

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI BRAKET SİSTEMLERİ VE BİTİRME PROSEDÜRLERİNİN MİNE
RENKLENMESİ İLE İLİŞKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Abdullah KAYA

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Fundagül BİLGİÇ ZORTUK

HATAY-2020

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI BRAKET SİSTEMLERİ VE BİTİRME PROSEDÜRLERİNİN MİNE
RENKLENMESİ İLE İLİŞKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Abdullah KAYA

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Fundagül BİLGİÇ ZORTUK

HATAY-2020

Kabul ve Onay

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI BRAKET SİSTEMLERİ VE BİTİRME PROSEDÜRLERİNİN MİNE
RENKLENMESİ İLE İLİŞKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Uzmanlık Tezi
Abdullah KAYA

Bu tez aşağıda isimleri yazılı tez jürisi tarafından 16/03/ 2020 günü sözlü olarak yapılan tez savunma sınavında oyçokluğu/oybirliği ile kabul edilmiş

Tez Jürisi:

Jüri başkanı: Dr. Öğr. Üyesi Ayça ÜSTÜDAĞ GÜNEY

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Eyüp Burak KÜÇÜK

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Fundagül BİLGİÇ ZORTUK

Bu tez, Dekanlığımız Ortodonti Anabilim Dalında hazırlanmıştır.

17...032020

Prof.Dr. Nizami DURAN
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Ortodonti uzmanlık eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında tecrübe, bilgi, zaman ve desteğini hiçbir zaman benden esirgemeyen değerli tez danışmanı hocam Dr.Öğr.Üyesi, Fundagül BİLGİÇ ZORTUK’a

Ortodonti uzmanlık eğitimim boyunca pek çok şey öğrendiğim, klinik ve akademik deneyimlerini her zaman esirgmeden bizimle paylaşan değerli hocam Dr.Öğr.Üyesi Eyüp Burak KÜÇÜK’e,

Uzmanlık eğitimim sürecinde ve özellikle tez çalışmalarında en başından son ana kadar bana her zaman yol gösterici olan ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Dr.Öğr.Üyesi Caner ÖZTÜRK’e

Dört yıl boyunca araştırma görevlisi olarak birlikte çalıştığımız Dr.Öğr.Üyesi Hakkı YILMAZ’a

Dört yıl boyunca beraber çalıştığımız araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Mesai arkadaşlığı yaptığımız teknisyen, sekreter ve tüm personel arkadaşlarımıza,

Tez araştırmam sırasında karşılaştığım zorlukları aşmamda bana yardımcı olan Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve araştırma laboratuvarı sorumlusu Hasan EKER’e,

Bana her zaman, tüm fedakarlığıyla destek olan sevgili annem Ayten KAYA’ya ve kız kardeşim Dr. Sena KAYA’ya,

Hayatım boyunca pek çok şey öğrendiğim, en büyük destekçim ve yol göstericim olan, babam Celal KAYA’ya,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
TEŞEKKÜR	II
İÇİNDEKİLER	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ	VII
ÇİZELGELER DİZİNİ	VIII
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	IX
ÖZET	X
ABSTRACT	XII
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	4
2.1. Çağdaş Edgewise Tekniği	4
2.1.1. Straight-Wire Apareyler	4
2.2 Ortodontik Braketler	5
2.2.1 Metal Braketler	5
2.2.2 Plastik Braketler	6
2.2.3 Kompozit Braketler	6
2.2.4 Seramik Braketler	6
2.2.5 Tabanı Adezivle Kaplı Braketler	6
2.2.5.1 Flash-Free Braketler	7
2.3 Mine Yüzeyinin Fiziksel Özellikleri	8
2.4 Bonding İşlemi Öncesi Mine Yüzeylerinin Hazırlanması	9
2.4.1 Nem Kontrolü	9
2.5 Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi	10
2.5.1 Farklı Asitler ile Pürüzlendirme	10
2.5.2 Lazer ile Pürüzlendirme	11
2.5.2.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler	11
2.5.2.2 Ortodontide Lazer Kullanımı	13
2.5.3 Kumlama Yöntemi ile Pürüzlendirme	13
2.6 Mine Yüzeyinin Örtülenmesi	13

2.6.1 Neme Duyarsız Primerler (Moisture-İnsensitive Primers)	14
2.6.2 Kendinden Asitli Primerler (Self-Etching Primers [SEP])	15
2.7 Yapıştırma İşlemi (Bonding)	15
2.7.1 Transfer	16
2.7.2 Pozisyonlandırma	16
2.7.3 Uyumlandırma	16
2.7.4 Fazla Adezivın Alınması	17
2.8 Kompozit Yapıştırma Ajanları	17
2.9 Farklı Bitim-Cila Yöntemlerinin Mine Yüzeyine Etkisi	18
2.9.1 El Aletleri ile Temizleme	19
2.9.2 Ultrasonik Aletler ile Temizleme	19
2.9.3 Kumlama ile Hava Abrasyonu ile Temizleme	20
2.9.4 Dönen (Rotary) Aletler ile Temizleme	20
2.9.4.1 Tungsten Karbid Frezler	20
2.9.4.2 Elmas Frezler	22
2.9.4.3 Abrasif Diskler ve Cila Lastikleri	22
2.9.5 Lazer Uygulamaları	23
2.10 Diş Hekimliğinde Işık ve Renk	23
2.10.1 Munsell'e Göre Renk	24
2.10.2 CieLAB Renk Sistemleri	25
2.10.3 Işık ve Renk Terimleri	26
2.10.4 Renk Ölçüm Yöntemleri	26
2.10.4.1 Görsel Ölçüm	26
2.10.4.2 Cihaz ile Ölçüm	27
2.10.4.2.1 Kolorimetre	27
2.10.4.2.2 Spektrometre	28
2.10.4.2.3 Spektrofotometre	28
2.10.4.2.4 Dijital Kamera	28
2.10.5 Dişlerin Renk Özellikleri	29
2.10.6 Renklenmenin Etiyolojisi	29
2.10.6.1 Diş Renklenmesi	29
2.10.6.2 Kompozit Resinin Renklenmesi	30
2.10.7 Ortodontide Renk	30
2.11 Laboratuvar Deneylerde Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri	31

2.11.1 Depolama ile Yaşlandırma	31
2.11.2 Okluzal Yükleme ile Yaşlandırma	32
2.11.3 Termal Siklus ile Yaşlandırma	32
3.GEREÇ VE YÖNTEM	34
3.1 Çalışmamızda Kullanılan Dişlerin Seçimi	34
3.1.1 Dişlerin Saklanma Koşulları	34
3.2 Dişlerin Hazırlanması	34
3.3 Çalışmamızda Kullanılan Braketler	35
3.3.1 3M Gemini Metal Braketler	35
3.3.2 APC™ Flash Free Braketler	35
3.4 Grupların Ayrılması	36
3.5 Renk Ölçüm Standardizasyonunun Sağlanması	37
3.6 Tüm Grupların Başlangıç Renginin Ölçülmesi	38
3.7 Deney Grubundaki Braketlerin Dişlere Yapıştırılması	38
3.9 Termal Siklus Uygulaması	39
3.10 Braketlerin Sökülmesi ve Diş Yüzeyinin Temizlenmesi	40
3.10.1 Birinci ve Dördüncü Deney Gruplarındaki Diş Yüzeylerinin Temizlenmesi	40
3.10.2 İkinci ve Üçüncü Deney Gruplarındaki Diş Yüzeylerinin Temizlenmesi	41
3.11 Tüm Gruplarda Braketlerin Sökülmesi Sonrasında Renk Ölçümü	42
3.12 İstatistiksel Analiz	42
4.BULGULAR	433
5.TARTIŞMA	466
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışması	466
5.2. Renk ile İlgili Bulguların Tartışması	533
6.SONUÇ	577
7.KAYNAKLAR	588
EKLER	677
EK- 1	677
ÖZGEÇMİŞ	70

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 2.1. 3M Gemini Unitek Metal Braket.....	6
Şekil 2.2. APC™ Adhesive Coated Appliance System Flash-Free Braket	8
Şekil 2.3. 12, Bıçaklı Tungsten Karbid Frez	21
Şekil 2.4. 3M Sof-Lex Bitirme ve Cilalama Sistemi	23
Şekil 2.5. Vita Easysshade Dijital Renk Tayin Cihazı	28
Şekil 2.6. Termal Siklus Cihazı (Kayseri Erciyes Üniversitesi).....	33
Şekil 3.1. 3M Gemini Metal Premolar Braketi	35
Şekil 3.2. APC™ Flash Free Adeziv Premolar Braketi.....	36
Şekil 3.3. Renk Tayin Kutusu Renk Ölçümü Standardizasyonu Amacıyla.....	37
Şekil 3.4. 3M™ Transbond XT	39
Şekil 3.5 Braketlerin Diş Yüzeyine Yapıştırılması.....	39
Şekil 3.6. Braketlerin Sökümünde Kullanılan Söküm Pensi.....	40
Şekil 3.7. 1. ve 4. Gruplardaki Diş Yüzeyinin Temizlenmesi.....	41
Şekil 3.8. 2. ve 3. Gruplardaki Diş Yüzeyinin Temizlenmesi.....	41

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa No
Çizelge 3.1. Deney Gruplarının Gösterimi.....	37
Çizelge 4.1. İki Yönlü Varyan Analizi Tablosu.....	43
Çizelge 4.2. Gruplardan Elde Edilen Ortalama Renk Değişimi Değerleri.....	44



SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

*	: $p < 0,05$
%	: Yüzde
+a*	: Kırmızı Yön
-a*	: Yeşil Yön
+b*	: Sarı Yön
-b*	: Mavi Yönü
°C	: Santigrat derece
ΔE_{0-s}	: Öncesi ve sonrası renk değişikliği
<	: 'den küçüktür
>	: 'den büyüktür
APC	: Adhesive precoated (Tabanı adezivle kaplı)
Bis-GMA	: Bisfenol-glisidilmetakrilat
CHX	: Kloroheksidin
CIE	: Commission de l' Eclairage
Cm	: Santimetre
CO₂	: Karbondioksit
K	: Kelvin
μm	: Mikrometre
mm³	: Milimetreküp
nm	: Nanometre
SEM	: Elektron Mikroskopu
SEP	: Self Etching Primers
SPSS	: Statistical Package for the Social Sciences

ÖZET

Farklı Braket Sistemleri ve Bitirme Prosedürlerinin Mine Renklenmesi ile İlişkisinin Değerlendirilmesi

Giriş ve Amaç: Sabit ortodontik tedavinin planlanmasına göre veya klinisyenin tercihine göre farklı braket sistemleri kullanılabilmektedir. Braketlerin tedavi süresince diş yüzeyinde kalması dişlerde renklenme problemleri oluşturabilmektedir. Ortodontik tedavi sonrası diş renkleşmesi tedavinin kalitesi ve hasta memnuniyeti açısından önemli bir kriterdir. Bu çalışmanın amacı, iki farklı braket sistemi ile bitirme tekniğinin diş renklenmesi üzerine etkilerinin karşılaştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada 40 adet insan premolar dişi kullanılmıştır. Dişler rastgele dört ayrı gruba ayrılmış olup her bir grupta 10 adet diş bulunmaktadır. Gemini braket – tungsten karbid frez grubu (1. Grup), Gemini braket – tungsten karbid frez, Sof-lex disk grubu (2. Grup), Flash Free braket – tungsten karbid frez grubu (3. Grup), Flash Free braket – tungsten karbid frez, Sof-lex disk grubu (4. Grup) deney gruplarıdır. Dört gruptaki toplam 40 dişin başlangıç ve final renk ölçümleri Vita Easyshade spektrofotometre renk ölçüm cihazı aracılığı ile yapılmıştır. Tabanı adezivle kaplı Flash Free braketler ile 3m Gemini konvansiyonel braketler, 3m Transbond XT ile diş yüzeylerine yapıştırılmıştır. Ağız içi çevreyi bir yıl simule edecek şekilde, bütün dişler 10 bin siklus, 5 °C ve 55 °C arasında termal sıklusa tabi tutulmuştur. Braketlerin sökülmesinden sonra gruplara göre dişler üzerindeki yapıştırıcı artıkları tungsten karbid veya tungsten karbid-Sof-lex bitirme teknikleri ile temizlenmiştir. Dişlere final renk ölçümü yapıp, $\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2} = [(L_s - L_0)^2 + (a_s - a_0)^2 + (b_s - b_0)^2]^{1/2}$ formülü yardımı ile klinik renk değişikliği hesaplanmıştır. Verilerin dağılım normalliği Kolmogorov Smirnov testi ile ölçülürken, mine renklenmesi üzerine etki eden faktörlerin analizi ise iki yönlü varyans analizi ile değerlendirilmiştir ($p < 0,05$). Gruplar arasındaki ΔE değerleri arasındaki fark Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanılarak $p < 0,05$ anlamlılık düzeyinde tespit edilmiştir.

Bulgular: Flash Free braket sisteminin kullanıldığı gruplarda meydana gelen mine yüzeyindeki renk değişiminin, Gemini braket sisteminin kullanıldığı gruplarda meydana gelen renk değişiminden anlamlı olarak daha az olduğu tespit edilmiştir ($p=0,003$ $p<0,05$). Sof-lex kullanılan gruplardan elde edilen renk değişikliği değerlerinin (ΔE), sof-lex kullanılmayan gruplardan daha düşük olduğu, fakat bu sonuçların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ($p=0,280$ $p>0,05$).

Sonuç: Yaptığımız bu in vitro çalışma neticesinde, kullanmış olduğumuz her iki braket sisteminin ve bitirme tekniğinin mine yüzeyinde renklenme meydana getirdiği tespit edilmiştir. Tungsten karbid frez ile adeziv artıklarının temizlendiği dişler, tungsten karbid, sof-lex ile adeziv artıklarının temizlendiği dişlere göre daha fazla renk değişikliğine uğramıştır. Sof-lex disk kullanımının tüm gruplarda daha az renk değişikliğine sebebiyet verdiği görülmüştür. Bitirme protokollerinden bağımsız olarak, Flash Free braket sisteminin, Gemini braket sistemine göre dişler üzerinde daha az renk değişikliğine sebep olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Diş Renkleşmesi, Tabanı Adezivle Kaplı Braketler, Spektrofotometre

ABSTRACT

Evaluation of Enamel Discoloration Associated with Different Bracket Systems and Finishing Procedures

Introduction and Aim: Different bracket systems can be used according to the planning of the fixed orthodontic treatment or to the clinician's preference. The brackets on the tooth surface during treatment may cause enamel discoloration problems. Enamel discoloration after orthodontic treatment is an important criterion in terms of the quality of treatment and the patient satisfaction. The aim of this study is to compare the effects of two different bracket systems and finishing techniques on enamel discoloration

Material and Method: For this study, 40 human premolar teeth were used. Teeth were randomly divided into four groups and each group had 10 teeth. Gemini bracket - tungsten carbide burr (Group 1), Gemini braces - tungsten carbide burr - Sof-lex disk group (Group 2), Flash free braces - tungsten carbide burr (Group 3), Flash Free braces - tungsten carbide burr - Sof-lex disk group (Group 4) were experimental groups. Vita Easyshade spectrophotometer color measurement device was used to measure the initial and final color measurements of the total 40 teeth in four groups. Adhesive coated and 3M Gemini conventional bracket systems were bonded to the tooth surfaces with 3M Transbond XT adhesive agent. After debonding the braces, the adhesive residues on the teeth surface were cleaned with tungsten carbide or tungsten carbide-Sof-lex finishing techniques. The clinical color change of teeth was calculated using $\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2} = [(L_s - L_0)^2 + (a_s - a_0)^2 + (b_s - b_0)^2]^{1/2}$ formula, Kolmogorov Smirnov test was used to determine the data normality. A two-way analysis of variance was used to evaluate the factors effecting the enamel discoloration ($p < 0,05$). Comparison of the color difference values (ΔE) between groups were determined with using the Tukey multiple comparison test ($p < 0,05$).

Results: It was found that the color change of enamel surface in the Flash Free bracket system groups was significantly less than the Gemini bracket system groups ($p < 0,003$)

$p < 0,05$). The mean ΔE values obtained from the Sof-lex groups were lower than groups without sof-lex, but these results were not statistically significant ($p = 0,280$ $p > 0,05$).

Conclusion: As a result of this in vitro study, it was found that using these two types of the braces and finishing techniques resulted in coloration on the enamel surface. Debonding with tungsten carbide burr caused more color changes than the finishing protocol with using both of the tungsten carbide burr and Sof-lex disc. It was observed that using Sof-lex disc leads to less color change in all groups. Regardless of the finishing protocols, it was found that the Flash Free bracket system caused less color change on the teeth than the Gemini bracket system.

Key Words: Teeth Discoloration, Adhesive Precoated Brackets, Spectrophotometer.

1.GİRİŞ

Günümüzde ortodontik tedavi amaçlı en çok sabit ortodontik tedavi mekanikleri uygulanmaktadır. Sabit ortodontik tedavilerle birlikte diş hareketleri elde edilerek kabul edilebilir bir oklüzyonun sağlanmasının yanında iyi bir fonksiyon, estetik ve mevcut durumun uzun süreli bir şekilde korunması da mümkündür. Günümüzde bireyler düzenli seviyelenmiş sağlıklı dişlerle birlikte daha güzel bir gülümsemeye de sahip olmak istemektedirler.¹ Bunun yanı sıra ise ortodontik tedavi sırasında yapılan mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi, braketlerin çıkarılması ve kalan yapıştırıcı materyalin uzaklaştırması benzeri uygulamalar minede fiziksel ve estetik bir takım değişikliklere neden olabilmektedir.²⁻⁸ Bu gibi durumlar nedeniyle, ortodontik tedavi sonrasında mine yüzeyini eski durumuna getirebilmek klinisyenin en önemli hedeflerinin başında gelmektedir.^{9,10}

Sabit ortodontik tedavi sırasında mine yüzeyi ile ilgili en sık karşılaşılan problemlerin başında braket kopması gelmektedir. Elekdağ Türk ve arkadaşları¹¹, O'Brein ve ark.¹², Sunna ve Rock¹³ yaptıkları araştırmalarda braket kopmasının görülme sıklığının %0,6 - %6,6 arasında olduğunu bildirmişlerdir. Braket kopma sebepleri braketin tipine, yapıştırma tekniğine, mine yüzey özelliklerine ve hastanın alışkanlıklarına göre değişiklik göstermektedir.¹⁴

Tedavi esnasında ortaya çıkan bu braket kopmalarının azaltılmasında mine yüzeyini pürüzlendirme yöntemleri büyük önem taşımaktadır. Buonocore¹⁵, 1955 yılında geliştirdiği mine yüzeyinin asitle pürüzlendirme tekniği ile mine yüzeyine bağlanma sağlayan restorasyonların çok daha iyi bir şekilde uygulanabilmesini sağlamıştır. Günümüzde mine pürüzlendirmesi amacı ile Self Etching Primers (SEP), lazer uygulamaları, kumlama tekniği, ortofosforik asit ve kumlama sonrası ortofosforik asit kullanılmakta; hepsinin birbirlerine göre klinik anlamda bir takım avantaj ve dezavantajları ile mine yüzeyine farklı derecede etkileri görülebilmektedir. Yüksek yoğunlukta uygulanan ortofosforik asit, daha sonra minede bazı olumsuz etkilere sebep olduğundan dolayı günümüzde daha kısa süre ve yoğunlukta uygulanmaktadır. Self Etching Primers (SEP) yöntemi ise asitleme ve primer aşamalarının tek seferde gerçekleşmesini sağlarken, geleneksel asit yardımı ile pürüzlendirmede oluşan hassasiyet ve zaman kaybının da önüne geçilmesine olanak

sağlamıştır. Bu yöntemin mine yüzeyinde daha koruyucu olacak şekilde bir pürüzlendirme sağladığı görülmesine rağmen, geleneksel ortofosforik asitleme işlemi kadar yüksek bağlanma direncine sahip olmadığı bildirilmiştir.¹⁶⁻¹⁸ Diş hekimliği alanında kullanılan sert doku lazerlerinden biri olan Erbiyum:YAG lazer mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde kullanıldığında, buharlaşma ile mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi ortodontik açıdan inceleme konusu olmuş; bazı araştırmacılar tarafından bağlanma direncinin az olması nedeniyle uygulamanın yararlı olmayacağı bildirilmişken^{19,20}, bir takım başka araştırmacılar pürüzlendirme işlemi sırasında geçen sürenin ve tükürük kontaminasyon riskinin azaltılması nedeniyle mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde lazerin kullanımını önermişlerdir.^{21,22} Kumlama işlemi, tek başına veya mine yüzeyinin asitleme işlemi öncesi diş yüzeylerinin temizlenmesinde bir diğer seçenek olarak kullanılabilir. Ancak yapılan araştırmalarda, sadece kumlama sonucunda elde edilen bağlanma değerinin geleneksel asitleme işlemi ile ortaya çıkan değer yaklaşık olarak yarısı kadar olduğu²³⁻²⁵ ve geleneksel asitle pürüzlendirmenin tek başına yerini tutamayacağı belirtilmiştir.²⁶⁻²⁸ Kumlama tekniği vasıtası ile mine pürüzlendirme yönteminin mine yüzeyinde herhangi bir problem oluşturmadığı ve pomza yardımı ile temizleme yerine kullanılabileceğini; mine yüzeyine bağlanma kuvveti açısından değerlendirildiğinde ise kumlama işleminin ardından geleneksel asit ile pürüzlendirme yönteminin uygulamasının tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir.²⁹

Çeşitli mine pürüzlendirme teknikleri arasındaki fark minedeki renk değişikliği açısından değerlendirildiğinde, geleneksel asit yöntemi ile pürüzlendirilen mine yüzeyindeki değişikliklerin, Self Etching Primers (SEP) ile pürüzlendirilen mine yüzeyindeki değişikliklere göre daha fazla olduğu bildirilmiştir.³⁰ Buna karşılık Gönül³¹, asit, Self Etching Primers (SEP) ve lazer yöntemleri ile pürüzlendirilen minenin renk değişikliği açısından birbirlerine göre farklılık göstermediğini tespit etmiştir.

Ortodontide mine renk değişikliklerinin değerlendirildiği farklı diğer çalışmalarda, kullanılan örtücülerin ve yapıştırıcı ajanların pürüzlendirilmiş mine prizmalarına 30-50 µm derinliğine kadar penetre olabileceği ortaya konulmuştur.³² Mine yüzeyinin yapısal değişimlerinin yanında, kullanılan adeziv materyallerinin de zaman içinde renk değişikliğine sebebiyet verdiği ve dişlerin estetik olarak kötü görünümüne neden olduğu aktarılmıştır.^{16,33-37} Ortodontik tedavi uzun bir süreç alması dolayısı ile braketlerin ve diğer sabit ataçmanların mine yüzeyine sağlam bir şekilde tutunması arzu edilse de, tedavi

bitiminde braketlerin uzaklaştırılması ve kalan adeziv materyalin temizlenmesi sırasında mine yüzeyinin korunması da önem arz etmektedir. Braketlerin uzaklaştırılması sonrasındaki mine yüzeyinin, başlangıç durumuna göre kabul edilebilir klinik görünümünün tekrardan kazandırılması için etkin bir mine yüzey düzenlenmesinin sağlanması önemlidir.

Dişlerin klinik görünümü dişlerin tükürük ile teması sonrasında kabul edilebilir seviyede olmasına rağmen, tükürük uzaklaştırılıp diş izole edilip kurutulduktan sonra eğer herhangi bir renk farklılığı ve mine yüzey defekti varsa bu durum sonradan daha da belirginleşecektir.³⁸ Hastanın diş sağlığı açısından da, mine yüzeyinde bitirme işlemi yapılırken mine hasarının en az olması sağlanarak, dişin diğer canlı dokuları ile pulpal dokulara zarar vermeden bitirme işleminin yapılması önemlidir.³⁹ Yapılan bir çalışmada, basamaklı adeziv sistemi ve Self Etching Primers (SEP) uygulanan vakalarda oluşan renk değişikliğinin, tungsten karbid freziyle yapılan temizlemede, güçlendirilmiş kompozit frez ile yapılan temizlemeye göre daha fazla olduğu bulunmuştur.³⁹

Çalışmamızda, ortodontik tedavi amacıyla çekilmiş olan, çürüğü olmayan insan premolar dişlerine uygulanan iki farklı braket sistemi ve iki farklı bitirme tekniği ile yapılan bitirme işlemlerinden sonra, mine yüzeylerinde oluşan renk değişikliğinin değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

2.GENEL BİLGİLER

Sabit ortodontik tedavinin tarihçesi 1900’lü yılların başında Edward H. Angle’ın ortodonti alanındaki verdiği eğitime dayanmaktadır. Kendi okulunun kurucusu olan E. H. Angle hastalarını diş çekimi olmaksızın, üst çene genişletmesi ile tedavi edecek şekilde bir tedavi metodu belirlemiştir. Ancak bu metod çok uzun süreli olmamıştır ve yerini ihtiyaç halinde diş çekimli tedavi metodlarına bırakmıştır. Ortodontik tedavide tarih boyunca farklı tedavi protokolleri benimsendiği gibi kullanılan aparey ve adeziv sistemleri de yıllar içerisinde değişmiş ve teknolojinin gelişmesi ile birlikte gelişim kaydetmiştir. Bu gibi gelişmeler ortodontik tedavinin ortodontist açısından daha kolay, daha etkili uygulanmasını ve hastalar açısından daha kabul edilebilir bir tedavi olmasını sağlamıştır.

2.1. Çağdaş Edgewise Tekniği

Begg tekniği klinisyenin daha az zamanda aynı sonuçları elde edebilmesinden dolayı 1960’larda oldukça popülerdi. O zamandan günümüze gelişmeler ise dengeyi tersine çevirdi. Çağdaş edgewise tekniği köşeli slot içerisinde köşeli ark temel prensibini korurken orijinal tasarımının çok ötesinde gelişmiştir. Edgewise tekniği, braket tabanı ve gövdesine dişin bireysel ihtiyacı olan temel açı ve eğimlerin eklenmesi ile büküm ihtiyaçlarını oldukça azaltmış ve günümüzde Begg sisteminden çok daha etkin bir hale gelmiştir.⁴⁰

2.1.1. Straight-Wire Apareyler

Bu sistemde başlangıçta Edward Angle, diğer birçok ortodonti sisteminde olduğu gibi her diş için aynı braket kullanmıştır. 1980’lerde Andrews, tekrarlayan bükümleri önlemek için her bir diş için özel braketler geliştirdi. Özel braket modifikasyonları, diş anatomisindeki farklılıkları telafi etmek için gerekliydi. Bu modifikasyonlar sonucunda straight-wire sistemi gelişmiş ve edgewise sisteminin etkinliğinin artırılmasında önemli bir adım atılmıştır.⁴⁰

Orijinal edgewise sistemde, dişlerin labiolingual boyut değişikliklerini kompanse etmek için ark teli üzerinde labio-lingual yönde yapılan bükümler gerekmektedir. Çağdaş

straightwire tekniğinde ise bu kompanzasyon mekanizması bizzat braketlerin kendi gövdesi içinde oluşturulmuştur. Bu durum kompanzasyon bükümlerine ihtiyacı azaltmıştır, ancak diş kalınlıklarındaki bireysel farklılıklardan dolayı tamamen ortadan kaldırılamamıştır.⁴⁰

Braketlerin dişin uzun eksen yönünde açlandırılması, diş kökünün uygun şekilde konumlandırılmasını sağlayabilmek için gereklidir. Meziodistal kök konumlandırması için ark telinde “ikinci düzen” veya “tip” adı verilen bükümlere ihtiyaç duyulmaktadır. Çağdaş straightwire tekniğinde braket slotunun açlandırılması, ark tellerinde ikinci düzen bükümlere duyulan ihtiyacı azaltmakta veya ortadan kaldırmaktadır.⁴⁰

Orijinal edgewise sistemde dişlerin labioligual yöndeki boyut farklarını gidermek için ark teline labiolingual bükümler (birinci düzen veya in-out bükümler) ilave edilmiştir. Dişlerin ideal inklınasyon değerlerini sağlamak amacıyla ise her diş için değişken bir üçüncü düzen (tork) bükümü gerekmektedir. Straightwire sisteminde braket slotları, dişlerin fasiyal yüzeylerindeki inklınasyonları kompanse etmek için açlandırılmakta, böylece üçüncü düzen bükümlerine daha az ihtiyaç duyulmaktadır.⁴⁰

2.2 Ortodontik Braketler

Çağdaş ortodontide sabit ortodontik tedavinin bir parçası olarak farklı materyallerden üretilmiş metal, plastik, kompozit ve seramik gibi farklı materyallerden üretilmiş ortodontik braketler mevcuttur.⁴¹

2.2.1 Metal Braketler

Metal braketler, günümüzde en sık kullanılan braketlerdir (Şekil 2-1.). Fiziksel olarak dayanıklılıklarının yüksek olması ekonomik olarak da diğer braket çeşitlerine göre daha uygun fiyatlı olması bu braketlerin avantajlarındandır. Estetik olarak ise metal görünümü nedeniyle dezavantajlıdır ve hastalar tarafından bu durum bazen kabul edilmemelerine sebebiyet vermektedir.⁴¹

Metal braketler paslanmaz çelikten üretilmektedir ve bu yapı karbon molibden krom gibi metaller içerebilmektedir. Braket alaşımı korozyona uğradığı takdirde dişte renklemelere sebebiyet verebilmektedir.⁴¹



Şekil 2-1. 3M Gemini Unitek Metal Braket⁴²

2.2.2 Plastik Braketler

Poliüretan ve polikarbonat gibi maddeler kullanılarak plastik braketler üretilmiştir. Bu braketler metal braketlere göre estetik olması açısından avantajlıdır. Zaman içerisinde renkleşmesi, aşınma problemi, sürtünmesinin fazla olması ise dezavantajlarındandır. Braket slotlarında zaman içerisinde bozulma meydana gelmesi ortodontik tedaviyi zorlaştıran ve istenmeyen özelliklerindendir.⁴¹

2.2.3 Kompozit Braketler

Bu braketler seramik parçacıkları içeren güçlendirilmiş plastik materyalden üretilmiştir. Metal braketlere göre daha az maliyetlidir. Bu tip üretilen bazı braketlerin slotu, sürtünmeyi azaltmak amacıyla metal ile kaplanmıştır. Böylece sürtünmenin azaltılması hedeflenmiştir.⁴¹

2.2.4 Seramik Braketler

Zirkonyum oksit veya alüminyum oksit materyalden üretilen seramik braketler polikristal veya monokristal yapıda bulunabilirler. Oldukça estetik yapıdaki bu braketlerde genellikle renkleşme problemi meydana gelmemektedir. Diğer estetik braketlere göre daha dayanıklı bir yapıya sahiptirler. Üretim maliyeti yüksektir. Sürtünme kuvveti bu braket türlerinde de fazladır. Bu sebeple seramik braketlerin de metal slotlu türleri bulunmaktadır.⁴¹

2.2.5 Tabanı Adezivle Kaplı Braketler

Adhesive Precoated (APC™) braketler (3M Unitek Corporation, Monrovia, CA) ilk olarak 1991 yılında üretilmiştir. Bu braketlerin ortaya çıkarılmasındaki amaç klinisyenin direkt

bonding uygulaması esnasındaki hasta başında harcadığı zamanı azaltmaktır.⁴³ APCTM braketleri tek bir kutu içerisinde braketlerin karışmasını ve kontaminasyonu önlemek amacıyla ayrı ayrı kapsül halinde muhafaza edilmektedir. isimlendirme ve enfeksiyon kontrolünün kolaylaştırılması için ayrı kapsüller halinde paketlenmiştir.⁴⁴ Her bir braketin altında eşit miktarda ve yeterli adeziv bulunmaktadır.⁴³ Yapıştırma sırasında fazla kompozit braket kenarlarından yoğun bir kıvamda dışarıya taşar ve böylece fazlalık kolayca tespit edilebilmektedir. Bu sayede fazla adeziv artığı kolaylıkla uzaklaştırılabilmektedir.^{45,46} APCTM sistem ışıqla polimerizasyonundan dolayı uzun çalışma süresine imkan sağlamaktadır.⁴³

APCTM braketinin, bağlanma dayanıklılığını daha güvenilir hale getirdiği ve bağlanma hatalarını azalttığı bildirilmiştir.^{47,48} Bu braketlerin altında kullanılan kompozit, TransbondTM XT'nin (3MTM Unitek Corporation, Monrovia, CA) modifiye edilmiş bir şeklidir.⁴³

2.2.5.1 Flash-Free Braketler

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte ortodontide de günlük klinik uygulamalarda pratik ve yararlı çözümler üretilmektedir. Bu amaçla ortaya çıkan ürünlerden birisi de flash-free yapıştırıcıdır. Bonding işlemi sırasında flaş olarak tanımlanan fazla yapıştırıcı braket üzerine basınç uygulandığında braket kenarlarından mine yüzeyine doğru taşar.⁴⁹ Taşan adeziv mine yüzeyinde ve periodontal dokularda bir takım problemlere sebebiyet verebilmektedir.⁵⁰ Bu nedenle braket kenarından taşan adezivin sertleşmeden temizlenmesi gerekmektedir.⁴⁵ Braket kaidesi üzerinde dokusuz ağı bir yapı ile bulunan flash-free yapıştırıcı, yapıştırma sırasında kompozit taşması ve temizlenmesi ihtiyacını ortadan kaldırır. Flash-free adezivle kaplı braket, bir dişe yerleştirildiğinde; adeziv, diş yüzeyine yayılmak ve uyum sağlamak üzere tasarlandığından, flaş temizliğine gerek kalmaksızın, braketin diş yüzeyine adaptasyonu sağlanır.⁴⁹

Flash-free bir ürün olan ve 3MTM Unitek (Monrovia, California) tarafından geliştirilen APCTM Flash-Free Adhesive Coated Appliance System'de; polipropilen dokusuz ağ üzerine uygulanan düşük viskoziteli rezin içeren tek tek paketlenmiş braketler kullanılır; bunun da uygulama sonrası rezin temizleme ihtiyacını ortadan kaldırdığı ve mikrosızıntıyı azaltmak için bir kapama oluşturduğu öne sürülmektedir (Şekil 2-1.).⁵¹ Bu braket

sisteminin in vitro çalışmalarda geleneksel bağlanma sistemleri ile karşılaştırıldığında yeterli bağ gücü sağladığı, bonding süresini ve mikrosızıntıyı azalttığı belirtilmektedir.^{49,52,53}



Şekil 2-2. APC™ Adhesive Coated Appliance System Flash-Free Bracket⁵⁴

2.3 Mine Yüzeyinin Fiziksel Özellikleri

Dişin en üst tabakasını oluşturan mine kalsiyum fosfat kristallerinden oluşan hidroksiapatit kristallerinin oluşturduğu aselüler poröz bir yapıdır. Hidroksiapatit kristallerinin yapısını kalsiyum, fosfat, hidroksil iyonlarının tekrarlayan dizilimleri yapılandırır.⁵⁵ Hidroksi apatit kristallerinin arası hacimsel olarak %11 oranında su ve %2 oranında organik matriks ile doludur. Mine dokusunun hücresel olarak en küçük temel birimini, ameloblastların amelogenezi esnasında oluşan mine prizmaları oluşturmaktadır. Minenin en küçük parçası olan mine prizmaları mm³ de 3000-4000 civarında bulunmaktadır.⁵⁶ Mine dentin sınırından minenin yüzeyine doğru uzanan mine kristalleri mine prizmalarını oluşturmaktadır. Mine yüzeyine doğru uzanan mine prizmalarının etrafında prizmalardan daha koyu bir görünüme sahip prizma kılıfı adı verilen, bir kılıf bulunur. Prizma kılıfı prizmaya göre daha az kalsifiye olmuştur ve prizmaya oranla daha fazla organik materyal içermektedir. Bu kılıfların arasında da mine prizmalarından daha koyu ancak mine kılıfından daha açık görünüme sahip interprizmatik ara madde denilen madde mevcuttur. Bu interprizmatik alanın organik madde içeriği yüksektir ve bu sebepten dolayı da asit uygulamalarının ardından ortadan kaldırılması daha zordur.⁵⁷

Farklı diş tipleri arasında minenin fiziksel yapısı birbirine yakın benzer özellikleri gösterebiliyorken, bağlanma dayanımı açısından dişler arasında farklılıklar görülebilmektedir.

Linklater ve Gordon⁵⁸ ile Hobson⁵⁹ yaptıkları çalışmalarda, farklı diş tiplerinin birbirlerinden farklı bağlanma kuvvetlerine sahip olduğunu belirtmişlerdir.

2.4 Bonding İşlemi Öncesi Mine Yüzeylerinin Hazırlanması

Mine yüzeyine braketleri yapıştırmadan önce bağlanma kuvvetini düşürebilecek organik ve inorganik artıkların uzaklaştırılması gerekmektedir. Mine yüzeyine profilaksi yapılmasının bağlanma dayanımını artırmak için yapılması gerekliliğini ilk olarak Miura⁶⁰ 1973 yılında yaptığı çalışma ile ortaya koymuştur. Elektron mikroskobu (SEM) görüntüleri incelendiğinde, asitleme işlemi öncesi yüzey profilaksisi uygulanan dişlerin pelikül gibi ideal asitleme başarısına etki edebilecek yapıları ortadan kaldırdığı görülmüştür. Pus ve Way⁶¹, 1980 yılında yayınladıkları çalışmalarında farklı cila yöntemleri kullanılarak yapılan mine profilaksisi esnasında mine yüzeyinden anlamlı derecede, farklı miktarlarda kayıplar meydana geldiğini belirtmişlerdir.

Bir araştırmada, dişlere pomza ile yapılan profilaksinin bonding öncesi bağlanmayı olumlu yönde arttırdığı vurgulanmıştır.⁶²

Bishara ve ark.⁶³ nın yaptıkları çalışmada, diş yüzeyine asit uygulanmadan önce, su ile karıştırılmış floridsiz pomzayı 10 saniye (sn) süre boyunca tatbik ederek diş yüzeyindeki pelikül ve benzeri artıkların diş yüzeyinden uzaklaştırılabildiğini belirtmişlerdir.

2.4.1 Nem Kontrolü

Diş yüzeyinin yıkanması işleminden sonra tükürükten korumak için izolasyon sağlamak ve çalışma alanında kuru bir yüzey sağlanması gereklidir. Bu ortamın hazırlanması için;

- Dudak ve yanak ekartörleri
- Tükürük emici veya aspiratörler
- Dil tutucular
- Pamuk ya da gazlı bezler
- Tükürük sekresyonunu azaltmak amacıyla bazı ilaçlar kullanılabilmektedir.

Yapıştırma işlemi esnasında dudak-yanak ekartörleri, parotis bezi kanal ağzına yerleştirilecek olan pamuk rulolar ile tükürük emici kombinasyonu optimal bir nem kontrolü sağlayacaktır. Günümüzde tükürük sekresyonunu azaltmaya yarayan ilaç preparatlarının kullanımı rutinde önerilmemektedir.

2.5 Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi

Sağlıklı mine yüzeyi neredeyse pürüzsüz yapıdadır. Bu nedenle, sabit ortodontik ataçmanların tek başlarına yapıştırıcılar vasıtası ile mine yüzeyine bağlanması ile yeterli düzeyde mikromekanik bağlantı elde edilemez. Yapıştırıcıların mine yüzeyine daha güçlü bir şekilde bağlanmasını sağlamak ve mine yüzeyindeki temas alanını genişletmek için yüzey pürüzlülüğünün arttırılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu nedenle ortodontide direk bonding uygulamalarında öncelikle mine yüzeyi pürüzlendirilir. Mine pürüzlendirme işleminde amaç, mine yüzeyindeki enerjiyi yükselterek hidrofobik mine yüzeyinin hidrofilik mine yüzeyine dönüşmesini sağlamaktır.⁶⁴ Mine pürüzlendirmesi işlemi için günümüze kadar birçok araç ve yöntem denenmiştir.

2.5.1 Farklı Asitler ile Pürüzlendirme

Mine yüzeyinin ortofosforik asit vasıtası ile pürüzlendirilmesi işlemi, yüzeyde oluşturulan küçük mikroskobik defektler yardımı ile yapıştırıcı rezinin diş yüzeyine sıkı bir şekilde bağlanmasında rol oynayan en önemli basamaklardan birisidir.³⁸

Asitleme sonrasında mine yüzeyinde oluşan mikro defektler yüzeyin poröz bir hal almasını sağlar. Klinik olarak da gözlenebilen bu duruma, mine yüzeyinin tebeşirimsi görünümü adı verilir. Yapıştırıcı rezinler, tebeşirimsi görünümdeki, poröz hale geçen mine prizmaları arasına geçerek, mine ve yapıştırıcı rezin arasında mikromekanik bağlantı oluşturmaktadırlar.

Bin Abdullah ve Rock⁶⁵, araştırmalarında %37'lik ortofosforik asit kullanarak mine yüzeyini sırasıyla 15, 30 ve 60 sn süreyle asit uygulayarak pürüzlendirdikten sonra braketleri yapıştırıp 5, 15 dakika ve 24 saat sonra bu braketleri sökmüşlerdir. En düşük bağlanma kuvveti 15 sn asitlenip 5 dakika sonra sökülen braketlerde görülürken, tüm gruplarda 60 sn asitlenen mine yüzeyinin ise braket sökülmesi sonrasında ciddi hasara

uğramış olduğu belirtilmiştir. Araştırmacılar 15 saniyelik asitleme süresinin bonding dayanımı için yeterli olacağını ancak hemen ligatürleme işlemi yapılacaksa sürenin 30 saniyeye çıkartılması gerektiğini önermişlerdir. Altmış sn ve üzerindeki asitleme süresinin ise minede ciddi kalıcı hasarlara sebebiyet verileceği ve minedeki aşırı çözünme sonucunda bağlanma gücünün önemli derecede düşeceği belirtilmiştir.⁶⁶

Mine yüzeyine 15 sn ve 60 sn gibi farklı sürelerde olmak üzere %37'lik ortofosforik asit uygulamasının ardından metal braketler yapıştırılıp asitlenen mine yüzeylerinin 200 büyütme ile SEM'de incelenmesi sonucunda 15 sn asit uygulanan grupta mine kaybının daha az olduğu ve mine yüzeyinin daha pürüzsüz görüldüğü belirlenmiştir.⁶⁷ %5 konsantrasyondaki fosforik asitin bağlanma direncinin yeterli olduğu bilinmesine rağmen günümüzde en çok %37 lik fosforik asit kullanımı yaygındır.⁶⁸

Sabit ortodontik tedavide braketlerin diş yüzeyine adaptasyonu amacıyla mine pürüzlendirmesinde asitleme işlemi en sık başvurulanan yöntem olmasının yanında, mine yüzeyinin asitlenmesi sonucunda mine kaybının yaşanması⁶⁰⁻⁶¹, tüketilen gıdaların mine yüzey düzensizliğini arttırması sonucunda diş yüzeyine plak tutunmasının kolaylaşması ve braket çevresinde özellikle de ağız bakımının iyi olmadığı hastalarda renkleşme olasılığı, mine dekalsifikasyonları ve beyaz nokta lezyonlarının oluşma riski artacaktır.^{37,58,70,71}

2.5.2 Lazer ile Pürüzlendirme

Sabit ortodontik tedavi işleminde mine yüzeyinin lazer yardımı ile pürüzlendirilmesi minede termal değişikliklere sebep olur. Lazerle, mine içinde hapsolmuş suyun buharlaşması ile mine yüzeyinin daha düzensiz hale gelmesi sağlanarak pürüzlendirme işlemi sağlanır.⁷² Lazer ile pürüzlendirmede, geleneksel asitle pürüzlendirmedeki bal peteği görünümünün aksine daha düzensiz bir mine yüzeyi oluşur.^{72,73}

2.5.2.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

Argon Lazer;

Yüksek enerji yükü ile enerji alan bu lazer çeşidi görünür spekturumda dalga yayan tek cerrahi lazer tipidir. Diş hekimliğinde 2 tip dalga boyu vardır; düşük frekansta rengi mavi

iken yüksek frekansta mavi yeşil şeklinde görülmektedir ve bu tip lazerler daha çok yumuşak doku cerrahisinde kullanılırlar.^{74,75}

Diyod Lazer;

Diyod lazer, aktif ortamı galyum ve arseniğe ek olarak alüminyum ya da indiyum içeren yarı iletken kristallerden oluşan bir lazerdir. Dental kullanım için 800 nm ile 980 nm arasında dalga boyuna sahiptir. Mine, dentin, ve sement tarafından çok az absorbe edileceği için güvenli bir şekilde yumuşak doku cerrahisinde kullanılırlar.^{76,77}

Nd:YAG Lazer;

Nd:YAG lazer katı bir aktif ortama sahiptir. Dalga boyu 1064 nm olup, elektromanyetik spektrumun görünmeyen kızıl ötesine yakın bir bölgesinde bulunur. Sudan %90 oranında geçebilmektedir. Bu lazer enerjisi dental sert dokular tarafından az da olsa absorbe edilir, yumuşak dokuların kesme ve koagülasyon işlemlerinde, aftöz ülserlerin ya da pulpal ağrıların tedavisi gibi işlemlerde kullanılabilir.⁷⁸

Erbiyum Lazerler (Er,Cr:YSGG ve Er:YAG);

İki farklı dalga boyu bulunmaktadır ve spektrumda orta kızılötesi alanın başlangıcında görünmez ve iyonize olmayan sahada bulunur.

Er,Cr:YSGG Lazer; Erbiyum ve krom ile desteklenmiş olan yttriyum, skandiyum, galyum garnet katı kristallerini içeren aktif ortamdan oluşmaktadır ve 2780 nm dalga boyuna sahiptir.

Erbiyum:YAG Lazer; Erbiyumla desteklenmiş yttriyum ve alüminyum katı kristallerini içeren aktif ortamdan oluşmaktadır ve 2940 nm dalga boyuna sahiptir.

Her iki dalga boyu da hidroksiapatite yüksek afinite gösterir ve mine içindeki suyun buharlaşmasını sağlayarak çürük dokuların kaldırılması, diş kesimi, kemik sert doku cerrahisinde, mine yüzeyi pürüzlendirmesi ve seramik braketlerin sökülmesi gibi işlemlerde kolaylıkla kullanılabilir.⁷⁹

Karbonmonoksit Lazer; Elektromanyetik spektrumun iyonize olmayan bölümünde orta kıızılötesinin sonunda yer alan, dalga boyu 10600 nm olan lazer tipidir. Daha çok yumuşak doku cerrahisinde kullanılan bir lazer tipi olsa da bazı çalışmalarda mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde, seramik braketlerin sökülmesinde olumlu sonuçlar verdiği ifade edilmektedir.⁸⁰⁻⁸²

2.5.2.2 Ortodontide Lazer Kullanımı

Lazerin ortodonti alanındaki uygulamaları şunlardır:

- Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde⁸²⁻⁸⁷,
- Ortodonik tedavi sonrasında gingival doku şekillendirilmesinde⁷⁷,
- Porselen braketlerin sökümünde^{81,88},
- Braket çıkartılması sonrası mine yüzeyinde kalan kompozit artıklarının kaldırılmasında⁸⁹,
- Ortodontik tedavi sırasındaki diş hareketinin hızlandırılmasında⁹⁰,
- Demineralizasyonun önlenmesinde⁹¹⁻⁹⁶,
- Düşük dozlu lazer terapisiyle ortodontik tedavi seansları sonrası oluşan ağrının azaltılmasında kullanılırlar.⁹⁷.

2.5.3 Kumlama Yöntemi ile Pürüzlendirme

Alüminyum oksit partiküllerinin yüksek basınç altında mine yüzeyine uygulanması sonucunda mine yüzeyinde meydana getirilen pürüzlendirme işlemine kumlama tekniği ile pürüzlendirme adı verilir.^{98,99} Bu yöntem ile mine yüzeyi tek başına ya da geleneksel asitleme öncesi diş yüzeyinin hazırlanması amacıyla kullanılabilir. Ancak tek başına kumlama yönteminin, asitle pürüzlendirme işlemi kadar başarılı olamadığı görülmüştür.⁹⁸⁻¹⁰⁰

2.6 Mine Yüzeyinin Örtülenmesi

Dişler tamamen kuru ve minenin asitlenmiş yüzeyinin tebeşirimsi bir görünüm aldığı görüldükten sonra yapıştırıcı ajan (primer-bond) mine yüzeyine uygulanır. Uygulama sonrası hafif bir hava tatbiki ile bu yapıştırıcı tabakanın inceltilmesi hedeflenir.

Mine yüzey örtücüler (bond) ve primerlerin, ortodontik amaçlı yapıştırma için kullanımında, bazı farklı görüşler mevcuttur. Bir grup araştırmacı uygun dayanım kuvveti elde edebilmek için ve mikrosızıntıyı ortadan kaldırmak amacıyla mine yüzey örtücü materyale ihtiyaç olduğunu savunmaktadır.¹⁰¹ Bazı araştırmacılar da mine yüzey örtücü materyalinin mutlak gereklilik olmadığı şeklinde fikir belirtmişlerdir.^{102,103}

Mine yüzey örtücülerinin braket yapıştırmasında nem kontrolü açısından da büyük bir önemi vardır. Çünkü nem kontrolü örtücü rezin kaplama sonrası daha az önemli hale gelmektedir.^{104,105}

2.6.1 Neme Duyarsız Primerler (Moisture-İnsensitive Primers)

Nem kontaminasyonu durumunda bağ kopma miktarını azaltmaya yönelik yapılan bu işlemde, mine yüzeyinde ıslak alanlara bağlanabilen hidrofilik primerler (Transbond MIP, 3M/Unitek; Assure, Reliance Orthodontics) potansiyel çözüm alternatifleri olarak ortaya çıkmıştır.

Pürüzlendirilmiş diş yüzeyinde tükürük kontaminasyonunun bağlanma dayanımına etkisini inceleyen bazı laboratuvar çalışmaları, farklı sonuçlar ortaya koymuştur.^{106,107,108,109} Mine yüzeyinin kurutulmuş haline göre, minenin nemle kontamine olmuş hali bağlanma dayanımı açısından belirgin şekilde daha az kuvvetli olsa dahi, bu tarz hidrofilik primerlerin kullanımı nem kontrolünün zor olduğu şartlarda uygun olabilir. Bu durum, özellikle nem kontaminasyonu riski fazla olan 2. molar tüplerinn yapıştırılmasında, tam sürmemiş dişlerin veya çene kemiği içerisindeki dişlerin sürdürülmesi amacıyla braket yapıştırmada, kan, tükürük gibi kontaminasyon riski varsa uygun olabilir.^{107,108} Bu tip örtücü ve primerler, az miktarda nem varlığında polimerize olabilmelerine rağmen, aşırı tükürük kontaminasyonunu kompanse edemeyeceklerdir. Mine yüzeyine uygulamada, örtücü ya da primer, pürüzlendirilmiş mine üzerine, tükürükteki pelikül temasından önce uygulanmalıdır. Bu çok zor değildir ve başarılı bir mine bağlantısı için şarttır.¹¹⁰

2.6.2 Kendinden Asitli Primerler (Self-Etching Primers [SEP])

Asit uygulaması ve primer uygulama işlemini tek bir safha haline getirmek, klinisyen açısından, klinik bağlanma dayanım oranlarını belirgin olarak yükseltmeden, hasta başında geçirilen zamanın, maliyetin azaltılmasını sağlamaktadır. Tek aşamalı bu sistemlerin ana özelliği, mine yüzeyinin ilaveten asitlenip, suyla yıkanıp, kurutulmasını gerektirmemesidir. Sistemin içerisinde mine yüzeyini pürüzlendiren bir parçası vardır. Kendinden asitli primer sistemlerin aktif içeriği, hidroksiapatitten kalsiyum çözen, metakrilatlı fosforik asit esteridir. Yıkama işlemi yerine, kaldırılan kalsiyum, primer polimerize olduğunda oluşuma katılmaktadır.

Asitleme işlemini takiben mine yüzeyindeki pürüzlenen hidroksiapatit kristallerine monomer penetrasyonu asitleme işleminin hemen ardından olmaktadır. Bu sayede asitleme derinliği ve primer penetrasyonu aynı miktarda olacaktır.¹¹¹

2.7 Yapıştırma İşlemi (Bonding)

Bonding işlemi yapılacak diş yüzeyi mine yüzey örtüleri veya primerle kaplandıktan hemen sonra, ortodontik ataşmaların yapıştırılması işlemine geçilmesi gerekmektedir. Günümüzde, klinisyenlerin büyük çoğunluğu, rutinde indirekt yerine direkt yöntemle braket yapıştırmaktadırlar, ancak indirekt yöntemle braketlerin yerleştirme işlemi oranı da gün geçtikçe artış göstermektedir.¹¹²⁻

Amerika'daki bir araştırmada ortodontistlerin %90'ından fazlasının rutinde direkt yapıştırma tekniğini kullandığı belirlenmiştir.¹¹²⁻¹¹³ Yine aynı çalışmada dikkat çekici bir biçimde Amerika'daki klinisyenlerin %75'i ışıkla aktive olan bağlayıcı materyaller kullanmaktadır.¹¹² Ortodontide braketlerin direkt yöntemle yapıştırma tekniğinde farklı birçok yapıştırıcı çeşidi bulunmaktadır ve gün geçtikçe gelişen teknolojiler yardımı ile de yeni yapıştırıcı materyaller üretilmektedir. Ancak bilinmesi gereken braketlerin diş yüzeylerine adapte edilmesindeki temel yapıştırma tekniği, üreticilerin belirtebileceği küçük farklılıkları dışında değişiklik göstermemektedir. Ortodontik ataşmanı diş yüzeyine yapıştırmanın en basit yolu, braket tabanına bir miktar yapıştırıcı ajan yerleştirip, ataşmanı diş üzerinde ideal konumuna yerleştirmektir. Geliştirilen yeni yapıştırma materyalleri sayesinde klinisyenin, ataşmanları tek tek yapıştırırken her braketi ideal konumuna

yerleştirinceye kadar yerini değiştirebilecek, pozisyonunu kontrol edebilecek kadar ışınlama öncesi yeterli zamanı bulunmaktadır.^{114,115}

Sabit ortodontik tedavide ataşmanların yerleştirilmesinde herhangi bir yapıştırıcı için tavsiye edilen yapıştırma prosedürü genel olarak şu şekilde izlenmektedir^{114,115};

1. Braketin transferi
2. Diş üzerinde braketin pozisyonlandırılması
3. Braketin diş yüzeyine maksimum temasını sağlayacak olan uyumlandırma
4. Braketin çevresindeki fazlalığın alınmasıdır.

2.7.1 Transfer

Klinisyen braket tutucu yardımı ile braketi tutar ve bir miktar yapıştırıcı ajanı braketin tabanına yerleştirir. Sonrasında braket tutucu yardımı ile braketi diş üzerinde tahmini olarak olması gereken yere yakın bir bölgeye yerleştirir.

2.7.2 Pozisyonlandırma

Klinisyen, braketi dişin uzun eksenine paralel olacak şekilde aılandırmak ve meziodistal-insizogingival yönde kaydırmak için sond veya ağız spatülü kullanarak, braketi doğru şekilde pozisyonlandırır. İdeal vertikal konumlandırma önceden belirlenen değerler çerçevesinde, gauge gibi farklı ölçüm aletleri ve yükseklik yönlendiricileri vasıtası ile de daha iyi yapılabilir. ¹¹⁴

2.7.3 Uyumlandırma

Braket son konumu belirlendikten sonra diş yüzeyine yine bir sond yardımı ile bastırılır.¹¹¹ Bu şekilde, braketin diş yüzeyine iyi uyumu, iyi bir bağlanma dayanım kuvveti, diş ile braket arası mesafenin minumuma inmesi, söküm esnasında daha az materyal kaldırılması, braket çevresinden çok daha az materyal taşması gibi sonuçlar elde edilecektir.

Braketin doğru bir şekilde pozisyonlandırıldığı düşünülüyorsa daha fazla hareket ettirilmemelidir. Aksi durumda en ufak bir hareket yapıştırıcının polimerizasyonunu bozabilir.¹¹⁵

2.7.4 Fazla Adezivin Alınması

Braket tabanına yerleştirilen yapıştırıcı, braket ile diş arasındaki maksimum teması sağlamak amacıyla ve diş yüzeyindeki düzensizlikleri tamamen örtmek için bazı durumlarda bir miktar fazla konulabilmektedir. Braketin diş yüzeyine adaptasyonu sonucunda taşan fazla adeziv, polimerizasyon sonrasında fırçalama veya daha farklı bir mekanik kuvvet aracılığı ile kaldırılamayacaktır. Bu nedenle braket çevresindeki taşan adeziv artıkları polimerize olmadan bir sond veya küret yardımı ile alınmalıdır. Polimerizasyon sonrası görülen adeziv artıklarının ise bir frez yardımı ile kaldırılması gerekmektedir. Kaldırılmayan fazla yapıştırıcı materyal, gingival irritasyonlara, mine yüzeyinde dekalsifikasyonlara ve renkleşme gibi problemlere sebebiyet verebilecektir.^{114,115}

2.8 Kompozit Yapıştırma Ajanları

‘Kompozit’ kelimesi, terminolojide, ‘materyallerin fiziksel karışımı olarak ifade edilmektedir. Kompozitin genel yapısı, karışıma katılan materyallerin her birinin fiziksel özellikleri tarafından oluşturulmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan kompozitler, bir taşıyıcı ortamdan (matriks faz) ve bu ortam içinde serpiştirilmiş biçimde bulunan doldurucu partiküllerden oluşmaktadır. Kompozitlerin üretim aşamasında matriks faz çoğu kez akışkan formda bulunmaktadır. Dental kompozitler, geleneksel olarak polimerizasyonu sağlayan akrilik monomer içinde dağılmış silikat cam partiküllerden meydana gelmektedir. Silikat partiküller, kompozite mekanik dayanıklılık, ışık geçirgenliği sağlamakta, kompozitin ısısal genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltmaktadırlar. Akrilik monomer kısım ise kompozite akışkanlık özelliğini vermekte ve polimerizasyonun gerçekleşmesini sağlamaktadır.¹¹⁶

Braketlerin ve ortodontik ataşmanların yapıştırılmasında kullanılan materyaller kompozit veya siyanoakrilat esaslı olabilirler. Kompozitler de kimyasal yapıları bakımından akril ve

diakrilat rezinler olmak üzere ikiye ayrılırlar. 1962 yılında Bowen tarafından kullanıma sunulan ve Bowen akrili"i olarak da isimlendirilen BisGMA bir diakrilat rezindir (Bis fenol A glisidil dimetakrilat). Kompozit yapıştırıcılar, sert inorganik kısım (quartz, silika, alüminyum, alüminyum silikat, fosfat vb), yumuşak matriks kısmı ve inorganik doldurucuların matrikse tutunmasını sağlayan kuvvetli birleştirici ajandan meydana gelirler.¹¹⁶

Polimerizasyon şekillerine bağlı olarak kompozitler kimyasal yolla veya ışıkla sertleşen olmak üzere ikiye ayrılırlar.¹¹⁶ Kimyasal yolla sertleşen kompozitler de kendi aralarında çift patlı ve pasta-likit şeklinde olmak üzere ikiye ayrılırlar. Her iki sistem içinde de kullanılan primerler, mine yüzeyinin daha iyi ıslanmasını sağlayarak, kompozitin ve dolayısıyla braketin dış yüzeyi ile daha güçlü bir kimyasal bağ kurmasını sağlarlar.¹¹⁶

Genel diş hekimliğinde ışıkla sertleşen kompozit materyallerin kullanım sıklığının artması ile birlikte ortodonti alanında da ışıkla sertleşen kompozit materyallerinin kullanım popülaritesi artmıştır. Kompozit materyalinin sertleşmesi amacıyla geçmişte ultraviyole ışıktan yararlanılmaktaydı. Fotoinisiyatörler, dental materyallerin içindeki özellikleri belirleyen ve ışıkla sertleşmeyi başlatan kimyasallardır. Günümüzde en sık kullanılan fotoinisiyatör kamforokinondur.¹¹⁷ Kompozitin sertleşmesi amacıyla kullanılan materyalin içinde hangi fotoinisiyatörün olduğunu bilmek kompoziti düzgün bir şekilde sertleştirmemize olanak verir.¹¹⁷ Kamforokinon 400nm ile 500nm arasında emilim aralığına sahip mavi ışığa denk gelen bir ışımaya yapar ve en verimli olduğu dalga boyu 460 nm – 480 nm arasındadır.¹¹⁷

2.9 Farklı Bitim-Cıla Yöntemlerinin Mine Yüzeyine Etkisi

Ortodontik tedavi bitiminde braket sökülmesi sonrası kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi ortodontik tedavinin kalitesinin yükselmesi açısından oldukça önemlidir. Ortodontik tedavi bitiminde braketlerin çıkarılması, minede birtakım geçici veya kalıcı problemlere sebebiyet verilebilmektedir. Ortodontik tedavinin başarısı açısından mine yüzeyinin tekrardan başlangıçtaki haline getirilebilmesi oldukça önemlidir. Braketlerin sökülmesi ve artakalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi için birçok farklı yöntem önerilmiştir.

Bu yöntemler:

1) El aletleri ile temizleme;

Küret ile kazıma,

Temizleme pensi ile kazıma

2) Ultrasonik aletler ile temizleme,

3) Hava abrazyonu ile temizleme;

Alüminyum oksit hava abrazyonu

Biyoaktif-cam hava abrazyonu

4) Dönen aletler ile temizleme,;

Değişik bıçak sayısına ve şekline sahip tungsten karbid frez (düşük/ yüksek hızlı),

Elmas frez (düşük/ yüksek hızlı),

Abrasiv diskler ve cila lastikleri,

Güçlendirilmiş kompozit frezler ile temizleme.

5) Lazer uygulamalarıdır.¹¹⁸

2.9.1 El Aletleri ile Temizleme

Her iki yüzeyi de keskin, orak şekilli el aletleri ile mine yüzeyinde kalmış yapıştırıcı materyallerini kazıyarak uzaklaştırma yöntemidir. Bu yöntemin diş yüzeyindeki fazla adeziv artığının kaldırılmasında yetersiz olduğu ve mine yüzeyinde hasarlar oluşturduğu görülmüştür.¹¹⁸

2.9.2 Ultrasonik Aletler ile Temizleme

Bu yöntemle ultrasonik titreşimler vasıtası ile adeziv artıkları uzaklaştırılır. Bu titreşimler ses dalgalarına benzeyen mekanik titreşimlerdir ve artık adezivin bu ultrasonik hareketlerle diş yüzeyinden uzaklaşması sağlanır.¹¹⁹ Braketlerin diştten kırılmadan tek parça halinde

çıkarılabilmesi gibi kullanım avantajları olmasının yanında işlemin uzun süre alması ve diş yüzeyinde derin çizikler oluşturabilmesi gibi bazı dezavantajlara da sahiptir.¹¹⁹

2.9.3 Kumlama ile Hava Abrasyonu ile Temizleme

Bu yöntemde ortalama 27-50 mikron boyutundaki alüminyum oksit partikülleri, yapıştırıcı artıklarını temizlemek için 5 cm uzaklıktan diş yüzeyine püskürtülür. Banerjee ve ark.¹²⁰ çalışmalarında, debonding sonrası mine yüzeyinden yapıştırıcı artıklarını uzaklaştırmak için üç farklı yöntemi kullanarak karşılaştırmışlardır. İlk grupta adeziv artıklarını 8-bıçaklı tungsten karbid frezi yavaş hızda kullanarak, ikinci grupta alüminyum oksit hava abrazyon yöntemini ve son grupta ise biyoaktif-cam hava abrazyon yöntemini kullanarak diş yüzeylerini temizlemişlerdir. Çalışma sonucunda tüm gruplardaki yapıştırıcı artıkları tam olarak kaldırılabilmişken, en çok mine kaybı alüminyum oksit hava abrazyon grubunda, en az mine kaybı ise biyoaktif-cam hava abrazyon grubunda görülmüştür. Araştırmacılar, bu sonuç karşısında biyoaktif-cam hava abrazyon yönteminin iyi bir klinik sonuç verdiğini söyleyerek kullanımını önermişlerdir. Minede en fazla kayba neden olan alüminyum oksit hava abrazyon yönteminin ise klinik kullanımının uygun olmadığını belirtmişlerdir.¹²⁰

2.9.4 Dönen (Rotary) Aletler ile Temizleme

Bu yöntem düşük ya da hızlı devirde çalışan aerötorlere veya angulduruvalara takılan çeşitli boyuttaki aletleri kapsamaktadır. Dönen aletler, diş yüzeyine meziodistal ya da distomezial olarak tek bir yönde uygulanmalıdır. Uygulamalarda kullanılan el aletinin yapısına göre hava soğutmalı, su soğutmalı ve soğutmasız sistemler olarak kullanılmaktadırlar.³⁸

2.9.4.1 Tungsten Karbid Frezler

Tungsten karbid frezlerin bıçak sayısı 8 - 40 arasında değişmektedir. Bunların arasından en fazla 8, 12, 20 ve 40 bıçaklı olanları tercih edilmektedir (Şekil 2.3). Düşük veya yüksek hızda çalışabilen bu frezler, elmas frezlere göre mine yüzeyinde daha az aşındırıcı etki yaratmaktadır.¹²¹ Hong ve ark.¹²² çalışmaları sonucunda, öncelikle braketlerin braket söküm pensi ile sökülmesini, sonrasında kalan artıkların yüksek devirde tungsten karbid

frezlerle alınmasını ve kalan yapıştırıcı artıklarının da düşük devirde tungsten karbid frezler kullanılarak temizlenmesini önermişlerdir.



Şekil 2.3 12 Bıçaklı Tungsten Karbid Frez

Radlanski¹²³ yaptığı çalışmasında, yeni geliştirilen tungsten karbid frezlerde temas açısının artırılması sonucunda az baskı uygulayarak daha pürüzsüz bir mine elde edildiğini söylemiştir.

Bertrand ve ark.¹²⁴, elmas frez, 12 bıçaklı tungsten karbid frez, el ile kazıma yöntemleri arasındaki farklılıkları inceledikleri çalışmalarında, mine yüzeyine en az zararı verenin 12 bıçaklı tungsten karbid frez olduğunu, en çok zararı verenin ise elmas frez olduğunu söylemişlerdir.

Farklı bitirme yöntemlerinin mine kaybı üzerine etkilerinin incelendiği bir diğer çalışmada ise en az mine kaybı el ile kazıma aletinde daha sonra düşük hızlı tungsten karbid frezde, en fazla mine kaybı ise yüksek hızlı tungsten karbid frezde bulunmuştur.⁶¹

Bir başka çalışmada ise tungsten karbid frezle temizleme sonrası cila işleminin yapılması gerektiği savunulmuştur. Sof-Lex disklerin mine yüzey pürüzlülüğünü azalttığı, ancak abrasiv artıklarının mine yüzeyinde kaldığı tespit edilmiş olsa da, yapılan diğer çalışmalarda 12 bıçaklı tungsten karbid frezin yeterli hava soğutması ile yüksek hızda kullanılması, ardından orta-ince ve süper ince grenli Sof-Lex diskleri ile cilalanması ve lastik ve pasta ile pürüzlerinin giderilmesi tavsiye edilmiştir.^{125,126}

Literatürde mineye en az zarar veren metodun su soğutmalı, düşük hızlı tungsten karbid frezlerle yapılan temizleme işlemi olduğu bildirilmektedir.¹²³⁻¹²⁵

2.9.4.2 Elmas Frezler

Mine yüzeyindeki artıkların temizlenmesinde kullanılan elmas frezler tungsten karbid frezlere göre daha agresif kesme gücündedirler. Farklı büyüklük, model ve gren çeşitlerine sahip elmas frezler, artık yapıştırıcının kaldırılmasında çok etkili olmalarının yanında yüzey pürüzlülüğü oluşturabilmesi sebebiyle tercih edilmemesi gereken frezlerdendir. Uygulama sonrası diş yüzeylerine polisaj işlemi yapılmalıdır.¹²⁷⁻¹²⁸

Eliades ve ark.¹²⁹ yaptıkları çalışmalarında, ultra fine elmas frezi ve yüksek devirde çalışan 8-bıçaklı tungsten karbid frezi, yüzey pürüzlülüğü açısından kıyaslamışlardır. Çalışma sonucunda, elmas frezle temizleme sonrasında meydana gelen yüzey pürüzlülüğü, tungsten karbid frezlere göre oldukça fazla bulunmuştur. Araştırmacılar, elmas frezlerin kullanımının minede geri dönüşümsüz etkiler meydana getirebileceğini belirtmişlerdir.

Elmas frezler yardımı ile yapıştırıcı artıkların temizlenmesi sırasında pulpal yapılar ile diş ve çevre dokularına dikkat edilerek zarar vermeden çalışılması gerekmektedir. Hızlı veya yavaş döner sistemli aletler pulpada oluşturacakları ısı değişiklikleri sebebiyle dişte ciddi hasarlara sebebiyet verebilmektedir. Bu aletlerin dönme hızı, kullanılan frezin tipi, cinsi, yapısı, şekli ve kullanılan soğutma sistemleri, diş yapısının korunmasında önem arz etmektedir.¹³⁰

Schuchard¹³¹ ve Sato¹³², temizleme sırasında meydana gelebilecek ısı artışlarının dişin sert dokularında yapısal değişikliklere sebep olabileceği gibi pulpal dokulara da zarar verebileceğini belirtmişlerdir.

Hızlı döner sistemlerle kullanılan frezlerle yapıştırıcı artıklarının uzaklaştırılmasında, ısı artışını kontrol altında tutmak için su soğutma sistemlerinin yardımcı olabileceği bildirilmiştir.¹³³⁻¹³⁵ Yapılan bir çalışma sonucunda, 5,5°C üzerindeki artışların dişin %40'ının tamamen nekrozuna, 11,1°C üzerindeki artışların dişin tamamında tam bir nekroza sebep olduğu, 3,8°C'ye kadar olan ısıların ise %80 oranında güvenli olduğu belirtilmiştir.¹³⁶

2.9.4.3 Abrasiv Diskler ve Cila Lastikleri

Abrasiv diskler, yüzeyinde aşındırıcı yapılar bulunan şerit şeklinde bitirme ve polisaj frezleridir. Bu diskler, etrafındaki ince abrasiv tabakalar ile temizlik sağlar. Çoğunlukla tek

kullanımlıktır. Abraziv özelliği çoğunlukla yüzeydeki alüminyum oksit partikülleri ile sağlanır. Bunun haricinde silikon karbid, kuvars, zımpara taşı ve lal taşı da kullanılır.³⁹

Farklı boyda, sertlikte ve yapıda olabilen cila lastikleri, içerisinde silikon karbid, siliko dioksit, zirkonyum oksit gibi aşındırıcı bulunan düşük devirde kullanılan bitirme frezlerleridir.³⁹.

Yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinin incelendiği bir çalışmada, su soğutmalı ortamda düşük hızlı tungsten karbid frez ile artıkların kaldırılması sonrası Sof-lex disklerle bitirme işlemi yapıldığında, mine yüzeyinde en az miktarda artık kaldığı belirtilmiştir (Şekil 2.4).¹³⁷ Yalnızca Sof-lex disklerle yapılan bitirme işlemi sonrası pürüzsüz bir yüzey elde edildiği ama yüzeyde artık miktarının oldukça fazla olduğu görülmüştür.¹³⁷



Şekil 2.4 3M Sof-Lex Bitirme ve Cilalama Sistemi

2.9.5 Lazer Uygulamaları

Son yıllarda mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının, Nd:YAG lazer, CO₂ lazer veya Er:YAG gibi lazer uygulamaları ile temizlenebildiği gösterilmiştir.¹²²

2.10 Diş Hekimliğinde Işık ve Renk

Işık, görünür bir elektromanyetik enerji olup, dalga boyu nanometreler yardımıyla tanımlanır. Güneş ışığı bir prizma içinden aktarıldığı zaman parlak renkli şeritler şeklinde yansıma yaparak ayrılır. Bu ayrılan ışınlar mercekle yardımı ile tekrar bir araya getirildiğinde ortaya beyaz ışık çıkacaktır.

Işık spektrumundaki üç temel renk yeşil, kırmızı ve mavi-mor iken; ışık geçirmeyen opak pigmentlerin temel renkleri sarı, kırmızı ve mavidir.^{138,139} Renk temel olarak, bir cismin

içinden geçen ve geriye yansıyan ışık dalgalarının görülebilir etkisidir. Işık kaynaklarının renk kalitesi, sağladıkları ışığın renk sıcaklık derecesi ile adlandırılır. Renk sıcaklık derecesinin birimi Kelvin'dir. Kelvin (K) derecelendirmesi, sıcaklık birim olarak sıfırdan başlayarak artışın veya azalışın belirtildiği, sıcaklığın santigrad (celsius) birimine göre ölçü derecesidir. Gün ışığının renk sıcaklığı mavi bir gökyüzünde, 1000°K'den 20.000°K'e kadar değişebilir.¹⁴⁰

2.10.1 Munsell'e Göre Renk

Bindokuzyüzbeş yılında Albert H. Munsell tarafından Munsell renk sistemi, ortaya konmuştur. Bu sistemdeki üç değişken, Munsell Hue (ton), Munsell Value (parlaklık), Munsell Kroma (doygunluk)'dır.^{141, 142}

Rengin üç boyutu aşağıdaki gibi tanımlanmıştır¹⁴³:

Hue (Ton): Ana renk veya renk çeşidi anlamına gelir. Belirgin bir dalga boyundaki ışığın retina üzerindeki direk etkisi ile algılanan renktir. Herhangi bir rengin diğer renk gruplarından ayrılabilmesini sağlayan özelliğidir (Örnek; Mavi, yeşil, kırmızı). Renk tekerleği bu boyuta yakın bir kavramdır. Bu tekerlek üzerinde 10 adet hue (renk çeşidi) vardır. Munsell sisteminde Hue'yu belirlemede bazı basit harfler kullanılır. 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 şeklinde adlandırılır ve dental restorasyonların pigmentlerini tanımlamada kullanılırlar.¹⁴⁴

Value (Parlaklık): Rengin açıklığını / koyuluğunu ifade eder ve hiçbir ton içermez. Parlaklık olarak da tanımlanabilen bu özellik, sadece beyazlık veya sadece siyahlık olarak tarif edilir.¹⁴⁴

Parlaklık değeri yüksek olan bir restorasyon, cisme ilk bakıldığında göze çarpan, açık ve tebeşirimsi bir görüntü verirken, parlaklık değeri düşük bir diş ise gri ve cansız görünür.¹⁴⁵

Kroma (doygunluk, berraklık): Bir rengin doygunluğunu veya saflığını belirtir. Tonun saflık miktarını gösterir ve yoğunluğunu ya da canlılığını anlatır.¹⁴⁵ Birim alanda renk miktarını ifade eder. Örneğin, bazı dişler aynı renk Hue'ya sahip olmasına rağmen daha sarı görünebilir.¹⁴⁵ Aynı sarı renk olmasına rağmen hue miktarı fazla olduğu için daha baskın bir görünüm oluşur. Buna göre kroma, renk içerisindeki hue miktarını ifade eder.

2.10.2 CieLAB Renk Sistemleri

Munsell'den sonra 1931 yılında uluslararası bir kuruluş olan Commission de l' Eclairage (CIE) ışık ve renk üzerine araştırma yapıp, XYZ tristimulus değerlerini tanımlanmıştır. Bu değerler insan gözünün retinasında yer alan temel 3 renge duyarlı (X=kırmızı, Y=yeşil, Z=mavi) sensörlerle yapılan sistemdir. Bugün yaygın olarak kullanılan CIE L*a*b* renk sistemi 1976 yılında oluşturulmuştur.¹⁴⁰ Bu sistemde rengin değerlendirilmesi insan gözünün renk algılamasının fizyolojik özellikleri ile bağlantılıdır. Renk uzayındaki eşit mesafeler, hemen hemen eşit algılanan dereceler şeklinde temsil edilir. CIE L*a*b* renk sistemi bu nedenle Munsell renk sistemine göre daha avantajlıdır.¹⁴⁴⁻¹⁴⁷

CIE renk sisteminde L*, a* ve b* olmak üzere üç parametre kullanılır. Tüm renkler, üç eksende kesişerek, bir küre oluşturur.^{148,149}

L*: Aydınlık (Saf siyah = 0 değeri iken, saf beyazın değeri=100' dür)

+a* : kırmızı yön -a* : yeşil yön +b*: sarı yön -b*: mavi yönü tanımlar

İki renk arasındaki renk farklılığının belirlenmesinde aşağıdaki formülünden yararlanılır.¹⁵⁰ 'E' harfi Almanca'da duyum, algı anlamına gelen 'Empfindung' kelimesinin baş harfini temsil ederken, 'Δ' sembolü farklılığı belirtir.¹⁵¹

$$\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2} = [(L_s - L_0)^2 + (a_s - a_0)^2 + (b_s - b_0)^2]^{1/2}$$

Formülde L₀*, a₀*, b₀* test öncesi ilk renk değerlerini belirtirken, L_s*, a_s*, b_s* ise test sonrası renk değerlerini belirtir.¹⁵²

ΔE renk farklılığı iken, ΔL*, Δa* ve Δb* iki örneğin CIE L*, a*, b* renk değişkenleri arasındaki farklardır. ΔE değerleri örneklerin zaman içindeki L*, a*, b* koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını matematiksel olarak ifade eder. Toplam renk değişiminin komponentlerinin ayrı ayrı incelenmesi, renk değişikliğinin yapısı ve yönünden çok, toplam farkın miktarını belirttiği için daha değerli bilgiler verir.¹⁴³ İnsan gözü bu renk farklılıklarını algılama açısından sınırlıdır ve l'in altındaki ΔE değerlerini algılayamamaktadır.^{153,154} İki ile 3,7 arasındaki ΔE değerleri, renk farklılıklarının klinik olarak algılanabilir ama kabul edilebilir aralığını temsil etmektedir. Klinik koşullar altında 3,7 ve bundan daha büyük ΔE değerlerinin ise kabul edilemeyeceği bildirilmiştir.¹⁵⁵

2.10.3 Işık ve Renk Terimleri

Opasite, bir materyalin ışığı geçirmesini engelleme özelliğidir. Bir materyale gelen ışık materyal tarafından tamamen emilebiliyorsa materyal siyah, gün ışığı kaynağından gelen ışığı tamamen yansıtırsa renk beyaz görünür. Opak ise, bir cismin ışığın bir kısmını emiyorken, kalanını yansıtması ve ışığı kendi içerisinde geçirmesiyle oluşur.¹⁵⁶

Metamerizm, belli bir ışık kaynağında benzer olarak görünen iki rengin farklı ışık kaynakları altında farklı görünmesidir.¹⁵⁷ Bu durum, spektral yansıma eğrilerinin farklı olmasının sonucudur.¹⁵⁸

Pigmentasyon, materyalin içinde bulunan ve rengi oluşturan yapılara pigment, oluşan renklendirme işlemine de pigmentasyon denir.¹⁵⁹

Saydamlık, cismin içerisinde ışığın tamamen geçebilmesidir. Bu cisimlerin arkasındaki yapılar net olarak görülebilmektedir.¹⁶⁰

Işıma, bir cismin yüksek enerjili ışığa maruz kalması sonucunda etrafına ışık yaymasıdır; cismin absorbe edebileceğinden daha fazla ışık enerjisi alması sonucunda oluşur.¹⁶⁰

Kırılma ve Yansıtma, ışın demetinin farklı yoğunluktaki ortamları geçişi sırasında hızının ve yönünün değişmesi durumuna kırılma, cismin üzerinden gelen ışığın bir kısmının ya da tamamının geri dönmesine ise yansıtma denir.¹⁵⁶

2.10.4 Renk Ölçüm Yöntemleri

2.10.4.1 Görsel Ölçüm

Görsel ölçüm için bazı basit renk tayin yöntemleri vardır. Renk ölçümünü yapan kişi, örnekleri birbirleriyle karşılaştırarak, birbirine göre pigment miktarı veya renk tonu bakımından değerlendirme yapabilir.^{154,161} Bir diğer metod ise belli bir renk skalası yardımıyla kıyaslayarak ölçüm yapılmasıdır.^{154,162,163} Ekonomik olması, kolay ulaşılabilir olması ve renk tayinin hızlı ve kolay yapılması bu skalaları avantajlı kılmakla birlikte renk skalaları arasında bir uyum ve eşdeğerlilik bulunmamaktadır.¹⁶⁴ Günümüz klinik şartlarında görsel ölçüm oldukça sık kullanılmakla birlikte bir takım hatalı tayinlere de sebebiyet verebilmektedir. Bunlar;

- Ölçüm yapılan ortamın fiziki durumu (aydınlatma tipi, ağız ortamının kuruluğu veya ıslaklığı, metamerizm),
- Renk ölçüm skalasına bağlı etkenler (skalanın ayrıntı verebilirliği ve güvenirliliği),
- Renk ölçümünü yapacak olan kişiye bağlı etkenlerdir (o anki ruh hali, yaş, görme problemleri, yorgunluk gibi).^{143,150}

2.10.4.2 Cihaz ile Ölçüm

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin renk ölçümleri, görsel olarak yapılmasının yanında, daha güvenilir bir yöntem olan kolorimetre veya spektrofotometre gibi cihazlarla detaylı olarak incelenebilir.¹⁶⁵ Bu cihazların diş hekimliğinde kullanımı, ilk olarak laboratuvar aşamasındaki üretimin kalitesini kontrol etmek amacıyla insan görme duyusunu taklit eden çeşitli matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıkan aletlerin üretilmesi ile başlamıştır.¹⁴²

Bu tür cihazlarla yapılabilecek ölçümler sonrası oluşacak hatalarda, cihazın yanlış kullanımı ve cihazın kalibrasyonunun yapılmamış olması öne çıkmaktadır.¹⁴³

Diş hekimliği alanında rutin olarak kullanılan dijital renk ölçüm cihazları şunlardır:

- 1) Kolorimetre
- 2) Spektroradyometre
- 3) Spektrofotometre
- 4) Dijital kamera

2.10.4.2.1 Kolorimetre

Kolorimetreler, sabit ışık kaynağı altında belli bir açı sağlanarak rengin sayısal değerini belirleyebilen sistemlerdir. Retina yapısına benzeyen 3 tip sensöre sahiptirler. Ağız içi ölçümlerde ekstra özel parçalar gerekmemekte ve tekrarlanması gereken bir ölçüm yöntemi

olduğu için zaman olarak daha uzun süreli bir işlem gerektirmektedir. Ekonomik olarak diğer renk ölçüm cihazlarına göre daha uygundur.¹⁶⁶

2.10.4.2.2 Spektroradyometre

Spektroradyometreler radyometrik değerlerin ölçümünde kullanılırlar. Bu aletlerin en önemli özelliği ölçüm sonuçlarını gerçek görüş ortamında sağlayabilmeleridir. Kullanım anında gereken fazla hassasiyet ve ölçüm açısındaki küçük kaymalar, sonuçları çok farklı gösterebileceğinden dolayı, bu durum aletin olası dezavantajları arasında sayılabilir.¹⁶⁷

2.10.4.2.3 Spektrofotometre

Yüzeyin renk ölçümünde en yaygın olarak kullanılan aletlerdir (Şekil 2.5). Örnekten yansıyan ışığın beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa olan oranını ölçen aletlerdir.¹⁶⁰ Spektrofotometreler çok sayıda sensör içermelerinden dolayı insan gözünün ayırt edemediği renk farklılıklarını da tespit edebilmektedirler. Ayrıca birden fazla ışık kaynağı ile ölçüm yapabilmelerinden dolayı metamerizmi ayırt edebilirler. Renk tarif edilmesinde ve kalite kontrolünde kullanılırlar. Spektrofotometrelerin uzun süre doğru ve standartlara uygun sonuçlar vermesinden dolayı bu aletler renk ölçümünde sıklıkla tercih edilmektedir.^{1,142,159,}



Şekil 2.5 Vita Easyshade Dijital Renk Tayin Cihazı

2.10.4.2.4 Dijital Kamera

Dijital kamera kullanımı renk ölçümünde gün geçtikçe artan bir popüleriteye sahip yöntemlerdendir. Bu tür cihazların en önemli özelliği cisim üzerinde sadece ölçüm noktasını değil tüm cismin renginin belirlenmesine olanak sağlamalarıdır. Dış görüntüsü

dijital kamera aracılığı ile elde edildikten sonra sonuçlar bilgisayar yazılımına aktarılır ve orada “CieL*a*b*” skalasına göre değerlendirilir.¹⁶⁶

2.10.5 Dişlerin Renk Özellikleri

Diş rengi, dişlerin madde yapısı içindeki optik özelliklerinin yansımasıdır. Işık diş yüzeyine ilk temas ettiği anda; ışığın dişi geçmesi, dokularda absorpsiyon, yüzeyde yansıması ve ışığın dağılması gibi dört farklı durum gözlenir. Dişin rengi, dağılan ışığın hacmi ile belirlenir.¹⁶⁸

Diş renginin görünümü, dişi oluşturan mine, dentin, sement gibi dokuların ışığı absorbe edebilme ve yansıtma durumlarına göre değişebilmektedir. Dişin doğal rengini veren yapı dentin olmakla birlikte minenin kalınlığı ve saydamlığı diş renginin belirlenmesinde önemli rol oynamaktadır.¹³⁹

Yeni sürmüş dişlerde minede daha fazla organik yapı olduğundan dolayı mine az mineralizedir ve diş opak görünür. Zamanla mine yüzeyi aşınır ve dentin kalınlığı artıp daha belirgin hale gelir. Bu nedenle renk yoğunluğu, alttan dentinin yansıması nedeni ile kole bölgesinde en fazlayken, kesici kenara doğru azalmaktadır.¹³⁹

2.10.6 Renklenmenin Etiyolojisi

2.10.6.1 Diş Renklenmesi

Diş renklenmelerinin nedenleri dış veya iç kökenli olabilmektedir.^{157,169}

Dış kökenli renklenmeler indirekt ve direkt olmak üzere iki şekilde olabilmektedir. Diş yüzeyi ile kimyasal ilişkiye girerek renklenmeye neden olan maddeler indirekt dış kökenli renklenmelere neden olurken, pelikül ile birleşerek kendi renklerinin görünmesine sebep olan kromojenik bileşikler direkt dış kökenli renklenmelere neden olurlar.¹⁵⁷

İndirekt dış kökenli renklenmeler metal tuzlar ve katyonik antiseptikler ile ilişkilidir. Bu ajanlar genellikle renksizdir veya renkleri diş yüzeyinde oluşan renkten farklıdır. Direkt renklenmelere neden olan kahve, çay, tütün ürünleri gibi çeşitli yiyecek ve içecekler ağız ortamına alınırlar ve pelikula tutunan organik kromojenlerin rengine bağlı olarak da diş rengi değişime uğrar.^{170,171} Dış kökenli renklenmelerin bir diğer sınıflaması ise metalik

renklenmeler ve metalik olmayan renklenmelerdir. Demir içeren ürünleri kullanan bireylerde siyah renklenmeler metalik dış kökenli renklenmeler olarak karşımıza çıkar. Metalik olmayan dış kökenli renklenmeler ise pelikül veya plak tarafından absorbe edilir. Muhtemel etyolojik ajanlar, sigara, içecekler, diyet ürünleri, klorheksidin içeren gargaraların uzun süre kullanımı ve bazı ilaçlardır.¹⁷²

İç kökenli renklenmeler, genetik ya da bir takım metabolik hastalılar sonucu oluşan dış kökenli renkleşmeler kadar rahat çözümü olmayan renkleşmelerdir. Dişlerin gelişimi sırasında oluşurlar ve diş yapısının ışığı geçirme özelliğini değiştirerek renkleşmelere sebep olurlar.

İç kökenli renkleşmelere örnek olarak; Okronozis, hemolitik anemiler, porfiri, endemik fluorozis, amelogenesis imperfekta, dentogenesis imperfekta, tetrasiklin renklenmeleri gibi durumlar söylenebilir.^{173,174}

2.10.6.2 Kompozit Rezinin Renklenmesi

Diş yüzeyindeki kompozitin renklenmesi de kompozitin iç yapısındaki bozukluklardan ya da dış etkenlerden kaynaklı olabilmektedir.

İçsel renklenmede, kompozitin materyal yapısı özelliğine bağlı olarak polimerizasyonun başlaması esnasındaki tersiyer aromatik amin esaslı başlatıcılar kullanıldığında arta kalan amin oksidasyonlarının sonucu olarak sarımtırak renkleşmeler oluşabilmektedir. Kompozitin matriks yapısı, doldurucunun içeriği, miktarı, bonding materyalinin tipi dişin rengini etkileyen diğer faktörlerdendir.¹⁷⁵

Dışsal renklenme ise daha çok kompozit yüzeyine renk pigmentlerinin ve plağın retansiyonu sonucunda oluşmaktadır. Kompozitin yüzey yapısı, pürüzlülüğü ve cilası da dışsal renkleşmeleri etkiler.¹⁷⁶

2.10.7 Ortodontide Renk

Ortodontik tedavi sırasında yapıştırıcı rezin bağlantılarının, mine prizmalarının 30 µm - 50 µm derinliğine kadar girebildiği³², bu rezin uzantılarının zaman içinde dişte renk değişikliklerine sebep olabileceği, bu kalıcı durumun da estetik açıdan kötü bir görünüme

neden olacağı belirtilmiştir.^{16,34-36} Hastaların tedavi amacıyla başvurma sebepleri arasında en yaygın olarak estetik beklentilerin olduğu düşünüldüğünde bu tip renkleşmelerin tedavi sonrası başarıyı etkileyebileceği bildirilmiştir.

Ortodontik tedavi sonrası ortaya çıkan renk değişikliğine dair klinik çalışmalar az olmakla birlikte^{30,34,35,177}, bazı çalışmalarda ortodontide kullanılan adezivlerden disk şeklinde preparatlar hazırlanarak renk değişikliği durumları incelenmiştir.^{178,179} Ortodontide kullanılan adeziv rezinlerin renginin diş rengine benzer olmasından dolayı mine prizmaları arasında kalan rezin uzantılarının yeterince temizlenememesinin dişlerde renk değişikliğine sebep olduğu belirtilmektedir.¹⁸⁰

2.11 Laboratuvar Deneylerde Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri

Ağız ortamında kullanılması hedeflenen materyallerin laboratuvar testlerinde, genellikle ağız ortamını taklit eden ortamlar kullanılarak materyaller yaşlandırılır. Bu yapay ağız ortamları oluşturulurken temel hedef; çiğneme kuvvet ve hareketlerinin taklit edilmesi, doğal ortama benzer ısı, hava ve nem koşullarının oluşturulması ve tükürüğün materyaller üzerindeki etkisinin taklit edilmesidir.¹⁸¹ Ağız ortamını taklit etmeyi amaçlayan yaşlandırma deneyleri genel olarak üç kategoride toplanır:¹⁸²

1. Depolama ile yaşlandırma
2. Okluzal yükleme ile yaşlandırma
3. Termal Siklus ile yaşlandırma

2.11.1 Depolama ile Yaşlandırma

Sıklıkla kullanılan in-vitro yaşlandırma yöntemlerinden birisi suda depolama ile gerçekleştirilir. Bu yöntemde örnekler önceden belirlenmiş bir süre boyunca 37 °C'lik suda bekletilir.¹⁸³ Örneklerin bekleme süresi, birkaç aydan birkaç yıla, hatta bazen daha uzun zaman dilimlerine kadar farklılık gösterebilmektedir.¹⁸³ Bazı araştırmalarda ise bekletme sırasında bakteri üremesini önlemek amacıyla bu suya kloramin, sodyum azit veya antibiyotik gibi maddeler ilave edilmiştir.¹⁸³

Ağız içi ortamı daha iyi taklit edebilmek için bekletme solüsyonu olarak yapay tükürük çözeltileri de kullanılabilir.¹⁸³

2.11.2 Okluzal Yükleme ile Yaşlandırma

Çiğneme kuvvetlerine benzer büyüklükte ve yöndeki kuvvetlerin belirlenen bir süre boyunca test edilecek dental materyale uygulanması ile eskitilmesi işlemine okluzal yükleme ile yaşlandırma yöntemi denir. Bu amaçla çiğneme simülatörleri, kontrollü kırılma dayanımı testleri ve yorgunluk testleri kullanılır.^{181,183} Okluzal yükleme ile eskitme yöntemi, kırılma ve bağlanma dayanımı testleri ile mikrosızıntı testleri birlikte kullanılabilir.¹⁸⁴⁻¹⁸⁶

2.11.3 Termal Siklus ile Yaşlandırma

Termal siklus prosedürü, dental materyallerinin in vitro olarak ağız ortamını taklit edecek termal değişimlere tabi tutularak yaşlandırılmasını hedefler.^{187,188} Teknik ilk kez Nelsen ve ark.¹⁸⁹ tarafından 1952 yılında dental restoratif materyallerin mikrosızıntı özelliklerini değerlendirmek için geliştirilmiştir.

Termal siklus yönteminde kullanılan aygıt, yan yana iki banyo tankı ve örnekleri bu banyo tanklarına sıra ile daldıran taşıyıcı bir koldan oluşur (Şekil 2.6). Banyo tanklarının içlerinde niteliği isteğe göre değiştirilebilen sıvılar istenilen sıcaklıkta (2–65 °C) saklanır. Örnekler taşıma kolunun ucundaki sepete yerleştirilir. Cihazın üzerinde bir kontrol paneli bulunmaktadır. Bu kontrol paneli örneklerin transfer ve bekleme süreleriyle, tankların sıcaklığı ve toplam siklus sayısını ayarlamak için kullanılır.¹⁸²



Şekil 2.6 Termal Siklus Cihazı(Kayseri Erciyes Üniversitesi)

Ağız içerisinde ısı değişimlerinin sayısı ile ilgili kesin bir veri olmamasına rağmen günlük ortalama 20-50 siklüsün olduğu varsayılarak 10.000 siklusun 1 yıla karşılık geleceği bildirilmektedir.¹⁹⁰ Termal siklus uygulaması ile ilgili yapılan çalışmalarda uygulanan termal siklüs sayısı, banyo sıcaklıkları, daldırma süreleri ve transfer zamanı ile ilgili farklılıklar görülmektedir.¹⁹¹⁻¹⁹⁴

Bu çalışmanın amacı ortodontik tedavide kullanılan 2 farklı braket sistemi ve değişik bitirme protokollerinin sabit ortodontik tedavi sonrasında mine yüzeyinde meydana getirdiği renk değişimini spektrofotometre yöntemi ile değerlendirilmesidir.

3.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Çalışmamızda Kullanılan Dişlerin Seçimi

Çalışmamızın gerçekleştirilebilmesi için, Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Tayfur Ata Sökmen Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 2018/74 protokol numarası ile etik onayı alınmıştır. Çalışmada, 40 adet çürüğü olmayan üst ve alt birinci ve ikinci küçük azı dişleri kullanılmıştır. Kullanılacak dişlerde, minenin bütün ve sağlam olmasına dikkat edilmiş; kırık, çatlak, çürük, beyaz nokta lezyonu, demineralizasyon alanı, abrazyon bulunan, dolgusu olan ve çekim sırasında tahrip olan dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Diş seçiminde hastanın yaşı, cinsiyeti ve premoların hangi bölgeden olduğu dikkate alınmamıştır.

3.1.1 Dişlerin Saklanma Koşulları

Dişler çekildikten hemen sonra akan suyun altında kan ve doku artıklarından temizlenmiş ve çalışma gününe kadar karanlık ortamda, oda ısısında ve distile suyun içinde bekletilmiştir. Distile su, haftada bir kez yenilenmiştir.

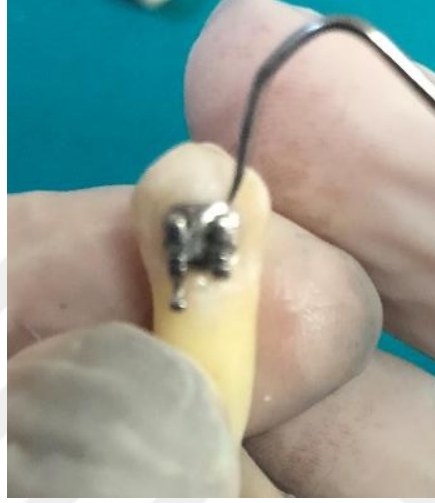
3.2 Dişlerin Hazırlanması

Yapıştırma işlemi öncesinde diş yüzeyinde hiçbir organik veya mekanik artık olmaması önemlidir. Kırk adet premolar diş, braket yapıştırılması için hazırlanmıştır. Dişler distile su solüsyonundan çıkartılıp, vestibül yüzeylerine düşük devirde, yumuşak kıl fırça ile florsuz pomza ve su karışımıyla 10 saniye boyunca polisaj işlemi uygulanmıştır, Bu işlemden sonra dişler 20 saniye hava su spreyi ile yıkanmış ve asitleme yapılacak dişler, asitleme öncesinde 20 saniye süreyle hava spreyi ile kurutulmuşlardır.

3.3 Çalışmamızda Kullanılan Braketler

3.3.1 3M Gemini Metal Braketler

3M Gemini Braketler, 3M™ Unitek (Monrovia, CA, USA) firmasının düşük profilli, metal yapıdaki braket sistemleridir. 3M Gemini metal braketlerinin, .018 ve .022 slot boyutlarında alternatifleri mevcuttur. Ayrıca MBT, Roth ve yüksek torklu sistemleri de mevcuttur. Çalışmamızın 1. deney grubunda, 3M firmasına ait 20 adet 3M Gemini .018 Slot mbt premolar braketleri kullanılmıştır (Şekil 3.1.).



Şekil 3.2. 3M Gemini Metal Premolar Braketi

3.3.2 APC™ Flash Free Braketler

Yeni geliştirilen bir ürün olan, APC™ Flash-Free Adeziv (3M™ Unitek, Monrovia, CA, USA), nispeten düşük viskoziteli bir adeziv rezin ile sıkıştırılabilir bir dokusuz ağın birleşimidir. APC™ Flash-Free Adeziv'de kullanılan dokusuz ağsı yapı rastgele yönlendirilmiş, dolanmış liflerden oluşur. Flash-Free adeziv kaplı braket bir diş üzerine yerleştirildiğinde, sıkıştırılabilir ağsı yapı adeziv rezinin braket tabanı ile diş arasındaki boşluğu doldurmasını sağlar. Düşük viskoziteli rezinin yüzey gerilimi, diş yüzeyinin iyice ıslanmasını sağlar ve tipik olarak adeziv taşmasına neden olan yapıştırıcıların aksine braket tabanının etrafında fileto benzeri bir yüzey oluşturur. Çalışmamızın 2. deney grubunda 3M firmasına ait 20 adet APC™ Flash-Free Adeziv (3M™ Unitek, Monrovia, CA, USA) braket sistemi kullanılmıştır (Şekil 3-3.).



Şekil 3-4. APC™ Flash-Free Adeziv Premolar Braketi

3.4 Grupların Ayrılması

Renk ölçümü aşamasına geçmeden 40 adet premolar diş rastgele 2 farklı deney grubuna ayrılarak numaralandırılmıştır. Her iki deney grubundaki dişler, braketlerin söküm şekline göre 2 alt gruba ayrılarak gruplandırılmıştır (Çizelge 3.1.). Gruplandırılan dişlere kök yüzeyine denk gelecek şekilde 1’den 40’a kadar sabit kalem ile numara verilmiştir.

Grup adları ve kodları şu şekilde tanımlanmıştır:.

1. Deney Grubu ve bitirme tekniği: Gemini braket sistemi, 12 bıçaklı tungsten karbid frez
2. Deney Grubu ve bitirme tekniği: Gemini braket sistemi, 12 bıçaklı tungsten karbid frez + Sof-Lex disk
3. Deney Grubu ve bitirme tekniği: Apc Flash Free braket sistemi, 12 bıçaklı tungsten karbid frez + Sof-Lex disk
4. Deney Grubu ve bitirme tekniği: Apc Flash Free braket sistemi, 12 bıçaklı tungsten karbid frez

Çizelge 3.1. Deney Gruplarının Gösterimi

<i>Grup Kodu</i>	<i>Kullanılan Braket Sistemi</i>	<i>Bitirme Tekniği</i>
<i>GRUP 1</i>	Gemini Braket Sistemi	12 Bıçaklı tungsten karbid frez
<i>GRUP 2</i>	Gemini Braket Sistemi	12 Bıçaklı tungsten karbid frez + Sof-lex disk
<i>GRUP 3</i>	Apc Flash Free Braket Sistemi	12 Bıçaklı tungsten karbid frez + Sof-lex disk
<i>GRUP 4</i>	Apc Flash Free Braket Sistemi	12 Bıçaklı tungsten karbid frez

3.5 Renk Ölçüm Standardizasyonunun Sağlanması

Renk ölçümünde standardizasyon sağlamak amacıyla, tüm dişler tek bir araştırmacı tarafından aynı gün ve aynı oda koşullarında değerlendirilmiştir. Renk ölçümü işlemi, özel olarak üretilmiş bir renk tayin kutusu içerisinde yapılmıştır (Şekil 3.3). Renk tayin kutusunun iç yüzeyi nötral gri tona yakın bir fon ile kaplanmıştır. Kutu aydınlatması doğal gün ışığını taklit eden 6500 Kelvin Philips daylight led ampül vasıtası ile sağlanmıştır. Dişler ışık kaynağına 45° lik açı yapacak şekilde pozisyonlandırılarak ölçüm yapılmıştır.



Şekil 3.3 Renk Tayin Kutusu Renk Ölçümü Standardizasyonu Amacıyla

3.6 Tüm Grupların Başlangıç Renginin Ölçülmesi

Renk ölçümlerinin tümü Vita Easyshade spektrofotometre cihazı (Vita Zahnfabrik, H.Rauter GmbH&Co, Germany) ile yapılmıştır. Tüm dişler her seferinde aynı noktadan ölçülmüştür. Tekrarlayan ölçümlerin standardize edilmesi amacıyla spektrofotometrenin her ölçüm öncesinde, üretici firmanın önerisine uygun olarak kalibrasyonu yapılmıştır. Her ölçüm, hata payını azaltmak amaçlı 3 kez yapılmış ve 3 ölçümün ortalaması kaydedilmiştir. Aynı işlemler bitim aşamasındaki renk kaydı sırasında da gerçekleştirilmiştir.

3.7 Deney Grubundaki Braketlerin Dişlere Yapıştırılması

Çalışmaya dahil edilen dişler pomza\su karışımı ve fırça ile cilalandıktan sonra, hava-su spreyi ile yıkandı ve kurutuldu. Daha sonra geleneksel asit olarak, jel halinde bulunan mavi renkteki %37 ortofosforik asit (Dharma Research Inc, Miami, USA) braketlerin yapıştırılacağı alana denk gelecek şekilde, dişlerin bukkal yüzeylerine 30 saniye süre ile uygulandı. Daha sonrasında asitli diş yüzeyi hava su spreyi yardımı ile 30 sn süreyle yıkandı ve kurutuldu.

Pürüzlendirme işlemi sonrası tüm dişlere pürüzlendirilmiş diş yüzeyinin tamamı örtülecek şekilde primer olarak Transbond™ XT Light Cure Adhesive Primer (3M Unitek, Monrovia, Calif) uygulanmıştır (Şekil 3.4). Primer, % 45-55 Bis EMA ve % 45-55 Triethilen-GMA içermektedir. Hafif hava ile inceltile primer, 10 sn boyunca dişin bukkal yüzeyinden uygulanan Woodpecker LED ışık cihazı (Zhengzhou Smile Dental Equipment Co., Ltd. Henan, China) kullanılarak polimerize edilmiştir.



Şekil 3.4 3M™ Transbond XT¹⁹⁵

Metal braketlerin yapıştırılmasında Transbond™ XT (3M Unitek, Monrovia, Calif) adeziv ajan kullanılmıştır. Adeziv ajanın ışıkla polimerizasyonu için de Woodpecker LED ışık cihazı (Zhengzhou Smile Dental Equipment Co., Ltd. Henan, China) kullanılmıştır. Led ışık cihazı tüm dişlerde braketlerin 10 saniye mesial, 10 saniye distal ve 10 saniye de braket üzerinden olacak şekilde uygulanmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5 Braketlerin Diş Yüzeyine Yapıştırılması

3.9 Termal Siklus Uygulaması

Dört ayrı ana gruba ayrılan dişler, termal siklus cihazına yerleştirilmiştir. Termal siklus cihazı bir yıllık ağız içi çevreyi simüle edecek şekilde 10 bin siklus yapmıştır. Banyo sıcaklıkları ise 5⁰ C ve 55⁰ C arasında olacak şekilde siklus gerçekleştirilmiştir. Her bir siklus 30 saniye olacak şekilde ayarlanmıştır. Termal siklus uygulaması sırasında özellikle sıcak su banyosundaki buharlaşmadan dolayı oluşabilecek su kayıpları için işlem sırasında gerekli su miktarı ilave edilmiştir. Su ilavesi işlemi sırasında banyo sıcaklıklarının değişmemesine dikkat edilmiş ve su ilaveleri az miktarlarda gerçekleştirilmiştir.

3.10 Braketlerin Sökülmesi ve Diş Yüzeyinin Temizlenmesi

Çalışmada kullanılan tüm dişlerden braketlerin sökülmesi işlemi, braket sökme pensi (Dentaurum, bracket removing pliers, REF045-00500, Germany) ile gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.6).



Şekil 3.6 Braketlerin Sökülmesinde Kullanılan Söküm Pensi

3.10.1 Birinci ve Dördüncü Deney Gruplarındaki Diş Yüzeylerinin Temizlenmesi

Birinci ve dördüncü deney gruplarındaki toplam 20 dişin mine yüzeyi, braketlerin sökülmesinden sonra yüksek hızda su soğutmalı, 12 bıçaklı tungsten karbid frez (Komet H282, Gebr.B, asseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Germany) ile yapıştırıcı artıklarından temizlenmiştir (Şekil 3.7).



Şekil 3.7 1. ve 4. Gruplardaki Diş Yüzeyinin Temizlenmesi

3.10.2 İkinci ve Üçüncü Deney Gruplarındaki Diş Yüzeylerinin Temizlenmesi

İkinci ve üçüncü deney gruplarındaki toplam 20 diş, braketlerin sökülmesi sonrasında yüksek hızda su soğutmalı, 12 bıçaklı tungsten karbid frez (Komet H282, Gebr.B, asseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Germany) ile temizlenmiş, sonrasında düşük devirde, sırasıyla orta ($10\ \mu\text{m}$ - $40\ \mu\text{m}$), ince ($3\ \mu\text{m}$ - $9\ \mu\text{m}$) ve süper ince ($1\ \mu\text{m}$ - $7\ \mu\text{m}$) grenli, 13 mm çapa sahip Sof-Lex™ Pop-on bitirme ve cilalama diskleri (3M, Minneapolis, Minn.) uygulanmıştır (Şekil 3.8).



Şekil 3.8 2. ve 3. Gruplardaki Diş Yüzeyinin Temizlenmesi

3.11 Tüm Gruplarda Braketlerin Sökülmesi Sonrasında Renk Ölçümü

Tüm gruplardaki dişlerin söküm ve bitirme işlemleri tamamlandıktan sonra başlangıç renk tayin standardizasyonları sağlanarak aynı koşullarda aynı araştırmacı tarafından kalibrasyonu yapılmış, Vita Easysshade spektrofotometresi (Vita Zahnfabrik, H.Rauter GmbH&Co, Germany) kullanılarak final renk ölçümleri yapılmıştır. O'Brien'nın klinik renk toleransı skalasına göre Renk Farkı (ΔE) 3.7 nin üzerinde olanlar klinik olarak algılanabilir renk değişikliği meydana getirdikleri belirtilmiştir.

Renk Farkı (ΔE) Klinik Renk Eşleşmesi:

0: Mükemmel

0.5-1: Çok iyi

1-2: İyi

2-3.5: Klinik olarak kabul edilebilir

3.5<: Uyumsuz

Örneklerin renk değerlendirilmesi sırasında kullanılan formül aşağıda gösterilmiştir. Formül yardımı ile braketleme öncesi ve sonrası ele edilen matematiksel veriler hesaplanarak braketleme öncesi ve braketler sökümünden sonra dişlerdeki renk değişimi bulunmuştur.

$$\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2} = [(L_s - L_0)^2 + (a_s - a_0)^2 + (b_s - b_0)^2]^{1/2}$$

3.12 İstatistiksel Analiz

Elde edilen verilerin istatistiksel analizi bir yazılım programı olan SPSS Statistics 20 (IBM SPSS, Türkiye)¹⁹⁶ kullanılarak yapıldı. Verilerin dağılım normalliği Kolmogorov Smirnov testi ile homojenliği ise Levene's testi ile değerlendirildi. Renk değişimi üzerine etki eden faktörlerin analizi ise iki yönlü varyans analizi kullanılarak $p < 0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi. Gruplar arasındaki renk değişim değerleri arasındaki fark Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanılarak $p < 0,05$ anlamlılık düzeyinde tespit edildi.

4.BULGULAR

Çalışmamızda Gemini ve Flash Free braket sistemleri kullanılmıştır. Braketlerin diş yüzeyinden uzaklaştırılmasından sonra diş yüzeyindeki artıkların temizlenmesi için tungsten karbid frezler ile sof-lex diskler kullanılmıştır. Diş yüzeyine yapıştırılan braket sistemleri ve bitirme prosedürleri dışında tüm değişkenler standardize edilmiş, uygulamalar tek bir araştırmacı tarafından aynı ortam koşullarını sağlamak amacıyla özel olarak üretilmiş renk ölçüm kutusu içerisinde yapılmıştır. Çalışmada dört farklı grup için braket tipleri ve bitirme tekniklerinin renk değişikliği üzerine etkileri, faktör etkileşimleri, standart sapmaları hesaplanmıştır.

Verilerin dağılım normalliği Kolmogorov Smirnov testi ile homojenliği ise Levene's testi ile değerlendirilmiştir. Gruplar arasındaki renk değişim değerleri arasındaki fark Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanılarak $p<0,05$ anlamlılık düzeyinde tespit edilmiştir.

Braket türüne göre veya bitirme tekniğine göre gruplarda meydana gelen renk değişimi çizelge 4.1 de gösterilmiştir. İstatistiksel analiz sonuçlarına göre, başlangıç ve bitirme işlemleri sonucunda diş yapısında meydana gelen renk değişimi üzerinde her iki braket tipinin uygulanan bitirme protokollerinden bağımsız olarak tüm deney gruplarında anlamlı bir etkisinin olduğu görülmüştür ($p<0,003$ $p<0,05$). Bitirme tekniğinin ise renk değişimi üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı görülmüştür ($p=0,280$ $p>0,05$). Ayrıca braket tipi ve bitirme tekniği faktör etkileşiminin de istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür (Çizelge 4.1.).

Çizelge 4.1. İki Yönlü Varyans Analizi Tablosu ($p<0,05$)

Değişimin Kaynağı	Kareler Toplamı	Df	Kareler Ort.	F	Sig.
Braket Tipi	161,822	1	161,822	10,304	,003
Bitirme Tekniği	18,866	1	18,866	1,201	,280
Braket Tipi*Bitirme Tekniği	7,180	1	7,180	,457	,503

Df: Serbestlik Derecesi F: Dağılım Sig.: Anlamlılık ($p<0,05$)

Gruplardan elde edilen ortalama renk değişimi değerleri ve gruplar arası karşılaştırmalar ise izelge 4.2 de gösterilmiştir. Gruplardan elde edilen Delta E (ΔE) değerleri incelendiğinde;

Grup 1’de Delta E değeri 11,22; Grup 2’de 9,00; Grup 3’de 5,83 ve Grup 4’de 6,35 olarak bulunmuştur. Delta E değerinin 3,7’nin üzerinde olması, meydana gelen renk değişiminin boyutunun şiddetli olduğunu göstermektedir.

Gruplar arasında renk değişimi karşılaştırmaları yapıldığında ise; Grup 1 de ortalama renk değişikliği (ΔE) 11,22, Grup 2’de ortalama renk değişikliği (ΔE) 9,00 olarak bulunmuştur. Bu iki grup arasındaki Delta E değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Grup 3’ de ortalama renk değişikliği (ΔE) 5,83 olarak bulunmuştur. Grup 1 ve Grup 3 arasındaki Delta E değerleri karşılaştırıldığında aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür ($p<0,05$). Diğer gruplar arası ikili karşılaştırmalarda (G1-G4, G2- G3, G2-G4, G3-G4) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$).

Çalışmada en yüksek Delta E değeri Grup 1’de gözlemlenirken (ΔE : 11,22), en düşük değerin ise Grup 3’de görüldüğü (ΔE : 5,83) tespit edildi. Ortalama değer için 95% güven aralığında; Grup 1 için güven aralığı alt sınır: 8,1406 – st sınır: 14,3042, Grup 3 için güven aralığı Alt sınır: 3,7287– st sınır: 7,9236 bulunmuştur (izelge 4.2).

Çizelge 4.2 Gruplardan Elde Edilen Ortalama Renk Değişimi (ΔE) Değerleri (Farklı küçük st karakter harfleri istatistiksel olarak anlamlılığı ifade eder $p<0,05$)

	N	ΔE (ORTALAMA)	Std. Sapma	Std. Hata	Ortalama Değer İçin 95% Güven Aralığı		Minimum	Maksimum
					Alt Sınır	st Sınır		
Grup 1	10	11,22 ^a	4,31	1,36232	8,1406	14,3042	5,79	19,26
Grup 2	10	9,00 ^{ab}	4,93	1,55911	5,4746	12,5285	3,51	14,94
Grup 3	10	5,83 ^b	2,93	,92719	3,7287	7,9236	,51	9,77
Grup 4	10	6,35 ^{ab}	3,37	1,06548	3,9421	8,7626	1,10	10,42

Gruplar arasındaki renk değişikliğinin (ΔE) değerlendirilmesinde, Flash free braket sisteminin kullanıldığı Grup 3’deki dişlerde meydana gelen renk değişiminin, Gemini

braket sisteminin kullanıldığı Grup 1'deki dişlerde meydana gelen renk değişiminden istatistiksel olarak daha az olduğu, sof-lex kullanılan gruplardan (Grup 2 – Grup 3) elde edilen ortalama değerlerin ise sof-lex kullanılmayan gruplardan (Grup 1 – Grup 4) daha düşük olduğu görüldü. Sonuç olarak tüm gruplardan elde edilen ΔE değerlerinin, klinik olarak kabul edilebilir sınırların (ΔE : 3,7) üzerinde olduğu tespit edilmiştir.



5.TARTIŞMA

Bireyler ortodontik tedavi görmek talebi ile ortodonti kliniklerine başvurdıklarında çapraşıklık problemlerinin giderilmesinin yanı sıra tedavi sonrasında güzel bir gülümsemeye ve dişlerinin daha estetik bir şekilde görünmesini klinisyenlerden talep etmektedirler. Bu nedenle klinisyenlerin, hastaların çapraşıklık problemlerini giderirken mine bütünlüğünün korumasına da azami dikkat göstermeleri gerekmektedir. Ancak braketlerin yapıştırılması esnasında mine yüzeyine yapılan pürüzlendirme işleminde ve braket sökülmesi sonrasında kalan artıkların temizlenmesi sırasında mine bütünlüğü bozulabilmektedir. Bu işlemlerin sonucunda dişlerde estetik ve fiziksel bir takım problemler ortaya çıkabilmektedir. Ortodontik tedavi sonrası görülen diş renklemeleri de, hastalarda tedavi memnuniyetsizliğine ve tedavinin başarı kalitesinin düşmesine sebebiyet vermektedir. Bu nedenle ortodontik tedavide renkleşme, oldukça önem verilmesi gereken bir konudur.^{197,198}

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışması

Literatürde ortodontik tedavi sonrası meydana gelen renk değişikliğini inceleyen az sayıda çalışma vardır.^{197,198} Bu tarz çalışmalar genellikle in-vitro olarak laboratuvar ortamında yapılmakla birlikte in-vivo çalışmalar da bulunmaktadır.¹⁹⁷ Bu çalışmalar farklı adeziv materyallerinin diş renklemesi üzerine etkilerini incelerken, farklı braket sistemleri ile bitirme tekniklerinin diş renklemesi üzerine etkisini inceleyen bir çalışma mevcut değildir.

Çalışmamızın amacı, iki farklı braket sistemi kullanılarak braketlenen dişlerde, iki farklı bitirme prosedürünün kullanılması sonrasında mine yüzeyinde meydana gelen renk değişikliğini in-vitro olarak değerlendirmektedir. Bu çalışmayla iki farklı braket sisteminin mine yüzeyinde meydana getirdiği renkleşme farklılıkları ile iki farklı bitirme tekniğinin birbirlerine göre üstünlüklerinin belirlenmesi hedeflenmiştir.

Çalışmamız in-vitro olarak planlansa da, klinik uygunluğu en iyi şekilde sağlamayı hedeflediğimiz için örnek olarak insan dişi kullanılmıştır. Geriye dönük yapılan literatür

taramasında bu tarz planlanan in-vitro çalışmalarda^{199,200} çoğunlukla insan küçük azı dişleri kullanılmakla birlikte kanin dişi, büyük azı veya kesici dişlerin de çalışmalarda kullanıldığı görülmüştür. Bu çalışmalarda hangi dişin kullanılmasının daha doğru olacağı hakkında herhangi bir fikir birliği bulunmamaktadır. Hobson ve ark.²⁰¹ yaptıkları çalışmada, mine yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi işleminin, farklı tipteki dişlerde farklı pürüzlendirme etkisine sahip olduğunu belirtmişlerdir. Benzer grup dişlerde ise sağ ve sol kadranda veya alt üst çenedeki aynı grup dişler arasında herhangi bir anlamlı farklılık bulunmadığı belirtilmiştir. Çalışma sonucunun daha tutarlı sonuçlar olarak ortaya konması açısından, in-vitro yapılan uygulamalarda benzer diş tiplerinin kullanılması veya farklı tip dişlerden eşit sayıda kullanılması tavsiye edilmiştir. Tüm bu belirtilen öneriler ve faktörler göz önünde bulundurulduğunda, çalışmamızda ortodontik tedavi nedeniyle en çok çekilen dişler olan alt ve üst birinci ve ikinci küçük azı dişlerinin kullanılmasına karar verilmiştir.

Çalışmamızda dişlerin seçimi esnasında hangi kadrandan ya da çeneden olduğu ya da cinsiyet dikkate alınmamıştır. Ancak yaşla beraber dişlerin renginin koyulaşması²⁰² nedeniyle, yirmi yaşından küçük olan hastaların dişlerinin kullanılmasına özen gösterilmiştir. Dişlerdeki sağlam olmayan mine yapısının ise renk ölçümünü etkileyebileceği düşünülmüş ve çürüğü, kırığı, çatlağı, beyaz nokta lezyonu, demineralizasyon alanı ve abrazyonu bulunan, restoratif tedavi görmüş ve çekim sırasında travmaya uğramış dişler çalışmaya dahil edilmemiştir.

Çalışmamızda kullanılacak dişler gruplara sabit olasılıklı randomizasyon yöntemi ile dağıtılmıştır. Randomize gruplandırma, örneklerin farklı gruplara raslantısal olarak dağıtılmasıdır. Bu durum, sonuçların güvenilirliği ve doğruluğu için gereklidir.²⁰³

Çalışmamızda kullanılacak olan dişlerin mine yapısının, çalışma süresi içerisinde dış etkenlere bağlı değişikliğe uğramasını engellemek amacıyla bazı saklama koşullarında saklanması gerekmektedir. Geçmişte bu tarz yapılan çalışmalar incelendiğinde araştırmacıların dişleri saklamak için; serum fizyolojik²⁰⁴, timol solüsyonu²⁰⁵, distile su^{206,207}, normal salin solüsyonu, değişik yoğunlukta alkol çözeltileri^{207,208}, formalin²⁰⁹, kloramin-T²¹⁰ gibi çeşitli çözeltileri kullandığı belirlenmiştir. Çalışmamızda dişler çekildiği tarihten itibaren ilk olarak üzerindeki doku artıkları ve eklentileri akan su altında uzaklaştırılıp dişler temizlendikten sonra ışık görmeyen kapalı bir ortamda distile suda

bekletilmiştir. Bakteriyel infiltrasyonu engellemek amacıyla distile su haftada bir kez yenilenmiştir.

Bonding uygulamasına geçmeden önce, başlangıç renk tayinin doğru saptanması ve sonrasında daha iyi bir adeziv bağlantı sağlamak için diş üzerindeki organik artıkların uzaklaştırılması amacıyla yüzey profilaksisi yapılmalıdır. Bu uygulama düşük devirli bir mikromotor ucuna takılan kıl fırça veya lastik diskler aracılığı ile flor içermeyen bir pat veya pomza yardımı ile gerçekleştirilebilmektedir.¹⁹⁷ Literatürde mine profilaksisinin braket tutuculuğu üzerine etkisinin olmadığını savunan çalışmaların yanı sıra pozitif olarak etki ettiğini belirten çalışmalar da bulunmaktadır.^{211,212} Çalışmamızda başlangıç renk tayinin ve sağlıklı minenin mevcut renginin belirlenmesi gerektiği için diş yüzeylerine mine profilaksisi yapılmasına karar verilmiştir. Bu durum göz önüne alındığında, çalışmamızda kullanılacak tüm dişlere 10 saniye boyunca düşük devirli anguldurva ucuna takılan kıl fırça yardımı ile polisaj patı uygulanmıştır.

In-vitro çalışmalarda örneklerin deney cihazına aynı şekilde yerleştirilebilmesini sağlamak için dişler genellikle soğuk akrilikten hazırlanan bloklara gömülmektedirler.²¹³ Ancak soğuk akril yerine alçı²¹⁴ veya epoksi rezin²¹⁵ kullananlar araştırmalar da vardır. Çalışmamızda standardizasyonu sağlamak, ortam ışığındaki değişkenleri ve gün ışığındaki yansımaları ortadan kaldırmak için dişler akriliğe gömülmemiştir. Dişler, otuz santimetre mesafeden suni gün ışığı veren bir kutu içerisinde konumlandırılarak, başlangıç ve bitim ölçümleri standart ışık kaynağı altında yapılmıştır.

Renk tayin işlemi esnasında insan gözünün hassasiyeti çevresel ve psikolojik farklı etkenlerden etkilenebildiğinden dolayı ölçüm sırasında yanılgılar olabilmektedir. Bu tür değerlendirmelerdeki en büyük problemler sübjektif faktörlerdir. Bu tarz problemleri ortadan kaldırabilmek için renk ölçümünün belirlenmesinde insan faktörünü ortadan kaldıran renk ölçüm cihazlarının kullanılması tavsiye edilmektedir.²¹⁵ Diş renginin ölçümünde en sık kullanılan cihaz spektrofotometreler olup, bu cihazlar objektif tekrarlanabilir ve tutarlı sonuçlar vermektedirler.²¹⁵ Ayrıca insan gözünün ayırt etmekte zorlanacağı farklılıkları ortaya koymadaki üstünlükleri nedeniyle de spektrofotometreler tercih edilmektedirler.²¹⁵ Dişlerin renk ölçümlerinin belirlenmesinde klinik olarak çok sayıda elektronik renk tayin cihazları bulunmaktadır. Kim-Pussateri ve ark.²¹⁶, 2009 yılında dört farklı dental renk ölçüm cihazını (SpectroShade®, ShadeVision®, Vita

Easysshade®, and ShadeScan®) doğrulukları ve güvenilirlikleri bakımından karşılaştırmışlardır. Elde edilen sonuçlara göre güvenilirlik açısından ShadeScan® anlamlı derecede düşük bulunurken, % 90'ın üzerinde uyum gösteren diğer üç cihaz arasında fark görülememiştir. Doğruluk açısından karşılaştırıldıklarında, tüm cihazlar arasında anlamlı farklılıklar görülmüş ve %96,4 ile Vita Easysshade® en doğru sonucu vermiştir.²¹⁶ Çalışmamızda renk tayini konusundaki başarısı, kullanım kolaylığı gibi avantajlarından dolayı, renk değişikliğinin tespiti için Vita Easysshade® cihazını kullanmayı tercih ettik. Bu ölçümler esnasında operatör içi hataları elimine etmek için her ölçüm aynı operatör tarafından 3 kez tekrarlanmıştır.

Çalışmamızda renk tanımı için CIE L*a*b* sistemi kullanılmıştır. Renk tanımı için, CIE L*a*b* renk uzayı en çok kullanılan sistemdir.¹⁴³ Bu üç boyutlu renk uzayında L*, a* ve b* denilen üç farklı eksen yer almaktadır. İlk eksen olan L* değeri bir nesnenin açıklığı olarak tanımlanabilir ve skalada mükemmel yansıtıcı 100, mükemmel siyah ise 0 L* değerini alır. Diğer eksen olan b* eksenini negatif değerler için maviliği, pozitif değerler için sarılığı temsil eder. Son olarak a* eğer negatif değere sahipse yeşilliği, pozitif değere sahipse kırmızılığı temsil eder. a* ve b* koordinatları nötral renklerde 0'a ulaşırken daha yoğun ve doygun renklerde değerleri artar. Renk farklılıklarının birim olarak ifade edilebilmesi CIE L*a*b* sisteminin en önemli avantajıdır. Renk değişikliğinin büyüklüğü ΔE olarak tanımlanır. ΔE değerleri aynı örneklerin veya farklı örneklerin zaman içindeki L*, a*, b* koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını matematiksel olarak ifade eder. Formül sonucu elde edilen tek bir sayı, renk değişikliğinin yapısı ve yönünden çok, toplam farkın miktarını ifade ettiğinden dolayı, toplam renk değişikliğine ait komponentlerin tek tek incelenmesiyle daha değerli bilgiler elde edilir.¹⁶⁴ İnsan gözü bu renk farklılıklarını gözleme açısından sınırlı olup, 1'in altındaki ΔE değerlerini algılayamamaktadır.^{153,154} 2 ile 3,7 arasındaki ΔE değerleri, renk farklılıklarının klinik olarak fark edilebilecek değer aralığını temsil etmektedir. Klinik koşullar altında 3,7 ve bundan daha büyük ΔE değerlerinin ise kabul edilemeyeceği bildirilmiştir.¹⁵⁵ Çalışmamızda, ΔE eşik değeri literatürde belirtildiği gibi 3,7 olarak kabul edilmiştir.¹⁷⁷⁻¹⁷⁹

Fosforik asit uygulaması sonucu, diş minesindeki kalsiyum komponentleri çözünerek pöröz bir yüzey oluşturmakta ve yapıştırıcının bu girintilere uzanması sonucu mikromekanik bağlantı meydana gelmektedir. İlk kullanımdan günümüze kadar en çok kullanılan asit tipi olan fosforik asidin konsantrasyonu ve uygulama süresi gibi mekanik

bağlanmayı etkileyebilecek faktörler çeşitli araştırmacılar tarafından araştırılmıştır.^{65,66} %5 konsantrasyondaki fosforik asidin bağlanma kuvveti açısından yeterli olduğunu bulan araştırmacılar olsa da⁶⁴, günümüzde en sık %30 ile %40 arasındaki yoğunluklarda fosforik asit kullanılmaktadır.⁶⁷ Asit uygulama süresinin tutuculuk üzerindeki etkilerini inceleyen çalışmalara göre, 30 ile 60 sn'lik sürenin yeterli olduğu, asidin diş minesi üzerinde 60 sn'den fazla bırakılması sonucunda mine tabakasında çok fazla çözünme meydana geldiği ve tutuculuğun önemli derecede azaldığı sonucuna varılmıştır. Shinci ve ark.²¹⁷, % 35'lik fosforik asit konsantrasyonu ile 60 sn boyunca pürüzlendirilen dişlerde rezin uzantılarının boyunu en uzun olarak tespit etmişlerdir. Bağlanma kuvvetleri çok değişkenlik göstermese de bu konsantrasyondan aşağı veya yukarı yönde uzaklaşıldıkça, rezin uzantıları anlamlı şekilde kısalmıştır. Ayrıca, uzantıların boyunun, rezinin mine kristallerine penetre olabilmeye yeteneğine bağlı olduğu ve daha düşük konsantrasyonlardaki asit kullanımının mine yüzeyine daha az hasar vereceği belirtilmektedir. Literatürde, yapıştırıcıların karşılaştırıldığı çalışmalarda, % 35 ile % 38 arasındaki fosforik asidin farklı sürelerde uygulandığı görülmüştür. Asidi yüzeye 15 sn uygulayanlar olduğu gibi⁶⁶, 20 sn²¹⁸, 30 sn¹⁶ ve 60 sn²¹⁹ uygulayanlar da vardır. Fakat % 37'lik fosforik asit ile 15 sn'lik pürüzlendirme kabul edilebilir bağlanma kuvveti yarattığı ve mine yüzeyi kaybını en aza indirdiği için en çok tavsiye edilen asitleme yöntemi bu şekildedir.⁶⁶

Minenin yüzeyini pürüzlendirmek için likit halindeki fosforik asit solüsyonları uygulandığında istenmeyen mine alanlarına akmasından dolayı kontrol edilmesi zordur. Bunu önlemek için geliştirilen viskozitesi yüksek jel kıvamında asitler, daha kontrollü kullanım sağlamaktadır. Bizim çalışmamızda da bonding uygulaması öncesinde tüm dişlerin mine pürüzlendirilmesi için, mavi renkte jel kıvamındaki % 37'lik ortofosforik asidin 15 sn uygulanması tercih edilmiştir.

Ağız içinde kullanılması planlanan biyouyumlu materyallerin in-vitro testlerinde, genellikle ağız ortamı taklit edilerek, materyaller yaşlandırılır. Bu işlem termal siklus prosedürü ile gerçekleştirilebilmektedir.^{187,189} Çekilmiş dişlerde planlanan ve ortodontik tedavi sonrası diş renklemelerinin incelendiği çalışmamızda, ağız içi ortamını gerçek ortama yakın bir şekilde taklit eden değişken ısının sağlanması için termal siklus prosedürü kullanılmıştır. Bu işlem, in vitro olarak tasarlanan çalışmanın gerçeğe uygun bir ortamda ve şekilde yapılması için önemli rol oynamaktadır.

Literatürde dinlenme halinde ağız içi sıcaklık 36,4 °C olarak bildirilmiştir.²²⁰ Bununla birlikte yeme²²¹, içme²²² ve nefes alma²²³ ile ağız içi sıcaklık gün içinde değişir. Günümüzde yiyecek ve içecekler ağız ısısının çok üzerindeki sıcaklıklarda (50–60°C) veya çok altındaki sıcaklıklarda (0–10°C) tüketilebilmektedir. Tüketilen gıda ve sıvılarla ağız içi sıcaklık 0-70°C arasında değişirken, restorasyonların iç yüzey sıcaklıklarının ise 9-52°C arasında değiştiği bildirilmiştir.¹⁸⁹ Ayrıca ağız içindeki sıcaklık değişiminin çoğunlukla 5-55°C arasında kaldığı rapor edilmiştir.¹⁸⁹ Termal siklus işlemi, çok farklı prosedürlerde uygulanılabilmekle birlikte, genellikle 5-55°C arasındaki döngüler şeklinde yapılmaktadır.¹⁸⁹ Ağız içi sıcaklığının en yüksek ve en düşük olduğu anlar 24 saat içerisinde 20-50 kez oluşur ve bu nedenle 10.000 siklusun bir yıllık oral fonksiyona denk geldiği rapor edilmiştir.⁸⁹ Bizim çalışmamızda da 1 yıllık ağız içi termal ortama denk gelecek şekilde, örnekler 5-55°C arasında döngülerle 10.000 siklusa tabi tutulmuştur.

Urabe ve ark.²²⁴, braketin dişin yüzeyinden koparılması esnasında amacın, mine yüzeyinde minimal hasar yaratacak şekilde rezinin tümünün kopartılması olduğunu, bu sayede kalan resin artıklarının renklenme riskinin azaltılabileceğini belirtmişlerdir. Oysa ki, mine yüzeyinde kırık oluşmaması için en iyi debonding yönteminin adeziv ile braket arasından veya adezivin kendi içinde kırılması yöntemi ile olması gerektiğini savunan araştırmacılar çoğunluktadır.^{225, 226} Ortodonti literatüründe braketlerin mine yüzeyinden ayrılması için sadece braket sökmek üzere üretilen penslerin veya yan kesici penslerin kullanıldığı görülmektedir.²²⁷ Çalışmamızdaki tüm braketlerin sökülmesi işlemi, braket sökmek üzere üretilen pensler ile yapılmıştır.

Ortodonti pratiğinde debonding işlemi sonrası mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinde birçok yöntem başvurulmuştur. Bunlar el aletleri¹¹⁸, ultrasonik aletler¹¹⁹, kumlama ile hava abrazyon yöntemi⁸⁴, değişik bıçak sayısına ve şekline sahip tungsten karbid frezler (düşük / yüksek hızlı)^{81,83}, elmas frezler (düşük / yüksek hızlı), abraziv diskler ve cila lastikleri⁸⁷, güçlendirilmiş kompozit frezler⁷⁹ ve lazer uygulamalarıdır.⁹⁶ Genellikle mine yüzeyinde kalan adezivi temizlemek için klinik koşullarda en yüksek ya da düşük devirdeki tungsten karbid frezler kullanılmaktadır. Bu aletlerin mineye zarar vermemesi için mutlaka su soğutması altında kullanılması gerekmektedir.⁷⁹ Literatürde mineye en az zarar veren metodun, su soğutmalı, düşük hızlı tungsten karbid frezlerle yapılan temizleme işlemi olduğu bildirilmiştir.¹²¹ Eminkahyagil ve ark.¹³⁷ yaptıkları çalışmada yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinde yüksek hızlı

tungsten karbid frezi, düşük hızlı tungsten karbid frezi ve Sof-lex diskleri kullanmışlar ve mine üzerindeki etkilerini karşılaştırmışlardır. En hızlı metodun yüksek hızlı tungsten karbid frezler ile temizleme olduğunu ancak mineye en fazla zararı da bu yöntemin verdiğini bildirmişlerdir. Sof-lex diskler ile yapıştırıcı artıkları en uzun sürede temizlenmiştir. Bu disklerle düzgün bir yüzey elde edilmiş ise de mine yüzeyinde çok sayıda artık kalmıştır. Retief ve Denys⁹⁷ ve Zarrinnia ve ark.²²⁸ ise 12 bıçaklı tungsten karbid frezin yeterli hava soğutması ile yüksek hızda kullanılmasını, ardından orta-ince ve süper ince grenli Sof-lex diskler ile cilalanmasını ve lastik ve pasta ile pürüzlerin giderilmesini tavsiye etmektedir. Zachrisson ve Arthun²²⁹ da çalışmalarında, farklı bitirme tekniklerinin mine yüzeyine etkisini incelemişler ve en iyi sonucun düşük devirli tungsten karbid frez ve sonrasında cila ile sağlandığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde en az renk değişikliği tungsten karbid frez ve sonrasında uygulanan sof-lex cila diskleri ile elde edilmiştir.

Karan ve ark.⁸⁴ 2010 yılında yaptıkları çalışmalarında düşük devirde uygulanan 8 bıçaklı tungsten karbid frezler ile fiberle güçlendirilmiş kompozit frezleri (Stainbuster) yüzey pürüzlülüğü açısından karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda, kompozit frezler ile yüzeyi temizlemek daha uzun sürse de, tungsten karbid frezlere göre daha pürüzsüz yüzeyler elde edilmiştir. Trakyalı ve ark.²³⁰ da 2009 yılında yaptıkları çalışmalarında, tungsten karbid frezler ile mine yüzeyinin temizlenmesinin ardından Stainbuster frezler ile polisaj yapılmasının yüzey pürüzlülüğünü elimine ettiğini göstermişlerdir. Çalışmamızda sadece tungsten karbid ile bitirme protokolü uygulanan gruplarda daha fazla renk değişikliği olduğu görülmüştür. Bu durumun, sadece tungsten karbid ile bitirme protokolünün, dış yüzeyi pürüzlülüğüne daha fazla sebep olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda söküm işlemi sonrası mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi işlemi için 1. ve 4. Deney grubunda, yüksek hızda çalışan su soğutmalı aerötöre takılmış 12 bıçaklı tungsten karbid frezler kullanılmıştır. 2. ve 3. Deney grubunda ise aerötöre takılmış 12 bıçaklı tungsten karbid frezler ile birlikte sonrasında Sof-lex bitirme diskleri kullanılmıştır.

Çalışmamızın in-vitro oluşu nedeniyle bazı limitasyonları vardır. İlk olarak renk ölçüm işlemi, birçok ortam ve operatör faktöründen etkilenebildiği için büyük hassasiyet

gerektirmektedir. Bu nedenle ortam ışığının yaratacağı olumsuzlukları ortadan kaldırmak için çalışmamızda kullanılmak üzere suni günışığı veren renk tayin kutusu üretilmiştir. Böylece ölçümler yapılırken standardizasyon sağlanmıştır. Ayrıca tüm başlangıç ve bitim ölçümleri yalnızca tek bir operatör tarafından yapılmıştır.

O'Brien ve ark.'nın²³¹ araştırmasına göre, diş kronlarının vestibül yüzeylerinin farklı bölgeleri istatistiksel olarak farklı renk değerlerine sahiptir. Çalışmamızda, braketler dişlerin vestibül yüzeylerinin tam orta noktasına yerleştirildiğinden başlangıç ve bitim ölçümleri de bu noktalardan yapılmıştır. Bir diğer limitasyon ise hızlı yaşlandırma uygulaması ile ilgilidir. Çalışmamızda hızlandırılmış renklenme için 1 yıla denk gelecek şekilde tüm dişlere termal siklus cihazında 10.000 siklus uygulanmıştır. Ancak konu ile ilgili diğer çalışmalarda²⁷⁻²⁹ olduğu gibi, ağız ortamını taklit eden tükürük, gıda renklemeleri ve mekanik etkilerin bulunmaması ve diş fırçalama ile oluşan mekanik abrazyonun taklit edilmemiş olması bu çalışmanın limitasyonlarından. Ortodontik renklenme konusunda Karamouzou ve ark.²³² tarafından yapılan in-vivo çalışmada, ortodontik işlemler sırasında minenin yapısal ve yüzey özelliklerinin, dolayısıyla optik özelliklerinin değiştirildiği, bununla beraber renklemenin içsel ve dışsal birçok faktörden etkilendiği ancak in-vivo koşullarda bile tüm bu etkenlerin açıklanmasının mümkün olmadığı bildirilmiştir.

5.2. Renk ile İlgili Bulguların Tartışması

Çalışmamızda iki farklı braket sistemi ve iki farklı bitirme protokolünün, ortodontik tedavi sırasında ve sonrasında oluşabilecek renk değişiklikleri ile ilişkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Dişlere braket uygulanması ve sökülmesi sonucunda meydana gelecek renklenmeyi değerlendirmek için başlangıç renk ölçümü tayini yapılmış, braketler yapıştırıldıktan sonra termal siklus işlemi uygulanmıştır. Termal siklus işlemi sonrasında braketlerin sökülmesi işlemi yapılmış ve gruplara göre farklı bitirme protokolleri uygulanmıştır. Çalışmanın tüm renk ölçüm aşamalarında hata payını azaltmak için L, a ve b değerleri her diş için üçer defa kaydedilerek ortalamaları alınmış, renk ölçümleri arasındaki farkların karşılaştırılması için CIE'nin $\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2} = [(L_s - L_0)^2 + (a_s - a_0)^2 + (b_s - b_0)^2]^{1/2}$ formülünden yararlanılmış ve Delta E değeri hesaplanmıştır. Yapılan çalışmalarda, ortodontide klinik olarak renk değişikliğinin algılanmasında eşik

değer olarak ΔE 'nin 3,7 birimden büyük olması kabul edilmektedir.^{30,31,38,39} Bizim çalışmamızda da bu eşik değer üzerinden renk değerlendirmesi ve ölçümlerin tartışması yapılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan iki farklı braket sisteminden Flash Free braket grubunda, Gemini braket grubuna göre yapılan her iki bitirme protokolünde de daha az renk değişikliği meydana geldiği görülmüştür. Flash Free braket sisteminde, braket tabanında kendi yapıştırıcısının olması, braket etrafına daha az kompozit taşmasını sağlamaktadır. Bundan dolayı flash free braket sistemi kullanılan dişlerde daha az renk değişikliği olduğunu düşünmekteyiz.

Farklı braket sistemlerinin diş renkleşmesi üzerine etkisinin yanında temizleme ve cila işlemleri de ortodontik tedavi sonrasındaki diş renklenmesi açısından oldukça önemlidir. Mine derinliklerine penetre olan adeziv uzantılarının, braket sökümünden sonra kalan yapıştırıcı artıkları ile birlikte diş yüzeyinden kaldırılması istenmektedir. Adeziv uzantılarının dönüşümsüz olarak mine yüzeyine penetre olduğu ve bu adeziv artıkları ile renk değişikliği arasında ilişki olduğu düşünülmektedir.³⁸ Bundan dolayı braketlerin sökülmesi sonrasında temizleme işleminde kullanılan materyaller son derece önemlidir. Bu amaçla yapılan ve temizleme materyallerinin renk değişikliği üzerine etkilerini inceleyen çalışmalar oldukça azdır.^{38,39} Bu çalışmalarda, bizim kullandığımız temizleme materyallerinden farklı olarak, tungsten karbid frez ile birlikte son dönemde geliştirilen güçlendirilmiş kompozit frezlerin renk değişikliği üzerine etkileri karşılaştırılmıştır. Trakyalı ve ark.²³⁰ yaptıkları çalışmada bitim ve cila işlemlerinde kullanılan güçlendirilmiş kompozit frez ile tungsten karbid frezin renk değişikliği üzerine etkilerini inceleyip, iki frez arasında renklenme açısından bir değişiklik olmadığını, sadece güçlendirilmiş kompozit frezlerde daha pürüzsüz bir yüzey elde edildiğini bildirmişlerdir. Her iki frez arasında renk değişikliği açısından fark olmaması sonucu, bizim çalışmamızdaki bitirme protokolleri arasında anlamlı fark olmamasıyla uyum göstermektedir.

Benzer diğer çalışmalarda ise güçlendirilmiş kompozit frezler ile tungsten karbid frezlerin ortodontik tedavide renk değişikliğine olan etkileri incelenmiştir.^{38,39} Güçlendirilmiş kompozit frezler ile pürüzsüz bir bitim yüzeyi sağlandığı ve bu frezler ile renklenmenin daha az olduğu belirtilmiştir.^{38,39} Çalışmamızda kullandığımız bitirme tekniklerinin farklı

olması nedeniyle, dişlerde meydana gelen renk değişikliğinin, bu çalışmadan farklı olarak, anlamsız çıktığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda uygulanan farklı braket sistemlerinin diş yüzeyinden sökülmesi sonrasında kalan adeziv artıklarının temizlenmesinde kullanılan tungsten karbid frez ile temizleme yönteminin her iki braket sisteminde de, istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en fazla renk değişikliğine sebebiyet verdiği görülmektedir. Her iki braket grubunda, tungsten karbid frez sonrası uygulanan sof-lex disk uygulamasının ise, en az klinik renk değişikliğine neden olduğu görülmüştür. Artık adezivin uzaklaştırılması esnasında, Sof-lex disk uygulamasının, tungsten karbid frezlere göre mine dokusuna daha az zarar vermesi ve daha pürüzsüz bir yüzey oluşturması nedeniyle Sof-lex disk grubunda renk değişikliğinin daha az olduğunu düşünmekteyiz.¹²²

Kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinde, elmas frezin tungsten karbid frezlere göre, daha fazla mine derinliğine inip daha çok madde kaldırdığından, kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinde daha etkili olduğu bildirilmiştir.⁸¹ Bu durumu destekleyen başka bir çalışmada ise elmas frezle mine yüzeyinde oluşan madde kaybının (19.2 µm), tungsten karbid freze (11.3 µm) kıyasla daha fazla olduğu belirtilmiştir.⁶¹ Kaybın daha fazla olması, elmas frezin mine yüzeyinden daha fazla madde kaldırmasıyla ilişkilendirilmiştir. Elmas frezin mine yüzeyine vereceği zarardan dolayı kullanımında oldukça dikkatli olunmalıdır. Zachrisson ve ark.¹²⁷ yaptıkları çalışmada, elmas frez kullanımının tungsten karbid freze kıyasla mine yüzeyinden daha fazla madde kaybına sebep olduğunu ve mineye zarar verdiğini belirtmişlerdir. Çalışmalarda mine yüzeyinde oluşabilecek hasarı azaltmak için kullanılan tungsten karbid frezler ile daha pürüzsüz bir bitim yüzeyi elde edildiği belirtilmiştir.^{122,126} Bazı araştırmacılar yüzey pürüzlülüğü ile renklenme arasında korelasyon olmadığını belirtirken¹⁷⁰, yüzey pürüzlülüğünün azalması ile ışık yansımalarının arttığını ve bu durumun da renklenmeyi azaltacağını belirten araştırmacılar da mevcuttur.⁹⁵ Bizim çalışmamızda da yüzey pürüzlülüğünü azaltmaya yönelik yapılan sof-lex uygulamasının, her iki braket türünde de diğer gruplara göre en az renk değişikliğine sebebiyet verdiği görülmüştür.

Renklenme, ortodontik tedavi sonrasında ortaya çıkabilen ve dikkate alınması gereken bir konudur. Bu sorun ile karşılaşan hastaların tedavi ile elde edilen sonuçtan aldıkları tatmin ve mutluluk duyguları düşmektedir. Elde edilen okluzyon sonucu ne kadar ideal olsa da;

estetik sonucu hastayı mutsuz etmektedir. Klinikte kullanılan farklı braket sistemleri ve farklı yapıştırıcı artıklarını temizleme materyalleri ortodontik tedaviyle oluşan ve sonrasında da olumsuz yönde şiddetlenerek devam eden renklenmeyi etkilemektedir. Bundan dolayı, en az renklenmeye neden olacak braket sistemleri ve braket adeziv temizleme materyallerinin birlikte kullanılması önerilmektedir.



6.SONUÇ

Farklı braket sistemlerinin ve braketlerin debondingi sonrasında mine yüzeyinde kalan adeziv artıklarının temizlenmesinde kullanılan farklı bitirme tekniklerinin diş renkleşmesi üzerine etkisinin değerlendirildiği in vitro çalışmamız sonucunda elde edilen sonuçlar şunlardır:

1. Yaptığımız bu in vitro çalışma neticesinde, kullanmış olduğumuz her iki braket sisteminin ve bitirme tekniğinin diş yüzeyinde renklenme meydana getirdiğini tespit edildi. Kullanılan braket sistemleri ve braket sökümünden sonra diş yüzeyinde kalan adezivi temizlemek için kullanılan frezlerin diş minesi üzerinde meydana gelen renkleşmeler üzerinde etkili olduğunu saptadık.
2. Tungsten karbid frez ile adeziv artıklarının temizlendiği dişler, tungsten karbid sof-lex ile adeziv artıklarının temizlendiği dişlere göre daha fazla renk değişikliğine uğramıştır.
3. Flash Free braket sisteminin, Gemini braket sistemine göre bitirme protokollerinden bağımsız olarak dişler üzerinde anlamlı derecede daha az renk değişikliğine sebep olduğu görülmüştür.
4. Çalışmamızda en fazla renk değişikliğinin, Gemini braket grubundaki dişlere tungsten karbid frezler ile bitirme işlemi uygulanması sonucu meydana geldiği görülmüştür.
5. Çalışmamızda en az renk değişikliği Flash Free braketlerde bitirme işlemi olarak tungsten karbid frez sof-lex uygulaması sonucu elde edildiği görülmüştür.

Kişilerin estetik beklentilerinin karşılanması, ortodontik tedavinin önemli hedefleri arasında olduğundan, tedavi sırasında ve sonrasında dişlerde meydana gelebilecek renk değişikliğinin önlenmesi tedavinin başarısını arttıracaktır. Çalışmamızın sonuçlarına göre renk değişikliğinin daha az görüldüğü braket sistemi olan flash free braketler ile bitirme protokolü olarak kullanılan tungsten karbid frez sonrası sof-lex uygulamasının tedavinin başarıyla sonuçlandırılmasında katkısı olacağını düşünmekteyiz.

7.KAYNAKLAR

1. **Joiner A.** Tooth color: a review of the literature. *J Dent*, **2004**; 32:3-12.
2. **Zachrisson BU, Büyükyılmaz T.** Bonding in Orthodontics. In Graber TM, Vanarsdall RL, Vig KW (eds). *Orthodontics: Current Principles Techniques*. (4th ed). Elsevier Mosby, St Louis, **2005**; pp. 579-659.
3. **Van Waes H, Matter T, Krejci I.** Three-dimensional measurement of enamel loss caused by bonding and debonding of orthodontic brackets. *Am j orthod dentafac ortohop*, **1997**; 112 (6):666-9.
4. **Legler LR, Retief DH, Bradley EL.** Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study. *Am j orthod dentafac ortohop*, **1990**; 98(2):154-60.
5. **Brown CR, Way DC.** Enamel loss during orthodontic bonding and subsequent loss during removal of filled and unfilled adhesives. *Am J Orthod*, **1978**; 74(6):663-71.
6. **Pont HB, Özcan M, Bagis B, Ren Y.** Loss of surface enamel after bracket debonding: an in-vivo and ex-vivo evaluation. *Am j orthod dentafac ortohop*, **2010**; 138(4):387.e1-9.
7. **Arhun N, Arman A.** Effects of orthodontic mechanics on tooth enamel: a review. *Semin Orthod*, **2007**; 13:281-291.
8. **Bishara SE, Ostby AW, Laffoon J, Warren JJ.** Enamel cracks and ceramic bracket failure during debonding in vitro. *Angle Orthod*, **2008**; 78(6):1078-83.
9. **Montasser MA, Drummond JL, Evans CA.** Rebonding of orthodontic brackets. Part I: a laboratory and clinical study. *Angle Orthod*, **2008**; 78(3):531-6.
10. **Campbell PM.** Enamel surfaces after bracket debonding. *Angle Orthod*, **1995**; 65:103-110.
11. **Türk SE, Cakmak F, İsci D, Türk T.** 12 Month self-ligating bracket failure rate with a Self-Etching Primer. *Angle Orthod*. **2008**; 78(6):1095-1100.
12. **O'Brien KD, Read MJF, Sandison RJ, Roberts CT.** A visible light- activated direct-bonding material: An in vivo comparative study. *Am j orthod dentafac ortohop*, **1989**; 95:348-51.
13. **Sunna S, Rock WP.** Clinical performance of orthodontic brackets and adhesive systems: A randomized clinical trial. *Br J Orthod*. **1998**; 25:283-7.
14. **Murray SD, Hobson RS.** Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. *Am j orthod dentafac ortohop*. **2003**; 123:2-9.
15. **Buonocore MG.** A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Jour Dent*. **1955**; 34:849-53.
16. **Horiuchi S, Kaneko K, Mori H, Kawakami E, Tsukahara T, et al.** Enamel bonding of self-etching and phosphoric acid-etching orthodontic adhesives in simulated clinical conditions: debonding force and enamel surface. *Dent Mater J*. **2009**; 28(4):419-25.
17. **Hosein I, Sherriff M, Ireland AJ.** Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer. *Am j orthod dentafac ortohop*. **2004**; 126(6):717-24.
18. **Cal-Neto JP, Carvalhob F, Almeida RJ, Miguel JA.** Evaluation of a new self-etching primer on bracket bond strength in vitro. *Angle Orthod*. **2006**; 76:466-469.
19. **Von Fraunhofer JA, Allen DJ, Orbell GM.** Laser etching of enamel for direct bonding. *Angle Orthod*. **1993**; 63:73-76.
20. **Martínez-Insua A, Da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penín UA.** Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent*. **2000**; 84(3):280-8.
21. **Üşümez S, Orhan M, Üşümez A.** Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am j orthod dentafac ortohop*. **2002**; 122:649-56.
22. **Lee BS, Hsieh TT, Lee YL, Lan WH, Hsu YJ, et al.** Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er:YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. *Angle Orthod*. **2003**; 73(5):565-70.
23. **Korkmaz Y, Ozel E, Attar N, Bicer CO, Firatli E.** Microleakage and scanning electron microscopy evaluation of all-in-one self-etch adhesives and their respective nanocomposites prepared by erbium:yttrium-aluminum-garnet laser and bur. *Lasers Med Sci*. **2010**; 25(4):493-502.
24. **Kocadereli İ, Canay Ş, Akça K.** Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. *Am j orthod dentafac ortohop*. **2001**; 119:617- 620.

25. **Sarı Z, Üşümez S, Uysal T.** Metalik ortodontik braketlerin mine yüzeyine yapıştırılmasında fosforik asit ve kumla pürüzlendirme. *Türk Ortodonti Dergisi*. **2001**; 14(3):119-124.
26. **Garcia-Godoy F, Martin S.** Shear strength of ceramic brackets bonded to etched or unetched enamel. *J Clin Pediatr Dent*. **1995**; 19(3):181-3.
27. **Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Suzuki N, Murakami Y, et al.** Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg*. **2001**; 19(6):297-303.
28. **Millett DT, McCabe JF, Bennet TG, Carter NE, Gordon PH.** The effect of sandblasting on retention of first molars orthodontic bands cemented with glass ionomer cement. *Br J Orthod*. **1995**; 22:161-169.
29. **Reisner KR, Levitt HL, Mante F.** Enamel preparation for orthodontic bonding: A comparison between the use of a sandblaster and current techniques. *Am j orthod dentafac ortohop*. **1997**; 111:366-73.
30. **Joo HJ, Lee YK, Lee DY, Kim YJ, Lim YK.** Influence of orthodontic adhesives and clean-up procedures on the stain susceptibility of enamel after debonding. *Angle Orthod*. **2011**; 81(2):334-40.
31. **Gönül N.** Farklı mine pürüzlendirme yöntemleri ile oluşabilecek renk değişikliklerinin in vitro değerlendirilmesi. Yeditepe Üniversitesi, Doktora Tezi, İstanbul. **2011**.
32. **Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskow O.** Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res*. **1975**; 9:373-375.
33. **Zachrisson BU.** A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am j orthod dentafac ortohop*. **1977**; 71(2): 173-89.
34. **Karamouzos A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA, Kolokithas G.** Toothcolor assessment after orthodontic treatment: a prospective clinical trial. *Am j orthod dentafac ortohop*. **2010**; 138(5):537.
35. **Maijer R, Smith DC.** Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. *Am j orthod dentafac ortohop*. **1981**; 79:20-34.
36. **Ceen RF, Gwinnett AJ.** Indelible iatrogenic staining of enamel following debonding. *J Clin Orthod*. **1980**; 14:713-715.
37. **Øgaard B, Rølla G, Arends J.** Orthodontic appliances and enamel demineralization: Part 1. Lesion development. *Am j orthod dentafac ortohop*. **1988**; 94:68-73.
38. **Cebesoy EK.** Farklı iki ortodontik braketin tutuculuğunun değerlendirilmesi ve farklı bitirme materyallerinin mine yüzeyine etkisi. Gazi Üniversitesi, Doktora Tezi, Ankara **2010**.
39. **Boncuk Tüzgıray Y.** Ortodontik tedavi sırasında diş minesindeki renk değişikliklerinin incelenmesi. Başkent Üniversitesi, Doktora Tezi, Ankara **2012**.
40. **Proffit W, Fields Jr H, Sarver D.** *Contemporary Orthodontics*. 5th. ed., Elsevier Health Sciences, **2012**, 347-89.
41. **Acar A, Karabiber G.** *Ortodontik Materyaller*. In: Erverdi N, editor. Çağdaş Ortodonti. *Quintessence Yayıncılık*, İstanbul, **2017**, 213-24.
42. **3M Gemini metal brackets,** Erişim https://www.3m.com/3M/en_US/company-us/all-3m-products/~All-3M-Products/Orthodontic/Orthodontic-Brackets/Metal/?N=5002385+8710666+8711017+8716968+8717536+3294857497&rt=r3 **2019**
Erişim Tarihi: 15.05.2019
43. **Hirani S.** Handling characteristics of precoated and operator-coated brackets. *J Clin Orthod*. **2005**; 39(7): 429.
44. **Cooper R, Goss M, Hamula W.** Direct bonding with light-cured adhesive precoated brackets. *J Clin Orthod*. **1992**; 26(8): 477-79.
45. **Zachrisson BU.** A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am j orthod dentafac ortohop*. **1977**; 71(2): 173-89.
46. **Zachrisson BU, Brobakken BO.** Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *Am j orthod dentafac ortohop*. **1978**; 74(1): 62-78.
47. **Sunna S, Rock WP.** An ex vivo investigation into the bond strength of orthodontic brackets and adhesive systems. *Br J Orthod*. **1999**; 26: 47-50.
48. **Ash S, Hay N.** Adhesive pre-coated brackets, a comparative clinical study. *Br J Orthod*. **1996**; 23(4): 325-29.
49. **Grünheid T, Sudit GN, Larson BE.** Debonding and adhesive remnant clean up: an in vitro comparison of bond quality, adhesive remnant clean up, and orthodontic acceptance of a flash-free product. *Eur J Orthod*. **2014**; 37(5): 497-502.

50. **Eliades T, Eliades G, Brantley WA.** Microbial attachment on orthodontic appliances: I. Wettability and early pellicle formation on bracket materials. *Am j orthod dentofac orthop.* **1995;** 108(4): 351-60.
51. **Kim J, Kanavakis G, Finkelman MD, Lee M.** Microleakage under ceramic flash-free orthodontic brackets after thermal cycling. *Angle Orthod.* **2016;** 86(6): 905-08.
52. **Lee M, Kanavakis G.** Comparison of shear bond strength and bonding time of a novel flash-free bonding system. *Angle Orthod.* **2015;** 86(2): 265-70.
53. **Foersch M, Schuster C, Rahimi RK, Wehrbein H, Jacobs C.** A new flash-free orthodontic adhesive system: A first clinical and stereomicroscopic study. *Angle Orthod.* **2015;** 86(2): 260-64.
54. **3M Orthodontic Adhesives.** Erişim: https://www.3m.com/3M/en_US/company-us/all-3m-products/~/_All-3M-Products/Health-Care/Oral-Care/Orthodontic-Adhesives/?N=5002385+8707795+8707799+8711017+8716975+3294857497&rt=r3. **2018.** Erişim tarihi: 22.12.2018
55. **Ten Cate JM, Featherstone JDB.** Physicochemical aspects of fluoride enamel interactions. In: Fejerskov O, Ekstrand J, Burt BA (eds). *Fluoride in Dentistry* (2nd ed.) Munksgaard, Copenhagen. **1996;** pp.252-69.
56. **Van Rensburg BGJ.** *Oral biology.* Enamel. Quintessence Publishing Co. **1981;** Ink. pp.289-90.
57. **Gürkan Sİ, Bayırlı GŞ, Sandallı P.** *Diş hastalıkları ve konservatif diş tedavisi.* Bozak matbaası, İstanbul. **1972;** s.278-286.
58. **Linklater RA, Gordon PH.** An ex vivo study to investigate bond strengths enamel for different tooth types. *J Orthod.* **2001;** (28):59-65.
59. **Hobson RS, McCabe JF, HOGG SD.** Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dent Mater.* **2001;** (17):184-189.
60. **Miura F, Nakagawa K, Ishizaki A.** Scanning electron microscopic studies on the direct bonding system. Bull Tokyo Med Dent Univ 1973 Browning H, Shroff B, Marshall F, Anderson RHB, Monn PC. 61-20: 245-60. In: Lindauer SJ. Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **1997;** 111:599-605.
61. **Pus MD, Way DC.** Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **1980;** 77(3):269-83.
62. **Lill DJ, Lindauer SJ, Tüfekçi E, Shroff B.** Importance of pumice prophylaxis for bonding with self-etch primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2008;**133:423-6.
63. **Bishara, S.E., Vonwald, L., Laffoon, J.F., Jakobsen, J.R.** Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer adhesive. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2000;** 118: 288-294.
64. **Reynolds IR.** A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod.* **1975;** 2:171-180.
65. **Bin Abdullah M, Rock WP.** The effect of etch time and debond interval upon the shear bond strength of metallic orthodontic brackets. *Br Dent J.* **1996;** 23:121-4.
66. **Shinchi MJ, Soma K, Nakabayashi N.** The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel. *Dent Mater.* **2000;** 16(5):324-9.
67. **Osorio R, Toledano M, Godoy FG.** Bracket bonding with 15-or 60-second etching and adesive remaining on enamel after debonding. *Angle Orthod.* **1999;** 66(1):45-49.
68. **Vilchis RJ, Hotta Y, Yamamoto K.** Examination of enamel-adhesive interface with focused ion beam and scanning electron microscopy. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2007;** 31(5):646-50.
69. **Bishara SE, Ostbyb AW, Ajlounic R, Laffoon JF, Warren JJ.** Early shear bond strength of a one-step self-adhesive on orthodontic brackets. *Angle Orthod.* **2006;** 76(4):689-93.
70. **Üşümez S, Karaman AI, Büyükyılmaz T.** Effect of self-etching primers on bond strength are they reliable? *Angle Orthod.* **2003;** 73(1):64-70.
71. **Chu CH, Ou KL, Dong DR, Huang HM, Tsai HH, Wang WN.** Orthodontic bonding with self-etching primer and self-adhesive systems. *Eur J Orthod.* **2011;** 33(3):276-81.
72. **Wilson, A.D. Kent, B.E.** A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J.* **1972;** 132: 133-135.
73. **Creanor, S.L, Carruthers, L.M, Saunders, W.P., Strang, R., Foye, R.H..** Flouride uptake and release characteristics of glass ionomer cements. *Caries Res.* **1994;** 28: 322-328.
74. **Gorton, J., Featherstone, J.D.** In vivo inhibition of demineralization around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2003;** 123: 10-14.
75. **Pascotta, R.C., Navarro, M.F.D.L., Filho, L.C., Cury, J.A.** In vivo effect of a resin-modified glass ionomer cement on enamel demineralization around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2004;** 125: 36-41.

76. **Chung, C.K., Millett, D.T., Creanor, S.L., Gilmour, W.H., Foye, R.H.** Flouride release and cariostatic ability of a compomer and resin-modified glass ionomer cement used for orthodontic bonding. *J Dent.* **1998**; 26: 533-538.
77. **Gaworski, M., Weinstein, M., Borislow, A.J., Bratman, L.E.** Decalcification and bond failure: A comparison of a glass ionomer and a composite resin bonding system in vivo. *Am J Orthod Dentofac Orthop* **1999**; 116: 518-521
78. **Mandall, N.A., Millett, D.T., Mattick, C.R., Hickman, J., Macfarlane, T.V., Worthington, H.V.** Adhesives for fixed orthodontic brackets. *Cochrane Database Syst Rev.* **2003**; CD002282.
79. **Cebesoy, E.K.** Farklı İki Ortodontik Braketin Tutuculuğunun Değerlendirilmesi ve Farklı Bitirme Materyallerinin Mine Yüzeyine Etkisi. *Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.* **2010.**
80. **Regan, D., Lemasney, B., Van Noort, R.** The tensile bond strength of new and rebonded stainless steel orthodontic brackets. *Eur J Orthod.* **1993**; 15: 125-135.
81. **Krell, K.V., Courey, J.M., Bishara, S.E.** Orthodontic bracket removal using conventional and ultrasonic debonding techniques, enamel loss, and time requirements. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **1993**; 103: 258-266.
82. **Burapavong, V., Marshall, G.W., Apfel, D.A., Perry, H.T.** Enamel surface characteristics on removal of bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* . **1978**; 74: 176-187.
83. **Boyer, D.B., Engelhardt, G., Bishara, S.E.** Debonding orthodontic ceramic brackets by ultrasonic instrumentation. *Am J Orthod Dentofac Orthop* . **1995**; 108: 262-266.
84. **Karan, S., Kircelli, B.H., Tasdelen, B.** Enamel surface roughness after debonding. *Angle Orthod.* **2010**; 80: 1081-1088.
85. **Zachrisson, B.U.** A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **1977** 71: 173-189.
86. **Smith, S.C., Walsh, L.J., Taverno, A.A.** Removal of orthodontic bonding resin residues by CO2 laser radiation: surface effects. *J Clin Laser Med Surg.* **1999**; 17: 13-18.
87. **Diedrich, P.** Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **1981**; 79: 500-522.
88. **Bishara, S., F. Laffoon, J., Vonwald, L., Warren, J.J.** The effect of repeated bonding on the shear bond strength of different orthodontic adhesive. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2002**; 121: 521-525.
89. **Harari, D., Aunni, E., Gillis, I., Redlich, M.** A new multipurpose dental adhesive for orthodontic use: An in vitro bond strength study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2000**; 118: 307-310.
90. **Jaffer, S., Oesterle, L.J., Newman, S.M.** Storage media effect on bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2009**; 136: 83-86.
91. **Qen, J.O., Gjerdet, N.R., Witsh, P.J.** Glass ionomer cements used as bonding materials for metal orthodontic brackets. An in vitro study. *Eur J Orthod.* **1991**; 13: 187-191.
92. **Ajlouni, R., Bishara, S.E., Oonsombat, C., Denehy, G.E.** Evaluation of modifying the bonding protocol of a new acid-etch primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2004**; 74: 410-413.
93. **Abu Alhajja, E.S.C., Al-Whadni, A.M.S.** Evaluation of shear bond strength with different enamel pre-treatments. *Eur J Orthod.* **2004**; 26: 179-184.
94. **Bryant, S., Retief, D.H., Russell, C.M., Denys, F.R.** Tensile bond strengths of orthodontics bonding resins and attachments to etched enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **1987**; 92: 225-231.
95. **Kim, S.S., Park, W.K., Son, W.S., Ahn, H.S., Ro, J.H., Kim, Y.D.** Enamel surface evaluation after removal of orthodontic composite remnants by intraoral sandblasting: a 3-dimensional surface profilometry study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2007**; 132: 71-76
96. **Hong, Y.H., Lew, K.K.K.** Quantitative and qualitative assessment of enamel surface following five composite removal methods after bracket debonding. *Eur J Orthod.* **1995**; 17: 121-128.
97. **Retief, D.H., Denys, F.R.** Finishing of enamel surfaces after debonding of orthodontic attachments. *Angle Orthod.* **1979**; 49: 1-10.
98. **Fondriest, J.** Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int. J Periodontics Restorative Dent.* **2003**; 23: 467-479.
99. **Chung, K.H.** Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater.* **1994**; 10: 325-330.
100. **Russell, M.D., Gurfraz, M., Moss, B.W.** In vivo measurement of color changes in natural teeth. *J Oral Rehabil.* **2000**; 27: 786-792.

101. **Joseph,V.P., Rossouw,P.E., Basson,N.J.,** Do sealants seal? An SEM investigation. *J.Clin.Orthod.* **1992;** 26, 141-144.
102. **Prevost,A.P., Fuller,J.L., Peterson,L.C.,** The use of an intermediate resin in the acid-etch procedure: retentive strength, microleakage, and failure mode analysis. *J.Dent.Res.* **1982;** 61, 412-418
103. **Wang,W.N.,Tarng,T.H.,**Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **1991;** 100, 72-79
104. **Ceen,R.F., Gwinnett,A.J.,** Indelible iatrogenic staining of enamel following debonding. A case report. *J.Clin.Orthod.* **1980;** 14, 713-715.
105. **Gwinnett,A.J., Ceen,R.F.,**An ultraviolet photographic technique for monitoring plaque during direct bonding procedures. *Am J Orthod Dentofac Orthop .* **1978;** 73, 178-186.
106. **Hobson,R.S., Ledvinka,J., Meechan,J.G.,** The effect of moisture and blood contamination on bond strength of a new orthodontic bonding material. *Am.J.Orthod.Dentofacial Orthop.* **2001;** 120, 54-57.
107. **Schaneveldt,S., Foley,T.F.,** Bond strength comparison of moistureinsensitive primers. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2002;** 122, 267-273.
108. **Sfondrini,M.F., Cacciafesta,V., Scribante,A., De Angelis,M., Kiersy,C.,** Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional and self-etching primers. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2004;** 125, 357-360.
109. **Zeppieri,I.L., Chung,C., Mante,F.K.,** Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and selfetching primers. *Am J Orthod Dentofac Orthop .* **2003;** 124, 414-419
110. **Swartz,M.L.,** Orthodontic bonding. *Orthod.Select.* **2004;** 16, 1-4.
111. **Jost-Brinkmann,P.G., Schiffer,A., Miethke,R.R.,** The effect of adhesivelaye thickness on bond strength. *J.Clin.Orthod.* **1992;** 26, 718-720.
112. **Jost-Brinkmann,P.G., Schiffer,A., Miethke,R.R.,** **1992.** The effect of adhesivelaye thickness on bond strength. *J.Clin.Orthod.* 26, 718-720.
113. **Keim,R.G., Gottlieb,E.L., Nelson,A.H., Vogels,D.S.,** 2002 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Part 3. More breakdowns of selected variables. *J.Clin.Orthod.* **2002;** 36, 690-699.
114. **Zachrisson,B.U.,** A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **1977;** 71, 173-189.
115. **Zachrisson,B.U, Brobakken,B.O.,** Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop .* **1978;** 74, 62-78.
116. **Gardner, A., Hobson, R.** Variations in acid-etch patterns with different acids and etch times. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2001;** 120: 6467.
117. **Chu, S.J., Devigus, A., Mielezsko, A.** Fundamentals of color shade matching and communication in esthetic dentistry. 1th ed. Quintessence Pub Co, Inc. **2004**
118. **Rouleau BD Jr, Marshall GW Jr, Cooley RO.** Enamel surface evaluations after clinical treatment and removal of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **1982;** 81:423-426.
119. **Krell KV, Courey JM, Bishara SE.** Orthodontic bracket removal using conventional and ultrasonic debonding techniques, enamel loss, and time requirements. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **1993;** 103(3):258-66.
120. **Banerjee A, Paolinelis G, Socker M, McDonald F, Watson TF.** An in vitro investigation of the effeciveness of bioactive glass air-abrasion in the ‘selective’ removal of orthodontic resin adhesive. *Eur J Orthod.* **2008;** 116(5):488-92.
121. **Jefferies S.** Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: A state of the art review. *Dent Clin North Am.* **2007;** 51:379-397.
122. **Hong YH, Lew KKK.** Quantitavive and qualitative assestment of enamel surface following five composite removal methods after bracket debonding. *Eur J Orthod,* **1995;** 17:121-128.
123. **RJ, Radlanski.** A new carbide finishing bur for bracket debonding. *J Orofac Orthop,* **2001;** 62:296-304.
124. **Bertrand D, Rouleau Jr, Grayson W, Marshall Jr, Cooley RO.** Enamel surface evaluations after clinical treatment and removal of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **1982;** 81:423-426.
125. **Ulusoy Ç.** Comparison of finishing and polishing systems for residual resin removal after debonding. *J Appl Oral Sci.* **2009;** 17(3):209-15.

126. **Zarrinnia K, Eid NM, Kehoe MJ.** The effect of different debonding techniques on the enamel surface: an in vitro qualitative study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. **1995**; 108(3):284-93.
127. **Zachrisson BU, Arthun J.** Enamel surface appearance after various debonding techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. **1979**; 75(2):121-7.
128. **Ottl P, Lauer HC.** Temperature response in the pulpal chamber during ultrahigh-speed tooth preparation with diamond burs of different grit. *J Prosthet Dent*. **1998**; 80:12-19.
129. **Eliades T, Gioka C, Heim M, Eliades G, Makou M.** Color stability of orthodontic adhesive resins. *Angle Orthod*. **2004**; 74:391-393.
130. **Uysal T, Eldeniz AU, Usumez S, Usumez A.** Thermal changes in the pulp chamber during different adhesive clean-up procedures. *Angle Orthod*. **2005**; 75(2):220-5.
131. **Schuchard A.** A histologic assessment of low-torque, ultrahighspeed cutting technique. *J Prosthet Dent*. **1975**; 34:644-651.
132. **Sato K.** Relation between acid dissolution and histological alteration of heated tooth enamel. *Caries Res*. **1983**; 17:490-495.
133. **Robinson HB, Lefkowitz W.** Operative dentistry and the pulp. *J Prosthet Dent*. **1962**; 12:985-1001.
134. **Taira M, Wakasa K, Yamaki M, Matsui A.** Heat generated when cutting natural tooth enamel, composite resin model tooth enamel and glass-ceramic typodont tooth. *Hiroshima Daigaku Shigaku Zasshi*. **1990**; 22:210-212.
135. **Moulding MB, Loney RW.** The effect of cooling techniques on intrapulpal temperature during direct fabrication of provisional restorations. *Int J Prosthodont*. **1991**; 4:332-336.
136. **Zach L, Cohen C.** Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. **1965**; 19:515-530.
137. **Eminkahyagil N, Arman A, Karabulut E.** Effect of resin-removal methods on enamel and shear bond strength of rebonded brackets. *Angle Orthod*. **2006**; 76:515-530.
138. **Craig RG.** Restorative Dental Materials. Fifth edition, Churchill Livingstone. New York. **1986**; pp.21-26.
139. **Fondriest J.** Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int. J Periodontics Restorative Dent*. **2003**; 23: 467-79.
140. **Russell MD, Gurfraz M, Moss BW.** In vivo measurement of color changes in natural teeth. *J Oral Rehabil*. **2000**; 27:786-792.
141. **Moser JB, Wozniak WT, Muller TP, Moore BK.** Use of munsell system to compute color differences in composite resins. *J Dent Res*. **1978**; 57:958-963.
142. **Chu SJ, Devigus A ve Miesleszko A** Fundamentals of color shade matching and communication in esthetic dentistry. 1th ed. Quintessence Pub Co Inc, **2004**.
143. **Wee AG, Managhan P, Johnston WM.** Variation in color between intended and matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent*. **2002**; 87:657-666,.
144. **O'Brein WJ, Boenke KM, Groh CL.** Coverage errors of two shade guides. *Int J Prosthodont*. **1991**; 4:45-50.
145. **Pizzamiglio E.** A color selection technique. *J Prosthet Dent*, 66:592-596, **1991**.
146. **Russell MD, Gurfraz M, Moss BW.** In vivo measurement of color changes in natural teeth. *J Oral Rehabil*. **2000**; 27:786-792.
147. **Swift EJ Jr, Hamel SA, Lund PS.** Colorimetric evaluation of Vita shade resin composites. *Int J Prosthodont*. **1994**; 7:356-361.
148. **Saraç D, Saraç YŞ, Yüzbaşıoğlu E.** Farklı kompozitlerle bir renk skalası arasındaki renk farklılıkları. *GÜ Diş Hek Fak Derg*. **2005**; 22(2):77-82.
149. **Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S.** Color and translucency of in vivo natural central incisors. *J Prosthet Dent*. **2000**; 83:418-423.
150. **Berns RS, Billmeyer FW, Saltzman M.** Principles of color technology. John Wiley&Sons, New York, 1th ed. **2000**.
151. **Baltzer A, Kaufman V, Jinoian.** The determination of the tooth color. *Quintessenz Zahntech*. **2004**; 30:726-740.
152. **Heydecke G, Zhang F, E.Razzoog M.** In vitro color stability of double layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent*. **2001**; 85:551-7.
153. **Johnston WM, Kao EC.** Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res*. **1989**; 68:819-822.
154. **Büyükyılmaz Ş, Ruyter IE.** Color stability of denture base polymers. *Int J Prosthodont*. **1994**; 7:372-382.

155. **Ruyter IE, Nilner K, Möller B.** Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater.* **1987**; 3:246-251.
156. **Stephen J, Chu DMD, Devigus A, Mielezsko A.** Fundamentals of color. *Quintessence books*, **2004**
157. **Watts A, Addy M.** Tooth discolouration and staining a review of the literature. *Br Dent J.* **2001**; 190:309-316.
158. **Lee YK, Powers JM.** Color difference of four esthetic restorative materials by the illuminant. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2005**; 18(5):359-63.
159. **Crisp S, Abel G, Wilson AD.** The quantitative measurement of the opacity of aesthetic dental filling materials. *J Dent Res.* **1979**; 58(6):1585-96.
160. **O'Brien WJ.** Dental materials and their selection. *Quintessence Pub Co Inc 1th ed*, **2002**.
161. **Sproull RC.** Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *J Prosthet Dent.* **2001**; 86:453-457.
162. **Paravina RD, Powers JM, Fay R.** Dental color standards shade tab arrangement. *J Esthet Restor Dent.* **2001**; 13:254-263.
163. **Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hammerle CH.** Visual and spektrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res*, **2002**; 81:578.
164. **Miller L.** Esthetic Dentistry development program shade selection. *J Esthet Dent*, **1994**; 6(2):47-60.
165. **Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S.** Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent*, **1998**; 80:642-648.
166. **Powers JM, Paravina RD.** Esthetic color training in dentistry. St Louis, *Elsevier Mosby*. **2004**; p:3-33.
167. **O'Brien WJ.** Dental materials and their selection. *Quintessence Pub Co Inc 1th ed*, **2002**.
168. **Jahangiri L, Reinhardt SB, Mehra RV, Matheson PB.** Relationship between tooth shade value and skin color, an observation study. *J Prosthet Dent*, **2002**; 87(2):149-152,.
169. **Dayan D, Heifferman A, Gorrski M, Begleiter A.** Tooth discoloration- extrinsic and intrinsic factors. *Quintessence Int.* **1983**; 14(2):195-199.
170. **Reis FA, Giannini M, Lovadino RJ, Ambrosano MG.** Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater*, **2003**; 19:12-18.
171. **Joiner A, Jones NM, SJ Raven.** Investigation of factors influencing stain formation utilizing an in situ model. *Adv Dent Res.* **1995**; 9(4):471-476.
172. **Ness L, Rosekrans DL, Welford JF.** An epidemiologic study of factors affecting extrinsic staining of teeth in an English population. *Community dent oral epidemiol.* **1977**; 5:44-60.
173. **Arın H.** Farklı Sodyum Perbarat tiplerinin intrakoronal ağartma ve dentin geçirgenliği üzerine etkileri. *Doktora tezi.* Selçuk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Konya **2000**.
174. **Pearson D.** The chemical analysis of foods, 7th ed. London, Churchill, *Livingstone*. **1976**; pp. 1-450.
175. **Dietchi D, Campanile G Holz J, Meyer JM.** Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dent Mater.* **1994**; 10:353-62.
176. **Dennison J.** Surface roughness and staining susceptibility of composite resins after finishing and polishing. *Esthet Restor Dent.* **2011**; 23(1):44-5.
177. **Jahanbin A, Ameri H, Khaleghimoghammad R.** Effect of adhesive types on enamel discolouration around orthodontic brackets. *Aust Orthod J.* **2009**; 25(1):1923.
178. **Faltenmeier A, Rosentritt M, Reicheneder C, Behr M.** Discoloration of orthodontic adhesives caused by food dyes and ultraviolet light. *Eur J Orthod.* **2008**; 30:89-93.
179. **Çörekçi B, Irgin C, Malkoç S, Öztürk B.** Effects of staining solutions on the discoloration of orthodontic adhesives: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2010**; 138:741-6.
180. **Fields Jr HW.** Bonded resins in orthodontics. *Pediatric Dentistry*, 4:5160, **1982**.
181. **DeLong R, Douglas WH.** An artificial oral environment for testing dental materials. *IEEE Trans Biomed Eng.* **1991**; 38(4): 339-45.
182. **Baydır A.** Termal siklus test protokolünde belirtilen alt ve üst sıcaklık sınır değerlerinin in vivo ölçümü. *Doktora Tezi*, Süleyman Demirel Üniversitesi, Isparta, **2010**.
183. **De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Lambrechts P, Braem M, et al.** A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* **2005**; 84(2): 118-32.
184. **Daub J, Berzins DW, Linn BJ, Bradley TG.** Bond strength of direct and indirect bonded brackets after thermocycling. *Angle Orthod.* **2006**; 76(2): 295-300.
185. **Paulo H, Pereira JC, Rueggeberg FA, Svizero NR, Miyake K, et al.** Efficacy of composite surface sealers in sealing cavosurface marginal gaps. *J Dent.* **2006**; 34(3): 252-59.

186. **Delme K, Deman P, De Moor R.** Microleakage of class V resin composite restorations after conventional and Er: YAG laser preparation. *J Oral Rehabil.* **2005**; 32(9): 676-85.
187. **Helvatjoglu- Antoniadis M, Kalinderis K, Pedulu L, Papadogiannis Y.** The effect of pulse activation on microleakage of a 'packable' composite resin and two 'ormocers'. *J Oral Rehabil.* **2004**; 31(11): 1068-74.
188. **Rossomando KJ, Wendt Jr SL.** Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dent Mater.* **1995**; 11(1): 47-51.
189. **Ernst C-P, Canbek K, Euler T, Willershausen B.** In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig.* **2004**; 8(3): 130-38
190. **Gale MS, Darvell BW,** *Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations J Dent, 1999*; 27:89- 99 .
191. **Rossomando KJ, Wendt SL.** Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dent Mater,* **1995**; 11:47-51.
192. **Litkowski LJ, Swierczewski M.** Root surface marginal microleakage of composites: comparison of cavosurface finishes. *Oper Dent,* **1991**; 16:13-16.
193. **Von Steyern P., Ebbesson S., Holmgren J., Haag P., Nilner K.** Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic preloading and thermocycling. *Journal of Oral Rehabilitation* **2006**; 33(9):682-689.
194. **Vásquez V., Özcan M., Nishioka R., Souza R., Mesquita A., Pavanelli C.** Mechanical and thermal cycling effects on the flexural strength of glass ceramics fused to titanium. *Dent Mater J.* **2008**; 27(1):7-15.
195. **Transbond XT light cure adhesive.** Erişim: https://www.3m.com/3M/en_US/company-us/all-3m-products/~//Transbond-XT-Light-Cure-Adhesive/?N=5002385+3290412465&rt=rud **2019** Erişim tarihi : 14.09.2019
196. **IBM SPSS.** IBM SPSS Statistics. Version 22, Armonk, NY, **2013**.
197. **Øgaard, B., Fjeld, M.** The enamel surface and bonding in orthodontics. *Semin Orthod.* **2010**; 16: 37-48.
198. **Eliades, T., Gioka, C., Heim, M., Eliades, G., Makou, M.** Color stability of orthodontic adhesive resins. *Angle Orthod.* **2004**; 74: 391-393.
199. **Linklater, R.A., Gordon, P.H.** An ex vivo study to investigate bond strengths of different tooth types. *J Orthod.* **2001**; 28: 59-65.
200. **Hobson, R.S., McCabe, J.F., Hogg, S.D.** Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dent Mater.* **2001**; 17: 184-189
201. **Hobson, R.S., Rugg-Gunn, A.J., Booth, T.A.** Acidetch patterns on the buccal surface of human permanent teeth. *Arch Oral Biol.* **2002**; 47: 407-412
202. **Goodkind, R.J., Schwabacher, W.B.** Use of a fiberoptic colorimeter for in-vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *J Prosthet Dent.* **1987**; 58: 535-541.
203. **Ergeneli, S., Yilmaz, S., Sandalli, N.** Amelogenesis Imperfekta ve Nefrokalsinosis sendromu. *Yeditepe Klinik Dergisi.* **2005**; 1: 7-11.
204. **Reis, F.A., Giannini, M., Lovadino, R.J., Ambrosano, M.G.** Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater.* **2003**; 19: 1218.
205. **Harari, D., Aunni, E., Gillis, I., Redlich, M.** A new multipurpose dental adhesive for orthodontic use: An in vitro bond strength study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2000**; 118: 307-310.
206. **Joo, H.J., Lee, Y.K., Lee, G.Y., Kim, T.J., Lim, Y.K.** Influence of orthodontic adhesives and clean-up procedures on the stain susceptibility of enamel after debonding. *Angle Orthod.* **2011**; 81: 334-340.
207. **Hamamci, N., Akkurt, A., Basaran, G.** In vitro evaluation of microleakage under orthodontic brackets using two different laser etching, self etching and acid etching methods. *Lasers Med Sci.* **2010**; 25: 811-816.
208. **Arhun, N., Arman, A., Cehreli, S.B., Arikan, S., Karabulut, E., Gulsahi, K.** Microleakage beneath Ceramic and Metal Brackets Bonded with a Conventional and an Antibacterial Adhesive System. *Angle Orthod.* **2006**; 76: 1028-1034.
209. **Chapple, J.A.** Restoring discolored teeth to normal in Complete Dental Bleaching. CHICAGO: Quintessence Int. Publishing, **1995**.
210. **Gonul, N.** Farkı mine pürüzlendirme yöntemleri ile oluşabilecek renk değişikliklerinin in-vitro olarak değerlendirilmesi. Doktora Tezi, *Yeditepe Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, **2011**.

211. **Lindauer, S.J., Browning, H., Shroff, B., Marshall, F., Anderson, R.H.B., Monn, P.C.** Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **1997**; 111: 599-605.
212. **Lill, D.J., Lindauer, S.J., Tüfekçi, E., Shroff, B.** Importance of pumice prophylaxis for bonding with self-etch primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2008**; 133: 423-426.
213. **Jahanbin, A., Ameri, H., Khaleghimoghaddam, R.** Effects of adhesive types on enamel discolouration around orthodontic brackets. *Aust Orthod J.* **2009**; 25: 19-23.
214. **Bishara, S.E., Ostbyb, A.W., Ajlounic, R., Laffoond, J.F., Warrene, J.J.** Early shear bond strength of a one-step self-adhesive on orthodontic brackets. *Angle Orthod.* **2006**; 76: 689-693.
215. **Signorelli, M.D., Kao, E., Ngan, P.W., Gladwin, M.A.** Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: An in-vitro and in vivo study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2006**; 129: 277 – 282
216. **Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG.** Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent.* **2009**; 101:193-199.
217. **Shinchi, M.J., Soma, K., Nakabayashi, N.** The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photocured resin to acid-etched enamel. *Dent Mater.* **2000**; 16: 324-329.
218. **Menezes, L.F., Chevitarese, O.** Sealant and resin viscosity and their influence on the formation of resin tags. *Angle Orthod.* **1994**; 64: 383-388.
219. **Legler, L.R., Retief, D.H., Bradley, et al.** Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on the shear bond strength of an orthodontic bonding resin to enamel. An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1989**; 96: 485-492
220. **Sund- Levander M, Forsberg C, Wahren LK.** Normal oral, rectal, tympanic and axillary body temperature in adult men and women: a systematic literature review. *Scand J Caring Sci.* **2002**; 16(2): 122-28
221. **Crabtree M, Atkinson H.** A preliminary report on the solubility of decalcified dentine in water. *Aust J Dent.* **1955**; 55: 340-2.
222. **Plant C, Jones D, Darvell B.** The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *Br Dent J.* **1974**; 137(6): 233-8.
223. **Boehm RF.** Thermal environment of teeth during open-mouth respiration. *J Dent Res.* **1972**; 51(1): 75-8.
224. **Urabe, H., Rossouw, P.E., Titley, K.C., Yamin, C.** Combinations of etchants, composite resins, and bracket systems: an important choice in orthodontic bonding procedures. *Angle Orthod.* **1999**; 69: 267-275
225. **Cal-Neto, J.O.A., Miguel, J.A.M.** An analysis of in vitro bond strength testing in orthodontics. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial.* **2004**; 9: 44-51.
226. **Hannah, C.M., Smith, G.A.** The surface finish of composite restorative materials. *Br Dent J.* **1973**; 135: 483-488.
227. **Maskeroni, A.J., Meyers, C.E.J.R., Lorton, L.** Ceramic bracket bonding: a comparison of bond strength with polyacrylic acid and phosphoric acid enamel conditioning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **1990**; 97: 168-175.
228. **Zarrinnia, K., Eid, N.M., Kehoe, M.J.** The effect of different debonding techniques on the enamel surface: an in vitro qualitative study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **1995**; 108: 284-293
229. **Zachrisson, B.U., Arthun, J.** Enamel surface appearance after various debonding techniques. *Am J Orthod.* **1979**; 75: 121-127
230. **Trakyali, G., Özdemir, F.I., Arun, T.** Enamel colour changes at debonding and after finishing procedures using five different adhesives. *Eur J Orthod.* **2009**; 31: 397-401.
231. **O'brien, W.J., Hemmendinger, H., Boenke, K.M., Linger, J.B., Groh, C.L.** Color distribution of three regions of extracted human teeth. *Dent Mater.* **1997**; 13: 179-185.
232. **Karamouzos, A., Athanasiou, A.E., Papadopoulos, M.A., Kolokithas, G.** Tooth-color assessment after orthodontic treatment: a prospective clinical trial. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* **2010**; 138: 537.e1-537.e8.

EKLER

EK- 1

MKÜ
TAYFUR ATA SÖKMEN TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı ortodontik adeziv ve bitirme prosedürlerinin tedavi sonrası mine renklemesi ile ilişkisinin değerlendirilmesi
ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2018/74

ETİK KURULU BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	MKÜ TAYFUR ATA SÖKMEN TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
	AÇIK ADRESİ:	MKÜ Alahan Kampüsü Antakya HATAY
	TELEFON	0326 245 51 14
	FAKS	0326 245 51 14
	E-POSTA	tipetik@gmail.com

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Dr.Öğr.Üyesi Fundagül BİLGİÇ			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ortodonti Anabilim Dalı			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	MKÜ Tayfur Fakültesi			
	DESTEKLEYİCİ				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	☐		
		FAZ 2	☐		
		FAZ 3	☐		
		FAZ 4	☐		
		Gözlemsel ilaç çalışması	☐		
		İlaç dışı klinik araştırma	☐		
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ✓	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☐	ULUSLAR ARASI ☐

ASLI GİBİDİR
Enver Sedat BORAN
Etik Kurul Sekreteri

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı Prof.Dr.Nazan SAVAŞ
İmza:

Not: Etik kurul başkanının her sayfada imzasının olması gerekmektedir.

MKÜ
TAYFUR ATA SÖKMEN TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı ortodontik adeziv ve bitirme prosedürlerinin tedavi sonrası mine renklesmesi ile ilişkisinin değerlendirilmesi
ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2018/74

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	03/04/2018-84	1	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU		1	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı			Açıklama
	SİGORTA	☐		
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐		
	İLAN	☐		
	YILLIK BİLDİRİM	☐		
	SONUÇ RAPORU	☐		
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐		
	DİĞER:	☐		
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 08	Tarih: 19/04/2018		
	KARAR 08- Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı öğretim üyesi Dr.Öğr.Üyesi Fundagül BİLGİÇ'in "Farklı ortodontik adeziv ve bitirme prosedürlerinin tedavi sonrası mine renklesmesi ile ilişkisinin değerlendirilmesi" isimli çalışması görüşülmüş olup; çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve etik kurallara uygun bulunmuş olup; çalışmanın finans kaynağı olarak gösterilen, Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'nden (BAP) gerekli belgelerin Kurulumuza ulaştıktan sonra Çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üyelerinin oy birliği ile karar verilmiştir.			

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	PROF.DR.NAZAN SAVAŞ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkisi	Katılım	İmza
Prof.Dr..Nazan SAVAŞ	Halk Sağlığı	MKÜ T.A.S. Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof.Dr.Aydiner KALACI	Ortopedi ve Travmatoloji	MKÜ T.A.S. Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof.Dr.Burçin ÖZER	Tıbbi Mikrobiyoloji	MKÜ T.A.S. Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Yrd.Doç.Dr.Enver Ahmet DEMİR	Tıbbi Fizyoloji	MKÜ T.A.S. Tıp Fakültesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☒	Katılmadı
Yrd.Doç.Dr.Neslihan PINAR	Tıbbi Farmakoloji	MKÜ T.A.S. Tıp Fakültesi	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı Prof.Dr.Nazan SAVAŞ
İmza:

ASLAGEBİR
Enver S.
Etik

Not: Etik kurul başkanının her sayfada imzasının olması gerekmektedir.

MKÜ
TAYFUR ATA SÖKMEN TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Farklı ortodontik adeziv ve bitirme prosedürlerinin tedavi sonrası mine renklesmesi ile ilişkisinin değerlendirilmesi							
ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU		2018/74							
Doç.Dr.Erhan YENGİL	Aile Hekimliği	MKÜ T.A.S. Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Av.Nefise Yeşil YILDIZ	Hukuk	MKÜ Hukuk Müşavirliği	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☐	H ☒	Katılmadı
Yrd.Doç.Dr.Rana CAN	Sağlık Hizmetleri	MKÜ Sağlık Yüksekokulu	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Gül Ayşe APAK	Öğretmen	Milli Eğitim Bakanlığı Hacılar İlköğretim Okulu	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Aysel KUŞÇU	Çocuk Gelişimci	Hatay Halk Sağlığı Müdürlüğü	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☐	H ☒	Katılmadı
Hakan BORAZAN	Öğretmen	Milli Eğitim Bakanlığı İslahiye Yeşilyurt İlköğretim Okulu	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	

*:Toplantıda Bulunma



Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı Prof.Dr.Nazan SAVAŞ
İmza:

Not: Etik kurul başkanının her sayfada imzasının olması gerekmektedir.

ÖZGEÇMİŞ

Abdullah KAYA 31.07.1988 tarihinde Osmaniye’de doğdu. İlk ve orta öğrenimini Osmaniye Atatürk İlköğretim Okulu’nda tamamladı. Lise eğitimini Kayseri TOBB Osmaniye Fen Lisesi’nde gördükten sonra 2005 yılında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ni kazandı. 2010 yılında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden mezun olarak “diş hekimi” unvanını aldı. Aralık 2011 ile Kasım 2013 yılları arasında Osmaniye ili Hasanbeyli ilçesinde Toplum Sağlığı Merkezinde Diş Hekimi olarak görev yaptı. 2014 yılı nisan ayında yapılan Diş Hekimliğinde Uzmanlık Sınavı’nda (DUS) Türkiye 84’üncüsü oldu ve aynı yılın temmuz ayında Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimine başladı. Halen Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı’nda araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır. Yabancı dili İngilizce’dir.