

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI



**ORTODONTİK TEDAVİ SIRASINDA DIŞ MİNESİNDEKİ RENK
DEĞİŞİKLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Doktora Tezi

Dt. Yasemen Boncuk Tüzgiray

Ankara, 2012

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI



**ORTODONTİK TEDAVİ SIRASINDA DİŞ MİNESİNDEKİ RENK
DEĞİŞİKLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Doktora Tezi

Dt. Yasemen Boncuk Tüzgiray

Ankara, 2012

Danışman: Doç.Dr.Ömür Polat Özsoy

Bu tez projesi (Proje No: D-DA 11/01) Başkent Üniversitesi

Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ortodonti Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 10/09/2012

“Ortodontik Tedavi Sırasında Diş Minesindeki Renk Değişikliklerinin İncilenmesi”

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Ömür POLAT ÖZSOY

Asıl Jüri Üyeleri:

Prof. Dr. Ayça ARMAN ÖZÇIRPICI

Prof. Dr. Zafer ÇEHRELİ

Doç. Dr. Ömür POLAT ÖZSOY

Yrd. Doç. Dr. Burçak KAYA

Yrd. Doç. Dr. Çağla ŞAR

ONAY:Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun 11/109/2012 tarih ve 117 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Rengin Erdal
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

İTHAF

Canım anneanneme ve dedeme,

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bana büyük emeği geçen, her konuda yardımcı olan ve tez çalışmamda desteğini esirgemeyen sevgili danışman hocam Doç. Dr. Ömür Polat Özsoy'a,

Doktora öğrenciliğim boyunca değerli bilgilerini benden esirgemeyen ve kendisinden çok şey öğrendiğim Başkent Üniversitesi Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı sevgili hocam Prof. Dr. Ayça Arman Özçırpıcı'ya,

Tez çalışmamın gerçekleştirilmesinde çok önemli bir yeri olan sayın Prof. Dr. Zafer Çehreli'ye ve Prof. Dr. Neslihan Arhun'a ve doktora eğitimim boyunca gülyüzünü ve her konuda yardımlarını esirgemeyen sayın Doç. Dr. Sevi Burçak Çehreli'ye,

Ortodonti eğitimim sırasında bana destek ve yardımcı olan sevgili hocalarım Yrd. Doç. Dr. Alev Yılmaz, Yrd. Doç. Dr. Burçak Kaya ve Yrd. Doç. Dr. Çağla Şar'a,

Dört yıl boyunca çalışma hayatımı paylaştığım bölümümüzün teknisyenlerine ve sekreterlerine,

Her zaman yanımda olan ve desteklerini hissettiğim dönem arkadaşlarım Gizem Altuğ ve Koray İ. Doğmuş başta olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

Üniversite hayatımda olduğu gibi doktora hayatımda da varlığı bana her zaman güven veren sevgili dostum Dr. Dt. Sıdıka Soydan'a,

Hayatımın her döneminde olduğu gibi doktora hayatımda da sonsuz sevgi ve desteklerini benden esirgemeyen canım anneme, babama, ablama ve tüm aileme,

Sevgisi, desteği ve sonsuz anlayışıyla varlığını her an yanımda hissettiğim sevgili eşim Erhan Tüzgiray'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

ÖZET

Ortodontik Tedavi Sırasında Diş Minesindeki Renk Değişikliklerinin İncelenmesi

Ortodontinin amacı; ortodontik anomalinin meydana gelmesini önlemek, gelişmekte olan bir anomaliyi basit yaklaşımlar ile durdurmak, meydana gelmiş ortodontik anomaliyi tedavi ederek, iyi bir fonksiyon ve estetik elde etmek ve erişilen durumun kalıcılığını sağlamaktır. Günümüzde bireyler sadece sağlıklı ve düzgün sıralanmış dişlerle yetinmeyip, mükemmel bir gülümsemeye de sahip olmak istemektedirler. Ancak ortodontik tedavi süresince mine yüzeyi pürüzlendirmesi, braket sökümü ve mine yüzeylerinin temizliği gibi diş yüzeyine yapılan işlemler, mine yüzeyinde fiziksel ve estetik değişikliklere neden olmaktadır. Bu sebeple, ortodontik tedavi tamamlandığında mine yüzeyini orjinal durumuna geri getirebilmek önemli bir hedeftir. Literatür incelendiğinde sınırlı sayıda in-vitro çalışma ortodontik adezivlerin renklenmesini değerlendirmiş, söküm ve cila sonrası mine yüzeyindeki renklenmeyi incelemiştir. Bu çalışmanın amacı da; üç farklı braket yapıştırma materyali kullanılarak braketleri yapıştırılan dişlerin, iki farklı frez ile yapılan bitim ve cila işlemlerinden sonra, mine yüzeylerinde oluşan renk değişikliklerini in-vitro olarak değerlendirmektir.

Bu çalışmada 175 adet üst ve alt birinci ve ikinci küçük azı dişi kullanılmıştır. 25 adet diş kontrol grubu olarak seçildikten sonra, geriye kalan dişler braketlerin yapıştırılacağı sistemin farklılığına göre 50'şer dişten oluşan 3 gruba ayrılmıştır. Daha sonra her deney grubu da braketler söküldükten sonra diş yüzeyinde kalan adezivi temizleme frezinin farklılığına göre kendi içinde 25'er dişten oluşan 2 alt gruba ayrılmıştır. Kontrol grubu dışındaki dişlere braketler, total-etch adeziv sistem, self-etch adeziv sistem ve rezin-modifiye cam-iyonomer siman kullanılarak yapıştırılmıştır. Kontrol grubundaki dişlerle beraber, braketleri yapıştırılan dişlere 24 saat hızlı yaşlandırma uygulanmıştır. Daha sonra braketler sökülerek diş yüzeylerinde kalan adeziv artıkları, tungsten karbid ve stainbuster frezler ile temizlenmiştir. Deney gruplarındaki dişlere 24 saat tekrar hızlı yaşlandırma uygulanmıştır. Diş renkleri tedavi başında, söküm sonrasında

ve 2. yaşlandırma sonrası spektrofotometre ile ölçülmüş, CIE L* a* b* renk sistemine göre değerlendirme yapılmış ve ΔE değerleri hesaplanmıştır.

Kontrol grubunda $\Delta 12$ seviyesinde görülen renklenme miktarı klinik eşik değerin ($\Delta E=3,7$) üzerinde çıkmıştır ve bu renklenme miktarı RMCIS-tungsten karbid frez, RMCIS-stainbuster frez ve self-etch adeziv sistem-stainbuster frez grupları ile benzer bulunmuştur. Tungsten karbid frez alt gruplarındaki dişlerde, ortodontik tedaviyle oluşan renklenme değerleri, klinik eşik değerin üzerinde çıkmıştır. RMCIS grubunda oluşan renklenme miktarı, hem total-etch adeziv sistem hem de self-etch adeziv sistem grubunda oluşan renklenme miktarından daha az bulunmuştur. Bu gruptaki dişlerde, ortodontik tedaviden sonra oluşan renklenme de dahil edildiğinde, total-etch adeziv sistem grubunda oluşan renklenme miktarı, hem self-etch adeziv sistem hem de RMCIS grubunda oluşan renklenme miktarından daha fazla bulunmuştur. Stainbuster frez alt gruplarındaki dişlerden, sadece self-etch adeziv sistem grubunda ortodontik tedaviyle oluşan renklenme değerleri klinik eşik değerin ($\Delta E=3,7$) üzerinde çıkmıştır. Self-etch adeziv sistem grubunda oluşan renklenme miktarı, hem total-etch adeziv sistem hem de RMCIS grubunda oluşan renklenme miktarından daha fazla bulunmuştur. Bu gruptaki dişlerde, ortodontik tedaviden sonra oluşan renklenme de dahil edildiğinde, RMCIS grubunda oluşan renklenme miktarı, total-etch adeziv sistem grubunda oluşan renklenme miktarından daha fazla bulunmuştur. Sadece ortodontik tedaviden sonra görülen renklenme değerlendirildiğinde ise, RMCIS grubundaki değerler hem total-etch hem de self-etch adeziv sistem grubundaki değerlerden daha fazladır.

Sonuç olarak, ortodontik tedavi dişlerde renk değişikliğine neden olmaktadır. Renk değişikliğinde, kullanılan yapıştırıcı sistem ve kompozit temizleme materyali etkilidir. Ortodontik tedaviye bağlı minimum renk değişikliği için total-etch adeziv sistem-stainbuster frez kombinasyonu önerilmektedir.

Anahtar kelimeler: Renk farklılığı, yapıştırıcı sistem, bitim frezi, spektrofotometre

ABSTRACT

Evaluation of Enamel Color Changes During Orthodontic Treatment

The purpose of orthodontics is to prevent the occurrence of a malocclusion, to correct the development of the malocclusion with simple approaches at an early phase, to provide a good function and aesthetics by treating and to maintain the corrected condition. In today's world, individuals do not only settle with healthy and correctly aligned teeth but also want to have a perfect smile. However, roughening the enamel surface during etching, removal of the brackets and cleaning of the enamel surfaces cause physical and aesthetic changes on the tooth enamel. For this reason, keeping the integrity of the the enamel surface in its original condition when the orthodontic treatment is completed is an important target. In the literature, a few in-vitro studies evaluated the discoloration of orthodontic adhesives and the color alterations of enamel surfaces after finishing and polishing procedures. The purpose of this study was to investigate enamel color alterations of three different orthodontic bonding adhesives and two different finishing burs by means of digital measurement after exposure to photoageing.

175 upper and lower first and second premolars were used in this study. After selecting 25 teeth as the control group, the remaining teeth were separated into 3 groups of 50 teeth depending on the difference of the adhesive system. Thereafter, every experiment group was divided into 2 sub-groups of 25 teeth depending on the difference of the bur used for cleaning the adhesive residuals on the tooth surface. Brackets were bonded to the teeth in the experiment groups by using total-etch adhesive system, self-etch adhesive system and resin-modified glass-ionomer cement. After then 24 hours of photoageing was applied to all of the teeth. Afterwards, the brackets were removed and the adhesive residuals on tooth enamel were cleaned with tungsten carbide and stainbuster burs. The teeth in the experiment groups were then applied a second photoageing of 24 hours. Tooth colors were measured with a spectrophotometer at the beginning of the treatment, after the enamel surfaces

were cleaned and after the second photoageing. Color evaluation was made according to the CIE L* a* b* color system and ΔE values were calculated.

Discoloration at $\Delta 12$ level in the control group was obtained above the clinic threshold ($\Delta E=3,7$) and this discoloration was found similar to the RMGIC-tungsten carbide bur, RMGIC-stainbuster bur and self-etch adhesive system-stainbuster bur groups. Coloring values of the teeth in tungsten carbide bur sub-groups due to the orthodontic treatment were found above the clinic threshold. Discoloration values due to the orthodontic treatment in both the total-etch adhesive system and the self-etch adhesive system groups were found higher than the values in RMGIC group. But for the total coloring, the values in the total-etch adhesive system group were found higher than the values in both the self-etch adhesive system and the RMGIC groups. Coloring values due to the orthodontic treatment in only the self-etch adhesive system group among the stainbuster drill sub-groups were obtained above the clinic threshold. Discoloration values due to the orthodontic treatment in the self-etch adhesive system group were found higher than the values in both the total-etch adhesive system and RMGIC groups. But for the total coloring, the values in RMGIC group were found higher than the values in the total-etch adhesive system group. For the coloring that only occurred after orthodontic treatment, the values in RMGIC group were higher than the values in both the total-etch and self-etch adhesive system groups.

In conclusion, orthodontic treatment causes teeth discoloration. The adhesive system and the resin removal techniques are effective for this color alteration. Total-etch adhesive system-stainbuster bur combination is advised for minimum color change due to the orthodontic treatment.

Key words: Color difference, adhesive system, finishing bur, spectrophotometer

İÇİNDEKİLER

DİZİN

SAYFA NUMARASI

İç kapak.....	i
Kabul-onay Sayfası.....	ii
İTHAF.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
Özet ve anahtar sözcükler.....	v
İngilizce Özet (Abstract ve key words).....	vii
İçindekiler.....	ix
Kısaltmalar ve simgeler dizini.....	xiv
Şekiller dizini.....	xvi
Tablolar dizini.....	xviii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Mine Yüzeyinin Fiziksel Özellikleri.....	4
2.2. Yapıştırma İşlemi Öncesi Mine Yüzeyinin Hazırlanması.....	5
2.3. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi.....	5
2.3.1. Farklı Asitler İle Pürüzlendirme.....	6
2.3.2. Lazer İle Pürüzlendirme.....	11
2.3.3. Kuşlama Yöntemi İle Pürüzlendirme.....	13

2.4. Yapıştırıcı Elemanlar.....	14
2.4.1. Polikarboksilat Siman.....	14
2.4.2. Cam İyonomer Siman (CIS).....	14
2.4.3. Rezin Modifiye Cam-İyonomer Siman (RMCIS).....	16
2.4.4. Rezin Simanlar (Kompozit Rezinler).....	17
2.5. Söküm, Temizleme ve Cila Yöntemlerinin Mine Yüzeyine Etkisi.....	19
2.5.1. El Aletleri İle Temizleme.....	20
2.5.1.1. Küret İle Kazıma.....	20
2.5.1.2. Yapıştırıcı Artıklarını Temizleme Pensi İle Kazıma.....	20
2.5.2. Ultrasonik Aletler İle Temizleme.....	21
2.5.3. Kuşlama ile Hava Abrazyonu Yöntemiyle Temizleme.....	21
2.5.3.1. Alüminyum Oksit Hava Abrazyonu.....	21
2.5.3.2. Biyoaktif – Cam Hava Abrazyonu.....	22
2.5.4. Dönen (Rotary) Aletler İle Temizleme.....	22
2.5.4.1. Tungsten Karbid Frez.....	23
2.5.4.2. Elmas Frezler.....	24
2.5.4.3. Abraziv Diskler ve Cila Lastikleri.....	25
2.5.4.4. Güçlendirilmiş Kompozit Frezler.....	28
2.5.5. Lazer Uygulamaları.....	28
2.6. Diş Hekimliğinde Işık ve Renk.....	29
2.6.1. Munsell'e göre Renk.....	29

2.6.2. CIE L*a*b* Renk Sistemleri.....	32
2.6.3. Işık ve Renk Terimleri.....	34
2.6.4. Renk Ölçüm Yöntemleri.....	35
2.6.4.1. Görsel Ölçüm.....	35
2.6.4.2. Cihaz ile Ölçüm.....	36
2.6.4.2.1. Kolorimetre.....	37
2.6.4.2.2. Spektrometre.....	38
2.6.4.2.3. Spektrofotometre.....	39
2.6.4.2.4. Dijital Kamera.....	41
2.6.5. Dişlerin Renk Özellikleri.....	41
2.6.6. Renklenmenin Etiyolojisi.....	42
2.6.6.1. Diş Renklenmesi.....	42
2.6.6.2. Kompozit Resinin Renklenmesi.....	43
2.6.7. Ortodontide Renk.....	45
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	52
3.1. Dişlerin Seçimi ve Örneklem Genişliği.....	52
3.2. Dişlerin Hazırlanması.....	52
3.3. Akrilik Blokların Hazırlanması.....	53
3.4. Grupların Ayrılması.....	54
3.5. Renk Ölçümü.....	56
3.6. Braketlerin Yapıştırılması.....	59

3.6.1. Grup 1 (Kontrol Grubu).....	60
3.6.2. Grup 2 (Total-Etch Adeziv Sistem).....	60
3.6.3. Grup 3 (Self-Etch Adeziv Sistem).....	62
3.6.4. Grup 4 (Rezin Modifiye Cam-İyonomer Siman).....	63
3.7. Işıklı Hızlı Yaşlandırma (Photoageing) Uygulaması.....	64
3.8. Braketlerin Sökümü ve Diş Yüzeyinin Temizlenmesi.....	65
3.8.1. Grup 2-A, 3-A ve 4-A (Tungsten Karbid Frez).....	66
3.8.2. Grup 2-B , 3-B ve 4-B (Stainbuster Frez).....	67
3.9. İstatistiksel Analiz.....	68
4. BULGULAR.....	70
4.1. Metot Hatasının Değerlendirilmesi.....	70
4.2. Ortanca Değerlerin Klinik Eşik Değer ile Karşılaştırılması.....	71
4.3. Total-etch Adeziv Sistem Gruplarında Zamana Bağlı Renk Değişikliklerinin Kendi İçinde Karşılaştırılması.....	73
4.4. Self-etch Adeziv Sistem Gruplarında Zamana Bağlı Renk Değişikliklerinin Kendi İçinde Karşılaştırılması	74
4.5. RMCIS Gruplarında Zamana Bağlı Renk Değişikliklerinin Kendi İçinde Karşılaştırılması.....	75
4.6. Kontrol Grubu ile Temizleme Yöntemleri Alt Grupları Arasındaki Karşılaştırmalar.....	75
4.7. Kontrol Grubu ile Yapıştırıcı Madde Alt Grupları Arasındaki Karşılaştırmalar.....	77

4.8. Temizleme Yöntemlerinden Tungsten Karbid Frez Alt Grupları Arasında Zamana Bağlı Renk Değişikliklerinin Karşılaştırılması.....	78
4.9. Temizleme Yöntemlerinden Stainbuster Frez Alt Grupları Arasında Zamana Bağlı Renk Değişikliklerinin Karşılaştırılması.....	80
4.10. Yapıştırıcı Maddelerden Total-etch Adeziv Sistem Alt Grupları Arasında Zamana Bağlı Renk Değişikliklerinin Karşılaştırılması.....	81
4.11. Yapıştırıcı Maddelerden Self-etch Adeziv Sistem Alt Grupları Arasında Zamana Bağlı Renk Değişikliklerinin Karşılaştırılması.....	81
4.12. Yapıştırıcı Maddelerden RMCIS Alt Grupları Arasında Zamana Bağlı Renk Değişikliklerinin Karşılaştırılması.....	81
5. TARTIŞMA.....	83
5.1 Amacın ve Yöntemin Tartışması.....	83
5.2. Renk ile İlgili Bulguların Tartışması.....	94
6. SONUÇLAR.....	105
7. KAYNAKLAR.....	107

KISALTMALAR VE SİMGELER

Al₂O₃: Dialüminyum trioksit

BisGMA: Bis fenol a glisidil dimetakrilat

CHX: Klorheksidin glukonat

CIE: Commission de l' Eclairage (Uluslararası Aydınlatma Komisyonu)

CIS: Cam-iyonomer siman

cm: Santimetre

CO₂: Karbondioksit

CTM: Complete tooth measurement

dk: Dakika

Er:YAG: Erbium-doped yttrium aluminum garnet

Er:Cr;SGG: Erbium: chromium-doped; yttrium-scandium-gallium-garnet

GPa: Giga pascal

H₃PO₄: Fosforik Asit

K: Kelvin

kJ/m²: Kilojul / metrekare

nm: Nanometre

mm³: Milimetre küp

mm: Milimetre

MPa: Mega pascal

mw: Miliwatt

Nd:YAG: Neodymium-doped yttrium aluminum garnet

RM CIS: Rezin modifiye cam-iyonomer siman

SEM: Scanning electron microscopy

SEP: Self-etching primer (Kendinden asitli primer)

SM: Spot measurement

sn: Saniye

w: Watt

μm : Mikrometre

Δ : Delta

ΔE : Renk farklılığı

3D: Üç boyutlu

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Mine prizmalarının SEM görüntüsü

Şekil 2.2. %35 'lik fosforik asit ile 30 sn pürüzlendirilmiş mine yüzeyinin SEM' de düzenli bal peteği görüntüsü

Şekil 2.3. Rezin uzantılarının mine prizmalarına penetre olduğunu gösteren SEM görüntüsü

Şekil 2.4. SEP ile 3 sn pürüzlendirilmiş mine yüzeyinin SEM görüntüsü

Şekil 2.5. Munsell renk sisteminde hue (ton) kavramı

Şekil 2.6. Munsell renk sisteminde value (parlaklık) kavramı

Şekil 2.7. Munsell renk sisteminde kroma (berraklık) kavramı

Şekil 2.8. Munsell renk sisteminin şematik gösterimi

Şekil 2.9. CIE L* a* b* renk sisteminin şematik gösterimi

Şekil 2.10. Shade Eye NCC

Şekil 2.11. Konica Minolta 50 CS-1000A

Şekil 2.12. SpectroShade Micro

Şekil 3.1. Kron ve kökün elmas frez ile ayrılması

Şekil 3.2. Otopolimerizan soğuk akril

Şekil 3.3. Akrilik bloklara gömülmüş dişler

Şekil 3.4. Çalışmanın akış diagramı

Şekil 3.5. Renk ölçüm alanını belirlemek için hazırlanan özel etiketler

Şekil 3.6. Etiketleri yapıştırılan akrilik bloklara gömülmüş dişler

Şekil 3.7. Spectro Shade Micro cihazı'nın değişik açılardan görünüşü

Şekil 3.8. Spectro Shade Micro cihazı ile renk ölçümü yapılması

Şekil 3.9. Spectro Shade Micro cihazı'nın ölçüm ekranı

Şekil 3.10. Metal küçük azı braketleri

Şekil 3.11. Etch-Royale™ %37' lik ortofosforik asit

Şekil 3.12. Transbond™ XT Light Cure Adhesive Primer

Şekil 3.13. Transbond™ XT Adeziv

Şekil 3.14. Hilux Ledmax 250 cordless ışık cihazı

Şekil 3.15. Transbond™ Self-Etching Primer

Şekil 3.16. GC Fuji Ortho LC Paste Pak Automix

Şekil 3.17. Atlas Suntest CPS+ cihazı

Şekil 3.18. Braket söküm pensi

Şekil 3.19. Orasoptic GEM dental lup

Şekil 3.20. 12-bıçaklı tungsten karbid frez

Şekil 3.21. Stainbuster frez seti

TABLolar

Tablo 2.1. O'Brien'in klinik renk toleransı tablosu

Tablo 3.1. Grup adları ve kodları

Tablo 4.1. Gözlemcinin T0, T1 ve T2 zamanlarında yapmış olduğu L, a ve b ölçümlerinin tekrarlanabilirliğine ilişkin Sınıfıçı Korelasyon Katsayıları ve % 95 güven aralıkları (Ort: Ortalama değeri, Min: Minimum değeri, Max: Maksimum değeri).

Tablo 4.2. Grupların ortanca, çeyrekler arası genişlik, minimum ve maksimum delta değeri (Ort: Ortanca değeri, ÇAG: Çeyrekler arası genişlik değeri, Min: Minimum değeri, Max: Maksimum değeri).

Tablo 4.3. Grupların delta değeri'nin klinik eşik değeri ($\Delta=3,7$) üzerinde olanlarının sayısı ve yüzdeleri.

Tablo 4.4. Temizleme yöntemleri ve yapıştırıcı madde alt grupları içerisinde Δ_{12} , Δ_{13} ve Δ_{23} düzeyleri arasında yapılan karşılaştırmalar (Ort: Ortanca, ÇAG: Çeyrekler arası genişlik).

Tablo 4.5. Temizleme yöntemleri ve yapıştırıcı maddeler ile kontrol grubu arasında Δ_{12} değeri yönünden yapılan karşılaştırmalar (Ort: Ortanca, ÇAG: Çeyrekler arası genişlik).

Tablo 4.6. Temizleme yöntemleri ve yapıştırıcı maddelere göre Δ_{12} , Δ_{13} ve Δ_{23} değeri'nin karşılaştırılması (Ort: Ortanca, ÇAG: Çeyrekler arası genişlik).

1. GİRİŞ

Ortodontinin amacı; ortodontik anomalinin meydana gelmesini önlemek, gelişmekte olan bir anomaliyi basit yaklaşımlar ile durdurmak veya meydana gelmiş ortodontik anomaliyi tedavi ederek, iyi bir fonksiyon ve estetik sağlamaktır. Aynı zamanda erişilen durumun kalıcılığını sağlamak da önemli bir hedeftir. Günümüzde bireyler sadece sağlıklı ve düzgün sıralanmış dişlerle yetinmeyip, mükemmel bir gülümsemeye de sahip olmak istemektedirler. Ancak ortodontik tedavi süresince mine yüzeyi pürüzlendirmesi, braket sökümü ve mine yüzeylerinin temizliği gibi diş yüzeyine yapılan işlemler, mine yüzeyinde fiziksel ve estetik değişikliklere neden olmaktadır (1-4). Optimal ağız hijyeni sağlamada yetersiz kalındığında dekalsifikasyon alanları görülmektedir (3, 5). Bu sebeplerle, ortodontik tedavi tamamlandığında mine yüzeyini orjinal durumuna geri getirebilmek önemli bir hedeftir (6, 7).

Buonocore (8), 1955 yılında asitle pürüzlendirme tekniğini geliştirerek, mine yüzeyine tutuculuk sağlayan restorasyonların uygulanabilmesini olanaklı kılmıştır. Günümüzde mine yüzeyinin pürüzlendirmesi için fosforik asit ve self-etching primerlar (SEP) sıklıkla kullanılmaktadır. Bu yöntemlerin dışında, braketlerin yapıştırılmasında, cam-iyonomer simanlar (CIS) ve rezin modifiye cam-iyonomer simanlar (RMCIS) da kullanılmaktadır. Her birinin birbirine göre klinik anlamda avantaj ve dezavantajları ile mine yüzeyine farklı etkileri bulunmaktadır. Geleneksel CIS'lerin bağlanma dayanıklılıklarının, fosforik asit veya poliakrilik asit kullanımıyla beraber bile çok düşük olduğu çalışmalarla kanıtlanmıştır (9). Bu sebeple genelde tercih edilmemektedir. RMCIS'lerin ise hem bağlanma dayanıklılıklarının yüksek olması hem de florür salınımı özelliklerinin olması bu simanların kullanımını günümüzde yaygın hale getirmiştir (10). Yüksek konsantrasyonlarda uygulanan fosforik asit, daha sonra minede oluşturduğu istenmeyen etkiler sebebiyle günümüzde daha düşük konsantrasyonlarda ve sürelerde uygulanmaktadır. SEP yöntemi, asitleme ve primer fazını tek basamakta gerçekleştirmeyi mümkün kılarken, geleneksel asit ile pürüzlendirmede oluşan zaman kaybının ve teknik hassasiyetin azaltılmasını da sağlar. Ancak geleneksel asitleme kadar yüksek bağlanma kuvvetine sahip

olmadığı ve mine yüzeyinde daha konservatif pürüzlendirme sağladığı araştırmalarda belirtilmiştir (11-13).

Ortodontide kullanılan adeziv ve sealantların, pürüzlendirilmiş mine prizmalarının 30-50 mikrometre (μm) derinliğine kadar penetre olabildiği belirtilmiştir (14). Minenin yapısal değişikliğinin yanında, bu rezin uzantılarının zamanla renk değişimi estetik olarak olumsuz görünüme sebep olabilmektedir (11, 15-17).

Diş renklenmesi iç kökenli ve dış kökenli olarak ikiye ayrılmaktadır. İç kökenli renklenmeler, dişlerin gelişimi sırasında, dişin sert dokularının yapısal kompozisyonlarındaki veya kalınlıklarındaki değişimler sonucunda meydana gelirler. Dış kökenliler ise mine yüzeyindeki plak ve pelikula abzorbe olan diyet ürünleri ve gargaralar gibi renklendirici ajanların etkisiyle oluşmaktadır. İç kökenli yaşlanmaların yanı sıra, beyaz nokta lezyonlarının oluşumu ve mine yüzeyine dönüşümsüz penetre olan kompozit rezin uzantılarının uzun süreli renklenmesi ortodontik tedavi sonunda ortaya çıkan ve estetik görünümü bozan renk değişiminin esas sebepleridir (18-21).

Literatür incelendiğinde, ortodontide kullanılan mine pürüzlendirme yöntemlerinin, farklı adeziv materyaller ile bağlanma kuvvetleri ve braketlerin sökümü sırasında oluşan mine yüzeyi kaybını inceleyen birçok araştırma mevcuttur (22-24). Renklenmeyle ilgili çalışmalar ise oldukça az sayıdadır. In-vivo bir çalışmada ortodontik tedavi gören hastaların tedaviden önce ve sonra renk değerleri ölçülmüş ve ortodontik tedavinin renk değişimine neden olduğu bildirilmiştir (15). Bunun beraber sınırlı sayıda in-vitro çalışma ortodontik adezivlerin renklenmesini değerlendirmiş (18, 25-28), söküm ve cila sonrası mine yüzeyindeki renklenmeyi incelemiştir (19, 20, 29). Ancak total-etch adeziv sistem, self-etch adeziv sistem ve RMCIS'ların diş renklenmesine etkilerini farklı bitirme frezleriyle karşılaştırarak değerlendiren bir çalışma mevcut değildir.

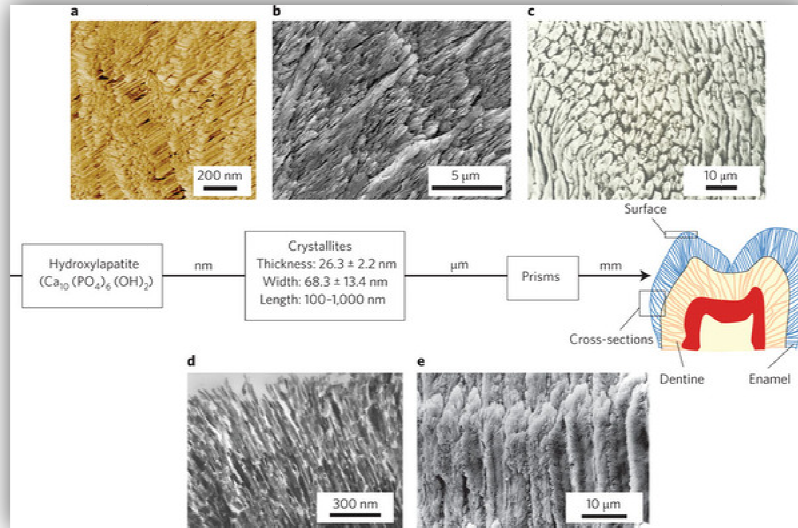
Bu çalışmanın amacı; üç farklı braket yapıştırma materyali kullanılarak braketleri yapıştırılan dişlerin, iki farklı frez ile yapılan bitim ve cila işlemlerinden

sonra, mine yüzeylerinde oluşan renk değişikliklerini in-vitro olarak değerlendirmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mine Yüzeyinin Fiziksel Özellikleri

Diş minesini, kuru ağırlığının % 99'unu kalsiyum fosfat kristallerinin oluşturduğu hidroksiapatitten meydana gelen matris içinde yer alan aselüler, pöröz bir dokudur. Hidroksiapatiti $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$, bu kristallerin kalsiyum, fosfat, hidroksil iyonlarının kristal latis içinde tekrarlayan dizilimleri yapılandırır (30). Kristallerin arası hacimsel olarak su (% 11) ve organik materyal (% 2) ile doludur. Mine dokusunun histolojik temel birimini, ameloblastların ameleogenezis sırasında oluşturduğu mine prizmaları oluşturmaktadır. Mine prizmaları, minenin en küçük parçası olarak 1 milimetre küp (mm^3) minede 3000-4000 adet arasında bulunmaktadır (31). 50 nanometre (nm) genişliğinde, ortalama 100 μm uzunluğundaki mine kristalleri; mine dentin sınırından mine üst yüzeyine kadar giden yatay ve dikey doğrultularda dalga yapısındaki mine prizmalarını oluşturmaktadır. Her prizmanın etrafında prizma kılıfı adı verilen, prizmalardan daha koyu görünen ince bir kılıf vardır. Prizma kılıfı, prizmaya göre daha az kireçlenmiştir ve daha fazla organik madde içermektedir. Prizma kılıflarının etrafı, interprizmatik ara madde adı verilen, kılıfa göre daha açık, fakat prizmadan daha koyu görünen bir madde ile doludur (32).



Şekil 2.1. Mine prizmalarının SEM görüntüsü

Whittaker (33), 1982 yılında yaptığı çalışmada arka grup dişlerde, ön grup dişlere göre daha fazla prizmatik mine yüzeyinin olduğunu bildirmiştir. Hobson ve ark. (34), bu prizmatik minenin varlığının asit uygulamasının etkisini azaltabileceğini ve daha düşük bir bağlanma sağlayacağını savunmuştur.

Linklater ve Gordon (35) ve Hobson (36), yaptıkları çalışmalarda farklı diş tiplerinin belirgin olarak farklı bağlanma kuvvetlerine sahip olduğunu, alt ve üst arklarda bulunan benzer dişler arasında ise sadece istatistiksel olarak bir farklılık olduğunu bulmuşlardır.

2.2. Yapıştırma İşlemi Öncesi Mine Yüzeyinin Hazırlanması

Mine yüzeyinde braketlerin yapışmasını zayıflatabileceği düşünülen organik ve organik olmayan artıkların temizlenmesi gerekmektedir. İlk olarak 1973 yılında Miura (37), mine yüzeyine profeksi işleminin tutuculuğu arttırmak için yapılması gerektiğini ortaya koymuştur. Asitleme işlemi öncesi yüzey profleksisi uygulanan dişlerin scanning electron microscopy (SEM) görüntülerinin incelenmesinde, optimal asitlemeyi engelleyebileceği düşünülen pelikül gibi organik artıkların uzaklaştırılmış olduğu görülmüştür.

Pus ve Way (38), 1980 yılında yayınladıkları çalışmalarında cilalama sırasında kullanılan yöntemlerin minede farklı miktarlarda kayba neden olduğunu ve bu sonuca göre sadece lastik disk kullanıldığında 5 mikron, kıl fırça ve pomza kullanıldığında ise 10,7 mikron mine kaybı olduğu ve bu iki yöntem arasındaki farkın anlamlı olduğunu bildirmişlerdir.

Bishara ve ark. (39-44) ve başka araştırmacılar da (15, 16) yaptıkları in-vitro çalışmalarda, asitleme işlemi öncesinde florid içermeyen sulandırılmış pomzayı diş yüzeyine 10 saniye (sn) süreyle uygulayarak pelikül gibi organik artıkların uzaklaştırılabildiğini belirtmişlerdir.

2.3. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi

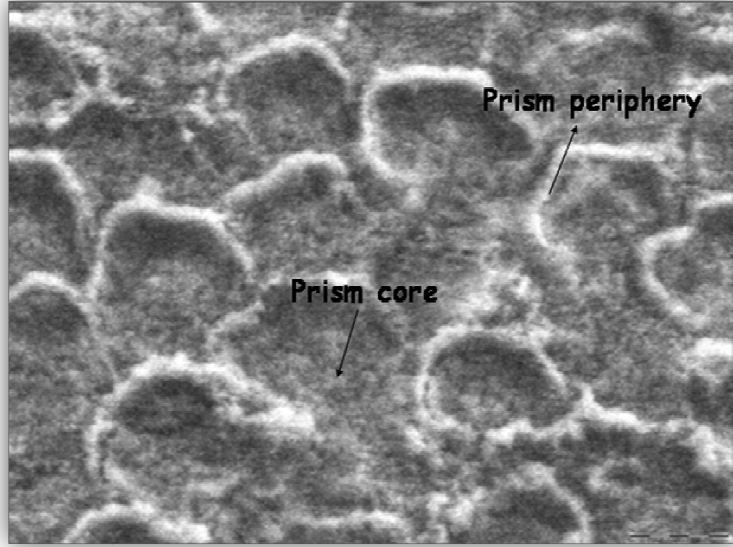
Sağlıklı mine yüzeyinin pürüzlülüğü oldukça azdır. Bu nedenle, ortodontik yapıştırıcılar ile yeterli seviyede mikromekanik bağlantı elde edilemez. Yapıştırıcıların mine yüzeyine daha fazla tutunmalarını sağlamak ve bağlanma

yüzeyini genişletmek için yüzey pürüzlülüğünün artırılması gerekmektedir. Bu nedenle direk yapıştırma yöntemlerinde öncelikle mine yüzeyi pürüzlendirilir. Mine pürüzlendirme işleminde amaç, düşük yüzey enerjili hidrofobik mine yüzeyinin yüksek enerjili hidrofilik mine yüzeyine dönüşmesini sağlamaktır (45). Bu işlem için, günümüze kadar birçok yöntem kullanılmıştır.

2.3.1. Farklı Asitler İle Pürüzlendirme

1955 yılında Buonocore (8) tarafından mine yüzeyinin % 85'lik fosforik asit ile pürüzlendirilmesi işleminin ortaya atılması ve epoksi reçinelerin geliştirilmesiyle, 1960'lı yıllarda braketlerin bantsız olarak doğrudan diş yüzeyine uygulanabilmesi imkanı doğmuştur. Bu tekniğin ortodonti alanında ilk uygulanması 1964 yılında Newman (46) tarafından gerçekleştirilmiştir. Araştırmacı, bu mine pürüzlendirme tekniğini ortodontik braketlerin yapıştırılmasında kullanmıştır.

Minenin asitlenmesi sonucunda mine dokusunda mikroporoziteler oluşmakta, asitlenen mine prizmalarının derinliklerine yapıştırıcı nüfuz etmekte ve mikromekanik bağlantı oluşmaktadır. Asit uygulaması sonucu, kalsiyum monofosfat ve kalsiyum sülfatın yan ürünleri ortaya çıkmaktadır. Ortofosforik asit ile pürüzlendirilmiş minenin makroskobik görüntüsü, tebeşirimsi beyazlık şeklindedir. Çevresel SEM görüntüsünde, mine prizmalarının periferleri çekirdek kısımlarından daha az etkilendiği için düzenli bal peteği görünümü dikkat çekmektedir (47).

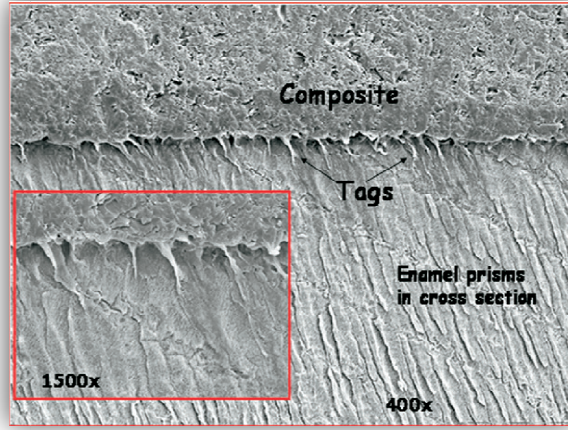


Şekil 2.2. % 35'lik fosforik asit ile 30 sn pürüzlendirilmiş mine yüzeyinin

SEM'de düzenli bal peteği görüntüsü

Mineye asit uygulandığı zaman, prizmalarının merkezinden veya periferinden inorganik yapı uzaklaştırılarak, 50 µm derinliğe kadar mikroporozite oluşmaktadır (48). Asitleme sonucunda mine yüzeyi, düşük enerjili hidrofobik yüzeyden, hidrofilik ve yüksek enerjili yapıya dönüşmektedir. Böylece yapıştırıcı rezin materyalini, mine porozitelerine doğru çekebilir hale gelmektedir. Bu mikroporozitelerin daha sonra bonding ve adeziv ajanla dolması ile, diş yüzeyi ve adeziv arasında mekanik retansiyon sağlanmaktadır (4, 45).

SEM görüntüsünde de, adezivin oldukça uzun ve kalın rezin uzantılarının mine prizmalarına penetre olduğu, bu uzantıların birkaç mikrondan 20 µm'ye kadar ulaştığı gözlenmektedir. Tipik prizma yapısının, rezin uzantılarının ulaşmadığı derin bölgelerde kaybolduğu izlenmektedir (47).



Şekil 2.3. Rezin uzantılarının mine prizmalarına penetre olduğunu

gösteren SEM görüntüsü

Kullanılmaya başladığı ilk günden günümüze kadar en çok kullanılan asit tipi olan ortofosforik asitin konsantrasyonu ve uygulama süresi gibi mekanik bağlanmayı etkiletebilecek faktörler birçok yazar tarafından araştırılmıştır (3, 49-54). % 5 konsantrasyondaki fosforik asitin bağlanma kuvveti açısından yeterli olduğunu bulan araştırmacılar olsa da (49), günümüzde en sık % 30 - % 40 arasındaki yoğunluklarda fosforik asit kullanılmaktadır (55). Bazı araştırmacılar (52, 53, 56) % 37'lik fosforik asidin 15 sn ile 60 sn süre ile uygulanması arasında bağlanma gücü açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını, bazıları (54, 57) ise 15 sn'lik pürüzlendirmede düşük bağlanma kuvveti olmasına rağmen mine kaybının daha az olduğunu, bu nedenle klinik kullanım açısından daha uygun olabileceğini bildirmişlerdir. Asidin 5 sn gibi çok kısa bir süre uygulanması da tutuculuğu önemli ölçüde düşürmektedir. Asidin diş minesinde 60 sn'den fazla bırakılması sonucunda ise mine tabakasında çok fazla çözünme meydana gelerek tutuculuğun önemli ölçüde azaldığı sonucuna varılmıştır (54). Legler ve ark. (3) farklı sürelerde asit uygulanan mine yüzeylerini SEM analizi ile inceledikleri çalışmalarında, % 37'lik fosforik asidin 60 sn uygulanması sonucunda mine prizmalarında 27,1 µm asitleme derinliği, % 5'lik fosforik asidin 15 sn uygulanması sonucunda 3,5 µm derinlik

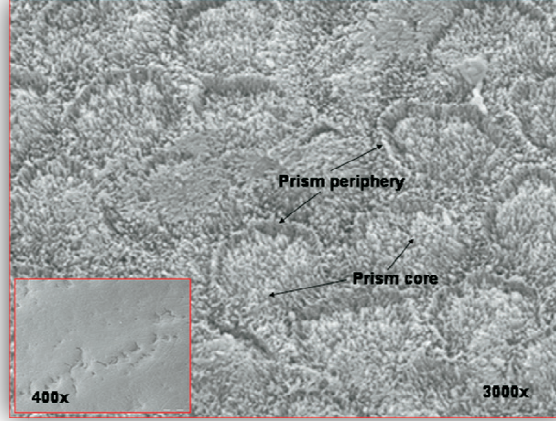
oluşturduğunu, sonuç olarak da % 37'lik fosforik asit için en uygun sürenin 15-30 sn olduğunu belirtmişlerdir.

Asitleme işlemi sabit ortodontik tedavinin kabul görmüş ve braketlerin diş üzerine tutunabilmeleri için vazgeçilmez bir işlem olarak gözükmesine rağmen; bu işlemin mine kaybına yol açması (2, 58), yüzey porozitesinin artması sonucu yiyecekler ve içecekler içinde bulunan çeşitli maddelerin diş üzerinde tutunmalarının kolaylaşarak renklenme riskinin artması (15), beyaz lezyonlara neden olması (5), özellikle ağız hijyeninin yetersiz olduğu hastalarda braket etrafında açıkta kalmış ve asitlenmiş minenin dekalsifikasyon için uygun ortam yaratması (5, 51-54) söz konusudur.

Braketlerin mine yüzeyine yapıştırılması sırasında hasta başında geçen sürenin kısaltılması ve uygulama sırasındaki aşamaların en aza indirilerek hata payının düşürülmesine yönelik yeni sistemler geliştirilmiştir. Altıncı nesil yapıştırma materyallerinin ilki SEP'lerdir. SEP'lerin aktif içeriği, hidroksiapatitten kalsiyum çözen, metakrilatlı fosforik asit esteridir ve pH seviyeleri ve doldurucu miktarları firmaya göre değişim göstermektedir (59, 60). Metakrilat fosforik asit esterleri, asitleme ve primer işlemi yıkama ve kurutma olmaksızın aynı zamanda yapmaktadır. Asitleme yapan monomerler aynı zamanda yapıştırma işleminden de sorumlu oldukları için polimerize edilen monomerin penetrasyon derinliği, demineralizasyon derinliğinin aynısıdır. Böylece komple bir hibrit tabakası oluşmaktadır (61).

SEM ile bakıldığında, SEP uygulanmış minenin yüzey karakteristiği asitle pürüzlenmeye göre farklılık gösterir (7, 13). Bal peteği yapısı, geleneksel yapıya benzemeyen, irregüler ama düzgün hibrit tabakalı, 5-10 µm uzunluğunda, ince ve irregüler uzantı oluşumlu, mine prizmaları veya çekirdek materyalden belirgin bir farkı olmayan bir görüntüye sahiptir (47, 62). SEP'lerle elde edilen minimal asitleme, geleneksel fosforik asit pürüzlendirilmesinden elde edilen mekanik bağlanmaya göre, bağlarının büyük bölümünü, kimyasal bağ ile minedeki kalsiyuma bağlanarak yapmaktadır (63). Vilchis ve ark. (55), % 37'lik fosforik asit ve SEP ile pürüzlendirilmiş ve braketlenmiş dişleri karşılaştırdıklarında, fosforik asidin daha fazla mine kaybına sebep olduğunu ve mine-adeziv

bağlantısının SEP'e göre daha düzensiz olduğunu gözlemlemişlerdir. Braketin bağlanma kuvvetini araştıranlar arasında SEP sisteminin yeterli bağlanma kuvvetine sahip olmadığını belirten yayınlar olduğu gibi (64-67), yeterli olduğunu belirten yayınlar da (13, 39, 68, 69) vardır.



Şekil 2.4. SEP ile 3 sn pürüzlendirilmiş mine yüzeyinin SEM görüntüsü

Mine yüzeyi pürüzlendirilmesinde kullanılan diğer ajanlar maleik asit ve poliakrilik asittir (70). Maleik asit zayıf bir organik asittir. Bazı araştırmacılar (71, 72) organik asitlerin molekül yapısının inorganik asitlere göre büyük olması nedeniyle mine yüzeyinde daha seyrek pürüzlendirme yapacağı, dolayısıyla mine yüzeyinde daha az doku kaybına yol açacağını düşündüğünden, % 10 konsantrasyonundaki maleik asitle çalışma yapmışlardır. Ancak, maleik asit kullanıldığında bağlanma direncinin düşük olması, mine yüzeyi pürüzlendirilmesinde bu asidin kullanımını sınırlamaktadır (73).

Kristal bonding, fosforik asit uygulamasına alternatif olarak geliştirilmiş bir yöntemdir. Bu teknikte, pürüzlendirme yapılmadan sülfat iyonları içeren poliakrilik asit solüsyonunun mineye uygulanması sonucunda mine yüzeyinde kompozit retansiyonunu sağlayan kalsiyum sülfat dihidrat kristalleri oluşmaktadır. Bu yöntemle söküm işleminin daha kolay yapıldığı, mine yapısına daha az zarar geldiği ve diş üzerinde daha az yapıştırıcı artığı kaldığı belirtilmiştir. Bu teknikte fosforik asitle elde edilen tutuculuğun % 60-80'i elde

edilebilmiş, dolayısıyla ortodonti pratiğinde geniş kullanım alanı bulamamıştır (74).

Yapıştırıcı materyal olarak RMCIS'lar kullanıldığında, pürüzlendirme materyali olarak genellikle poliakrilik asit kullanılmaktadır (41). Yapılan SEM araştırmasında (47), bu sistemin geleneksel fosforik asit ile kompozit adezive göre mine yüzeyine daha az hasar verdiği, görülebilir rezin uzantılarının olmadığı ve mine prizmalarının neredeyse asitten etkilenmeyen yüzeye kadar ulaştığı ortaya konmuştur. Poliakrilik asit ile pürüzlendirilmiş mine yüzeyi, herhangi bir işlem görmemiş sağlıklı mine yüzeyinden çok farklı bir görüntü oluşturmamakta, mine yüzeyi üzerinde çukurcuklar ve çatlaklar görülmektedir (17).

Bu asitler dışında, nitrik asit ile de mine pürüzlendirmesi denenmiş ve geleneksel fosforik aside göre daha az etkili olduğu sonucuna varılmıştır (75).

2.3.2. Lazer İle Pürüzlendirme

Son yıllarda mine yüzeyini pürüzlendirmek için, asit uygulamalarına alternatif olarak lazer uygulamaları geliştirilmiştir. Ortodontide lazer ile mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi sırasında, lazer ışını mine yüzeyinde termal değişikliklere neden olmaktadır. Hidroksiapatit matriks içinde sıkışmış olan suyun buharlaşması sonucunda devam eden mikro patlamalar ve buharlaşma işlemleri ile minenin lazerle pürüzlendirme işlemi oluşur. Geleneksel asit ile pürüzlendirmede oluşan düzenli bal peteği görünümünün aksine, lazer ile pürüzlendirilen mine yüzeyinde çukurcuk, krater, çatlak ve düzensizlikler oluşmaktadır (76-78). Bunlar, 10 µm ile 20 µm arasında derinliklere sahip olup, kullanılan lazerin tipine ve yüzeye uygulanan enerjiye göre değişmektedir. Bu enerji seviyesi de, temelde lazerin dalga boyuna bağlıdır (79).

Mine yüzeyine asit uygulandığında, minenin inorganik yapısı dekalsifiye olur. Özellikle tedavi sırasında bakteriyel plağın yeteri kadar uzaklaştırılmamasına bağlı olarak artan asidite, asit uygulanan minede daha çabuk çürük oluşmasına sebep olur. Lazer ile pürüzlendirilmiş minenin, geleneksel asit ile pürüzlendirilmiş mine yüzeyine göre daha dirençli olduğu ve

lazer uygulamasının remineralizasyon oluşturduğu belirtilmektedir (80, 81). Ayrıca geleneksel asitle pürüzlendirme metodunun çok aşamalı olması, yıkama ve kurutma işleminin titizlikle yapılıyor olması, lazerin pratik ve kısa süreli kullanımı karşısında başka bir dezavantajdır (82, 83). Ancak ortodontide lazer ile pürüzlendirme metodunun da, pahalı bir ek cihaz gerektirmesi, pulpal ısıyı arttırması, yüksek enerji seviyesinde mine yüzeyinde düzensiz çukurcuklar oluşturması ve diğer yumuşak ve sert dental yapılara zarar verme riski olması gibi dezavantajları vardır (78, 84-86).

Mine yüzeyini pürüzlendirme amacı ile en fazla karbondioksit (CO₂) lazer, neodymium-doped yttrium aluminum garnet (Nd:YAG) lazer, erbium-doped yttrium aluminum garnet (Er:YAG) lazer ve erbium: chromiumdoped; yttrium-scandium-gallium-garnet (Er:Cr;YSGG) lazer sistemleri kullanılmaktadır (76, 87, 88). Bu lazer sistemlerinden CO₂ lazer ve Nd:YAG lazer sistemleri ve uygulamaları hakkında yapılmış çalışmalarda mine dokusu üzerinde erime ve çatlak oluşumuna neden oldukları ve pulpada olumsuz termal değişiklikler meydana getirdikleri ifade edilmektedir (89). Bu etki, Er:Cr;YSGG lazer sistemlerinde daha az görülmektedir (90).

Başaran ve ark. (65) 2007 yılında yaptıkları araştırmalarında, Er,Cr:YSGG lazeri 0,5 watt (w), 1 w, 2 w gücünde 15'er sn mine yüzeyine uygulayarak pürüzlendirme yapmışlar ve bu gruptaki dişlere yapıştırılan braketleri, % 37'lik fosforik asitle 15 sn asitlenen mineye yapıştırılan braketler ile bağlanma kuvveti yönünden karşılaştırmışlardır. 1 w ve 2 w gücünde 15'er sn lazer uygulanan grup ile, geleneksel asit uygulanan grup arasında bağlanma kuvveti değerleri yönünden fark bulunmamasına karşın, 0,5 w gücünde 15 sn lazer uygulanan grupta belirgin derecede küçük bağlanma kuvveti değerleri gözlemlenmiş ve bu uygulamanın klinik kullanım için yeterli olmadığı ifade edilmiştir.

Özer ve ark. (91), 2008 yılında yaptıkları çalışmalarında mine yüzeyini pürüzlendirmek için 4 farklı uygulama kullanmışlardır. İlk grupta 15 sn boyunca 0,75 w gücünde Er:Cr;YSGG lazer, ikinci grupta 15 sn boyunca 1,5 w gücünde Er,Cr:YSGG lazer, üçüncü grupta % 37'lik fosforik asit ve son grupta ise SEP

kullanarak mine yüzeyini pürüzlendirmişlerdir. Pürüzlendirilen mine yüzeylerine yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanıklılıkları incelenmiştir. Çalışma sonucunda, 15 sn boyunca 1,5 w gücünde Er,Cr:YSGG lazer uygulanan mine yüzeyinin klinik bonding prosedürlerine uygun bir yüzey sağladığı belirtilirken, 15 sn boyunca 0,75 w gücünde Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının yetersiz olduğu bildirilmiştir.

2.3.3. Kuşlama Yöntemi İle Pürüzlendirme

Kuşlama yöntemi, yüksek hava basıncı ile alüminyum oksit partiküllerinin dış yüzeyine püskürtülerek minede pürüzlenebilir. Neden olan bir yöntemdir. Kuşlama, tek başına veya asitleme öncesi dış yüzeylerinin temizlenmesinde alternatif bir yöntem olarak kullanılabilir. Ancak yapılan araştırmalarda, sadece kuşlama ile elde edilen tutuculuk değerinin geleneksel asitleme yöntemiyle elde edilen değerin yaklaşık olarak yarısı kadar olduğu (92-94) ve geleneksel asit ile pürüzlendirme yönteminin yerini tutamayacağı ifade edilmektedir (71, 90, 95).

Başaran ve ark. (88), 2008 yılında yaptıkları çalışmalarında molar tüplerinin yapıştırılmasında 4 farklı pürüzlendirme yöntemi kullanmışlar ve yapıştırılan molar tüplerinin bağlanma dayanıklılıklarını ve pürüzlendirilen dış yüzeylerini SEM görüntüleri ile incelemişlerdir. İlk grupta 0.5 w, 0.75 w, 1 w, 1.5 w ve 2 w gücünde Er:Cr;YSGG lazeri 15 sn uygulayarak pürüzlendirme yapmışlardır. İkinci grupta % 38'lik ortofosforik asidin 15 sn uygulanması ile pürüzlendirme yapmışlardır. Son grupta ise 50 µm büyüklüğündeki dialüminyum trioksit (Al_2O_3) partiküllerini dış yüzeyinde 1 milimetre (mm) mesafeden 10 sn boyunca uygulayarak pürüzlendirme yapmışlardır. Çalışma sonucunda, kuşlama yöntemi ve 0.5 w, 0.75 w ve 1 w gücündeki Er:Cr;YSGG lazer uygulaması ile elde edilen pürüzlülüğün bağlanma kuvveti açısından yetersiz olduğu ve klinik kullanımlarının uygun olmadığı belirtilmiştir. Ancak 1.5 w ve 2 w gücündeki Er:Cr;YSGG lazer uygulaması ile sağlanan pürüzlülüğün SEM görüntülerinin geleneksel asitleme ile sağlanan pürüzlülüğe benzer olduğu ve bu uygulamaların klinik kullanımda asitle pürüzlendirmeye alternatif olabileceği belirtilmiştir.

2.4. Yapıştırıcı Elemanlar

Ortodontik ataçmanları diş yüzeyine yapıştırmak için çeşitli dental siman ve rezin adezivler kullanılmaktadır. Kullanılan bu yapıştırıcıların bağlanma kuvveti arttıkça, uygulanmakta olan tedavinin başarı şansı da artacaktır (20). Ortodontide kullanılan adezivler şunlardır:

2.4.1. Polikarboksilat Siman

Polikarboksilat simanlar, yapısındaki poliakrilik asidin karboksi grubu ile, minenin yapısındaki hidroksiapatitin kalsiyumu arasında bağlantı kurarak mine yüzeyine tutunmaktadırlar. Polikarboksilat simanlar, gerek diş dokularına gerekse de ortodontik ağıtlara güçlü bir şekilde bağlansa da, ağız sıvıları ile zamanla erimeleri ve bağlantı güçlerinin zayıflaması gibi faktörlerden dolayı ortodontide kısıtlı kullanım alanı bulmuştur (20).

2.4.2. Cam İyonomer Siman (CIS)

Cam iyonomer adeziv, bir aracı madde gerektirmeden diş dokularına kimyasal olarak bağlanabilen tek materyal olma özelliğine sahiptir (96). İlk kez Wilson ve Kent (97) tarafından 1972 yılında bir kaide materyali ve restoratif malzeme olarak tanıtılmıştır. İçeriğindeki karboksilat gruplarının dişin yapısındaki kalsiyum ile etkileşimi sonucu fizikokimyasal olarak tutuculuk sağlar. Ayrıca florür salınımı yapar ve florür rezervuarı görevi görür (98). Cam iyonomer adezivlerde, florür salınımı en fazla ilk gün meydana gelir, fakat restoratif amaçla kullanıldığında birkaç ay sonra bile florür salınımı devam eder (99, 100). Metal ve plastik yüzeylere bağlanabildiği gibi kullanımı sırasında yüzeyin tamamen kuru olmasına gerek yoktur (101). Tüm bu avantajlara rağmen, braketlerin yapıştırılmasında kullanılan cam iyonomerlerin, fosforik asit (H_3PO_4) ya da poliakrilik asit ile kullanıldığında bile bağlanma güçleri [(2,4 - 5,5 mega pascal (MPa)] düşüktür (9).

Trimpeneers ve ark. (102), 5 farklı kimyasal kompozit yapıştırıcıyı ve cam iyonomer simanı, bağlanma dayanıklılığı açısından karşılaştırmışlardır. Sıyırma testi sonucuna göre, en düşük bağlanma kuvveti CIS grubunda bulunmuştur.

Araştırcılar çalışmalarının sonucunda, CIS'lerin ortodontik ataçmanların dişlere direk olarak yapıştırılmasında klinik olarak yeterli bağlanma kuvvetine sahip olmadığını bildirmişlerdir.

Bishara ve ark. da (103), ortodontik yapıştırıcı olarak CIS'lar ile kompozit rezinleri kıyaslamışlardır. CIS ile yapıştırılan braketlerin 30 dakika (dk) sonra uygulanan sıyırma testinde yeterli bağlanma kuvveti değerlerine sahip olmadığını ve kompozit rezinlere göre belirgin derecede düşük değerlere sahip olduklarını belirtmişlerdir. 24 saat sonra tekrarlanan testlerde ise, her 2 grubun da bağlanma kuvveti değerlerinde belirgin bir artış görülmüş ve araştırcılar klinik kullanım için uygun olabileceğini ifade etmişlerdir.

Hallgren ve ark. (104), çalışmaları sonucunda cam iyonomerlerin demineralizasyonu engellemede kompozitlerden daha etkin olabildiklerini ve braketlerin yapıştırılmasında genellikle yüzeyin przlendirilmesine gerek olmadığını bildirmişlerdir. Bununla beraber, Millett ve ark. (105) tarafından yapılan in-vivo bir çalışmada, cam iyonomer ile rezin adezivler demineralizasyon alanları ve oluşma sıklığı açısından kıyaslanmış ve çalışmanın sonunda gruplar arasında fark gözlemlenmemiştir. Demineralizasyon açısından cam iyonomer adeziv grubunda, diğer gruba göre tedaviden 12 ay sonra belirgin bir azalma olmamış ve bunun sonucunda diyet kontrolü ve ağız hijyeninin diğer florür uygulamaları ile en uygun seviyede tutulmasının cam iyonomer adeziv kullanımından daha etkili olabileceği belirtilmiştir.

Benson ve ark. (106) tarafından yapılan bir derleme çalışmasında, ortodontik tedavi süresince beyaz lezyon oluşumunu engellemede florürün etkinliği ve florür dağılım yöntemleri arasındaki farklılıklar karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucuna göre, cam iyonomer adezivlerin tedavi süresince ve sonrasında meydana gelebilecek beyaz nokta lezyonları oluşumunu azalttıkları konusunda bazı kanıtlar olsa da bunların doğruluğunun zayıf olduğu bildirilmiştir. Araştırcılar, daha kapsamlı çalışmalar yapılana kadar sabit ortodontik tedavi gören hastalara günlük % 0.05'lik sodyum florürlü gargara tavsiye etmişlerdir.

2.4.3. Rezin Modifiye Cam-İyonomer Siman (RMCIS)

Geleneksel CIS'lerin bağlanma güçlerinin düşük, çalışma zamanlarının kısa ve sertleşme zamanlarının uzun olması nedeniyle, 1980'lerin sonunda cam iyonomer adezivlerin içine rezin partikülleri ilave edilerek güçlendirilmiş ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir. Bu simanlar restoratif ve yapıştırıcı amaçlı olarak geniş kullanım alanı bulmuştur. Günümüzde yaygın olarak kullanılan bu simanlar, yapı olarak geleneksel CIS'lara göre daha güçlü olmalarının yanı sıra aynı şekilde florür salınımı da yapmaktadırlar. Bu simanlara hibrit CIS'lar da denmektedir. RMCIS'lar, mine yüzeyine kimyasal olarak bağlanmalarının yanı sıra rezin monomerleriyle mine yüzeyindeki pürüzlü kısma mikromekanik olarak da bağlanırlar. Bu sebeple geleneksel CIS'lara göre bağlantı özellikleri yüksektir (10).

Son zamanlarda kompozit rezinler ile beraber uygulanan SEP ve RMCIS ile uygulanan poliakrilik asitler yeni adezyon prensipleridir. Bu ürünlerin mineye klasik pürüzlendirmeden daha az zararı olduğu bildirilmiştir (107). Fjeld ve Øgaard (47) tarafından yapılan bir çalışmada, total-etch adeziv sistemi ile oluşan rezin taglarının kalın ve minenin daha derinlerine kadar ulaşabildiği belirtilmiştir. Bununla beraber SEP ile küçük ve az sayıda rezin taglarının oluştuğu, poliakrilik asitle ise oluşmadığı yani RMCIS'ların dış yüzeyine mekanikten daha ziyade kimyasal olarak bağlandığı gözlemlenmiştir. Li (108) ise tez çalışması sonucunda, SEP ve poliakrilik asitin minede daha az geri dönüşümsüz etki bırakmaları nedeni ile braketlerin bağlanma başarısızlığına yol açtıklarını belirtmiştir.

Summers ve ark. (109) yaptıkları in-vitro ve in-vivo çalışmanın in-vitro bölümünde, klasik kompozit rezinin bağlanma gücünün RMCIS'dan (% 10 poliakrilik asit + Fuji Ortho LC, GC Corporation, Tokyo, Japan) daha fazla olduğunu gözlemlemişlerdir. Bu çalışmanın in-vivo bölümünde ise, 1,3 yıl süren gözlem periyodunda, braketlerin bağlanma başarısızlığı açısından bu adeziv sistemler arasında farklılık gözlenmemiştir. Eliades de (67) çalışmaları sonucunda, bağlanma gücü ve florür salınım kapasitesi sebebiyle, RMCIS'ların gelecekte braketlerin yapıştırılmasında önemli rol alacağı belirtmiştir.

Cacciafesta ve ark. (110) tarafından yapılan in-vitro çalışmada, 3 aylık gözlem periyodunda Fuji Ortho LC'nin saldığı florür miktarının Transbond XT'ye (3M/Unitek, Monrovia, Calif) göre oldukça fazla olduğunu ve bu miktarın belki de beyaz nokta lezyonlarının oluşumunu önleyebileceği bildirilmiştir. Ayrıca yapılan in-vivo çalışmalarda (111-114), demineralizasyonu önlemede kompozit rezinlere göre RMCIS'lar daha başarılı bulunmuştur. Buna rağmen, Mandall ve ark. (115) tarafından yapılan sistematik derleme makalesinde, cam iyonomer simanın, kompozit rezinin, kompomerin ve RMCIS'in braket tutuculuğu ve demineralizasyonu önlemedeki etkinlikleri randomize kontrollü in-vivo çalışmalarla karşılaştırılmıştır. Makalenin sonucunda, herhangi bir materyalin diğerine göre braket tutuculuğu ya da demineralizasyonu önlemede üstün olduğu ile ilgili bir sonuca varılamamıştır.

2.4.4. Rezin Simanlar (Kompozit Rezinler)

“Kompozit” kelimesi, terminolojide, “materyallerin fiziksel karışımı” olarak tanımlanmaktadır. Karışımının genel yapısı, karışıma katılan materyallerin her birinin fiziksel özellikleri tarafından belirlenmektedir. Dental kompozitler, taşıyıcı ortam olan organik matriks, bu ortam içinde dağılmış biçimde bulunan doldurucu partiküller yani inorganik doldurucu kısım ve matriks ile doldurucu partiküller arasındaki adeziv bağlantıyı sağlayan kısımdan oluşmaktadır. Bugün kullanılan kompozitlerde organik matriks, BisGMA olarak isimlendirilen bir diakrilat rezindir (Bis fenol a glisidil dimetakrilat). Bu akrilik monomer kısım, kompozite akışkanlık özelliğini vermekte ve polimerizasyonun gerçekteşmesini sağlamaktadır. Kompozitlerin üretim aşamasında matriks faz çoğu kez akışkan formda bulunmaktadır. Kompozitin yapısında doldurucu madde olarak, erimiş silikat, baryum alüminyum silikat ve baryum florid gibi maddeler kullanılmaktadır. Doldurucu maddeler, toz veya çubukçuklar şeklinde olabilir. Toz halindeki partiküller, tutuculuğu arttırıcı etkisi nedeniyle daha fazla kullanılmaktadırlar. Silikat partiküller, kompozite mekanik dayanıklılık vermekte, ışık geçirgenliğini sağlamakta, kompozitin ısıl genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltmaktadır. Kompozit rezinlerin, organik matriksi

ile doldurucu kısmı arasındaki adeziv bağlantı rezinin dayanıklılığı açısından önemlidir (55).

Kompozitler polimerizasyon şekline göre 3 sınıfa ayrılırlar:

- Kimyasal olarak polimerize olan,
- Işık ile polimerize olan,
- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (dual cure).

Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler kendi aralarında çift patlı ve pasta-likit (no mix) sistemler olarak 2 alt gruba ayrılabilirler. Her iki sistemde de yer alan primerlerin (sealant) görevi mine yüzeyinin daha iyi ıslanmasının, yapıştırıcı patın daha kolay tutunmasının ve braket kaidesi ile mine yüzeyi arasında kimyasal bir bağlantı kurulmasının sağlanmasıdır. Primerler genellikle doldurucu içermeyen kompozitlerdir. Bu iki sistemden ilk olarak iki patın karıştırılmasıyla uygulanan kompozitler geliştirilmiştir. Daha sonra “one step” ya da “no mix” denilen kompozitin likit kısmının asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyine sürüldüğü, pat kısmının ise braket tabanına konulduğu ve braketin dış yüzeyine yerleştirilmesiyle polimerizasyonun başladığı sistemler geliştirilmiştir. Yeterli bağlanma kuvvetine sahip olmalarına rağmen, uygulama esnasında zaman kontrolünün zorluğu ve braketin hızlı yerleştirme zorluğu sorun yaratabilmektedir. Görünür ışık ile polimerize olan kompozit rezinlerin ortaya çıkması ile klinisyen bu zorlukların üstesinden gelmişlerdir (116).

Restoratif diş hekimliğinde ışıkla sertleşen kompozitlerin kullanılmaya başlanması ile ortodonti alanında da bu uygulamaya ilgi uyanmıştır. Geçmiş yıllarda yapıştırıcıların polimerizasyonu için ultraviyole ışıktan yararlanılmıştır. Fotoinisiyatörler, dental materyallerin içindeki özellikleri belirleyen ve ışıkla sertleşmeyi başlatan kimyasallardır. Diş hekimliğinde bugün piyasada kullanılan materyaller arasında % 90'dan fazla kullanılan fotoinisiyatör, kamforokinondur. Kullanılan dental materyallerin içinde hangi fotoinisiyatörün olduğunu bilmemiz materyali düzgün bir şekilde sertleştirmemizi sağlar. Kamforokinon mavi ışığa denk gelen 400 nm ve 500 nm arasında absorpsiyon spektrumuna sahiptir ve maksimum verimliliği 460 nm ve 480 nm aralığında sağlanır (117).

Diş hekimliğinde 1980'lerde kullanılmaya başlanan ve hem kimyasal hem de ışık ile aktive olabilen dual simanlar, iki pat ya da toz-likit şeklinde bulunurlar. Bu simanlar bir ışın kaynağı kullanılarak veya katalizör ile ana maddenin kimyasal yolla reaksiyona girmesiyle aktive olabilirler. Çift yönlü sertleşen bu tip simanlarda, hem fotoinisiatör olan kamforokinon hem de kimyasal aktivatör olan peroksit bulunur (116).

Günümüzde en çok kullanılan ortodontik braket yapıştırıcısı olan kompozit rezinlerden beklenen özellikler; braket ile dişin bağlantısını güçlü bir şekilde sağlaması, söküm sonrasında mine yüzeyine zarar vermeden en kolay şekilde uzaklaştırılması ve özellikle kötü oral hijyene sahip bireylerde tedavi sırasında streptococcus mutans seviyesindeki artışa bağlı olarak ortaya çıkan demineralizasyonun azaltılmasına yardımcı olmasıdır (116).

2.5. Söküm, Temizleme ve Cila Yöntemlerinin Mine Yüzeyine Etkisi

Ortodontik tedavi sonrasında, braket veya bant gibi ortodontik ataçmanlar çıkarıldığı zaman, mine yüzeyinin orijinal durumuna getirilmesi çok önemlidir. İdeal bir ortodontik yapıştırıcıda olması gereken bir özellik, sabit ortodontik tedavi sırasında uygulanan farklı kuvvetlere direnebilecek kadar güçlü bir şekilde mineye bağlanabilmesi ve tedavi sonunda mine yüzeyinde artık bırakmadan ve histomorfolojik değişikliklere neden olmadan kolaylıkla temizlenebilmesidir. Braketlerin söküm işlemi ve kalan yapıştırıcı artıklarının güvenli ve etkili olarak temizlenebilmesi için birçok yöntem tanıtılmıştır. Bu yöntemler şunlardır:

- El aletleri ile temizleme,
 - Küret ile kazıma (118, 119)
 - Yapıştırıcı artıklarını temizleme pensi ile kazıma (116)
- Ultrasonik aletler ile temizleme (120-122)
- Kumlama ile hava abrazyonu yöntemi ile temizleme (123)
 - Alüminyum oksit hava abrazyonu
 - Biyoaktif-cam hava abrazyonu
- Dönen aletler ile temizleme,

- Değişik bıçak sayısına ve şekline sahip tungsten karbid frez (düşük / yüksek hızlı) (6, 120, 124-131)
- Elmas frezler (düşük / yüksek hızlı)
- Abraziv diskler ve cila lastikleri (38, 126, 132, 133)
- Güçlendirilmiş kompozit frezler (27, 116, 134)
- Lazer Uygulamaları (135)

2.5.1. El Aletleri ile Temizleme

2.5.1.1. Küret ile Kazıma

Orak şeklinde ve iki tarafı keskin bıçağa sahiptir. Yapıştırıcı artıklarını mine yüzeyinden kazıma suretiyle uzaklaştırılmasını sağlar. Gingivooklüzal yönde sıyırma hareketiyle kullanılmaktadır.

Rouleau ve ark. (118), yaptıkları çalışmada küret ile temizlenmiş mine yüzeyini SEM'de incelediklerinde, mine yüzeyinde belirgin çukurcuklar oluştuğunu ve yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinde uygun bir yöntem olmadığını bildirmişlerdir.

2.5.1.2. Yapıştırıcı Artıklarını Temizleme Pensi ile Kazıma

Bir ucunda tungsten karbitten yapılmış bir bıçağı olan, diğer ucunda ise dişlerin oklüzal kısmına oturacak şekilde tasarlanmış plastik bir parça ihtiva eden bu pens, yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinde gingivooklüzal yönde sıyırma hareketi uygulayarak kullanılmaktadır.

Krell ve ark. (120), yapıştırıcı artıklarını uzaklaştırma pensinin ultrasonik aletlere göre mineye daha az zarar verdiğini bildirmişlerdir.

Retief ve Denys (136), keskin uçlu penslerin, derin mine çiziklerine neden oldukları için yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinde uygun olmadığını belirtmişlerdir.

2.5.2. Ultrasonik Aletler İle Temizleme

Ultrasonik titreşimler ile artık adezivin uzaklaştırılmasını sağlar. Ultrasonik titreşimler, ses dalgalarıyla aynı tipte ancak frekansları daha fazla olan mekanik titreşimlerdir. Titreşim hareketinin en ileri ve en geri noktası arasındaki mesafe 0.006 - 0.1 mm arasında değişmektedir. Ucun bir saniyedeki titreşim sayısı ise, 25.000 - 42.000 arasında değişir. Ultrasonik aletler ile braketlerde herhangi bir kırık oluşturmadan dişten ayrılma sağlanmasına karşın, bu yöntemin fazla zaman alması, ısı ve pulpal hassasiyeti önlemek için kullanılan su spreyinin dişlerde ağrı oluşturması ve diş yüzeyinde derin çizikler oluşturma ihtimali olması dezavantajlarıdır (120-122).

Hosein ve ark. (12) yaptıkları çalışmada, diş yüzeyinden yapıştırıcı artıklarını uzaklaştırmak için, yüksek hızlı ve düşük hızlı tungsten karbid frez, ultrasonik kazıyıcı ve söküm pensi kullanmışlardır ve en fazla mine yüzeyi kaybının ultrasonik kazıyıcı ve yüksek hızlı tungsten karbid frez ile oluştuğunu bildirmişlerdir.

2.5.3. Kumlama ile Hava Abrazyonu Yöntemiyle Temizleme

2.5.3.1. Alüminyum Oksit Hava Abrazyonu

Yaklaşık 27-50 mikron boyutundaki alüminyum oksit partikülleri, diş yüzeyindeki yapıştırıcı artıklarını temizlemek için 5 santimetre (cm) mesafeden püskürtülür. Püskürtülen bu partiküllerin basma direnci 380 giga pascal (GPa), sertliği ise Vickers Hardness Number'a göre 2300' dür (137).

Banerjee ve ark. (137) 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. Çalışmalarının sonucunda tüm gruplarda artık adeziv tam olarak temizlenirken, en çok mine kaybı alüminyum oksit hava abrazyon grubunda, en az mine kaybı ise biyoaktif-cam hava abrazyon

grubunda görülmüştür. Bu iki grup arasındaki fark da istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Araştırmacılar, bu sonuç karşısında biyoaktif-cam hava abrazyon yönteminin altın standart kabul edilen tungsten karbid frezlerden daha 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.

2.5.3.2. Biyoaktif – Cam Hava Abrazyonu

Yaklaşık 27-53 mikron boyundaki ve pudra formundaki biyoaktif – cam partikülleri diş yüzeyine 5 cm mesafeden gönderilerek, yüzeydeki yapıştırıcı artıkları temizlenir. Bu partiküllerin basma direnci 35 GPa, sertliği ise Vickers Hardness Number'a göre 458' dir. Bu partiküller ile, alüminyum hava abrazyon tekniğine göre mine yüzeyine daha hafif kuvvet uygulandığından ve daha yumuşak partiküller gönderildiğinden daha konservatif çalışıldığı belirtilmiştir (137).

Banerjee ve ark. da (137) diş yüzeyinden adezivi temizleme metodlarını değerlendirdikleri çalışmaları sonucunda, minede en az kayba neden olan biyoaktif-cam hava abrazyon yönteminin altın standart olarak kabul edilen tungsten karbid frezlerden daha iyi bir klinik sonuç verdiğini söyleyerek kullanımını önermişlerdir.

Kumlama ile hava abrazyon sistemlerinin yapıştırıcı artıklarının uzaklaştırılmasında kullanışlı olduğu bildirilse de, rubber dam, maske ve göz koruyucu kullanılması gerekliliği, bu sistemlerin kullanımını kısıtlamaktadır (138).

2.5.4. Dönen (Rotary) Aletler İle Temizleme

Düşük ya da hızlı devirde çalışan angulduruvalara takılan çeşitli yapıdaki enstrümanları kapsamaktadır. Bu uygulamalarda kullanılan enstrüman, diş yüzeyinde meziodistal ya da distomezial olarak tek bir yönde uygulanmalıdır. Uygulamalarda hava soğutmalı, su soğutmalı ve soğutmasız sistemler kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalar göstermiştir (116) ki, ne olursa olsun, ister

yüksek devirde ister düşük devirde, mineye zarar vermemek için su soğutmalı sistemlerin kullanılması en güvenli yöntemdir. Genellikle klinik koşullarda en fazla tungsten karbid frezler kullanılmaktadır.

2.5.4.1. Tungsten Karbid Frez

Tungsten karbid frezlerin bıçak sayısı 8 - 40 arasında değişmektedir. En fazla 8-, 12-, 20- ve 40-bıçaklı olanları tercih edilmektedir. Yüksek veya düşük hızda çalışma imkanı olan bu frezlerin, elmas frezlere göre daha az abraziv özellikte olduğu bilinmektedir (139).

Hong ve ark. (135) çalışmaları sonucunda, öncelikle braketlerin braket koparma pensi ile sökülmesini, daha sonra mine yüzeyindeki büyük artıkların yüksek devirde tungsten karbid frezlerle alınmasını ve kalan adeziv artıklarının da düşük devirde tungsten karbid frezler kullanılarak temizlenmesini önermişlerdir.

Radlanski (140) 2001 yılında yaptığı çalışmasında, yeni geliştirilen tungsten karbid frezin mine yüzeyine etkisini incelemiştir. Geleneksel tungsten karbid frezlerde, bıçağın yüzeye temas ettiği köşe açısı 90° iken, yeni frezlerde bu açı yumuşatılarak $130^\circ - 135^\circ$ 'ye çıkarılmıştır. Araştırmacı çalışmasının sonucunda, yeni geliştirilen frezin, geleneksel tungsten karbid frezlere göre daha az agresif olduğunu ve bu frezle daha pürüzsüz mine yüzeyi elde edilebildiğini belirtmiştir.

Ireland ve ark. (24) iki farklı bonding metoduyla beraber dört farklı temizleme metodunu (yüksek hızda çalışan tungsten karbid frez, düşük hızda çalışan tungsten karbid frez, ultrasonik temizleyici, söküm pensi) kullanarak mine kaybını değerlendirmişlerdir. Bonding sistemi olarak ilk grupta % 37'lik ortofosforik asitle beraber Transbond XT adezivi, ikinci grupta ise % 10'luk poliakrilik asitle beraber Fuji Ortho LC adezivi kullanmışlardır. Çalışmalarının sonucunda en az mine kaybı, poliakrilik asit ve Fuji Ortho LC kombinasyonu ile braketlerin yapıştırıldığı ve düşük devirde tungsten karbid frezler ile yapıştırıcı artıklarının temizlendiği grupta görülmüştür.

Literatürlerde mineye en az zarar veren metodun su soğutmalı, düşük hızlı tungsten karbid frezlerle yapılan temizleme işlemi olduğu bildirilmektedir (38, 118, 140, 141).

2.5.4.2. Elmas Frezler

Elmas frezler, ilk defa 1942 yılında Amerika'da üretilmiştir. Tungsten karbid frezlere göre daha agresif kesme özelliğine sahiptirler. Farklı model, büyüklük ve gren çeşitleri mevcuttur. 7 - 50 µm aralığında diş yüzeyinden aşındırma yapabilirler. Artık adezivin kaldırılmasında çok etkili olmakla beraber yüzey pürüzlülüğü açısından çok tercih edilmemelidir. Uygulama sonrası mutlaka diş yüzeyleri polisajlanmalıdır (139).

Eliades ve ark. (142) 2004 yılında yaptıkları çalışmalarında, yüksek devirde çalışan 8-bıçaklı tungsten karbid frezi ve ultra fine elmas frezi yüzey pürüzlülüğü açısından karşılaştırmışlardır. Her iki grupta da Sof-lex disklerle cilalama yapılmıştır. Çalışma sonucunda elmas frezlerle çalışma süresi tungsten karbid frezle çalışma süresinin yarısı olarak belirlense de, yüzey pürüzlülüğü oldukça fazla bulunmuştur. Sof-lex disklerle yapılan cilalama işlemi de, yüzey pürüzlülüğünü azaltan kalıcı bir etki oluşturmamıştır. Araştırmacılar, elmas frezlerin kullanımının minede geri dönüşümsüz etkiler oluşturabileceğini belirtmişlerdir.

Yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi sırasında, özellikle anguldurvalara takılan frezler yardımı ile mine yüzeyleri temizlenirken, diş minesine, pulpal dokulara ve çevre dokulara zarar vermeden dikkatli çalışmak gerekmektedir. Kullandığımız yüksek ya da yavaş hızla çalışan anguldurvalar ile, özellikle pulpada hissedilecek ani ısı değişiklikleri pulpal dokulara ciddi zararlar verebilir. Bu aletlerle temizleme sırasında uygulanan kuvvet, aletlerin dakikadaki dönme hızı, kullanılan frezlerin yapısı, cinsi, şekli ve kullanılan soğutma seçenekleri önem taşımaktadır (143).

Bazı araştırmacılar ısı artışındaki faktörlerin, bıçağın boyu ve tipine (144), temas süresine, tork ve frezlerin abraziv özelliklerine (145); bir diğer grup

araştırmacı (146) ise uygulanan basınca ve yapıştırıcı artıklarının miktarına bağlı olduğunu belirtmişlerdir.

Bir grup araştırıcı da (147-149) yaptıkları çalışmalarda, frezlerle yapıştırıcı artıklarının uzaklaştırılmasında, hava-su spreyi şeklinde kullanılan soğutma sistemlerinin ısı artışını kontrol altında tutmaya yardımcı olduğunu göstermişlerdir.

Schuchard (150) ve Sato (151), temizleme sırasında meydana gelebilecek ısı artışlarının dişin sert dokularında yapısal değişikliklere neden olabileceği gibi pulpal dokulara da zarar verebileceğini rapor etmişlerdir.

Zach ve Cohen (152) in-vitro olarak yaptıkları çalışmalarında, yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi sırasında meydana gelebilecek 5,5 derecelik ısı artışının pulpanın % 15'inin nekrozuna neden olduğunu, 11,1 derecelik ısı artışının pulpanın % 60'ının nekrozuna neden olduğunu, 16,6 derecelik ısı artışının ise pulpanın tamamen nekrozuna yol açtığını bildirmişlerdir. alışmalarının sonucunda aynı zamanda, 5,5 derecenin üzerindeki artışların % 40'ının tamamen nekrozla sonuçlandığını, 11,1 dereceninin üzerindeki artışların ise tamamının tam bir nekroza yol açtığını belirtmişlerdir.

Uysal ve ark. (143) 2005 yılında yaptıkları çalışmalarında yüksek ve düşük hızda dönen tungsten karbid frezleri su soğutmalı ve su soğutmasız olarak kullanarak diş yüzeyindeki yapıştırıcı artıklarını temizlemişlerdir. Su soğutmalı sistemlerde, canlı pulpa için kritik değer olan 5,5 derecelik ısı artışının üzerine çıkılmamıştır. Su soğutmasız sistemlerde ise, pulpa için kritik düzeye ulaşabilen ısı artışları görülmüştür. Araştırmacılar, özellikle uzun süreli işlemlerde pulpayı korumak için, su soğutmalı olarak çalışmayı önermişlerdir.

2.5.4.3. Abraziv Diskler ve Cila Lastikleri

Abraziv diskler, yüzeyinde aşındırıcı partiküller bulunan şerit şeklinde bitirme ve polisaj frezleridir. Bu diskler etrafındaki ince abraziv tabakaları sayesinde etkinlik sağlar. Genellikle tek kullanımlıktır. Abraziv özelliği çoğunlukla yüzeydeki alüminyum oksit partikülleri ile sağlanır. Bunun haricinde

silikon karbid, kuvars, zımpara taşı ve lal taşı da kullanılır. Bu partiküller, medium disklerde 55 - 100 µm arasındayken, ince ve çok ince bitirme disklerinde 7 - 8 µm boyutuna kadar düşebilir. Her firma değişik özellikler sunarak kendi diskini piyasaya sürmüştür. Sof-lex System (3M Espe), Super-Snap (Shofu), OptiDisc (Kerr Corporation), Moore-Flex Polishing System ve Moore-Silicon karbid disk (E.C.Moore) ve FlexiDisc (Cosmedent) bunlardan bazılarıdır.

Cila lastikleri, farklı gren, model, boyut ve setlikte olabilen, abraziv özelliğini yapısında ihtiva ettiği silikon karbid, alüminyum oksit, elmas, silikon dioksit veya zirkonyum oksit ile sağlayan bitirme frezleridir. Bu frezler, düşük devirde kullanılırlar. Her firma disklerde olduğu gibi değişik özellikler sunarak kendi lastiğini piyasaya sürmüştür. Astropol (IvoColor Vivadent), Enhance (Dentsply), Identoflex (Kerr) ve Silicone points (Shofu) bu markalardan bazılarıdır. Debonding sonrası mine yüzeyinin temizlenmesi esnasında, bu diskler ve lastikler medium, fine ve ultra-fine sırasıyla kullanılmaktadır. Ancak son yıllarda çıkan tek aşamalı disklerin (PoGo One step diamond Micro-polishers System-Denstply, OptraPol; Ivoclor) bu üç aşamayı kaldırıp hem zaman kaybını engellediği hem de daha etkili sonuçlar verdiği bildirilmiştir (139).

Eminkahyağil ve ark. (153) yaptıkları çalışmada yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinde yüksek hızlı tungsten karbid frezi, düşük hızlı tungsten karbid frezi ve Sof-lex diskleri kullanmışlar ve mine üzerine 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. Araştırmacılar, en güvenilir yöntemin su soğutmalı düşük hızlı tungsten karbid frezler ile yapılan temizleme olduğunu vurgulamışlardır.

Osorio ve ark. (154) çalışmalarında, mine yüzeyindeki adeziv artıklarını temizlemek için, düşük ve yüksek devirde 12-bıçaklı tungsten karbid frezi, yine düşük ve yüksek devirde arkansas taşını, düşük devirde Sof-lex diskleri, düşük

devirde Enhance kompozit bitirme disklerini, son grupta ise Enhance kompozit bitirme diskleriyle beraber polisaj disklerini kullanmışlardır. Her grupta temizleme işlemi su soğutması altında yapılmıştır. Çalışmalarının sonucunda en pürüzsüz mine yüzeyi, Enhance kompozit bitirme diskleriyle beraber Enhance polisaj lastiklerinin kullanıldığı grupta bulunmuştur. Sof-lex disk grubu bunu takip etmiştir. Yüzey pürüzlülüğü açısından yüksek ve düşük devirde uygulanan tungsten karbid frez grupları arasında fark bulunmamıştır. Araştırmacılar, tüm uygulama yöntemlerinde mineye zarar vermeden adezivin tam olarak temizlenemeyeceğini belirtmişlerdir.

Campbell (6) 1995 yılında yaptığı çalışmasında, braketlerin sökümü ve yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi aşamalarında mine yüzeyinde istenmeyen hasarların oluşabileceğini belirtmiştir. Bu hasarı önlemek için yapılması gereken işlemleri dört basit basamakta anlatmıştır;

- Braketlerin sökümünü takiben diş yüzeyleri, yüksek devirde tungsten karbid frezlerin tek yönde uygulanmasıyla temizlenmeli, bu aşamada mine yüzeyine temas etmemeye özen gösterilmeli,
- Mine yüzeyindeki büyük skarları kaldırmak için, Enhance kompozit bitirme diskleri kullanılmalı,
- Mine yüzeyine su ile karıştırılmış pomza, düşük devirde uygulanan Enhance polisaj lastikleriyle uygulanmalı,
- Son olarak da, alüminyum oksit partikülleri içeren kahverengi ve yeşil lastikler düşük devirde kullanılarak son parlaklık sağlanmalıdır.

Temizlenen mine yüzeyleri SEM'de 600 büyütme ile incelendiğinde, herhangi bir işleme tabi tutulmamış mine yüzeyine yakın bir görüntü elde edildiği bildirilmiştir.

Mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi sırasında gözle görülebilen yapıştırıcının kalmamış olması, her zaman için yüzeyin tamamen temizlenmiş olduğunu göstermemektedir. Hatta temizlenmiş olan mine yüzeyine asit uygulanmasından sonra klasik tebeşirimsi mat beyaz görüntünün oluşması

da, yapıştırıcının tamamen temizlenmiş olduğunu göstermemektedir. Mine prizmaları arasında kalan ve gözle görülemeyen yapıştırıcı kalıntılar mevcuttur (155, 156). Bu rezin uzantılarının bitirme frezi ile temizlendikten sonra çok iyi bir polisaj yapılması, daha sonra oluşacak renk değişiminin azaltılması açısından gereklidir (29).

2.5.4.4. Güçlendirilmiş Kompozit Frezler

Son yıllarda geliştirilen güçlendirilmiş kompozit frezler, mine yüzeyindeki artık adezivin uzaklaştırılmasında kullanılmaktadır. Bunlar, zirkon partikülleriyle güçlendirilmiş cam fiber kompozit frezler (StainBuster; Danville) ve 40 µm boyutunda alüminyum oksit partikülleriyle güçlendirilmiş polimer kaideli frezlerdir (OptiClean; Kerr). Bunların mine yüzeyi için minimum abraziv olduğu iddia edilmektedir. Ancak ilerleyen yıllarda daha çok çalışma yapılması gerektiği vurgulanmaktadır (139).

Karan ve ark. (123) 2010 yılında yaptıkları çalışmalarında düşük devirde uygulanan 8-bıçaklı tungsten karbid frezler (Komet) 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. da (27) 2009 yılında yaptıkları çalışmalarında, tungsten karbid frezler ile mine yüzeyinin temizlenmesinin ardından Stainbuster frezler ile polisaj yapılmasının yüzey pürüzlülüğünü elimine ettiğini göstermişlerdir.

2.5.5. Lazer Uygulamaları

Son yıllarda mine yüzeyinde kalan adeziv artıklarının, CO₂ lazer, Nd:YAG lazer veya Er:YAG lazer uygulamaları ile temizlenebildiği gösterilmiştir (135, 157).

2.6. Diş Hekimliğinde Işık ve Renk

Işık, dalga boyu nanometrelerle ifade edilen, görünür bir elektromanyetik enerji olarak tanımlanır. Güneş ışığı bir prizma içinden geçirildiğinde, parlak renkli şeritler halinde ayrılır. Bunun aksine, birbirinden ayrılan ışınlar bir mercekle vasıtasıyla birbirine yaklaştırıldığında beyaz ışık elde edilmektedir. Işık spektrumundaki üç temel renk; kırmızı, yeşil ve mavi-mor iken, ışık geçirmeyen opak pigmentlerin temel renkleri; kırmızı, sarı ve mavidir. Renk temel olarak, bir maddeden geçen ve geriye yansıyan ışık dalgalarının görülebilir etkisidir (158, 159).

Işık kaynaklarının renk kalitesi, sağladıkları ışığın renk sıcaklık derecesi ile ifade edilir. Renk sıcaklık derecesinin birimi Kelvin'dir (K). Kelvin, mutlak sıfırdan başlayarak sıcaklığın santigrad birimine göre ölçü derecesidir. Gün ışığının renk sıcaklığı mavi bir gökyüzünde, 1000 K'den 20000K'e kadar değişim gösterebilir (160).

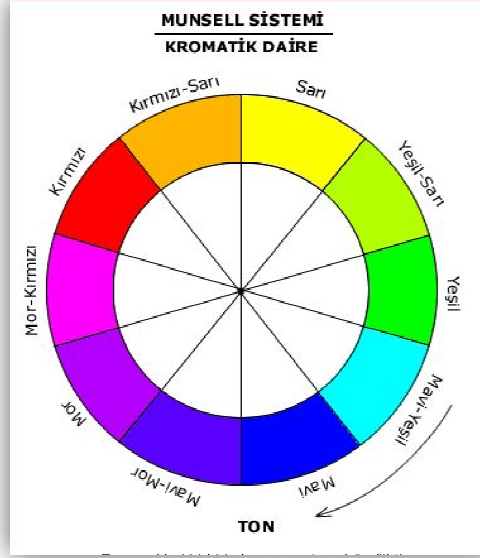
2.6.1. Munsell' e göre Renk

Munsell renk sistemi, 1905 yılında Albert H. Munsell tarafından geliştirilmiştir. Bu sistemdeki üç değişken, Munsell Hue (ton), Munsell Value (parlaklık), Munsell Kroma (doygunluk)' dir (161, 162). Munsell'in renk analizinde translusensiden bahsedilmemiştir. Ancak estetik bir restorasyon için, translusens özellik çok önemlidir (163).

Rengin üç boyutu aşağıdaki gibi tanımlanmıştır (164):

Hue (Ton): Ana renk veya renk çeşidi anlamına gelir. Spesifik bir dalga boyundaki ışığın retina üzerindeki etkisi ile algılanan renktir. Rengin diğer renk gruplarından ayrılabilmesini sağlayan özelliğidir (Örnek; Mavi, yeşil, kırmızı). Renk tekerliği 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

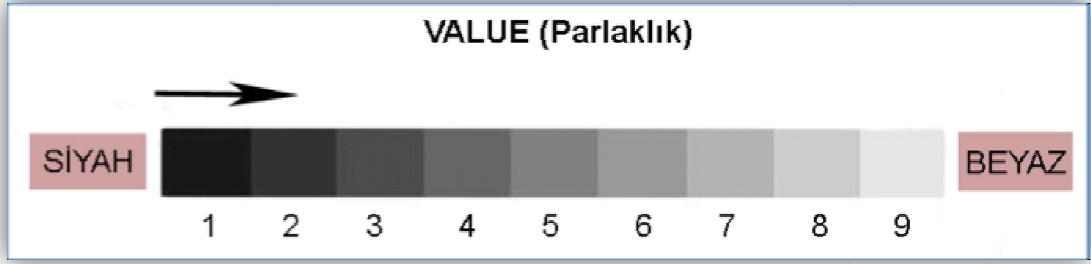
şeklinde adlandırılır (165, 166) ve dental restorasyonların pigmentlerini tanımlamada kullanılır (kırmızılar, maviler v.b) (163, 167, 168).



Şekil 2.5. Munsell renk sisteminde hue (ton) kavramı

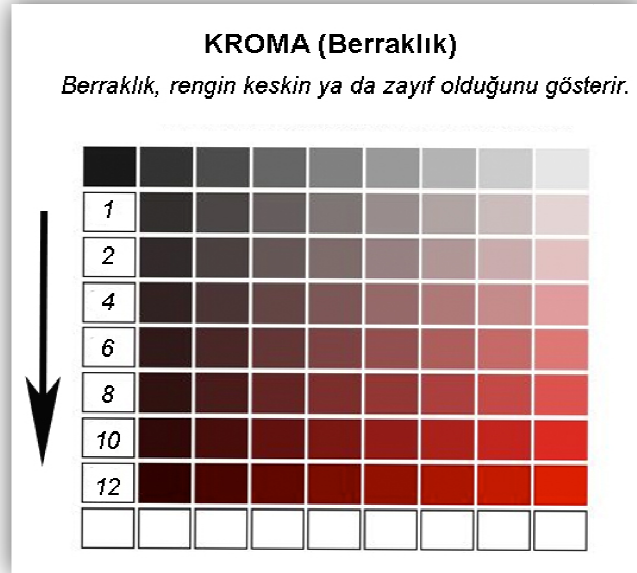
Value (Parlaklık): Saf siyahtan saf beyazlığa olan aralıkta rengin açıklığını / koyuluğunu ifade eder ve hiçbir ton içermez. Parlaklık olarak da tanımlanabilen bu özellik, sadece beyazlık ve siyahlığın derecesi olarak kabul edilir. Beyaz yüksek değer, siyah ise düşük değerdir. Beyaz 10, siyah ise 0 olarak tanımlanır (168).

Aydınlık değeri yüksek olan bir restorasyon, ilk bakışta yapaylığı göze çarpan açık ve tebeşirimsi bir görüntü verirken, düşük aydınlık değerine sahip bir diş ise grive cansız görünür. Bir rengin aydınlık değerini yükseltmek için beyaz, düşürmek için ise gri veya siyah eklenir. Ayrıca tamamlayıcı renkler eşit miktarda karıştırıldığında ve renge eklendiğinde de value değeri azalmaktadır (167).



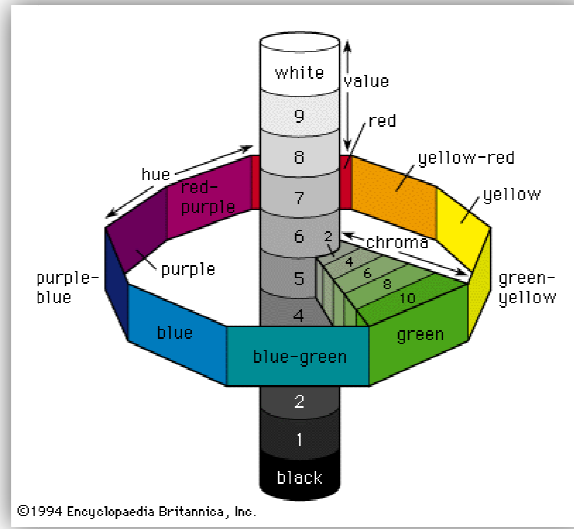
Şekil 2.6. Munsell renk sisteminde value (parlaklık) kavramı

Kroma (Doygunluk, Berraklık): Bir rengin doygunluğunu veya saflığını belirtir. Diğer bir deyişle, tonun saflık miktarını gösterir ve yoğunluğunu anlatır (163). Birim anlamda renk miktarını ifade eder. Bir renk griden uzaklaştıkça doygunluğu artar, griye yaklaştıkça doygunluğu azalır. Tam grinin (akromatik) doymuşluğu 0'dır. Her renk türünün değişik değerlerindeki maksimum doygunluk derecesi farklı olduğu için, doymuşluk için üst sınır belirlenmemiştir. Örneğin, bazı dişler aynı renk çeşidine (hue) sahip olmasına rağmen daha sarı görünebilir. Aynı sarı renk olmasına rağmen miktarı fazla olduğu için, daha baskın bir görünüm oluşur. Buna göre kroma, renk içerisindeki hue miktarını ifade eder denilebilir (165).



Şekil 2.7. Munsell renk sisteminde kroma (berraklık) kavramı

Rengin tanımlanmasında, ilk olarak parlaklık belirlenir. İkinci adım ise rengin doygunluğunun belirlenmesidir. Bu sistemde en son tonlar belirlenir. Rengi 3-boyutlu tanımlamak amacıyla kullanılan Munsell sisteminde, rengin parlaklığı dikey eksende gösterilir. Rengin doygunluğu ise, rengin bulunduğu yer ile parlaklığı birbirine bağlayan bölgededir. Renkler merkezden daireye yaklaştıkça kroma değeri artar yani daha kromatik olmaya başlar, daireden merkeze doğru ise daha akromatik hale gelir. Tonlar ise, parlaklığı ifade eden dikey eksenin etrafına silindirik olarak yerleşmiştir (167, 168).



Şekil 2.8. Munsell renk sisteminin şematik gösterimi

2.6.2. CIE L*a*b* Renk Sistemleri

Munsell'den sonra ışık ve renk üzerine araştırmalar yapan uluslararası bir kuruluş olan Commission de l'Éclairage (Uluslararası Aydınlatma Komisyonu=CIE), 1931 yılında XYZ tristimulus değerlerini tanımlamıştır. Bu değerler, insan gözünün retinasında bulunan temel 3 renge duyarlı (X=kırmızı, Y=yeşil, Z=mavi) sensörlerle yapılan sistemdir. 1976 yılında ise bugün yaygın olarak kullanılan CIE L*a*b* renk sistemi görsel medya için tasarlanıp oluşturulmuştur (164). Bu renk sisteminde rengin değerlendirilmesi, insan gözünün renk algılamasının fizyolojik özellikleri ile ilişkilidir. Renk uzayındaki eşit mesafeler, hemen hemen eşit algılanan dereceler şeklinde temsil edilir. CIE

L*a*b* renk sistemi bu nedenlerden dolayı Munsell renk sistemine göre daha avantajlıdır (169, 170).

CIE renk sisteminde, L, a ve b olmak üzere üç parametre kullanılır. Tüm renkler, 3 eksende kesişerek bir küre oluşturur (171, 172).

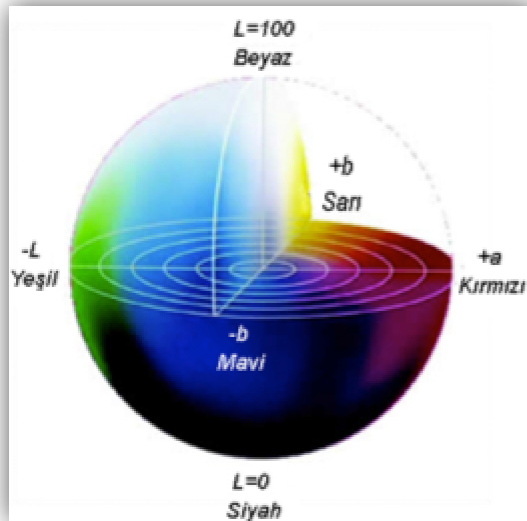
L: Aydınlık (Saf siyah 0 L değerine sahipken, saf beyazın değeri 100'dür.)

+a: Kırmızı yönü,

-a: Yeşil yönü,

+b: Sarı yönü,

-b: Mavi yönü tanımlar (171, 172).



Şekil 2.9. CIE L*a*b* renk sisteminin şematik gösterimi

İki renk arasındaki renk farklılığını belirlemede aşağıdaki formülden yararlanılır (173).

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

“Δ” sembolü farklılığı temsil ederken, “E” harfi Almanca’ da duyum-algı anlamına gelen “Empfindung” kelimesinin baş harfidir (174). Formülde L_1 , a_1 , b_1 test öncesi ilk renk değerleri, L_2 , a_2 , b_2 ise test sonrası renk değerleridir (175).

ΔE renk farklılığı iken, ΔL , Δa , Δb iki örneğin CIE L*a*b* renk değişkenleri arasındaki farklarıdır. ΔE değerleri, örneklerin zaman içindeki L, a ve b koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını matematiksel olarak ifade eder. Formül sonucu elde edilen tek bir sayı, renk değişikliğinin yönü ve yapısından çok, toplam farkın miktarını ifade ettiği için toplam renk değişimine ait komponentlerin ayrı ayrı incelenmesiyle daha değerli bilgiler elde edilir (165). İnsan gözü bu renk farklılıklarını gözleme açısından sınırlıdır ve 1'in altındaki ΔE değerlerini algılayamamaktadır (176, 177). 2 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 rapor edilmiştir (178). O'Brien'in klinik renk toleransı tablosu aşağıda gösterilmiştir (179).

Tablo 2.1. O'Brien'in klinik renk toleransı tablosu.

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

2.6.3. Işık ve Renk Terimleri

Pigmentasyon: Metal dışında bir materyalin içinde bulunan ve rengi oluşturan partiküllere pigment, oluşan renklendirme işlemine de pigmentasyon adı verilir (180).

Metamerizm: İki cismin belli bir aydınlatıcı altında aynı renkte görünürken, farklı ışık kaynakları altında farklı görünmesi olayıdır (158, 181). Bu durum, spektral yansıma eğrilerinin farklı olmasından kaynaklanmaktadır. Işığın cinsi ve yoğunluğu rengin algılanmasında önemli rol oynamaktadır (182).

Opasite: Bir materyalin ışığı geçirmesini engelleme özelliğidir. Bir cisim, gün ışığı kaynağından gelen ışığı tamamen yansıttığında rengi beyaz görünür. Cisme gelen ışık tamamen abzorbe ediliyorsa cisim siyah görünür. Opak bir materyal ışığın bir kısmını abzorbe ederken, kalanını yansıtmakta ve ışığı kendi içerisinden geçirmemektedir (163).

Kırılma ve Yansıtma (Refraction, Reflection): Işık, havadan su veya cam gibi saydam bir tabakaya geçerken kırılma oluşur. Kırılma, ışın demetinin saydam tabaka içerisinden farklı hızlarda oblik olarak geçerek ayrışmasıdır. Işık hiçbir zaman saydam veya yarı saydam bir cismin içinden tamamen geçmez, bir bölümü yüzeyinden yansır (163).

Yarı Saydamlık (Translucency): Bir cismin yarı saydamlık miktarı, içerisinden geçen ve yansıtılan ışık miktarı ile ilgilidir. Yüksek derecede yarı saydamlık daha açık renk görünümü verirken, cisim içerisinde dağılan ışık miktarı artınca yarı saydamlığı azalır. Opasitenin tam tersini ifade eder. Örnek olarak; rezin kompozitlerde hava kabarcıkları ve doldurucu partiküller, ışık dağılma merkezleri oluştururlar ve daha opak bir görüntü oluşur (179).

Saydamlık (Transparency): Bir materyalin içinden ışığın tamamen geçmesidir. Bu materyalin arkasındaki cisim net olarak görünebilir (179).

Işıma (Fluorescence): Işıma, bir cismin ultraviyole veya X-ışınları gibi yüksek enerjili ışığa tutulması sonucu etrafına ışık yaymasıdır. Işıma, materyalin alabileceği ışık enerjisinden fazlasını alması sonucu oluşur. Örneğin, insan dişine 365 nm dalga boyundaki ultraviyole ışık tutularak ışıma görülebilir (179).

2.6.4. Renk Ölçüm Yöntemleri

2.6.4.1. Görsel Ölçüm

Bir çalışma için seçilmiş belli sayıda kişinin görme duyusu kullanılarak yapılan ölçüm yöntemidir. Ölçüm yapan kişiler, örneği Munsell renk sistemine göre değerlendirirler. Buna göre sırasıyla; "value" değeri beyaz=10, siyah=0 arasında, "kroma" değeri akromatik veya gri=0, yüksek oranda doymuş renk=18

arasında, en son "hue" değeri standart skala yardımıyla temel 10 çeşit renk içinde seçilerek ölçüm yapılır (163).

Görsel ölçüm için daha basit yöntemler de vardır. Ölçüm yapan kişi, örnekleri birbirleriyle kıyaslayarak, birbirine göre pigment renk tonu veya miktarı açısından sıralama yapar (177, 183). Başka bir yöntem de kişinin belli bir renk skalası yardımıyla kıyaslayarak ölçüm yapmasıdır (177, 184, 185). Skalaların kullanım kolaylığı ve ekonomik oluşu nedeniyle günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır, ancak ticari renk skalalarının hiçbiri birbiri ile eşdeğer değildir (186).

Görsel ölçümde hataya sebep olabilecek etkenler şunlardır:

- Ortam koşulları: Aydınlatma tipi, ağız ortamının kuruluğu veya ıslaklığı, metamerizm.
- Skalaya bağlı etkenler: Kıyas yapılacak skalanın güvenilirliği.
- Kişiye bağlı etkenler: Psikolojik durum, yaş, görme kusurları, göze bağlı renk ayırt etme kusurları (165, 173).

2.6.4.2. Cihaz ile Ölçüm

Dental materyallerin renk ölçümleri, görsel olarak yapılmasının yanı sıra, daha güvenilir bir şekilde kolorimetre veya spektrofotometre gibi cihazlarla detaylı olarak yapılabilir (187). Rengin ölçülmesinde kullanılan aletlerin diş hekimliğinde kullanılması, ilk olarak endüstriyel alanda kalite kontrol işlemlerinde kullanılmak üzere insan görme duyusunu taklit eden ve rengin değişik boyutlarını matematiksel olarak ifade eden aletlerin üretilmesini takiben başlamıştır (163).

Cihaz kullanarak yapılan ölçümde hataya sebep olabilecek etkenler cihazın kalibrasyonunun hatalı yapılması veya yanlış kullanımınıdır (165). Bu amaçla kullanılan cihazlar:

- 1) Kolorimetre,

- 2) Spektroradyometre,
- 3) Spektrofotometre,
- 4) Dijital fotoğraf makinesidir.

2.6.4.2.1. Kolorimetre

Kolorimetreler, standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak rengi belirlenecek objedeki renk verilerini analiz eden cihazlardır (188). Yansıyan ışığın yoğunluğunu kırmızı, yeşil ve mavi filtrelerden geçirerek ölçerler. Dental pratikte en sık kullanılan cihazlardır (189). Üç veya dört silikon fotodiod (sensörler) içerirler. Fotodiodlar içerisinde, ışığın spektral özelliklerini sınırlayan filtreler bulunmaktadır. Spektrofotometreler kadar detaylı ölçümler yapmadıkları için elde edilen veriler daha anlaşılır ve basittir. Kolorimetrelerle translusent objelerin ölçümünün sonuçları değiştirebileceği düşünülmüştür (190). Kolorimetrelerin translusent olmayan ve düz yüzeylerde kullanılmasının, daha uygun olduğu görüşü de savunulmuştur (191).

Klinikte tercih edilen bir kolorimetre olan Shade Eye NCC'nın (Shofu Dental, Kyoto, Japonya) taşınabilir ucu 3 mm çapındadır. Uç dişe temas ettirilerek aktivasyon düğmesine basıldığında diş üzerine ışık gönderilmektedir. Yüzeyden yansıyan ışık ucun merkezine, buradan da dedektöre yönlendirilir. Hafızasında farklı tip porselen örnekleri yer alır. Sonuçlar bunlar içinde en yakın olanına göre verilir (192).

Lagouvardos ve ark. (189) Shade Eye NCC ve Vita Easyshade'i karşılaştırdıkları çalışmalarında, iki cihazın da tekrarlanabilirlik düzeylerinin mükemmel olduğu, Vita Classic ve Vita 3D Master skalaları için cihazlar arası güvenilirliğin farklı olduğu, CIE L*a*b* değerlerinin Vita Easyshade'de daha yüksek bulunduğu sonucuna varmışlardır.

Bir başka ölçüm aleti olan ShadeScan (Cynovad Inc., Montreal, Kanada), dijital görüntüleme ve kolorimetreyi birleştiren ilk sistemdir. Halojen ışık kaynağı, dişi 45 derece açıyla aydınlatır. Yansıyan ışık 0 derece açıdan toplanır. Görüntü hafıza kartında depolanır. Böylece laboratuvara internet üzerinden aktarılabilir.

Sonuçlar Vita Classic, Vita 3D Master, Chromascop, Noritake skalalarına göre elde edilir (192).

Kim-pusateri ve ark.'nın (193) çalışmasında, ShadeScan için kullanılan farklı skala tiplerine göre güvenilirlik ve doğruluk bakımından değişken sonuçlar elde edilmiştir. Güvenilirlik oranları Vita Klasik skalası için % 95, Vita 3D Master için % 91,2, Chromascop için % 76,5; doğruluk oranları ise Vita klasik skalası için % 65, Vita 3D Master için % 54,2, Chromascop için % 84,5 ($p<0.01$) olarak bulunmuştur.



Şekil 2.10. Shade Eye NCC

2.6.4.2.2. Spektrometre

Spektrometreler, ışık kaynaklarının spektral güç dağılımlarını ölçmek için tasarlanmıştır. Bu cihazların 4 ana bölümü vardır; toplayıcı optikler, monokromatör, dedektör ve okuyucu (194).

Hedeyen gelen ışınları toplayıcı optik toplayarak monokromatör için uygun şekilde bir ışın demeti haline getirmektedir. Monokromatör, bu ışın demeti içerisinde dalga boylarının dar bir bandını seçmekte ve transferini yapmaktadır. Monokromatör içerisindeki dağıtıcı bir eleman (ör: prizma) gelen ışın demetini karşılar ve farklı dalga boylarında, farklı açılarda dağıtır (195). Odaklayıcı optik, bu yayılan ışın demetini daraltarak dedektöre yollar. Dedektör, radyant gücü algılayarak okuyucuya elektriksel bir sinyal olarak transfer eder (194).

Bu cihazlarda toplayıcı optik, teleskop tip lensle birlikte kullanılıyorsa buna tele-spektroradyometre adı verilmektedir. Böylece görüntüdeki bir noktadan spektral radyant güç ölçülebilir. Bunlar renk ölçümünde en kullanışlı cihazlardır (195). Endüstriden tıbbı, doğa bilimlerinden kimyaya kadar birçok farklı alanda uzun süredir kullanılmaktadırlar.

Spektroradyometre, bir adli tıp çalışmasında (196) diş renginden yaş tesbiti amacıyla kullanılmış ve bu alanda çok başarılı bulunmuştur.

Diş hekimliğinde de son zamanlarda pek çok nedenle tercih edilen bir cihazdır. Diş yüzeylerinin düz olmaması ve dişlerin translusent yapıları nedeniyle renk ölçümünde spektroradyometreler diğer cihazlara göre tercih nedenidir (197). 50 CS-1000A, CS 1000S, CS1000T (Konica Minolta Holdings Inc, ABD) modelleri 2007 yılının aralık ayından itibaren piyasada olan taşınabilir, spektral tip spektroradyometrelerdir. Spektroradyometrelere diğer örnek SpectraScan PR 670 ve PR 680 tipleridir (194).



Şekil 2.11. Konica Minolta 50 CS-1000A

2.6.4.2.3. Spektrofotometre

Spektrofotometreler, bir cismin yansıttığı veya geçirdiği görünebilir radyant enerji miktarını ölçen cihazlardır. Yansıyan ışık yoğunluğunu, bütün görünür dalga boylarında ölçerler (189). İçerisinde, beyaz ışığı 10 - 20 nm dalga boyları arasında bir spektruma ayıran prizma bulunur (198). Spektrofotometre ile ölçüm felsefesi, cihazın içerisine ölçüm yapılacak cismin yerleştirilmesi ve

farklı açılardan ışınlar maruz bırakılması esasına dayanır. Ancak bu sistem, klinik diş hekimliğinde mümkün olamamaktadır. Klinikte kullanılan yöntem, ışınlama derecesinin 0, gözlem derecesinin ise 45 olduğu yöntemdir (199).

Birçok spektrofotometre diş yüzeyinde küçük bir alanda ölçüm (Spot Measurement = SM) yapabilmektedir. Ancak son dönemde tüm diş yüzeyinden tek bir ölçüm (Complete Tooth Measurement = CTM) yapabilen laminar tip spektrofotometreler geliştirilmiştir.

Schmitter ve ark. (197) laminar bir spektrofotometrenin (Shade Pilot, DeguDent, Hanau- Wolfgang, Almanya) gözlemciler arası fark bakımından klinik değerlendirmelerini yapmışlar ve son derece güvenilir olduğu sonucuna varmışlardır. Özellikle L değerleri açısından SM tiplere göre belirgin başarı elde edildiğini bildirmiştir.

Vita Easyshade (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) taşınabilir bir spektrofotometredir. El parçası cihaza fiber optik bir kabloyla bağlıdır. 5 mm çapındaki temas ucunun çevresinden aydınlatma sağlanır. Işık kaynağı, cihazın içerisinde bulunan halojen lambadır. Vita Classic veya Vita 3D master skalalarıyla uyumlu sonuçlar elde edilir (192).

Crystal Eye'da (Olympus, Tokyo, Japonya) 2006 yılında piyasaya sunulmuş bir spektrofotometredir. Da Silva ve ark. (200) Crystal Eye'ın klinik etkinliğini değerlendirmiş ve konvansiyonel renk seçim sistemine göre çok daha iyi renk uyumu yakalandığını, ΔE değerlerinin daha düşük bulunduğunu bildirmişlerdir.

SpectroShade (MHT, Niederhasli, İsviçre) dijital görüntülemeyi spektrofotometrik analizle birleştiren bir sistemdir. Spektrofotometreye bağlı dual dijital kamera sisteminden oluşmaktadır. Bütün diş yüzeyinde ölçüm yapabilmektedir. Bu cihazın içinde halojen ışık lambası kullanılmaktadır. Son derece güvenilir bir cihazdır. Ancak taşınabilir olmaması (ofis tipi için), büyük bir optik başı olması ve ekonomik olmaması dezavantajları olarak sayılabilir. Ancak daha sonra geliştirilen Spectro Shade Micro ve Spectro Shade Mobile tipleri taşınabilir özelliktedir ve ilk cihazın taşınabilir olmaması özelliğini ekarte

etmektedir (192). Spectro Shade, yapılan bir çalışmada (201) görsel renk seçimi ile karşılaştırılmış ve tekrarlanabilirliği bakımından çok daha üstün bulunmuştur.



Şekil 2.12. Spectro Shade Micro

2.6.4.2.4. Dijital Kamera

Rengin ölçülmesinde dijital kameraların kullanımı yaygınlaşmaktadır. Sadece cisim üzerindeki bir nokta veya bölgenin değil, tüm cismin renginin ölçülmesi bu sistemin en olumlu özelliğidir. Bu sistemde dişlerin görüntüleri standardize edilmiş şartlar altında dijital fotoğraf makinesi ile elde edilmekte, sonuçlar bilgisayar programları yardımıyla CIE L*a*b* değerleri cinsinden değerlendirilmektedir (202, 203). Bu sistem; dijital fotoğraf makinesi, bilgisayar, görüntüyü yakalayan bir sürücü yazılımı, bilgisayar programı ve renk sensöründen oluşmaktadır (204).

2.6.5. Dişlerin Renk Özellikleri

Diş rengi, dişlerin optik özelliklerinin bir kombinasyonudur. Işık diş ile karşı karşıya geldiğinde etkileşimleri sonucu; ışığın diş geçmesi, yüzeyde yansınması, dokularda absorpsiyon ve ışığın dağılması gibi dört farklı olgu gözlenir. Diş rengi, dağılan ışığın hacmi ile belirlenir (205).

Dişlerin görünümü, mine, dentin ve pulpadan oluşan diş dokularının ışığı yansıtma ve absorbe edebilme özelliğine göre değişmektedir. Doğal diş rengi temel olarak dentin tarafından belirlense de, minenin rengi, saydamlığı ve kalınlığı da diş renginin belirlenmesine katkıda bulunmaktadır (206). Yeni sürmüş dişte mine tabakası, daha fazla organik komponente sahiptir, daha az

mineralizedir ve mine kristalleri arasındaki mesafe daha fazladır. Bu nedenle genç diş çok opaktır. Zamanla mine tabakası aşınarak incilir ve dentin daha belirgin hale gelir. Minenin kalınlığı doğal olarak kole bölgesinde en az, kesici kenarda en fazladır. Bu sebeple, alttan dentinin yansıması ile kole bölgesinde renk yoğunluğu en fazlayken, kesici kenara doğru azalmaktadır (158).

Diş beyazlatma, dişlerin ana renginde ve yoğunluğunda değişime sebep olmaktadır. Çünkü diş beyazlatma, dehidratasyona ve hidroksiapatit kristalleri arasındaki pigmentin azalmasına sebep olur. Dehidratasyon mineyi opak hale getirir, ışığın daha fazla yansımasına ve dişin daha parlak görünmesine sebep olur (158).

2.6.6. Renklenmenin Etyolojisi

2.6.6.1. Diş Renklenmesi

Diş renklenmeleri iç kökenli veya dış kökenli olabilmektedir (181, 207).

İç kökenli renklenmeler, metabolik ve kalıtsal hastalıklar gibi sistemik ve lokal faktörlerden oluşmaktadır ve dış kökenli renklenmelere göre ortadan kaldırılmaları daha zordur. İç kökenli renklenmeler, dişlerin gelişimi sırasında, dişin sert dokularının yapısal kompozisyonlarındaki veya kalınlıklarındaki değişimler sonucunda meydana gelirler ve diş dokusunun ışığı geçirme özelliklerini değiştirirler. Okronozis, porfiri, hemolitik anemiler, amelogenesis imperfekta, dentogenesis imperfekta, endemik fluorozis ve tetrasiklin renklenmeleri bu tip renklenme nedenlerine örnek gösterilebilir (206, 208, 209).

Dış kökenli renklenmeler ise oluşum mekanizmasına göre direkt ve indirekt olarak ikiye ayrılır. Pelikül ile birleşerek kendi renklerinin görünmesine neden olan kromojenik bileşikler direkt dış kökenli renklenmelere neden olurken, diş yüzeyi ile kimyasal ilişkiye girerek renklenmeye neden olan bileşikler indirekt dış kökenli renklenmelere neden olmaktadır (181). Direkt renklenmelere neden olan kromojenler; çay, kahve, tütün ürünleri gibi çeşitli yiyecek ve içeceklerle ağız ortamına alınırlar ve pelikula tutunan organik kromojenlerin rengine bağlı olarak diş rengi de değişime uğratılmaktadırlar(210-

212). Bunlar genellikle detartraj veya eksternal beyazlatma ile ortadan kaldırılabilmektedir (206, 208). İndirekt dış kökenli renklenmeler ise katyonik antiseptikler ve metal tuzları ile ilişkilidir. Bu ajanlar genellikle renksizdir veya renkleri diş yüzeyinde oluşan renkten farklıdır (181).

Dış kökenli renklenmelerin bir diğer sınıflaması da metalik renklenmeler ve metalik olmayan renklenmelerdir. Metalik dış kökenli renklenmeler demir içeren ürünleri kullanan bireylerde oluşan karakteristik siyah renklenmeler olarak karşımıza çıkar. Metalik olmayan dış kökenli renklenmeler ise, plak veya pelikül tarafından absorbe edilir. Muhtemel etyolojik ajanlar; diyet ürünleri, içecekler, sigara, klorheksidin içeren gargaraların uzun süre kullanımı ve bazı ilaçlardır (213). Antimikrobiyal ajanların içinde, mantar, bakteri ve virüslere karşı geniş bir etkiye sahip olması nedeniyle ağız gargarası olarak en sık kullanılanı, klorheksidin glukonattır (CHX). Ancak antiplak etkisi başarılı olan CHX'in, renklendirici gıdaların kromojenleri ile birleşip diş renklendirme etkisi bulunduğu bildirilmiştir (214-217). Bazı çalışmalarda, düşük dozda CHX kullanımının renklenme riskini azalttığı (218), plak varlığında renklenme riskinin arttığı (219), farklı tükürük örneklerinde bekletilen ve CHX / çay renklenmesi incelenen akrilik blokların renklenme derecelerinin farklı olduğu, farklı tükürükten oluşan farklı fizikokimyasal yapıdaki pelikülün renklenmede etkili olduğu (220) bildirilmiştir.

2.6.6.2. Kompozit Rezinin Renklenmesi

Diş yüzeyindeki kompozitin renklenmesi de içsel ve dışsal olarak iki grupta incelenebilir.

Dışsal renklenme; daha çok plak ve renk pigmentlerinin kompozit rezinin yüzeyine birikmesi sonucunda ortaya çıkan renklenmelerdir (21). Dış kaynaklı boyayıcıların yüzeye teması sonucu absorbe edilmeleri ve yüzeyde birikmeleriyle gerçekleşir (221). Dışsal renklenmede, aynı zamanda yüzeyin pürüzlülüğü ve restoratif materyalin cilası da etkilidir (222). Bazı çalışmalar (21, 223) yüzey pürüzlülüğünün renklenmeye doğrudan etkisi olduğunu gösterirken, bazıları (211) ise doğrudan bağlantı olmadığını belirtmektedir. Kötü ağız hijyeni,

ay, kahve, sigara gibi boyayıcı maddelerin tüketiimi sonucu oluşan dışsal kökenli renklenmeler, çeşitli bitirme frezleri ile giderilebilmektedir (224).

Adeziv materyaller ile diş dokusu arasında, termal genişleme katsayısının farklı olması ve kullanılan dolgu materyalinin polimerizasyon sırasında büzülmesi nedeniyle aralık oluşmaktadır. Bu aralıktan mikrosızıntı denilen, bakteri, ağız sıvıları, molekül ve iyonlar ile hava geçişi gerçekleşebilmekte ve renklenmeye sebep olabilmektedir (225). Hamamcı ve ark.'nın (226) ortodontik braketlerin altındaki mikrosızıntıyı inceledikleri çalışmalarında, sırasıyla lazer, SEP ve en az olarak da geleneksel asit ile pürüzlendirilen dişlerde mikrosızıntı ile karşılaşıldığı ifade edilmiştir. Arhun ve ark. da (227) konvansiyonel yöntem ve antibakteriyel SEP ile yapıştırılan metal ve seramik braketlerde diş-adeziv-braket kompleksi arasındaki mikrosızıntıyı incelemiştirler. Çalışmalarının sonucunda iki adeziv arasında fark bulmazken, metal braketlerde adeziv-braket arasında daha fazla mikrosızıntı olduğunu, bununda bağlanma direncini azaltacağını ve daha fazla beyaz nokta lezyonu oluşumuna neden olabileceğini belirtmişlerdir.

Rezin kompozitlerin su emilim kabiliyeti ve matriks rezinin hidrofilik oluşu da renklenme derecesinde etkili olmaktadır. Su emilimi fazla olan kompozit, renklendirici sıvıları da daha fazla abzorbe ederek renklenmede artışa sebep olmaktadır. Ayrıca su emilimi nedeniyle kompozit genişlemekte ve plastize olmakta, silanın hidrolizi nedeniyle de mikroçatlaklar oluşmaktadır. Doldurucu ve matriks arasındaki bu mikroçatlaklar sebebiyle, renklendirici ajanlar kolayca penetre olabilmektedir (228).

İçsel renklenme, kompozit rezinin rengine bağlı olarak kendiliğinden oluşan fiziko-kimyasal bir reaksiyondur. Işıkla sertleşen kompozit rezinlerde başlatıcı olarak tersiyer aromatik amin kullanıldığında, arta kalan aminlerin oksidasyonu, restorasyonun içsel renklenmelerinin en büyük sebebi olmaktadır. Hue değerinin beyazdan sarı renge dönüşümü sonucu da renklenme ortaya çıkmaktadır. Matriks yapısı, doldurucunun kompozisyonu, miktarı, ilave ve başlangıç componentleri ve bağlayıcı ajanın rengi de içsel renklenmeyi etkileyen diğer faktörlerdir (21).

2.6.7. Ortodontide Renk

Adeziv rezin uzantılarının mine prizmalarının 30 µm - 50 µm derinliğine kadar penetre olabildiği (14), bu rezin uzantılarının zamanla renk değişiminin estetik olarak olumsuz görünüme sebep olabildiği belirtilmiştir (11, 15-17). Hastaların ortodontik tedaviye başvurma sebepleri arasında estetiğin önemli bir yeri olduğu göz önüne alındığında, literatürde ortodontik tedaviler ile dişlerdeki renk değişimi arasında yayınlanmış çok az sayıda çalışma mevcuttur (15, 19, 27-29). Bazı çalışmalarda (18, 25, 26) ise ortodontide kullanılan adezivlerden disk şeklinde preparatlar hazırlanmış ve renklenme durumları incelenmiştir. Ortodontide kullanılan adeziv rezinlerin renginin diş rengine benzer oluşu nedeniyle mine prizmaları arasında kalan rezin uzantılarının yeterince temizlenememesi dişlerde renk değişimine neden olmaktadır (1, 229). Araştırmacılar renk farkının kolaylıkla belirlenebilmesi için, adeziv materyallerin içine floresan madde ilave edilmesini (230), mine yüzeyinde daha az prizmalara penetre olan, dolayısıyla daha az adeziv kalıntısına sebep olan SEP yönteminin kullanılmasını (29), braketlerin sökümü sonrasında çok iyi temizlik ve cilalama yapılmasını önermektedirler (116).

Eliades ve ark. (20) 2001 yılında, farklı iki adeziv sistem (Unite ve rezin modifiye cam iyonomer adezivi GC Fuji Ortho) ile yapılan braketlemenin, mine yüzeyinde meydana gelen renk değişimi üzerine etkisini in-vitro olarak incelemiştir. Çalışmalarında 30 adet ortodontik amaçlı çekilmiş premolar diş kullanmışlar ve analiz yapılacak bölgenin standardizasyonu için dişlerin vestibül yüzeyine 3 mm çapında deliği olan siyah bant yapıştırmışlardır. Dişlerin başlangıç renk değerleri kolorimetre ile ölçülmüştür. İlk grup olan 15 diş Unite ile yapıştırılmadan önce % 37'lik fosforik asit ile pürüzlendirilmiş, GC Fuji Ortho ile braketlenen dişlere ise kullanıcı talimatına göre herhangi bir pürüzlendirme işlemi yapılmamıştır. Braketlerin yapıştırılmasından 48 saat sonra, braketler söküm pensi ile sökülmüş, yapıştırıcı artıkları 12- ve 30-bıçaklı tungsten karbid frezler ile temizlenmiş ve söküm sonrası 2. renk ölçümü yapılmıştır. Daha sonra tüm dişlere 24 saat boyunca, Suntest CPS plus cihazı ile, 30 gün güneş ışığının yaydığı radyasyona eşdeğer olan ultraviyole ışınıyla hızlı yaşlandırma işlemi

uygulanmıştır. Dişlerin renkleri son kez ölçülmüş ve ΔE değerleri hesaplanmıştır. En fazla renk değişiminin her iki adeziv sisteminde de, başlangıç ve debonding sonrasında olduğu görülmüştür. Ancak tüm ΔE değerleri klinik eşik değer ($\Delta E=3,7$) üzerine bulunmuştur. Mine yüzeyi pürüzlendirmesi yapılan ve yapılmayan gruplar arasında ΔE değerleri açısından fark bulunmamış, bu durum söküm ve yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinin, mine pürüzlendirme yöntemlerinden daha invaziv olduğu görüşü ile açıklanmıştır.

Eliades ve ark.'nın (18) 2004 yılında yaptıkları in-vitro çalışmada, ışıkla ve kimyasal olarak sertleşen beş farklı ortodontik adezivden (Enlight, Concise, Heliosit Orthodontic, Transbond XT, Ideal) hazırlanan 60 adet disk üzerinde, hızlı yaşlandırma uygulandığında meydana gelen içsel renk değişikliği incelenmiştir. Tüm adezivlerde renk değişimi meydana geldiği, bazılarında (Enlight, Concise, Heliosit Orthodontic) klinik eşik değer ($\Delta E=3,7$) aşıldığı ifade edilmiştir. Ancak çalışmadaki hızlı yaşlandırma etkisinin ağız ortamını birebir taklit etmediğini, dışsal renkleşmeden yararlanılmadığı için, sonucun materyallerin renklenme durumlarını açıklamak için yeterli olmadığını bildirmişlerdir.

Faltermeier ve ark. (25), mine yüzeyine penetre olan rezin uzantılarının braket sökümü sonrasında renklenmeye olan etkisini incelemek için 4 adet farklı ortodontik adezivden (Transbond XT, Enlight, RelyX Unicem, Meron Plus AC) 200 adet disk hazırlamıştır. Disklere hızlandırılmış yaşlandırma uygulayıp, 72 saat boyunca çay, kola ve ketçap gibi renklendirici ajanların içinde bekletmişlerdir. Renk ölçümlerini spektrofotometre ile yapmışlardır. En az renk değişikliği RelyX Unicem ile, en fazla renk değişikliği ise RMCIS olan Meron Plus AC ile oluşmuştur. Renklendiricilerden ise en çok çay solüsyonuyla renklenme görülmüştür. Ayrıca tüm adezivlerde içsel ve dışsal renklenme gözlenmiştir. Çalışmalarının sonucunda araştırmacılar minenin renklenmesini önlemek için tüm materyallerin geliştirilmesini önermişlerdir.

Trakyalı ve ark.'nın (27) 2009 yılında yaptıkları in-vitro çalışmada, ortodontik amaçlı çekilmiş 75 adet premolar diş üzerinde, beş farklı ortodontik

adezivin hızlı yaşlandırma uygulaması sonrasında renk değişikliği incelenmiştir. Tüm dişler % 38'lik fosforik asit ile pürüzlendirilmiş, seramik braketler 5 farklı ortodontik adeziv ile (Transbond XT, Eagle Bond, Light Bond, Blugloo ve Unite) ile yapıştırılmıştır. Hızlı yaşlandırma uygulaması, braketler yapıştırıldıktan sonra ve braketler sökülüp diş yüzeyleri temizlendikten sonra yapılmıştır. Renk ölçümleri ise, braketleme öncesinde, tungsten karbid frez ile diş yüzeylerinin temizlenmesi sonrasında, Stainbuster frezler ile cila sonrasında ve ikinci hızlı yaşlandırma uygulamasından sonra Vita Easyshade spektrofotometresi ile yapılmıştır. Tüm ΔE değerleri 2'nin altında bulunmuştur. Başlangıç ile söküm sonrasındaki ΔE değerleri, Transbond XT, Eagle Bond ve Light bond gruplarında artmış; en yüksek ΔE değeri ise Transbond XT grubunda görülmüştür. Hızlı yaşlandırma işleminin ortodontik yapıştırma sistemlerinin renk değişikliğine etkisi klinik olarak gözlenmemiştir. Stainbuster ile cila işleminin mine yüzeyindeki pürüzlülüğü azalttığı, böylece ışık yansımada artış meydana geldiği düşünülmüştür.

Jahanbin ve ark. (28) çekilmiş 100 adet üst birinci küçük azı dişi üzerinde yaptıkları in-vitro çalışmada, beş farklı ortodontik adezivin diş renklenmesine etkisini değerlendirmiştir. Dişlerin bukkal ve palatinal yüzeylerinin uzun aksları belirlenmiş ve her dişin palatinal yüzeyinin orta noktasına ve her dişin bukkal yüzeyinin orta noktasının 3 mm mezialine emniyet deliği açılmıştır. Bu işaretler sayesinde her ölçüm dişin aynı noktasından yapılmıştır. Dişlerin bukkal yüzeylerine beş farklı ortodontik adeziv ile braketler yapıştırılmış, palatinal yüzeyleri ise kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Braketlenen dişlere termal siklus uygulanmış ve 1 hafta boyunca oda ısısında çay - kahve solüsyonunda bekletilmiştir. Braketlerin sökümü için söküm pensi, adezivlerin temizliği için ise yavaş turda çalışan 12- ve 30-bıçaklı tungsten karbit frezler kullanılmıştır. Dişlerin renk ölçümleri, braketlemeden önce, braket sökümü sonrasında ve cilalama sonrasında kolorimetre ile yapılmıştır. Kolorimetrenin ölçüm ucuna uygun boyutta bir kapak hazırlanmış ve ölçüm işleminde standardizasyon sağlanmıştır. Sonuç olarak, beş farklı adeziv grup arasında ΔE değerleri açısından, başlangıç-braket sökümü ve başlangıç-cilalama sonrasında fark bulunmamıştır. Bukkal yüzeylerde başlangıç-braket sökümü ile başlangıç-

cilalama arasında ve bukkal ile palatinal yüzeyler arasında başlangıç-braket sökümü sonrasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Ancak istatistiksel anlamlılığa rağmen, renk değişimi birçok gözlemci tarafından fark edilememiştir. Araştırmacılar, adeziv tiplerinin ve uygulama şekillerinin, minenin renk değişimi üzerine etkisinin olmadığını; renk değişiminin, renklendirici ajanların rezin uzantılarına değil, minenin yapısına hapsolması ile oluştuğunu bildirmişlerdir.

Çörekçi ve ark.'nın (26) 2010 yılında yaptıkları in-vitro çalışmada, 60 silindir örnek kullanılarak altı ortodontik adezivin (Transbond XT, Heliosit Orthodontic, Light Bond, Bisco Ortho, Quick Cure ve Filtek Supreme) renklenmesi değerlendirilmiştir. Adeziv örnekleri beş farklı renk solüsyonu (çay, kola, kahve, kırmızı şarap ve yoğurt) ve su içinde 5 gün bekletilmiş ve renk ölçümleri Vita Easysshade cihazı ile yapılmıştır. Renklendirme solüsyonlarında bekletilen tüm adeziv materyal gruplarında, klinik eşik değerin ($\Delta E=3,7$) üzerinde renklenme görülmüştür. Adeziv materyallerin, boyayıcı ajanların ve birbirleriyle etkileşiminin renk değişiminde rol oynadığı ve estetik açıdan, ortodontide kullanılan adeziv materyallerin renklenmesinin, hastaların hoşnutsuzluğuna neden olacağı sonucuna varılmıştır. Ortodontik kompozitlerin renklenmesinin kompleks bir durum olduğu, kompozitin içeriğindeki inorganik doldurucuların, monomer tipinin, polimerizasyon derecesinin ve başka birçok faktörün bu durumu etkilediği bildirilmiştir.

Karamouzou ve ark.'nın (15) 26 birey ile yaptıkları in-vivo çalışmada, sabit ortodontik tedavinin diş renklenmesine etkisi değerlendirilmiştir. Braketler bireylerin yarısına kimyasal olarak polimerize olan, diğer yarısına ise ışıkla sertleşen adezivler kullanılarak yapıştırılmıştır. Tedavi ortalama 18 - 26 ay sürmüştür. Bireylere bu süre boyunca her gün floridli diş macunu ile dişlerini fırçalamaları ve CHX'li gargara kullanmamaları söylenmiştir. Sabit ortodontik tedavi öncesinde ve braket sökümü ve temizliği sonrasında, dişlerin CIE L*a*b* renk parametreleri spektrofotometre ile ölçülmüş ve renk farklılıkları hesaplanmıştır. Ortodontik tedavinin, renk parametrelerindeki değişim ile ilgisi olduğu sonucuna varılmıştır. Tedavinin sonunda L değerinin azaldığı, a ve b

değerlerinin ise arttığı gözlenmiştir. Tüm dişlerin ΔE değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı değişim gösterdiği, bu değerlerin ortalama 2,12 - 3,16 arasında olduğu ve kimyasal olarak sertleşen adezivlerin, ışıkla sertleşen adezivlere göre daha fazla renk değişimine neden olduğunu belirtilmiştir. Ortodontik tedaviyle dişlerde görülen renk değişikliği; braketlerin yapıştırılması, sökülmesi ve mine yüzeyinin temizlenmesi işlemlerinin minede oluşturduğu kalıcı etkilere, mine yüzeyindeki rezin kalıntılarının içsel ve dışsal renklenmesine ve ortodontik diş hareketinden dental ve pulpal dokulardaki vasküler sistemin etkilenerek kan akımının değişmesine bağlanmıştır. Bu etkilerin de ancak in-vivo koşullarda belirlenebileceği vurgulanmıştır.

Joo ve ark.'nın (29) 2011 yılında yaptıkları in-vitro çalışmada, 135 adet çekilmiş küçük azı dişi üzerinde, geleneksel asitleme ve SEP yöntemlerinin söküm ve cilalama sonrası renklenme hassasiyetleri, dört farklı marka adeziv sistem kullanılarak değerlendirilmiştir. Braketlenmeyen dişler kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Çekilmiş dişlerin kronları köklerinden ayrılarak akrilik rezin blokların ortasına vestibül yüzeyleri yukarı bakacak şekilde gömülmüştür. Tedavi öncesinde dişler florid içermeyen pomza ve lastik ile 10 sn boyunca cilalanmıştır. % 32'lik fosforik asit kullanılan geleneksel asitleme yönteminde, Transbond XT primer ile adezivi ve Ortho Solo primer ile Blugloo adezivi, SEP sisteminde ise Transbond Plus SEP ve Prompt L-Pop ile Transbond XT adezivi kullanılmıştır. Tüm dişlerin yüzeyleri tedavi öncesi, braket sökümü ve yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi sonrası üç-boyutlu (3D) profilometre ile taranmıştır. Dişler bir saat boyunca % 0,5 metilen mavisi solüsyonu ile renklendirilmiş; dişlerin başlangıç, söküm sonrası, temizleme ve cilalama sonrası renklenme değerleri spektrofotometre ile ölçülmüştür. CIE L*a*b* parametreleri ve ΔE değerleri hesaplanmıştır. Sonuç olarak, braketlerin sökümü sonrasında diş yüzeyinde kalan adeziv miktarı geleneksel olarak asitlenen grupta, SEP grubuna göre daha fazla bulunmuştur. Tüm dişlerin L, a ve b değerleri azalmıştır. Yapıştırıcı artıkları yalnızca tungsten karbid frez ile temizlendiğinde, SEP ile pürüzlendirilen dişlerdeki renklenme artışı, geleneksel olarak asitlenen gruba göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fazla bulunurken, temizlik

sonrası cila yapıldığında geleneksel asitleme ve SEP arasında herhangi bir fark gözlenmemiştir.

Gönül ve Özdemir'in (231) 2011 yılında yaptığı in-vitro tez çalışmasında, ortodontik amaçlı çekilmiş 315 adet insan dişi kullanılarak, üç farklı mine pürüzlendirme yöntemiyle oluşabilecek renklenmeler değerlendirilmiştir. Dişler pürüzlendirme yöntemlerine göre % 37 ortofosforik asit, SEP ve ER:YAG lazer olmak üzere üç çalışma grubuna ayrılmıştır. Her grubun kahve, % 0,02 CHX içeren gargara ve distile suda bekletilen 3 alt grubu bulunmaktadır. Mine pürüzlendirilmesi yapılmayan kontrol grubu dışındaki tüm dişlere ışıkla sertleşen Transbond XT ile metal braketler yapıştırılmıştır. Grupların yarısı renk solüsyonunda braketli olarak, diğer yarısı braketleri yan kesici pensi ile sökülmüş, yapıştırıcı artıkları 8-bıçaklı tungsten karbid ile temizlenmiş ve Soflex disklerle cilalanmış olarak bekletilmiştir. Son olarak tüm gruplara % 15'lik karbamid peroksit içeren ev tipi beyazlatma ajanı günde 6 saat olacak şekilde, iki hafta boyunca, oda ısısında uygulanmıştır. Başlangıç, braket sökümü, renklendirme ve beyazlatma sonrası diş rengi ölçümleri spektrofotometre ile yapılmıştır. Elde edilen L, a ve b değerleri CIE L*a*b* cinsinden kayıt edilerek ΔE değerleri hesaplanmıştır. Çalışma sonucunda elde edilen bulgulara göre, asit, SEP ve lazer yöntemleri ile pürüzlendirilip braketlenen ve herhangi bir renklendirme işlemi görmeden braketleri sökülüp yapıştırıcı artıkları temizlenip cilanan dişlerin, renklenme açısından klinik olarak eşik değeri ($\Delta E < 3,7$) aşmadığı ve pürüzlendirme yöntemleri açısından birbirlerine göre renklerinin farklı bulunmadığı tespit edilmiştir. Ortodontik tedavi sırasında renklenmeyi temsil eden braketli olarak renklendirme solüsyonunda bekletilen dişlerin, ortodontik tedavi sonrasında renklenmeyi temsil eden braketli sökülüp temizlenmiş olarak renklendirme solüsyonunda bekletilen dişlere göre daha az renklendiği gözlenmiştir. Dolayısıyla ortodontik tedavi sonrasında oluşacak renklenme klinik olarak daha anlamlıdır. Braketler sökülüp yapıştırıcı artıkları temizlendikten sonra yapılan renklendirmelerde, en fazla renk değişikliği kahve ile oluşmaktadır. Sonuç olarak, dişlerde mine pürüzlendirme yöntemlerinden bağımsız olarak kahve, CHX ve suya göre daha fazla renklenme oluşturmuş ve daha sonra yapılan beyazlatma etkisi de daha az olmuştur. Asit ve SEP ile

yapılan pürüzlendirmelerde benzer renklenme değerleri gözlemlenirken, lazer ile yapılan pürüzlendirmelerin renklenme ve beyazlatma değerlerinde tutarsız sonuçlara rastlanmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje No: D-DA 11/01) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

3.1. Dişlerin Seçimi ve Örneklem Genişliği

Bu çalışmada, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na sabit ortodontik tedavi amacıyla başvuran ve tedavi planlamalarına göre çekimli ortodontik tedavinin uygulanmasına karar verilen hastalardan elde edilen toplam 175 adet üst ve alt birinci ve ikinci küçük azı dişi kullanılmıştır.

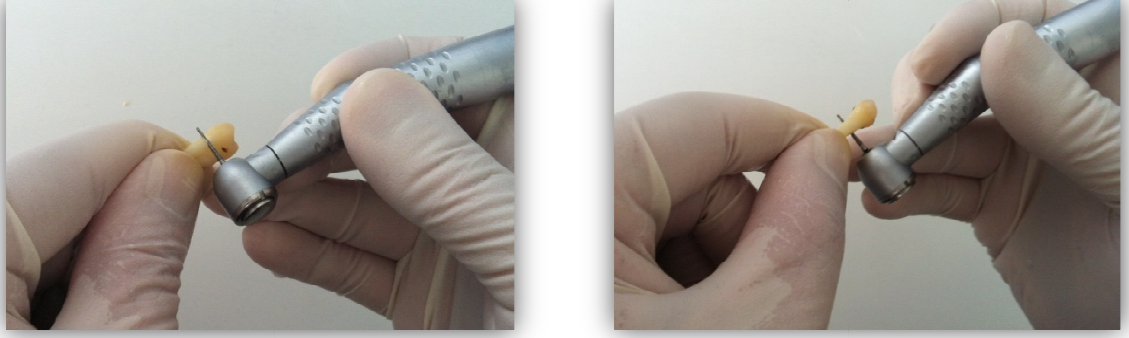
Örneklem genişliği, yapılan Power analizi sonucu belirlenmiştir. Power analizi sonucuna göre, % 80 güç ve % 5 yanılma düzeyinde delta E (ΔE) yönünden en az 0,2 birimlik bir farkın istatistiksel olarak önemliliğini test edebilmek için grupların her birine en az 22'ser denek alınması ön görülmüştür. Power analizi sonucu dikkate alınarak, herhangi bir kayıp ihtimaline karşı her gruba 25'er örnek alınmıştır.

Diş seçiminde hastanın cinsiyeti ve premolar dişin hangi bölgeden olduğu dikkate alınmamıştır. Ancak hastaların 20 yaş altı olmalarına, sigara içmemelerine ve minenin bütün ve sağlam olmasına dikkat edilmiş; çürüğü, kırığı, çatlağı, beyaz nokta lezyonu, demineralizasyon alanı ve abrazyonu bulunan, restoratif tedavi görmüş ve çekim sırasında tahrip olan dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Mine yüzeyinin incelenmesi reflektör ışığı altında dişler hava spreyi ile kurutularak yapılmıştır.

3.2. Dişlerin Hazırlanması

Dişler ortodontik amaçla 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. Tüm örneklerin tamamlanması yaklaşık 12 ay sürmüştür.

Örneklerin sayısı tamamlandığında, tüm dişlerin kronlarının vestibül yüzeyleri düşük devirli hava soğutmalı angıldruva ucuna takılmış beyaz lastik kullanılarak, pomza ile 10 saniye süresince temizlenmiştir. Daha sonra dişlerin kronları köklerinden ayrılmıştır. Bu işlem, yüksek hızda çalışan su soğutmalı airrotor ucuna takılmış elmas fissür frezler ile yapılmıştır.



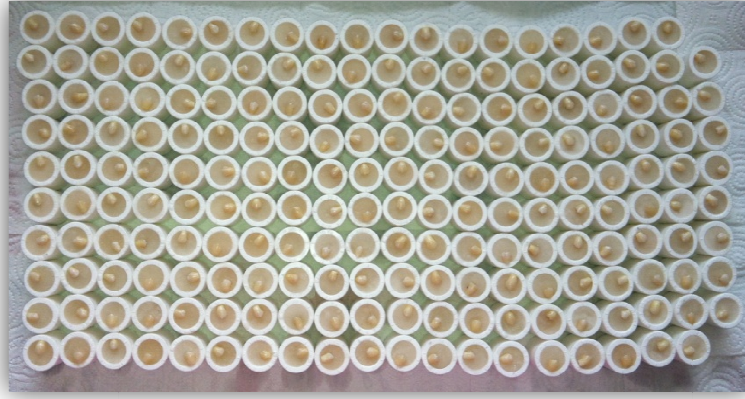
Şekil 3.1. Kron ve kökün elmas frez ile ayrılması

3.3. Akrilik Blokların Hazırlanması

Çalışmada kullanılan dişlerin vestibül yüzeyleri pomzayla temizlenip, kronları köklerinden ayrıldıktan sonra vestibül yüzeyleri yukarı bakacak şekilde otopolimerizan soğuk akrilik kullanılarak (Steady - Resin, Sheu Dental Technology, Iserlohn, Germany) akrilik bloklara gömülmüştür (Şekil 3.2 ve 3.3.). Akrilik blokların boyutlarını standardize edebilmek için 19 mm çapında, 31 mm yüksekliğinde silindirik beyaz borular kullanılmıştır. Blokların hazırlanması sırasında diş yüzeylerine akrilik bulaşmamasına özen gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Otopolimerizan soğuk akril



Şekil 3.3. Akrilik bloklara gömülmüş dişler

3.4. Grupların Ayrılması

Akrilik bloklara gömülen dişler renk ölçümü aşamasına geçmeden önce gruplara ayrılarak numaralandırılmıştır. 175 adet dişten rastgele 25 adet diş kontrol grubu olarak seçildikten sonra, geriye kalan dişler braketlerin yapıştırılacağı sistemin farklılığına göre 50'şer dişten oluşan 3 gruba ayrılmıştır. Daha sonra her deney grubu da braketler söküldükten sonra diş yüzeyinde kalan adezivi temizleme frezinin farklılığına göre kendi içinde 25'er dişten oluşan 2 alt gruba ayrılmıştır. Gruplandırma işleminden sonra akrilik bloklara 1'den 175'e kadar sabit kalem ile numara verilmiş ve dişleri içeren bloklar yine distile su içinde saklanmıştır.

Tablo 3.1.'de grupların adları ve kodları, şekil 3.4.'de gösterilen akış diagramında ise yapılan işlemler kısaca özetlenmiştir:

Tablo 3.1. Grup adları ve kodları.

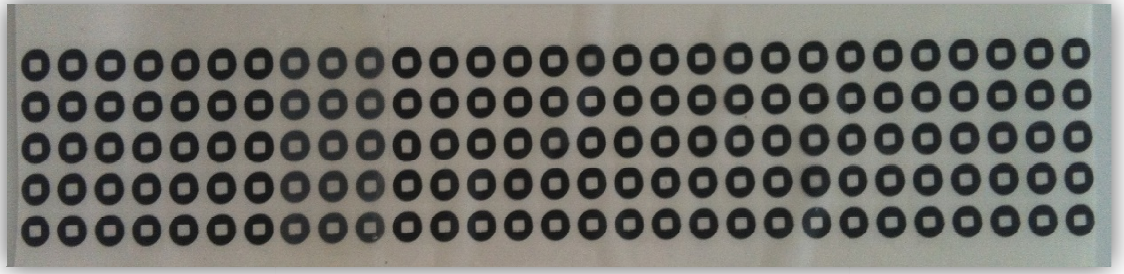
175 ADET DAİMİ PREMOLAR DİŞ						
GRUP 1 KONTROL GRUBU n=25	GRUP 2 TOTAL-ETCH ADEZİV SİSTEM n=50		GRUP 3 SELF-ETCH ADEZİV SİSTEM n=50		GRUP 4 REZİN MODİFİYE CAM-İYONOMER SİMAN n=50	
	GRUP 2-A n=25	GRUP 2-B n=25	GRUP 3-A n=25	GRUP 3-B n=25	GRUP 4-A n=25	GRUP 4-B n=25
	TUNSTEN KARBİD FREZ	STAINBUSTER FREZ	TUNGSTEN KARBİD FREZ	STAINBUSTER FREZ	TUNSTEN KARBİD FREZ	STAINBUSTER FREZ



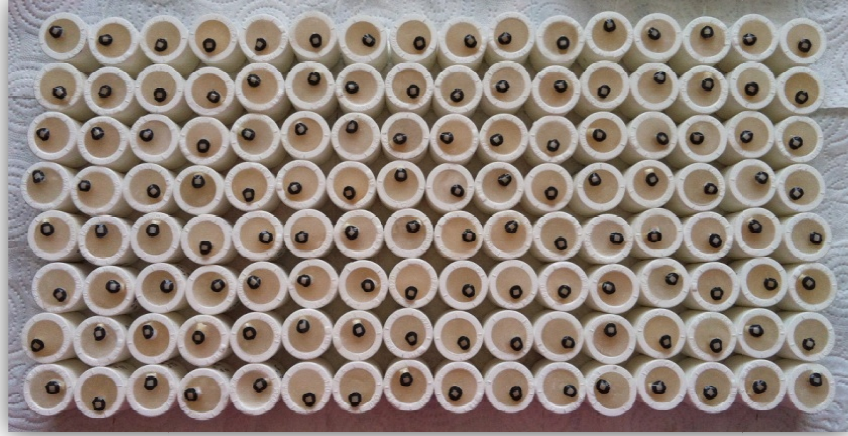
şekil 3.4. Çalışmanın akış diagramı

3.5. Renk Ölçümü

Çalışma boyunca spektrofotometre ile deney gruplarındaki dişlerden 3'er kez, kontrol grubundaki dişlerden ise 2'şer kez renk ölçümü yapılmıştır. Her renk ölçümünün dişin aynı noktasından yapılması gerektiği için, diş yüzeyine uygun 8 mm çapında, ortasında braketin boyutlarına uygun eni 3 mm, boyu 3,5 mm dikdörtgen penceresi olan özel yuvarlak etiketler hazırlanmıştır (Şekil 3.5.). Akrilik bloklara gömülen ve gruplara ayrılan dişlerin vestibül yüzeylerine bu etiketler yapıştırılmıştır (Şekil 3.6.).



Şekil 3.5. Renk ölçüm alanını belirlemek için hazırlanan özel etiketler



Şekil 3.6. Etiketleri yapıştırılan akrilik bloklara gömülmüş dişler

Çalışmamızda renk ölçümü, taşınabilir bir spektrofotometre olan Spectro Shade Micro (MHT, Verona, Italy) cihazı kullanılarak yapılmıştır (Şekil 3.7.). Bu cihaz her ışık koşulunda, doğal ya da yapay diş renginin ölçülmesi amacıyla tasarlanmıştır.



Şekil 3.7. Spectro Shade Micro cihazı'nın değişik açılardan görünüşü



Şekil 3.8. Spectro Shade Micro cihazı ile renk ölçümü yapılması



Şekil 3.9. Spectro Shade Micro cihazı'nın ölçüm ekranı

Tekrarlayan ölçümlerin standardize edilmesi amacıyla spektrofotometrinin her dişin ölçümü öncesinde, üretici firmanın önerisine uygun olarak kalibrasyonu yapılmıştır. Her ölçüm hata payını azaltmak amaçlı olarak 3 kez yapılmış ve 3 ölçümün ortalaması kaydedilmiştir. Çalışmamızda, CIE (Commission de l' Eclairage) L*a*b* renk sistemine göre değerlendirme yapılmıştır. Spectro Shade Micro cihazı bu değerleri ayrı ayrı ölçerek belirtmektedir (Şekil 3.9.). Örneklerin renk karşılaştırması sırasında kullanılan formül aşağıdaki gibidir:

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

Vestibül yüzeylerine özel etiketleri yapıştırılan dişlerin, spektrofotometre ile ilk renk değerleri yukarıda açıklanan metot ile ölçülmüş ve her grup için L, a ve b cinsinden tedavi başı değerleri olarak kaydedilmiştir. Çalışmanın ileri aşamalarında da 2. ve 3. renk ölçümü aynı metot ile yapılarak, debonding sonrası ve son değerler olarak kaydedilmiştir. Çalışmamızda yukarıdaki formül kullanılarak deney gruplarındaki dişler için üç renk farkı değeri hesaplanmıştır ve Δ olarak gösterilmiştir. Bunlar Δ_{12} , Δ_{13} ve Δ_{23} 'dür.

$\Delta 12$, ortodontik tedavi başı ve debonding sonrası değerler arasındaki farktır ve klinik olarak ortodontik tedaviyle oluşan renklenmeyi göstermektedir.

$\Delta 13$, ortodontik tedavi başı ve son değerler arasındaki farktır ve klinik olarak hem tedaviye bağlı hem de tedaviden sonra oluşan renklenmeyi göstermektedir.

$\Delta 23$, ortodontik tedavi sonu ve son değerler arasındaki farktır ve klinik olarak ortodontik tedaviden sonraki renklenmeyi göstermektedir.

Kontrol grubundaki dişlerde ise sadece $\Delta 12$ değeri hesaplanmıştır. Bu değer, yaşlandırma uygulamasının etkisini göstermektedir.

3.6. Braketlerin Yapıştırılması

İlk renk ölçümünden sonra deney gruplarındaki dişlere braketler yapıştırılmıştır. Deney grupları, braketlerin yapıştırıldığı sistemin farklılığına göre 3 gruba ayrılmaktadır. Her deney grubunda aynı tip braket kullanılmıştır. Bunlar, 0,018 inch slotlu, metal küçük azı braketleridir (Ormco, Sybron Dental Specialties, Glendora, California, USA) (Şekil 3.10.).



Şekil 3.10. Metal küçük azı braketleri

Tüm gruplarda 1. ışıkla hızlı yaşlandırma prosedürüne kadar yapılan işlemler aşağıda ayrıntılı olarak anlatılmıştır:

3.6.1. Grup 1 (Kontrol Grubu)

Kontrol grubundaki 25 dişe braket yapıştırılmamış, ilk renk ölçümünden sonra yaşlandırma işlemine kadar oda ısısında ve distile suda bekletilmiştir.

3.6.2. Grup 2 (Total-Etch Adeziv Sistem)

Grup 2'deki dişlere braketler total-etch adeziv sistem ile yapıştırılmıştır. Geleneksel asit olarak kullanılan % 37'lik ortofosforik asit Etch-Royale™ (Pulpdent, Watertown, MA, USA) dişlerin vestibül yüzeyinde braketlerin yapıştırılacağı bölgeye uygulanmış, 15 sn beklenmiş, hava-su spreyi ile yüzey 20 sn yıkanıp, 10 sn hava spreyi ile kurutulmuştur (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Etch-Royale™ %37' lik ortofosforik asit

Tebeşirimsi görünen mine yüzeyine, Transbond™ XT Light Cure Adhesive Primer (3M Unitek, Monrovia, California, USA) mikrofırça ile uygulanmış, hava spreyi ile inceltilmiştir (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Transbond™ XT Light Cure Adhesive Primer

Primer uygulanan dişlere, flor salgılamayan no-miks yapıdaki ışıkla sertleşen kompozit yapıştırıcı Transbond™ XT (3M Unitek, Monrovia, California, USA) ile braketler yapıştırılmıştır (Şekil 3.13). Pasta, % 14 Bis GMA, % 9 Bis EMA'dan oluşmakta olup, içinde % 77 oranında quartz, sub-mikron silika partikülleri ve ışığa karşı duyarlı olan ve polimerizasyonu başlatan kamforokinon bulunmaktadır. Bir miktar adeziv braket tabanına konulduktan sonra, diş yüzeyindeki pencereye yerleştirilmiş ve bastırılmıştır. Kalan adeziv artıkları sond yardımıyla temizlenmiştir. Adeziv, dalga boyu 470 nm, ışık yoğunluğu ise 1000 mw/cm olan Ledmax 250 Cordless (Hilux, Benlioğlu Dental, Türkiye) ışık cihazı ile mezial ve distal yönden 10'ar saniye polimerize edilmiştir (Şekil 3.14).



Şekil 3.13. Transbond™ XT Adeziv

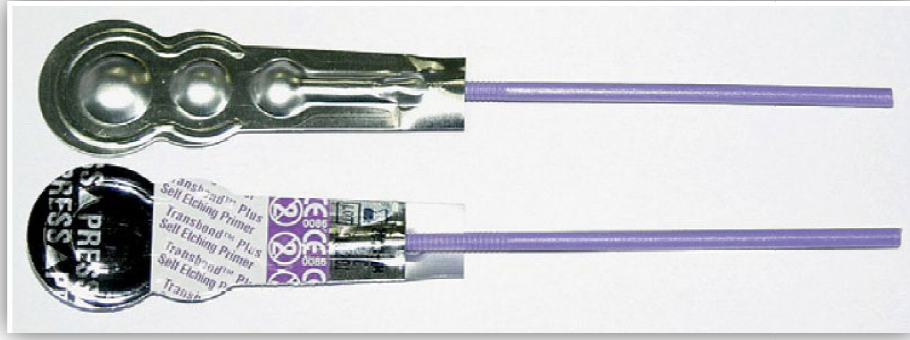


Şekil 3.14. Hilux Ledmax 250 cordless ışık cihazı

Braketleri yapıştırılan dişler, hızlı yaşlandırma uygulamasına geçmeden önce oda ısısında, distile suda 24 saat bekletilmiştir.

3.6.3. Grup 3 (Self-Etch Adeziv Sistem)

Grup 3'deki dişlere braketler self-etch adeziv sistem ile yapıştırılmıştır. Self-etch sistem olarak metakrilatlı fosforik asit esteri içeren ve asit ve primeri aynı anda uygulamayı sağlayan Transbond™ Self-Etching Primer (3M Unitek, Monrovia, California, USA) kullanılmıştır (Şekil 3.15). Bu sistemde, asitleme, yıkama ve kurutma işlemleri tek bir basamakta birleştirilmiş ve primer üretici fimanın önerileri doğrultusunda aktive edilmiştir. SEP, dişlerin vestibül yüzeyinde braketlerin yapıştırılacağı bölgeye 3-5 saniye süresince bastırılarak ve dairesel hareketlerle uygulanmıştır. Daha sonra yüzeye hafifçe 1-2 saniye hava sıkılmıştır. Her dişe SEP uygulanmasından sonra mikro fırça haznesine sokularak tekrar ıslanması sağlamıştır. Her 10 diş için yeni bir paket aktive edilip kullanılmıştır.



Şekil 3.15. Transbond™ Self-Etching Primer

SEP uygulanan dişlere, Transbond XT kullanılarak braketler yapıştırılmış ve aynı ışık cihazı ile mezial ve distal yönden 10'ar saniye polimerize edilmiştir.

Yine grup 2'deki ile aynı olacak şekilde braketleri yapıştırılan dişler, hızlı yaşlandırma uygulamasına geçmeden önce oda ısısında, distile suda 24 saat bekletilmiştir.

3.6.4. Grup 4 (Rezin Modifiye Cam-İyonomer Siman)

Grup 4'deki dişlere braketler ışıkla sertleşen RMCIS ile yapıştırılmıştır. Gc Fuji Ortho LC Paste Pak Automix (GC Corp., Tokyo, Japan) kullanılmıştır (Şekil 3.16). Üretici firmanın önerileri doğrultusunda, setin içinden çıkan % 20'lik poliakrilik asit ile diş yüzeyi hazırlanmıştır. Asit, diş yüzeyine mikrofırça yardımıyla uygulanmış, 10 sn beklenmiş ve su ile yıkanmıştır. Diş yüzeyine hafifçe hava sıkılmış ancak yüzeyin tamamen kurumamasına ve nemli kalmasına dikkat edilmiştir.



Şekil 3.16. GC Fuji Ortho LC Paste Pak Automix

RMCIS özel taşıyıcısı ile braket tabanına koyulmuş ve braketler yüzeyi hazırlanan dişlere yerleştirilmiştir. Taşan siman sond yardımıyla temizlenmiş ve siman Ledmax 250 ışık cihazı ile mezial ve distal yönden 20'şer saniye polimerize edilmiştir.

Grup 2 ve 3' deki ile aynı olacak şekilde braketleri yapıştırılan dişler, hızlı yaşlandırma uygulamasına geçmeden önce oda ısısında, distile suda 24 saat bekletilmiştir.

3.7. Işıkla Hızlı Yaşlandırma (Photoageing) Uygulaması

Braketlerin yapıştırılmasından sonra 24 saat distile suda bekletilen dişlere, ışıkla hızlı yaşlandırma uygulaması yapılmıştır. Işıkla hızlı yaşlandırma işlemi için dişlerin gömüldüğü akrilik bloklar Atlas Suntest CPS+ (Atlas Material Testing Technology, Geluhausen, Germany) cihazına konularak 24 saat bekletilmiştir. Cihazın gücü, 50000 kJ/m^2 olarak ayarlanmıştır (Şekil 3.17). Bu işlem, 400 nm ' de 135000 Lux ' lük ışığın 24 saat devamlı olarak mine yüzeyine ışması ile sağlanmıştır. Bu prosedür, Orta Avrupa'da 30 günlük güneş ışığının etkimesine eş değer olarak kabul edilmiştir (232).



Şekil 3.17. Atlas Suntest CPS+ cihazı

3.8. Braketlerin Sökümü ve Diş Yüzeyinin Temizlenmesi

Hızlı yaşlandırma uygulamasından sonra, tüm dişlerdeki braketler, Chifa (HPDR135.140 140, TMX Medical Instruments, Matick, MA, USA)” marka braket söküm pensi ile sökülmüş (Şekil 3.18.) ve diş yüzeyinde kalan adeziv artıkları gruplara göre iki farklı frez ile temizlenmiştir. Temizleme işlemi sırasında diş yüzeyinde adeziv artığının kalmadığına emin olmak için 3,3’ lük büyütme sağlayan Orascope GEM (SDS Company, Middleton, Wisconsin, USA) dental lup kullanılmıştır (Şekil 3.19.). Aşağıda gruplarda yapılan işlemler ayrıntılı olarak anlatılmıştır:



Şekil 3.18. Braket söküm pensi

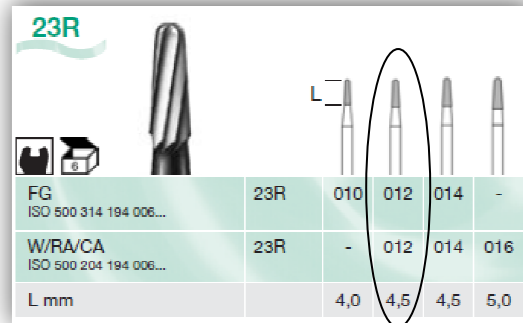


Şekil 3.19. Orascoptic GEM dental lup

3.8.1. Grup 2-A, 3-A ve 4-A (Tungsten Karbid Frez)

Grup 2-A, 3-A ve 4-A'daki dişlerin braketi braketi söküm pensi ile söküldükten sonra, diş yüzeyinde kalan adeziv artıkları düşük hızda çalışan su soğutmalı angıldruvaya takılmış 12-bıçaklı tungsten karbid frezler (Busch, Düsseldorf, Germany) ile temizlenmiştir (Şekil 3.20.). Her 10 diş için yeni bir frez kullanılmıştır.

Tüm gruplarda temizleme işlemini yaparken, dişin üzerine yapıştırılan etikete zarar verilmemesine özen gösterilmiştir ve temizleme işleminin ardından tüm dişler, 2. renk ölçümüne kadar yine oda ısısında distile su içinde bekletilmiştir.



Şekil 3.20. 12-bıçaklı tungsten karbid frez

3.8.2. Grup 2-B, 3-B ve 4-B (Stainbuster Frez)

Grup 2-B, 3-B ve 4-B'deki dişlerin braketleri braket söküm pensi ile söküldükten sonra, diş yüzeyinde kalan adeziv artıkları düşük hızda çalışan su soğutmalı angıldruvaya takılmış, güçlendirilmiş kompozit frezler ile temizlenmiştir. Bu amaçla Stainbuster (REF 4002, Abrasive Technology, Lewis Center, Ohio, USA) adı verilen zirkonyum ile zenginleştirilmiş, cam fiber ile kuvvetlendirilmiş, kompozit esaslı frezler kullanılmıştır (Şekil 3.21).



Şekil 3.21. Stainbuster frez seti

Braketleri sökülüp, diş yüzeylerindeki adeziv artıkları temizlenen deney grubundaki dişlerin 2. renk ölçümleri daha önce anlatılan metot ile yapılmış ve söküm sonrası değerler olarak L, a ve b cinsinden kaydedilmiştir. Ayrıca kontrol grubunda olan ve sadece ışıkla hızlı yaşlandırma (photoageing) uygulaması yapılan dişlerin de 2. renk ölçümleri yapılmış ve L, a ve b cinsinden kaydedilmiştir.

2. renk ölçümünden sonra deney grubundaki dişlere ortodontik tedaviden sonraki renklenmeyi değerlendirmek için, aynı prosedürle 2. ışıkla hızlı yaşlandırma uygulaması yapılmıştır. Bu uygulamadan sonra, daha önce anlatılan metot ile 3. renk ölçümü yapılmış ve ölçümler son değerler olarak L, a ve b cinsinden kaydedilmiştir.

3.9. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS 11,5 paket programında yapılmıştır. Sürekli değişkenlerin dağılımının normale yakın olup olmadığı Shapiro Wilk testi ile, varyansların homojenliği ise Levene testi ile araştırılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler ortanca (median) ve çeyrekler arası genişlik (interquartile range) şeklinde gösterilmiştir.

Gözlemcinin T0, T1 ve T2 zamanlarında yapmış olduğu L, a ve b ölçümlerinin güvenilirliği Sınıfıçı Korelasyon Katsayısı ve % 95 güven aralığında hesaplanarak incelenmiştir.

Bu çalışmada olası tüm çoklu karşılaştırmalarda, Tip I hatayı kontrol edebilmek için Bonferroni düzeltmesi yapılmıştır.

Temizleme yöntemleri içerisinde, kontrol grubu ile yapıştırıcı maddeler arasında $\Delta 12$ ortanca değerleri yönünden farkın önemliliği Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis testiyle incelenmiştir. Bonferroni Düzeltmesine göre, $p < 0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Temizleme yöntemleri içerisinde, yapıştırıcı maddeler arasında $\Delta 12$, $\Delta 13$ ve $\Delta 23$ ortanca değerleri yönünden farkın önemliliği Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis testiyle incelenmiştir. Bonferroni düzeltmesine göre, $p < 0,0083$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Yapıştırıcı maddeler içerisinde, kontrol grubu ile temizleme yöntemleri arasında $\Delta 12$ ortanca değerleri yönünden farkın önemliliği Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis testi ile araştırılmıştır. Bonferroni düzeltmesine göre, $p < 0,017$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Yapıştırıcı maddeler içerisinde, temizleme yöntemleri arasında $\Delta 12$, $\Delta 13$ ve $\Delta 23$ ortanca değerleri yönünden farkın önemliliği Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi ile araştırılmıştır. Bonferroni düzeltmesine göre, $p < 0,0056$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Temizleme yöntemleri ve yapıştırıcı madde alt grupları içerisinde $\Delta 12$, $\Delta 13$ ve $\Delta 23$ ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığı Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon İşaret testiyle değerlendirilmiştir. Bonferroni düzeltmesine göre, $p < 0,0028$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda, deney gruplarında braketlerin dişlere yapıştırılmasında 3 farklı adeziv sistem kullanılmıştır. Bunlar total-etch adeziv sistem, self-etch adeziv sistem ve rezin modifiye cam-iyonomer simandır. Yapıştırma materyalleri dışında diş yüzeyinde kalan adezivi temizlemek için de 2 farklı bitim frezi kullanılmıştır. Bunlar tungsten karbid frez ve zirkonyum ile zenginleştirilmiş, cam fiber ile kuvvetlendirilmiş kompozit esaslı frezlerdir (Stainbuster frez). Bunlar dışındaki tüm değişkenler sabit tutulmuş, tek tip braket ve söküm pensi kullanılmış ve dişlere tek tip yaşlandırma uygulanmıştır. Kontrol grubundaki dişlere ise sadece yaşlandırma uygulanmıştır.

Braketlerin söküm pensi ile sökümü sırasında, grup 2-A'daki dişlerde 1 dişte, grup 2-B' deki dişlerde 3 dişte, grup 3-A'daki dişlerde 2 dişte, grup 3-B'deki dişlerde ise 2 dişte mine kırığı oluşmuş ve bu dişler çalışma dışı bırakılmıştır.

4.1. Metot Hatasının Değerlendirilmesi

T0, T1 ve T2 zamanlarında yapılan, gözlemcinin tekrarlayan L, a ve b ölçümlerindeki güvenilirliği Sınıfıçı Korelasyon Katsayısı ve % 95 güven aralığında hesaplanarak incelenmiştir. T0 ölçümünde; L değeri için güvenilirlik derecesi % 99,54, a değeri için % 99,30 ve b değeri için % 99,53 olarak hesaplanmıştır. T1 ölçümünde; L değeri için % 99,88, a değeri için % 99,46 ve b değeri için % 99,86 olarak bulunmuştur. T2 ölçümünde ise L değeri için % 99,85, a değeri için % 99,62 ve b değeri için % 99,92 olarak hesaplanmıştır. Tablo 4.1.'de gözlemcinin T0, T1 ve T2 zamanlarında yapmış olduğu L, a ve b ölçümlerinin tekrarlanabilirliğine ilişkin Sınıfıçı Korelasyon Katsayıları ve %95 güven aralıkları gösterilmektedir.

Tablo 4.1. Gözlemcinin T0, T1 ve T2 zamanlarında yapmış olduğu L, a ve b ölçümlerinin tekrarlanabilirliğine ilişkin Sınıfıçi Korelasyon Katsayıları ve % 95 güven aralıkları (Ort: Ortalama değer, Min: Minimum değer, Max: Maksimum değer).

Değişkenler	T0	T1	T2
	(Ort, Min-Max)	(Ort, Min-Max)	(Ort, Min-Max)
L	0,9954 (0,9941-0,9965)	0,9988 (0,9984-0,9991)	0,9985 (0,9981-0,9989)
a	0,9930 (0,9909-0,9946)	0,9946 (0,9928-0,9960)	0,9962 (0,9951-0,9971)
b	0,9953 (0,9939-0,9964)	0,9986 (0,9982-0,9990)	0,9992 (0,9990-0,9994)

4.2. Ortanca Değerlerin Klinik Eşik Değer ile Karşılaştırılması

Çalışmamızda delta değerleri normale yakın bir dağılım göstermediği ve varyanslar homojen olmadığı için ortalama ve standart sapma yerine ortanca (median) ve çeyrekler arası genişlik (interquartile range) hesaplanmıştır. Grup 2-A, 2-B, 3-A, 3-B ve 4-A'nın $\Delta 23$ ortanca değeri, Grup 2-B ve 4-B'nin $\Delta 12$ ortanca değeri ve grup 2-B'nin $\Delta 13$ ortanca değeri klinik eşik değerin ($\Delta=3,7$) altında, diğer tüm ortanca değerler ise klinik eşik değerin üzerinde bulunmuştur. Tablo 4.2.'de tüm gruplardaki ortanca, çeyrekler arası genişlik, minimum ve maksimum delta (Δ) değerleri gösterilmektedir. Tablo 4.3.'de ise grupların delta değerlerinin klinik eşik değerin ($\Delta=3,7$) üzerinde olanlarının sayısı ve yüzdeleri belirtilmektedir.

Tablo 4.2. Grupların ortanca, çeyrekler arası genişlik, minimum ve maksimum delta değerleri (Ort: Ortanca değeri, ÇAG: Çeyrekler arası genişlik değeri, Min: Minimum değer, Max: Maksimum değer).

Grup	$\Delta 12$				$\Delta 13$				$\Delta 23$			
	Ort	ÇAG	Min	Max	Ort	ÇAG	Min	Max	Ort	ÇAG	Min	Max
1	4,0	2,73	0,7	10,6	-	-	-	-	-	-	-	-
2-A	6,2	3,28	1,6	11,2	7,1	2,70	3,1	11,9	2,6	1,92	0,8	5,7
2-B	2,7	2,02	1,1	7,9	3,5	2,28	0,5	7,2	1,6	0,84	0,8	4,4
3-A	6,0	2,30	3,9	10,0	5,5	1,26	3,9	6,9	1,5	1,40	0,4	4,4
3-B	4,5	1,72	2,8	10,3	4,2	1,28	1,7	7,2	1,4	1,12	0,4	4,7
4-A	4,1	2,05	1,9	9,7	5,1	3,35	1,5	10,4	2,4	0,84	1,0	5,8
4-B	3,0	2,24	0,9	10,3	5,4	5,09	1,6	11,2	4,2	4,13	1,7	10,5

Tablo 4.3. Grupların delta değerlerinin klinik eşik değerin ($\Delta=3,7$) üzerinde olanlarının sayısı ve yüzdeleri.

Grup	$\Delta 12$	$\Delta 13$	$\Delta 23$
Grup 1	14 (%56,0)	-	-
Grup 2-A	20 (%83,3)	22 (%91,7)	7 (%29,2)
Grup 2-B	5 (%22,7)	10 (%45,5)	1 (%4,5)
Grup 3-A	23 (%100)	23 (%100)	3 (%13,0)
Grup 3-B	18 (%78,3)	17 (%73,9)	3 (%13,0)
Grup 4-A	14 (%56,0)	16 (%64,0)	3 (%12,0)
Grup 4-B	8 (%32,0)	18 (%72,0)	16 (%64,0)

4.3. Total-etch Adeziv Sistem Gruplarında Zamana Bağlı Renk Değişikliklerinin Kendi İçinde Karşılaştırılması

Braketleri total-etch adeziv sistem ile yapıştırılan, diş yüzeyindeki adeziv artıkları ise tungsten karbid frezle temizlenen grup 2-A'daki dişlerin, kendi arasındaki renklenme miktarlarının ($\Delta 12$, $\Delta 13$ ve $\Delta 23$ değerleri) karşılaştırılması için yapılan Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon İşaret testi sonucuna göre, $\Delta 12$ ve $\Delta 13$ değerleri arasında anlamlı fark bulunmazken ($p=0,019$), $\Delta 12$ ve $\Delta 13$ değeri, $\Delta 23$ değerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fazla bulunmuştur (sırasıyla $p<0,001$, $p<0,001$). (Tablo 4.4.)

Braketleri total-etch adeziv sistem ile yapıştırılan, diş yüzeyindeki adeziv artıkları ise stainbuster frezle temizlenen grup 2-B'deki dişlerin, kendi arasındaki renklenme miktarlarının ($\Delta 12$, $\Delta 13$ ve $\Delta 23$ değerleri) karşılaştırılması için yapılan Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon İşaret testi sonucuna göre $\Delta 12$ ve $\Delta 13$ değerleri arasında ve $\Delta 12$ ve $\Delta 23$ değerleri arasında anlamlı fark bulunmazken (sırasıyla $p=0,042$, $p=0,005$), $\Delta 13$ değeri, $\Delta 23$ değerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fazla bulunmuştur ($p<0,001$). (Tablo 4.4.)

Tablo 4.4. Temizleme yöntemleri ve yapıştırıcı madde alt grupları içerisinde $\Delta 12$, $\Delta 13$ ve $\Delta 23$ düzeyleri arasında yapılan karşılaştırmalar (Ort: Ortanca, ÇAG: Çeyrekler arası genişlik).

	$\Delta 12$ (Ort, ÇAG)	$\Delta 13$ (Ort, ÇAG)	$\Delta 23$ (Ort, ÇAG)
Total-Etch			
Tungsten Karbid	6,2 (3,28) ^a	7,1 (2,70) ^b	2,6 (1,92) ^{a,b}
Stainbuster	2,7 (2,02)	3,5 (2,28) ^b	1,6 (0,84) ^b
Self-Etch			
Tungsten Karbid	6,1 (2,30) ^a	5,1 (1,26) ^b	1,5 (1,40) ^{a,b}
Stainbuster	4,5 (1,72) ^a	4,2 (1,28) ^b	1,4 (1,12) ^{a,b}
RMCIS			
Tungsten Karbid	4,1 (2,05) ^a	5,1 (3,35) ^b	2,4 (0,84) ^{a,b}
Stainbuster	3,1 (2,24)	5,4 (5,09)	4,2 (4,13)

^a: $\Delta 12$ ile $\Delta 23$ arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,001$).

^b: $\Delta 13$ ile $\Delta 23$ arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,001$).

4.4. Self-etch Adeziv Sistem Gruplarında Zamana Bağlı Renk Değişikliklerinin Kendi İçinde Karşılaştırılması

Braketleri self-etch adeziv sistem ile yapıştırılan, diş yüzeyindeki adeziv artıkları ise tungsten karbid frezle temizlenen grup 3-A'daki dişlerin, kendi arasındaki renklenme miktarlarının ($\Delta 12$, $\Delta 13$ ve $\Delta 23$ değerleri) karşılaştırılması için yapılan Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon İşaret testi sonucuna göre, $\Delta 12$ ve $\Delta 13$ değerleri arasında anlamlı fark bulunmazken ($p=0,101$), $\Delta 12$ ve $\Delta 13$ değeri, $\Delta 23$ değerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fazla bulunmuştur (sırasıyla $p < 0,001$, $p < 0,001$). (Tablo 4.4.)

Braketleri self-etch adeziv sistem ile yapıştırılan, diş yüzeyindeki adeziv artıkları ise stainbuster frezle temizlenen grup 3-B'deki dişlerin, kendi arasındaki

renklenme miktarlarının (Δ_{12} , Δ_{13} ve Δ_{23} değerleri) karşılaştırılması için yapılan Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon İşaret testi sonucuna göre, Δ_{12} ve Δ_{13} değerleri arasında anlamlı fark bulunmazken ($p=0,052$), Δ_{12} ve Δ_{13} değeri, Δ_{23} değerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fazla bulunmuştur (sırasıyla $p<0,001$, $p<0,001$). (Tablo 4.4.)

4.5. RMCIS Gruplarında Zamana Bağlı Renk Değişikliklerinin Kendi İçinde Karşılaştırılması

Braketleri RMCIS ile yapıştırılan, diş yüzeyindeki adeziv artıkları ise tungsten karbid frezle temizlenen grup 4-A'daki dişlerin, kendi arasındaki renklenme miktarlarının (Δ_{12} , Δ_{13} ve Δ_{23} değerleri) karşılaştırılması için yapılan Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon İşaret testi sonucuna göre, Δ_{12} ve Δ_{13} değerleri arasında anlamlı fark bulunmazken ($p=0,183$), Δ_{12} ve Δ_{13} değeri, Δ_{23} değerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (sırasıyla $p<0,001$, $p<0,001$). (Tablo 4.4.)

Braketleri RMCIS ile yapıştırılan, diş yüzeyindeki adeziv artıkları ise stainbuster frezle temizlenen grup 4-B'deki dişlerin, kendi arasındaki renklenme miktarlarının (Δ_{12} , Δ_{13} ve Δ_{23} değerleri) karşılaştırılması için yapılan Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon İşaret testi sonucuna göre delta değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0,0028$). (Tablo 4.4.)

4.6. Kontrol Grubu ile Temizleme Yöntemleri Alt Grupları Arasındaki Karşılaştırmalar

Kontrol grubundaki dişlere bir defa yaşlandırma uygulandığı için, bu dişlerde tablo 4.2.'de gösterildiği gibi sadece Δ_{12} değeri hesaplanmıştır.

Temizleme yöntemlerinden tungsten karbid frez alt grupları içerisinde (Grup 2-A, 3-A ve 4-A), kontrol grubu ile yapıştırıcı maddeler arasında Δ_{12} değerleri yönünden farkın önemliliğini inceleyen Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis testi sonucuna göre, total-etch ile self-etch grubu arasındaki ve kontrol ile RMCIS grubu arasındaki Δ_{12} renklenme miktarı istatistiksel olarak farklı bulunmazken (sırasıyla $p=0,297$, $p=0,832$), kontrol ile total-etch grubu

arasındaki, kontrol ile self-etch grubu arasındaki, total-etch ile RMCIS grubu arasındaki ve self-etch ile RMCIS grubu arasındaki $\Delta 12$ renklenme miktarı istatistiksel olarak farklı bulunmuştur (sırasıyla $p=0,002$, $p<0,001$, $p=0,005$, $p<0,001$). $\Delta 12$ değeri için, kontrol grubu ile tungsten karbid frez alt grupları içinde, hem total-etch adeziv sistem hem de self-etch adeziv sistem ile oluşan renklenme miktarı, hem kontrol grubundan hem de RMCIS grubundan anlamlı olarak fazla bulunmuştur. (Tablo 4.5.)

Tablo 4.5. Temizleme yöntemleri ve yapıştırıcı maddeler ile kontrol grubu arasında $\Delta 12$ değeri yönünden yapılan karşılaştırmalar (Ort: Ortanca, ÇAG: Çeyrekler arası genişlik).

	Kontrol (Ort, ÇAG)	Total-Etch (Ort, ÇAG)	Self-Etch (Ort, ÇAG)	RMCIS (Ort, ÇAG)	p-değeri *
	4,0 (2,73) ^{ABEab}				
Tungsten Karbid		6,2 (3,28) ^{ACac}	6,1 (2,30) ^{BDac}	4,1 (2,05) ^{CD}	<0,001
Stainbuster		2,7 (2,02) ^{EFbc}	4,5 (1,72) ^{DFc}	3,1 (2,24) ^D	<0,001
p-değeri **		<0,001	<0,001	0,064	

*: Temizleme yöntemleri içerisinde, kontrol ve yapıştırıcı madde grupları arasında yapılan karşılaştırmalar, Bonferroni düzeltilmeli Kruskal Wallis testine göre $p<0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

** : Yapıştırıcı maddeler içerisinde, kontrol grubu ile temizleme yöntemleri arasında yapılan karşılaştırmalar, Bonferroni düzeltilmeli Kruskal Wallis testine göre $p<0,017$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Satırlar içerisinde aynı büyük harflerle gösterilen gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,025$).

Sütunlar içerisinde aynı küçük harflerle gösterilen gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,017$).

Temizleme yöntemlerinden stainbuster frez alt grupları içerisinde (Grup 2-B, 3-B ve 4-B), kontrol grubu ile yapıştırıcı maddeler arasında $\Delta 12$ değerleri yönünden farkın önemliliğini inceleyen Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis testi sonucuna göre, kontrol ile self-etch grubu arasındaki, kontrol ile RMCIS grubu arasındaki ve total-etch ile RMCIS grubu arasındaki $\Delta 12$ renklenme miktarı istatistiksel olarak farklı bulunmazken (sırasıyla $p=0,104$, $p=0,047$, $p=0,488$), kontrol ile total-etch grubu arasındaki, total-etch ile self-etch grubu arasındaki ve self-etch ile RMCIS grubu arasındaki $\Delta 12$ renklenme miktarı istatistiksel olarak farklı bulunmuştur (sırasıyla $p=0,010$, $p<0,001$, $p<0,001$). $\Delta 12$ değeri için, kontrol grubu ile stainbuster frez alt grupları içinde, kontrol grubunda oluşan renklenme miktarı, total-etch adeziv sistem grubundan, self-etch adeziv sistem ile oluşan renklenme miktarı ise hem total-etch hem de RMCIS grubundan anlamlı olarak fazla bulunmuştur. (Tablo 4.5.)

4.7. Kontrol Grubu ile Yapıştırıcı Madde Alt Grupları Arasındaki Karşılaştırmalar

Yapıştırıcı maddelerden total-etch adeziv sistem alt grupları içerisinde (Grup 2-A ve 2-B), kontrol grubu ile temizleme yöntemleri arasında $\Delta 12$ değerleri yönünden farkın önemliliğini inceleyen Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis testi sonucuna göre, $\Delta 12$ için kontrol grubunda oluşan renklenme miktarı, grup 2-B'de oluşan renklenmeden, grup 2-A'da oluşan renklenme miktarı ise hem kontrol grubundan hem de grup 2-B'den istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fazla bulunmuştur (sırasıyla $p=0,013$, $p=0,005$, $p<0,001$). (Tablo 4.5.)

Yapıştırıcı maddelerden self-etch adeziv sistem alt grupları içerisinde (Grup 3-A ve 3-B), kontrol grubu ile temizleme yöntemleri arasında $\Delta 12$ değerleri yönünden farkın önemliliğini inceleyen Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis testi sonucuna göre, $\Delta 12$ için kontrol grubunda oluşan renklenme ile grup 3-B'de oluşan renklenme miktarı açısından anlamlı fark bulunmazken ($p=0,206$), grup 3-A'da oluşan renklenme hem kontrol grubundan hem de grup 3-B'de oluşan renklenme miktarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fazla bulunmuştur (sırasıyla $p<0,001$, $p<0,001$). (Tablo 4.5.)

Yapıştırıcı maddelerden RMCIS alt grupları içerisinde (Grup 4-A ve 4-B), kontrol grubu ile temizleme yöntemleri arasında $\Delta 12$ değerleri yönünden farkın önemliliğini inceleyen Bonferroni düzeltilmeli Kruskal Wallis testi sonucuna göre, kontrol grubu, grup 4-A ve grup 4-B arasında $\Delta 12$ renklenme miktarı bakımından anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p=0,064$). (Tablo 4.5.)

4.8. Temizleme Yöntemlerinden Tungsten Karbid Frez Alt Grupları Arasında Zamana Bağlı Renk Değişikliklerinin Karşılaştırılması

Diş yüzeyinden adezivi temizleme yöntemi olarak tungsten karbid frez sabit tutulup, yapıştırıcı maddeler arasında (grup 2-A, 3-A ve 4-A) renklenme değerleri yönünden farkın önemliliğini inceleyen Bonferroni düzeltilmeli Kruskal Wallis testi sonucuna göre;

$\Delta 12$ değerlendirmesinde, total-etch adeziv sistem (grup 2-A) ile self-etch adeziv sistem (grup 3-A) arasında anlamlı fark bulunmazken ($p=0,297$), total-etch adeziv sistem (grup 2-A) ile RMCIS (grup 4-A) arasında ve self-etch adeziv sistem (grup 3-A) ile RMCIS (grup 4-A) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (sırasıyla $p=0,002$, $p<0,001$). $\Delta 12$ için RMCIS ile oluşan renklenme miktarı, hem total-etch adeziv sistem hem de self-etch adeziv sistem ile oluşan renklenme miktarından daha azdır. (Tablo 4.6.)

$\Delta 13$ değerlendirmesinde, self-etch adeziv sistem (grup 3-A) ile RMCIS (grup 4-A) arasında anlamlı fark bulunmazken ($p=0,572$), total-etch adeziv sistem (grup 2-A) ile self-etch adeziv sistem (grup 3-A) arasında ve total-etch adeziv sistem (grup 2-A) ile RMCIS (grup 4-A) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (sırasıyla $p=0,002$, $p<0,001$). $\Delta 13$ için total-etch adeziv sistem ile oluşan renklenme miktarı, hem self-etch adeziv sistem hem de RMCIS ile oluşan renklenme miktarından daha fazladır. (Tablo 4.6.)

Tablo 4.6. Temizleme yöntemleri ve yapıştırıcı maddelere göre $\Delta 12$, $\Delta 13$ ve $\Delta 23$ değerlerinin karşılaştırılması (Ort: Ortanca, ÇAG: Çeyrekler arası genişlik).

	Total-Etch (Ort, ÇAG)	Self-Etch (Ort, ÇAG)	RMCIS (Ort, ÇAG)	p-değeri^a
$\Delta 12$				
Tungsten Karbid	6,2 (3,28) ^c	6,1 (2,30) ^d	4,1 (2,05) ^{c,d}	<0,001
Stainbuster	2,7 (2,02) ^e	4,5 (1,72) ^{d,e}	3,1 (2,24) ^d	<0,001
p-değeri ^b	<0,001	<0,001	0,023	
$\Delta 13$				
Tungsten Karbid	7,1 (2,70) ^{c,e}	5,1 (1,26) ^e	5,1 (3,35) ^c	0,002
Stainbuster	3,5 (2,28) ^c	4,2 (1,28)	5,4 (5,09) ^c	0,005
p-değeri ^b	<0,001	<0,001	0,347	
$\Delta 23$				
Tungsten Karbid	2,6 (1,92)	1,5 (1,40)	2,4 (0,84)	0,009
Stainbuster	1,6 (0,84) ^c	1,4 (1,12) ^d	4,2 (4,13) ^{c,d}	<0,001
p-değeri ^b	<0,001	0,668	<0,001	

^a: Temizleme yöntemleri içerisinde, yapıştırıcı maddeler arasında yapılan karşılaştırmalar, Bonferroni düzeltilmeli Kruskal Wallis testine göre $p < 0,0083$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

^b: Yapıştırıcı maddeler içerisinde, temizleme yöntemleri arasında yapılan karşılaştırmalar, Bonferroni düzeltilmeli Mann Whitney U testine göre $p < 0,0056$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

^c: Total-Etch grubu ile RMCIS grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,0083$).

^d: Self-Etch grubu ile RMCIS grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,001$).

^e: Total-Etch grubu ile Self-Etch grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,0083$).

$\Delta 23$ değerlendirmesinde ise gruplar arasında Bonferroni düzeltmesine göre anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p=0,009$). (Tablo 4.6.)

4.9. Temizleme Yöntemlerinden Stainbuster Frez Alt Grupları Arasında Zamana Bağlı Renk Değişikliklerinin Karşılaştırılması

Diş yüzeyinden adezivi temizleme yöntemi olarak Stainbuster frezler sabit tutulup, yapıştırıcı maddeler arasında (Grup 2-B, 3-B ve 4-B) renklenme değerleri yönünden farkın önemliliğini inceleyen Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis testi sonucuna göre;

$\Delta 12$ değerlendirmesinde, total-etch adeziv sistem (grup 2-B) ile RMCIS (grup 4-B) arasında anlamlı fark bulunmazken ($p=0,487$), self-etch adeziv sistem (grup 3-B) ile total-etch adeziv sistem (grup 2-B) arasında ve self-etch adeziv sistem (grup 3-B) ile RMCIS (grup 4-B) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (sırasıyla $p<0,001$, $p<0,001$). $\Delta 12$ için self-etch adeziv sistem ile oluşan renklenme miktarı, hem total-etch adeziv sistem hem de RMCIS ile oluşan renklenme miktarından daha fazladır. (Tablo 4.6.)

$\Delta 13$ değerlendirmesinde, total-etch adeziv sistem (grup 2-B) ile self-etch adeziv sistem (grup 3-B) arasında ve self-etch adeziv sistem (grup 3-B) ile RMCIS (grup 4-B) arasında anlamlı fark bulunmazken (sırasıyla $p=0,083$, $p=0,039$), total-etch adeziv sistem (grup 2-B) ile RMCIS (grup 4-A) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,001$). $\Delta 13$ için RMCIS ile oluşan renklenme miktarı, total-etch adeziv sistem ile oluşan renklenme miktarından daha fazladır. (Tablo 4.6.)

$\Delta 23$ değerlendirmesinde ise total-etch adeziv sistem (grup 2-B) ile self-etch adeziv sistem (grup 3-B) arasında anlamlı fark bulunmazken ($p=0,432$), total-etch adeziv sistem (grup 2-B) ile RMCIS (grup 4-B) ve self-etch adeziv sistem (grup 3-B) ile RMCIS (grup 4-B) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (sırasıyla $p<0,001$, $p<0,001$). RMCIS ile oluşan renklenme miktarı, hem total-etch adeziv sistem hem de self-etch adeziv sistem ile oluşan renklenme miktarından daha fazladır. (Tablo 4.6.)

4.10. Yapıştırıcı Maddelerden Total-etch Adeziv Sistem Alt Grupları Arasında Zamana Bağlı Renk Değişikliklerinin Karşılaştırılması

Braketin dişe yapıştırılmasında kullanılan yöntem total-etch adeziv sistem olarak sabit tutulup, frezler arasındaki (Grup 2-A ve 2-B) renklenme farklılıklarının önemliliğini inceleyen Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi sonucuna göre, diş yüzeyindeki adeziv artıklarının tungsten karbid frez ile temizlendiği gruptaki (grup 2-A) renklenme miktarı, hem $\Delta 12$ hem $\Delta 13$ hem de $\Delta 23$ değerleri için, diş yüzeyindeki adeziv artıklarının Stainbuster frez ile temizlendiği gruptaki (grup 2-B) renklenme miktarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (sırasıyla $p < 0,001$, $p < 0,001$, $p < 0,001$). (Tablo 4.6.)

4.11. Yapıştırıcı Maddelerden Self-etch Adeziv Sistem Alt Grupları Arasında Zamana Bağlı Renk Değişikliklerinin Karşılaştırılması

Braketin dişe yapıştırılmasında kullanılan yöntem self-etch adeziv sistem olarak sabit tutulup, frezler arasındaki (Grup 3-A ve 3-B) renklenme farklılıklarının önemliliğini inceleyen Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi sonucuna göre, diş yüzeyindeki adeziv artıklarının tungsten karbid frez ile temizlendiği gruptaki (grup 3-A) renklenme miktarı, hem $\Delta 12$ hem de $\Delta 13$ değerleri için, diş yüzeyindeki adeziv artıklarının Stainbuster frez ile temizlendiği gruptaki (grup 3-B) renklenme miktarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (sırasıyla $p < 0,001$, $p < 0,001$). Ancak $\Delta 23$ değerleri için grup 3-A ve 3-B arasında anlamlı fark yoktur ($p = 0,668$). (Tablo 4.6.)

4.12. Yapıştırıcı Maddelerden RMCIS Alt Grupları Arasında Zamana Bağlı Renk Değişikliklerinin Karşılaştırılması

Braketin dişe yapıştırılmasında kullanılan yöntem RMCIS olarak sabit tutulup, frezler arasındaki (Grup 4-A ve 4-B) renklenme farklılıklarının önemliliğini inceleyen Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney U testi sonucuna göre, diş yüzeyindeki adeziv artıklarının stainbuster frez ile temizlendiği gruptaki (grup 4-B) renklenme miktarı, $\Delta 23$ değeri için, diş yüzeyindeki adeziv artıklarının tungsten karbid frez ile temizlendiği gruptaki (grup 4-A) renklenme miktarına

göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p < 0,001$). Ancak $\Delta 12$ ve $\Delta 13$ değerleri için grup 4-A ve 4-B arasında anlamlı fark yoktur (sırasıyla $p = 0,023$, $p = 0,347$). (Tablo 4.6)

5. TARTIŞMA

5.1. Amacın ve Yöntemin Tartışması

Ortodontik tedavi görme amacı ile kliniklere başvuran bireyler sadece sağlıklı ve düzgün sıralanmış dişlerle yetinmeyip, mükemmel bir gülümsemeye de sahip olmak istemektedirler. Ortodontistler eğri çıkmış dişleri düzeltirken, var olan mine yüzeyinin bütünlüğünü de korumaya dikkat etmelidirler. Ancak ortodontik tedavi süresince mine yüzeyi pürüzlendirmesi, braket sökümü ve mine yüzeylerinin temizliği gibi diş yüzeyine yapılan işlemler, mine yüzeyinde fiziksel ve estetik değişikliklere neden olmaktadır (1-4). Ortodontik tedaviyle dişlerde görülen renk değişikliği, tedavi sonunda hasta memnuniyetsizliğine sebep olabilmektedir. Bu nedenle ortodontide renklenme dikkate alınması gereken, oldukça önemli bir konudur.

Ancak literatürde ortodontik tedaviyle oluşan renk değişimini inceleyen çok az sayıda çalışma bulunmaktadır (15, 18, 20, 25-29). Bu çalışmalar (18, 20, 25-29) genellikle in-vitro olarak yapılmıştır. Sadece in-vivo olarak yapılan, bir çalışma bulunmaktadır (15) ve tüm bu çalışmalar arasında farklı yapıştırma materyallerinin diş renklenmesine etkilerini farklı kompozit temizleme yöntemleriyle karşılaştırarak değerlendiren bir çalışma mevcut değildir. Bu çalışmanın amacı da, üç farklı braket yapıştırma materyali kullanılarak braketleri yapıştırılan dişlerin, iki farklı frez ile yapılan bitim ve cila işlemlerinden sonra, mine yüzeylerinde oluşan renk değişikliklerini in-vitro olarak değerlendirmektir. Bu çalışmayla en az renk değişikliğine neden olacak yapıştırma materyali ve kompozit temizleme yönteminin belirlenmesi hedeflenmiştir.

Çalışmamızda örnek sayısını belirlemek için, çalışmanın kurulum aşamasında power analizi yapılmıştır. Power analizi, çalışmanın gücünü belirleyerek örnek sayısını hesaplamak için yapılır. Bir çalışmanın gücü, gruplar arasında gerçekten bir fark olduğunda, bu farkın gözlemlenebilme olasılığıdır. Yani power analizi, çalışma sonuçlarının güvenilirliği için gereklidir. Çünkü çalışmada yeterli sayıda örnek kullanmak, çalışmanın gücünü artırır ve gerçekten var olan bir farkın araştırmacı tarafından fark edilmesini sağlar.

Yetersiz örnek sayısı ile yapılan bir çalışmanın gücü düşük olacağı için, çıkan sonuçlar tatmin edici ve güvenilir değildir (233, 234).

Bizim çalışmamızda power analizi sonucuna göre, % 80 güç ve % 5 yanılma düzeyinde her bir gruba 22'şer örnek alınması ön görülmüştür. % 80 güç ile örneklem genişliğinin belirlenmesi, % 80 şans ile gerçekten var olan bir farkın belirlenmesi ve % 20 şans ile de gerçekten var olan bir farkın gözden kaçırılabilmesi anlamına gelmektedir. Ancak herhangi bir çalışmanın % 100 güç ile yapılma şansı yoktur. Çünkü % 100 güç için sonsuz sayıda örnek gereklidir (233, 234). Mevcut çalışmamızda power analizi sonucu dikkate alınarak, herhangi bir kayıp ihtimaline karşı her gruba 25'er örnek alınmıştır.

Bu çalışma in-vitro olarak yapılmasına karşın, klinik tutarlılığını en üst seviyede tutabilmek için insan dişi kullanılmıştır. Yapılan literatür incelemesinde, in-vitro çalışmalarda (20, 27, 35, 36) daha çok küçük azı dişleri olmakla beraber kanin, büyük azı ve kesici dişlerin de kullanıldığı görülmektedir. Ancak bu dişlerin hangisinin en uygun olduğu konusunda fikir birliği yoktur. Hobson ve ark. (235), asitleme işleminin kesici, kanin, küçük azı ve büyük azı gibi farklı diş tipleri üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmaları sonucunda, farklı diş tiplerinin istatistiksel olarak asitle pürüzlendirme paternlerinin farklı olduğunu belirtmişlerdir. Ancak aynı tip dişlerde, sağ-sol ve alt-üst arasında anlamlı farklılık olmadığını vurgulamışlardır. Çalışmalarının sonucunda güvenilir sonuçlar için, in-vitro çalışmalarda aynı diş tiplerinin kullanılmasını veya farklı tip dişlerden eşit sayıda kullanılmasını önermişlerdir. Tüm bu faktörler göz önüne alındığında bu çalışmada, birçok in-vitro çalışmada kullanıldığı tespit edilen ve ortodontik amaçla en çok çekilen dişler olan alt ve üst birinci ve ikinci küçük azı dişlerinin kullanılmasına karar verilmiştir.

Dişin hangi bölgeden olduğu ve cinsiyet dikkate alınmamıştır. Ancak yaşla beraber dişlerin renginin koyulaşması (236-238) ve sigara içen bireylerde dişlerde renklenme görülmesi (210-212) sebebiyle dişleri alınacak bireylerin 20 yaş altı olmalarına ve sigara içmemelerine dikkat edilmiştir. Dişlerdeki bütün ve 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 tahrip olan dişler çalışmaya dahil edilmemiştir.

Çalışmamızda örneklerin gruplara dağılımı randomize olarak yapılmıştır. Randomize gruplandırma, örneklerin farklı gruplara raslantısal olarak dağıtılmasıdır. Bu durum, sonuçların doğruluğu ve güvenilirliğini için gereklidir (239).

Çalışmada kullanılacak olan dişlerin mine yapısı değişmeden, aynı şekilde braket yapıştırıldıktan deney yapılana kadar geçen sürede yapıştırıcının kimyasal yapısı farklılaşmadan ve bakteriyel infiltrasyon gerçekleşmeden optimum süre saklanabilmesi, kullanılan solüsyona ve saklama koşullarına bağlıdır. Deneyde kullanılacak dişlerin saklanma koşuluyla ilgili çalışmalar değerlendirildiğinde, bu amaçla araştırmacılar tarafından serum fizyolojik (240, 241), distile su (28, 242-249), timol solüsyonu (39-44, 103, 142), normal salin solüsyonu, değişik yoğunlukta alkol çözeltileri (129, 136), kloramin-T (250) ve formalin (251, 252) gibi çok çeşitli solüsyonların kullanıldığı tespit edilmiştir. Bu konuyla ilgili bir standardizasyon yoktur. Ancak in-vitro çalışmalarda gereç olarak kullanılan dişleri saklama konusunda mevcut olan bu kadar değişik sonuç, farklı in-vitro çalışmalar birbirleriyle karşılaştırılırken zorluk oluşturacağı için, bu konu ile ilgili bir standardizasyon geliştirilmesi gereklidir. Bu çalışmada dişler çekildiği tarihten itibaren distile suda, karanlık ortamda ve oda ısısında bekletilmiş ve bakteriyel infiltrasyonu önlemek için distile su haftada 1 kez yenilenmiştir.

Mine yüzeyini pürüzlendirmeden önce yeterli mine-adeziv bağlantısı oluşturmak için, diş üzerindeki organik artıkların uzaklaştırılması amacıyla yüzey profilaksisi yapılmalıdır. Bu işlem genellikle düşük devirli mikromotor ucuna takılan kıl fırça veya lastik disk ile flor içermeyen bir pat veya pomza yardımıyla gerçekleştirilir (15, 16, 29, 39, 42, 45, 71). Literatürde, profeksi işlemi genellikle braket tutuculuğu açısından değerlendirilmiştir. Yüzey profilaksisi yapılan ve yapılmayan grupları karşılaştıran bir çalışmanın (253) sonucuna göre, gruplar arasında tutuculuk açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığı belirtilmiştir. Ancak Lill ve ark.'nın (254) yaptığı çalışmada,

SEP uygulanan dişlere pomza ile proflaksi uygulamanın tutuculuğu olumlu yönde etkilediği ve kesinlikle yapılması gerektiği vurgulanmıştır. Bu sebeple, asit uygulanmasından önce dişlerin bukkal yüzeyleri, düşük devirli hava soğutmalı angıldruva ucuna takılmış beyaz lastik kullanılarak, pomza ile 10 saniye süresince temizlenmiştir.

In-vitro renk ölçüm çalışmalarında dişler genelde, deney cihazına örneklerin aynı şekilde yerleştirilebilmesini sağlamak için soğuk akrilikten hazırlanan bloklara gömülmüşlerdir (28, 29, 116, 231). Ancak soğuk akril yerine alçı (255-257) veya epoksi rezin (258) kullananlar da vardır. Bu çalışmada dişler, standardizasyon için, 19 mm çapında, 31 mm yüksekliğinde silindirik beyaz borular kullanılarak soğuk akriliğe gömülmüşlerdir. Ancak yaşlandırma sonrasında, braketlerin braket söküm pensi ile sökülmesi aşamasında grup 2-A'da 1 dişte, grup 2-B'de 3 dişte, grup 3-A'da 2 dişte ve grup 3-B'de 2 dişte mine kırığı oluşmuştur. Mine kırığının oluşması, Fitzgerald ve ark.'nın çalışmasında (259) belirttiği gibi soğuk akriliğin egzotermik reaksiyonla sertleşmesi, buna bağlı ısı açığa çıkması ve bu ısı artışının da mineyi zayıflatarak mikro çatlak oluşturmaya bağlanmıştır.

O'Brien ve ark.'nın (166) yaptığı çalışmada dişlerin farklı bölgelerinin farklı renklere sahip olduğu kanıtlanmıştır. Bu sebeple pürüzlendirilen mine yüzeyinin braketlenmesi, sökümü, renk ölçümü gibi işlemlerin hep aynı bölgeden yapılması büyük önem taşımaktadır. Ancak, ölçümlerin her zaman aynı yerden yapılması, spektrofotometre kullanımının zorluklarından biridir (204). Jahanbin ve ark. (28), ölçüm cihazının başlığına uygun bir teflon kapak hazırlamışlar ve ölçüm yapacakları dişlerin üzerlerine açtıkları küçük rehber delikler sayesinde, ölçüm noktalarının standardizasyonunu sağlamışlardır. Gönül ve Özdemir (231) çalışmalarında, spektrofotometrenin başlığına tam oturacak şekilde bir akrilik kapak hazırlamış ve her diş için bu kapağa tek bir yerden oturan akrilik kalıplar yapmışlardır. Bu anahtar-kilit mekanizması sayesinde renk ölçümü dişin hep aynı bölgesinden yapılmıştır. Eliades ve ark. (20) ise iki farklı adezivin mine yüzeyinde oluşturduğu renklenmeyi karşılaştırdıkları çalışmalarında, yapışkan bantın ortasından renk ölçüm

cihazının ucuna uygun 3 mm çapında bir yuvarlak pencere çıkarmışlar ve bu bantı diş yüzeyine yapıştırmak olarak ölçümlerin hep aynı bölgeden yapılmasını sağlamışlardır. Bizim alışmamızda da deney gruplarındaki dişlerde 3 kez, kontrol grubundaki dişlerde ise 2 kez renk ölçümü yapılmıştır. Standardizasyon için, diş yüzeyine uygun 8 mm çapında, ortasında braketin boyutlarına uygun eni 3 mm, boyu 3,5 mm dikdörtgen penceresi olan diş yüzeyine uygun özel yuvarlak etiketler hazırlanmıştır. Akrilik bloklara gömülen ve gruplara ayrılan dişlerin vestibül yüzeylerine bu etiketler yapıştırılmıştır.

Renk ölçümleri sırasında ölçümün yapıldığı yüzeyin rengi renk ölçümünü etkileyebilmektedir (261, 262). Çalışmamızdaki akrilik bloklama, özel etiketlerin kullanılması ve her ölçüm öncesinde üretici firmanın önerisi doğrultusunda dişeti simülatörünün akrilik blok üzerine aynı şekilde yerleştirilmesi sayesinde, tüm dişlerde aynı standart zemin oluşturulmuş ve yansıyan ışığın renk ölçümünü etkilemesi engellenmeye çalışılmıştır.

Rengin algılanması birçok faktörden etkilendiği ve kişiden kişiye değıştiği için, teknolojik renk seçim sistemlerinin kullanımı daha tekrarlanabilir ve güvenilir sonuçlar ortaya koymaktadır. (263) Ancak araştırmacılar, protetik restorasyonlarda teknolojik renk seçim sistemlerinin, görsel renk seçimiyle kombine kullanılmasının daha estetik sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir (264). Spektrofotometreler, yüzey renginin ölçülmesinde en yaygın olarak kullanılan aletler olup, uzun süre doğru, objektif ve standartlara uygun sonuçlar verirler (204). Ayrıca insan gözü 3 çeşit sensör içerirken, bu cihazlar daha çok sayıda sensör içerirler ve insan gözünün ayırt edemeyeceği farklılıkları da tespit edebilirler. Klinik olarak kullanımda olan çok sayıda elektronik renk eşleştirme cihazı bulunmaktadır. Kim-Pussateri ve ark. (265), 2009 yılında 4 farklı dental renk eşleştirme cihazını (Spectro Shade, ShadeVision, Vita Easyshade ve ShadeScan) güvenilirlikleri ve doğrulukları bakımından karşılaştırmışlardır. Elde edilen sonuçlara göre, güvenilirlik açısından ShadeScan anlamlı derecede düşük bulunurken, % 90'ın üzerinde uyum gösteren diğer 3 cihaz arasında güvenilirlikleri bakımından fark görülmemiştir. Doğruluk açısından karşılaştırıldığında ise, tüm cihazlar arasında anlamlı farklılıklar görülmüş ve %

96,4 ile Vita Easysshade en doğru sonucu vermiştir. Khurana ve ark. (266) ise 2007 yılında yaptıkları çalışmalarında 3 farklı renk ölçüm cihazını (Vita Easysshade, X-Rite Shade Vision, Spectro Shade Micro) tekrarlanabilirlikleri bakımından karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda Spectro Shade Micro cihazını diğer iki cihaza göre tekrarlanabilirliği bakımından daha üstün bulmuşlardır. Bu çalışmada da, oldukça detaylı analiz yapabilen, tekrarlanabilirliği ve güvenilirliği kanıtlanmış, L, a ve b değerlerini ayrı ayrı ölçebilen bir spektrofotometre olan Spectro Shade Micro cihazı kullanılmış ve firmanın önerisi doğrultusunda her ölçüm öncesinde cihazın kalibrasyonu yapılmıştır. Hata payını azaltmak için de, her ölçüm 3'er defa yapılmış ve kaydedilen değerlerin ortalaması alınmıştır.

Çalışmamızda renk tanımı için, CIE L*a*b* sistemi kullanılmıştır. CIE L*a*b* renk uzayı 1976 yılında görsel medya için tasarlanıp oluşturulmuştur. Günümüzde CIE L*a*b* renk uzayı çeşitli alanlar için standart renk uzayı olarak seçilmiştir ve bugün pek çok uygulamada kullanılmaktadır (164). Bu üç boyutlu renk uzayında, L, a ve b denilen üç farklı eksen bulunmaktadır. L değeri, bir nesnenin aydınlığı olarak tanımlanabilir ve skalada mükemmel siyah 0, mükemmel beyaz ise 100 L değerini alır. Diğer eksen olan a, eğer pozitif değere sahipse kırmızılığı, negatif değere sahipse yeşilliği temsil eder. b eksenine ise, pozitif değerler için sarılığı, negatif değerler için maviliği temsil eder. a ve b koordinatları nötral renklerde 0'a ulaşırken, daha doygun ve yoğun renklerde değerleri artar. CIE L*a*b* sisteminin en önemli avantajı, renk farklılıklarını birim olarak ifade edebilmesidir. Renk değişiminin büyüklüğü ΔE olarak ifade edilir. ΔE değerleri farklı örneklerin veya aynı örneklerin zaman içindeki L, a ve b koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını matematiksel olarak ifade eder (171, 172). Formül sonucu elde edilen tek bir sayı, renk değişikliğinin yönü ve yapısından çok, toplam farkın miktarını ifade eder (165). İnsan gözü bu renk farklılıklarını gözleme açısından sınırlıdır ve 1'in altındaki ΔE değerlerini algılayamamaktadır (176-177). 2 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 rapor edilmiştir (178) Çalışmamızda, önceki çalışmalarda olduğu gibi ΔE eşik değeri 3,7 olarak kabul edilmiştir (15, 18, 20, 25-29).

Fosforik asit uygulaması sonucu, dış minesindeki kalsiyum komponentleri çözünerek bir yüzey oluşmakta ve yapıştırıcının bu girintilere uzanmaları 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 (3, 50, 51, 56, 267). % 5 konsantrasyondaki fosforik asitin bağlanma kuvveti açısından yeterli olduğunu bulan araştırmacılar olsa da (49), günümüzde en sık %30 ile %40 arasındaki yoğunluklarda fosforik asit kullanılmaktadır (55). Asit uygulama süresinin tutuculuk üzerindeki etkilerini inceleyen çalışmalara göre, 30 ile 60 sn'lik sürenin yeterli olduğu, asidin dış minesini üzerinde 60 sn'den fazla bırakılması sonucunda mine tabakasında çok fazla çözünme meydana gelerek tutuculuğun önemli derecede azaldığı sonucu elde edilmiştir. Shinci ve ark.'nın (268), 60 sn asitleme yaptıkları çalışmalarında, % 35'lik fosforik asit konsantrasyonu ile pürüzlendirilen dişlerde rezin uzantılarının boyu en uzun bulunmuştur. 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 olabilme yeteneğine bağlı olduğu ve daha düşük konsantrasyonlardaki asidin kullanımının mine yüzeyine daha az hasar vereceği belirtilmektedir. Literatürde, yapıştırıcıların karşılaştırıldığı çalışmalarda, % 35 ile % 38 arasındaki fosforik asit çeşitli sürelerde uygulandığı görülmüştür. Asidi yüzeye 15 sn uygulayanlar olduğu gibi (51, 53, 56, 57), 20 sn (269), 30 sn (15, 27, 28, 75) ve 60 sn (270) uygulayanlar da vardır. Sonuç olarak, % 37'lik fosforik asit ile 15 sn'lik asitleme kabul edilebilir bağlanma kuvveti yarattığı ve mine yüzeyi kaybını en aza indirdiği için tavsiye edilmektedir (51, 53, 54, 56).

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 (92). Çalışmamızdaki total-etch adeziv sistem grubundaki dişlere, jel halinde bulunan mavi renkteki % 37'lik ortofosforik asit 15 sn bekletilerek uygulanmıştır.

Çalışmamızda kullanılan diğer mine pürüzlendirme yöntemi ise SEP sistemidir. % 37'lik fosforik asit uygulamasının, SEP uygulamasına göre daha derine inen kompozit rezin penetrasyonuna yol açtığı, SEP uygulamasının ise sık ve kısa rezin uzantıları oluşturduğu belirtilmiştir (11, 13, 17, 271, 272). Üşümez ve ark. (58), yaptıkları SEM çalışması sonucunda rezin penetrasyon derinliğinin, bağlanma kuvvetiyle bir ilişkisi olmadığını, bağlanma kuvvetinin yapıştırıcının mine üzerinde oluşan girintilere olan penetrasyon kabiliyetiyle ilgili olduğunu belirtmişlerdir. Iijima ve ark. (273) ise, SEP sisteminin minenin sertlik ve elastik modülüs gibi nanomekanik özelliklerini daha az etkilediğini belirtmektedir. Ostby ve ark.'nın (274) yaptığı araştırmada ise SEP ile 3, 5 ve 15 sn mine pürüzlendirmesi arasında bağlanma kuvveti açısından fark olmadığı bulunmuştur. Çalışmamızda ikinci mine pürüzlendirme yöntemi olarak % 37'lik fosforik asitten daha az rezin penetrasyon derinliği oluşturan SEP üretici firmanın talimatları doğrultusunda kullanılmıştır.

Geleneksel CIS'ların bağlanma güçlerinin düşük, çalışma zamanlarının kısa ve sertleşme zamanlarının uzun olması nedeniyle, 1980'lerin sonunda cam iyonomer adezivlerin içine rezin partikülleri ilave edilerek güçlendirilmiş ve RMCIS'lar geliştirilmiştir. Günümüzde yaygın olarak kullanılan bu simanlar, yapı olarak geleneksel CIS'lara göre daha güçlü olmalarının yanı sıra aynı şekilde florür salınımı da yapmaktadırlar. RMCIS'lar, mine yüzeyine kimyasal olarak bağlanmalarının yanı sıra rezin monomerleriyle mine yüzeyindeki pürüzlü kısma mikromekanik olarak da bağlanırlar. Bu sebeple geleneksel CIS'lara göre bağlantı özellikleri yüksektir (10).

Son zamanlarda RMCIS ile uygulanan poliakrilik asitler yeni adezyon prensipleridir. Bu ürünlerin mineye klasik pürüzlendirmeden daha az zararı olduğu bildirilmiştir (10). Fjeld ve Øgaard (47) tarafından yapılan bir çalışmada, RMCIS ile beraber kullanılan poliakrilik asitler ile rezin taglarının oluşmadığı yani RMCIS'ların dış yüzeyine mekanikten daha ziyade kimyasal olarak

bağlandığı belirtilmiştir. Summers ve ark. (109) yaptıkları in-vitro ve in-vivo çalışmanın in-vitro bölümünde, klasik kompozit rezinin bağlanma gücünün RMCIS'dan daha fazla olduğunu gözlemlemişlerdir. Ancak bu çalışmanın in-vivo bölümünde, 1,3 yıl süren gözlem periyodunda, braketlerin bağlanma başarısızlığı açısından bu adeziv sistemler arasında farklılık gözlenmemiştir. Eliades ve ark. da (67) çalışmaları sonucunda, bağlanma gücü ve florür salınım kapasitesi sebebiyle, RMCIS'ların gelecekte braketlerin yapıştırılmasında önemli rol alacağı belirtmiştir. Cacciafesta ve ark. (110) tarafından yapılan bir başka in-vitro çalışmada, 3 aylık gözlem periyodu sonunda Fuji Ortho LC'nin saldıgı florür miktarının Transbond XT (3M/Unitek, Monrovia, Calif)'ye göre oldukça fazla olduğu ve bu miktarın belki de beyaz nokta lezyonlarının oluşumunu önleyebileceği bildirilmiştir. Ayrıca yapılan in-vivo çalışmalarda (111-114), demineralizasyonu önlemede kompozit rezinlere göre RMCIS'lar daha başarılı bulunmuştur. Buna rağmen, Mandall ve ark. (115) tarafından yapılan sistematik derleme çalışmasında, CIS'in, kompozit rezinin, kompomerin ve RMCIS'in braket tutuculuğu ve demineralizasyonu önlemedeki etkinlikleri randomize kontrollü in-vivo çalışmalarla karşılaştırılmıştır. Makalenin sonucunda, herhangi bir materyalin diğerine göre braket tutuculuğu ya da demineralizasyonu önlemede üstün olduğu ile ilgili bir sonuca varılamamıştır. Bu çalışmada üçüncü adeziv sistem olarak Gc Fuji Ortho LC Paste Pak Automix (GC Corp., Tokyo, Japan) RMCIS kullanılmıştır. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda, setin içinden çıkan % 20'lik poliakrilik asit ile braketin yapıştırılmasından önce dış yüzeyi hazırlanmıştır.

Ortodonti literatüründe, çekilmiş dişler üzerinde hızlandırılmış renklenmenin incelendiği çalışmalarda, renklendirme amacıyla çay-kahve solüsyonu (28, 116, 231), metilen mavisi (29), klorheksidin glukonat içerikli gargara (231) ve photoageing ile ışıkla hızlandırılmış yaşlandırma uygulaması kullanılmıştır (18, 20, 27). Çalışmamızda hızlandırılmış renklenme için, Maijer ve Smith (19) tarafından bazı ortodontik adezivlerdeki renk değişikliğini indüklediği gösterilen, Orta Avrupa'da 30 gün güneş ışığının yaydığı radyasyona eşdeğer olan ultraviyole ışınıyla 24 saat photoageing yani ışıkla hızlı yaşlandırma (232) uygulanmıştır. Deney grubundaki örneklere braketler

yapıştırılıp 24 saat distile suda bekletildikten sonra ve söküm sonrası diş yüzeyleri temizlendikten sonra olmak üzere 2 defa, kontrol grubundaki dişlere ise başka hiçbir uygulama yapılmadan aynı prosedürle sadece bir defa uygulanmıştır. Ancak bu yöntemle, sadece içsel renklenmeden yararlanılmış, dışsal renklendirme için herhangi bir ajan kullanılmamıştır.

Urabe ve ark. (275), braketin dişin yüzeyinden koparılması esnasında amacın, mine yüzeyinde minimal hasar yaratacak şekilde rezinin tümünün koparılması olduğunu, bu sayede kalan rezin artıklarının renklenme riskini azaltılabileceğini belirtmişlerdir. Oysa ki, mine yüzeyinde kırık oluşmaması için en iyi söküm yönteminin adeziv-braket veya adezivin kendi içinde olması gerektiğini savunan araştırmacılar çoğunluktadır (69, 276, 277). Ortodonti literatüründe braketlerin mine yüzeyinden koparılması için braket söküm penslerinin veya yan kesici pensinin kullanıldığını görülmektedir (124, 278, 279). Çalışmamızdaki tüm braketlerin sökümü, ortodonti pratiğinde rutin olarak kullanılan braket söküm pensi ile yapılmıştır.

Ortodonti pratiğinde söküm işlemi sonrası mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinde birçok yöntem başvurulmuştur. Bunlar el aletleri (118, 119), ultrasonik aletler (120-122), kumlama ile hava abrazyon yöntemi (123), değişik bıçak sayısına ve şekline sahip tungsten karbid frezler (düşük / yüksek hızlı) (6, 120, 124-131), elmas frezler (düşük / yüksek hızlı), abraziv diskler ve cila lastikleri (38, 126, 132, 133), güçlendirilmiş kompozit frezler (27, 116, 134) ve lazer uygulamalarıdır (135).

Genellikle mine yüzeyinde kalan adezivi temizlemek için klinik koşullarda en fazla yüksek ya da düşük devirde tungsten karbid frezler kullanılmaktadır. Bu aletlerin mineye zarar vermemesi için mutlaka su soğutması altında kullanılması gerekmektedir (116). Literatürde mineye en az zarar veren metodun, su soğutmalı, düşük hızlı tungsten karbid frezlerle yapılan temizleme işlemi olduğu bildirilmiştir (38, 118, 140, 141). Eminkahyağil ve ark. (153) yaptıkları çalışmada yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinde yüksek hızlı tungsten karbid frezi, düşük hızlı tungsten karbid frezi ve Sof-lex diskleri kullanmışlar ve mine üzerine 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. Araştırmacılar, en güvenilir yöntemin su soğutmalı düşük hızlı tungsten karbid frezler ile yapılan temizleme olduğunu vurgulamışlardır. Retief ve Denys (136) ve Zarrinnia ve ark. (280) 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 Arthun da (281) çalışmalarında, farklı bitirme tekniklerinin mine yüzeyine etkisini incelemişler ve en iyi sonucun düşük devirli tungsten karbid frez ve sonrasında cila ile sağlandığını belirtmişlerdir.

Karan ve ark. (123) 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. da (27) 2009 yılında yaptıkları çalışmalarında, tungsten karbid frezler ile mine yüzeyinin temizlenmesinin ardından Stainbuster frezler ile polisaj yapılmasının yüzey pürüzlülüğünü elimine ettiğini göstermişlerdir.

Çalışmamızda söküm işlemi sonrası mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi işlemi için düşük hızda çalışan su soğutmalı angıldruvaya takılmış 12-bıçaklı tungsten karbid frezler ve güçlendirilmiş kompozit frezler (Stainbuster frezler) kullanılmıştır.

Çalışmamızın in-vitro oluşu nedeniyle bazı limitasyonları vardır. İlk olarak renk ölçüm işlemi, birçok faktörden etkilendiği için büyük hassasiyet gerektirmektedir. Rengi ölçülen ve ölçüm değerleri birbirleri ile karşılaştırılan materyallerin yapılarının, yüzey özelliklerinin ve başlangıç değerlerinin aynı veya birbirine çok yakın olması önem taşımaktadır. Ancak bu durumu tam olarak oluşturabilmek mümkün değildir. Ayrıca O'Brien ve ark.'nın (166) araştırmasına göre, diş kronlarının vestibül yüzeylerinin farklı bölgeleri

istatistiksel olarak farklı renk değerlerine sahiptir. Çalışmamızda, vestibül yüzeylere yapıştırılan özel etiketler sayesinde her dişte renk ölçüm işlemi aynı bölgeden yapılmasına rağmen, 175 dişin yapısal olarak birbirinden farklı oluşu, temelde pürüzlendirme ve renklendirme işlemini doğrudan etkilemektedir. Bir diğer limitasyon ise hızlı renklendirme uygulaması ile ilgilidir. Çalışmamızda hızlandırılmış renklenme için 30 gün güneş ışığının yaydığı radyasyona eşdeğer olan ultraviyole ışınıyla, 24 saat photoageing (ışıkla hızlı yaşlandırma) (232) uygulanmıştır. Ancak konu ile ilgili diğer çalışmalarda (20, 27-29, 116, 231) olduğu gibi, ağız ortamını taklit eden tükürük, gıda renklenmeleri ve mekanik etkilerin bulunmaması ve diş fırçalama ile oluşan mekanik abrazyonun taklit edilmemiş olması bu çalışmanın limitasyonlarından. Ancak ortodontik renklenme konusunda Karamouzou ve ark. (15) tarafından yapılan tek in-vivo çalışmada, ortodontik işlemler sırasında minenin yapısal ve yüzey özelliklerinin, dolayısıyla optik özelliklerinin değiştirildiği, bununla beraber renklenmenin içsel ve dışsal birçok faktörden etkilendiği ancak in-vivo koşullarda bile tüm bu etkenlerin açıklanmasının mümkün olmadığını bildirilmiştir.

5.2. Renk ile İlgili Bulguların Tartışması

Çalışmamızda üç farklı adeziv sistem ve iki farklı kompozit temizleme materyalinin, ortodontik tedavi sırasında ve sonrasında oluşabilecek renk değişiklikleri ile ilişkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Dişlere, ortodontik tedavi sırasındaki renklenmeyi değerlendirmek için braketler yapıştırıldıktan sonra, ortodontik tedavi sonrasındaki renklenmeyi değerlendirmek için ise braketler sökülüp yapıştırıcı artıkları temizlendikten sonra photoageing (ışıkla hızlı yaşlandırma) 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 $\Delta E_{2-1} = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2} = [(L_2-L_1)^2 + (a_2-a_1)^2 + (b_2-b_1)^2]^{1/2}$ formülünden yararlanılmış ve üç delta değeri hesaplanmıştır. Bunlar ΔE_{12} , ΔE_{13} ve ΔE_{23} ' dür. ΔE_{12} , ortodontik tedavi başı ve sonu değerler arasındaki farktır ve klinik olarak ortodontik tedaviyle oluşan renklenmeyi temsil etmektedir. ΔE_{13} , ortodontik tedavi başı ve son değerler arasındaki farktır ve klinik olarak

hem ortodontik tedaviye bağlı hem de tedaviden sonra oluşan renklenmeyi temsil etmektedir. ΔE_{23} ise, ortodontik tedavi sonu ve son değerler arasındaki farktır ve klinik olarak ortodontik tedaviden sonra oluşan renklenmeyi temsil etmektedir. Klinik koşullar altında 3,7 birim ve bundan daha bđyđk ΔE değerlerinin kabul edilemeyeceği rapor edilmiştir (178). Çalışmamızda, nceki çalışmalarda olduğu gibi ΔE klinik eşik değeri 3,7 birim olarak kabul edilmiş ve bunun izerinden delta değerlerinin tartışması yapılmıştır. (18, 19, 25-29)

Gözlemcinin T0, T1 ve T2 zamanlarında yapmış olduğu CIE L, a ve b lmlemlerindeki gđvenilirliđi, her ölüm iin, % 99 değerinin izerinde bulunmuştur. Bu değerler 1 tam değerine oldukça yakın olup, ölümlerin gđvenilir olduğunu göstermektedir.

Çalışma gruplarının kendi içinde renklenme değerleri karşılaştırıldığında, total-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez, self-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez, self-etch adeziv sistem-stainbuster frez ve RMCIS-tungsten karbid frez gruplarında benzer sonuçlar grđlmüřtđr. Bu gruplarda ortodontik tedaviyle oluşan ve totalde grđlen renklenme değerleri benzer bulunurken, bu değerler sadece tedaviden sonra grđlen renklenme değerlerinden daha fazla bulunmuştur. Dolayısıyla, ortodontik tedaviyle oluşan renklenme, tedavi sonrası oluşan renklenmeye göre miktar olarak daha fazla ve daha önemlidir. nkđn tedaviden sonra oluşan renklenme değerleri hem daha azdır hem de klinik eşik değerinin ($\Delta E=3,7$) altındadır. Bu bulgular Eliades ve ark.'nın (20) alışması ile benzer bulunmuştur. Onların çalışmasında da en fazla renk değişikliği başlangıç-debonding sonrası grđlmüřtđr. Jahanbin ve ark.'nın (28) alışmasında da, 5 farklı adeziv grubu arasında renklenme bakımından fark grđlmezken, en fazla renk değişikliği başlangıç-braket skđmđ ve başlangıç-cilalama değerleri arasında grđlmüřtđr.

Her renk değişikliği seviyesinde klinik eşik değerinin ($\Delta E=3,7$) altında renklenme grđlen total-etch adeziv sistem-stainbuster frez grubunda, sadece total renklenme değerini, tedavi sonrası grđlen renklenme değerinden fazla bulunmuştur. Bu durum total-etch adeziv sistem-stainbuster frez grubunda hem ortodontik tedaviyle oluşan hem de tedaviden sonra grđlen renklenme

değerlerinin hem birbirine benzer hem de oldukça az olduğunu göstermektedir. Çünkü iki değer de klinik eşik değerin ($\Delta E=3,7$) altındadır.

RMCIS-stainbuster frez grubunda ise, farklı zamanlarda meydana gelen renk değişiklikleri arasında fark bulunmamıştır. Çünkü bu grupta ortodontik tedaviyle oluşan renklenme ile tedavi sonrasında oluşan renklenme benzer bulunmuştur. Tedavi sonrasında ortodontik tedaviyle aynı miktarda renklenme görülmesi, yüzeye penetre olmuş rezin artıklarının renklenmesine bağlanmıştır. Çünkü RMCIS'ların renk stabilitesinin iyi olmadığı bilinmektedir (10).

Kontrol grubunda sadece photoageing (ışıkla hızlı yaşlandırma) uygulaması ile oluşan renklenmenin ortanca değeri ve bu gruptaki değerlerin % 56'sı klinik eşik değerin ($\Delta E=3,7$) üzerinde bulunmuştur. Bu da hızlı renklendirme için uygulanan photoageing uygulamasının, dişlerde renklenmeye sebep olduğunu göstermektedir. Ancak yine de ağız ortamını taklit eden diğer faktörler olmadığı için bu renklendirme uygulaması tam olarak in-vivo koşulları yansıtmamaktadır.

Kontrol grubunda sadece photoageing uygulaması ile oluşan renklenme, RMCIS-tungsten karbid frez, RMCIS-stainbuster frez ve self-etch adeziv sistem-stainbuster frez gruplarında ortodontik tedaviyle oluşan renklenme ile benzer bulunmuştur. Bu durum Zaher ve ark.'nın (282) çalışmaları sonucunda belirttikleri, rezin penetrasyon derinliği azaldıkça iatrojenik renklenmenin azalması prensibiyle açıklanabilir. Çünkü SEP uygulaması ile daha kısa ve sık rezin uzantılarının oluştuğu ve rezin penetrasyon derinliğinin de bu sebeple az olduğu yapılan çalışmalarda belirtilmiştir (11, 13, 17, 271, 272). RMCIS'lar için ise, yapılan bir çalışmada (47) poliakrilik asitler ile beraber kullanıldığında bile, rezin uzantılarının oluşmadığı, bu sebeple bağlantının mekanikten ziyade kimyasal olduğu bildirilmiştir.

Ayrıca ortodontik tedaviyle oluşan renklenme değerlerinin kontrol grubuyla benzer bulunduğu üç grubun ikisinde yapıştırıcı artıklarının stainbuster frezler yani güçlendirilmiş kompozit frezler ile temizlendiği görülmektedir. RMCIS grubunda ise, hem tungsten karbid hem de stainbuster frez grubunda

ortodontik tedaviyle oluşan renklenme kontrol grubuyla benzer bulunmuştur. Ancak RMCIS-tungsten karbid ve RMCIS-stainbuster frez grupları arasında ortodontik tedaviyle görülen renklenme bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmesi de, stainbuster frez grubunda görülen renklenme değerlerinin daha düşük olduğu belirtilmiştir. Bu frezler ile tungsten karbid frezlere göre adezivin temizlenmesinin daha uzun sürdüğü (123), fakat daha pürüzsüz ve iyi bir bitim yüzeyi elde edildiği daha önce yapılan çalışmalarda belirtilmiştir (27, 116, 123). Bazı araştırmacılar (27) yüzey pürüzlülüğünün azalması ile ışık yansımalarının arttığını ve bu durumun renk değişimini azaltacağını, bazı yazarlar (211, 222) ise yüzey pürüzlülüğü ile renklenme arasında korelasyon olmadığını belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda, total-etch ve self-etch adeziv sistem gruplarında da ortodontik tedaviyle oluşan renklenme, stainbuster frez gruplarında tungsten karbid frez gruplarına göre anlamlı olarak daha az bulunmuştur. Bu durum bu frezlerin daha pürüzsüz ve iyi bir bitim yüzeyi sağlayarak, ışık yansımalarını artırması ile açıklanabilir (27). Aynı zamanda Cebesoy da (116) yaptığı tez çalışması sonucunda, güçlendirilmiş kompozit frezler ile adeziv artıkları temizlendiğinde ortodontik tedaviyle görülen renk değişiminin daha az olacağını belirtmiştir. Bu bulgular da bizim çalışmamızla benzerdir.

Sadece ortodontik tedaviden sonra görülen renklenme değerlendirildiğinde, total-etch adeziv sistem grubunda yine stainbuster frezler ile daha az renklenme görülmüştür. Ancak self-etch adeziv sistem alt grupları arasında fark bulunmamıştır. Bunun sebebi SEP sistemler ile daha kısa rezin uzantıları oluşması olabilir (11, 13, 17, 271, 272). Çünkü ortodontik tedaviden sonra görülen renklenme, bu rezin uzantılarının mine yüzeyine geri dönüşümsüz olarak penetre olması (20) ve penetre olan rezin artıklarının çeşitli etkenlerle renklenmesine bağlanmaktadır (19, 283-285). Bu etkenler hem materyalin fiziko-kimyasal reaksiyonuna bağlı görülen içsel değişiklikler hem de yiyecek renklerinin yüzeyel absorpsiyonuna bağlı görülen dışsal değişikliklerdir (19, 283-285). Bu rezin artıkları aynı zamanda ışık yansımalarını da değiştirerek, L değerini etkilemektedir (160, 286). Ancak her iki grup için de total olarak

oluşan yani hem ortodontik tedaviyle hem de sonrasında oluşan renklenme dikkate alındığında, stainbuster frez gruplarındaki renklenme daha azdır. Bu durum da yine bu frezlerin daha iyi bir bitim yüzeyi sağlayarak, ışık yansımalarını arttırması ve daha az renk değişikliğine sebep olmasıyla açıklanabilir (27, 116, 123). Hem yapılan diğer çalışmalar (27, 116, 123) hem de mevcut çalışmamızın sonuçlarına göre, total-etch ve self-etch adeziv sistem ile braketleri yapıştırılan dişlerde, ortodontik tedaviyle ve sonrasında daha az renk değişikliği oluşması için stainbuster frezlerin, tungsten karbid frezlere tercih edilmesi gerektiği söylenebilir.

RM CIS grubunda ise, sadece tedaviden sonra görülen renklenme değerlendirildiğinde diğer bulguların aksine stainbuster frez grubunda görülen renklenme, tungsten karbid frez grubuna göre daha fazla olmuştur. Bu beklenmeyen bir bulgudur. Hatta gruplar arasında, ortodontik tedaviden sonra görülen renklenme değeri, klinik eşik değerin ($\Delta E=3,7$) üzerinde olan tek grup, RM CIS-stainbuster frez grubudur. Bu grupta, tedaviden sonra görülen renklenme miktarı, ortodontik tedaviyle görülen renklenme miktarına da benzer bulunmuştur. Diğer tüm gruplarda ise tedaviden sonra görülen renklenme değerleri klinik eşik değerin ($\Delta E=3,7$) altındadır. Bu sonuç öncelikle stainbuster frezler ile RM CIS artıklarının tam olarak temizlenememesine bağlanmıştır. Literatürde RM CIS'lerin renk stabilitesinin iyi olmadığı önceden gösterilmiştir (10). Ancak bu gruptaki dişlerin tekrar dental lup ile incelenmesinden sonra, yüzeyde adeziv artığı kalmadığı görülmüştür. Ancak Diedrich (126), 1981 yılında yaptığı araştırmada rezin uzantılarının yüzeyin temizlenip cilalanmasına rağmen mineye 80 - 170 μm derinlikte penetre olabildiğini belirtmiştir. Ayrıca Caspersen (287), braket sökümü sonrası çıplak gözle temiz görünen dişlere SEM ile baktığında akrilik adacıklar, diffüz membranlar ve pullar görüldüğünü ve söküm sırasında mineye penetre olan adeziv uzantılarının tamamının temizlenemediğini belirtmiştir. Bu grupta renklenmeye müsait RM CIS artıklarının iatrojenik olarak mine yüzeyine daha fazla penetre olduğu düşünülmektedir. Ancak mine prizmalarına penetre olan rezin uzantılarının miktarı, element analizi içeren ileriki çalışmalarda incelenmelidir. RM CIS alt grupları arasında, aynı ortodontik tedaviyle oluşan renklenme bakımından fark

olmadığı gibi, total olarak oluşan renklenme açısından da fark yoktur. Bu sonuçlar değerlendirildiğinde, RMCIS ile braketleri yapıştırılan dişlerde, ortodontik tedaviyle ve total olarak görülen renklenme açısından kompozit temizleme materyalinin önemli bir etkisinin görülmediği belirtilmiştir.

Gruplar arasında ortodontik tedaviyle ve totalde oluşan renklenme değerleri açısından, en fazla renk değişimi total-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez grubunda görülmüştür. Bu durum konvansiyonel olarak asitlenen total-etch grubunda, daha uzun ve kalın rezin uzantılarının oluşmasıyla (47) ve stainbuster frezlere göre daha pürüzlü bir bitim yüzeyi sağladığı belirtilen (27, 116, 123) tungsten karbid frezlerin kullanımıyla açıklanabilir. Ancak bu grupta ortodontik tedaviyle görülen renklenme, miktar olarak self-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez grubundan fazla olsa da, istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. Ancak Zaher ve ark. (282) 2012 yılında beş farklı adeziv sistemin ortodontik tedaviyle oluşan renklenme üzerine etkisini inceledikleri çalışmaları sonucunda, total-etch adeziv sistemlere göre daha az rezin penetrasyonuna sebep olan self-etch adeziv sistemler ile daha az iatrojenik renklenme görüldüğünü belirtmişlerdir. Bizim bulgularımızın farklı olması, iki çalışmada kullanılan SEP sistemlerin ve fosforik asit konsantrasyonlarının farklı olmasına ve Zaher ve ark.'larının herhangi bir renklendirme yöntemi kullanmamalarına bağlı olabilir.

Total-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez grubunda, ortodontik tedaviyle oluşan renklenme self-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez grubuyla benzer olsa da, totalde görülen renklenme, total-etch grubunda daha fazla bulunmuştur. Çünkü beklenildiği üzere tedaviden sonra, daha fazla rezin penetrasyonu görülen total-etch grubunda (47), miktar olarak self-etch grubuna göre daha fazla renklenme olmuştur. Bu bulgular Zaher ve ark.'nın çalışması (282) ile benzerdir.

RMCIS-tungsten karbid frez grubunda ortodontik tedaviyle oluşan renklenme, hem total-etch hem de self-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez gruplarına göre daha az bulunmuştur. Ancak bu bulgular Eliades ve ark.'nın çalışması (20) ile farklıdır. Eliades ve ark. kimyasal olarak polimerize olan

RMCIS ile total-etch adeziv sistemle kullanılan kompozit rezini renklenme açısından karşılaştırmışlar ve gruplar arasında fark bulmamışlardır. Kullanılan kompozit rezinin ve RMCIS'ın farklı olması ve yaşlandırma uygulamasının farklı zamanlarda yapılmış olması sebebiyle sonuçların benzer çıkmadığı düşünülmektedir. Ancak Eliades ve ark.'nın çalışmasında da, bizim çalışmamızda olduğu gibi total-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez ve RMCIS-tungsten karbid frez gruplarında renklenme değerleri klinik eşik değerin ($\Delta E=3,7$) üzerinde bulunmuştur.

Total olarak oluşan renklenme değerlendirildiğinde, RMCIS-tungsten karbid frez grubunda görülen renklenme miktarı, self-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez grubu ile benzer bulunmuştur. Ortodontik tedaviyle görülen renklenme miktarı, RMCIS-tungsten karbid frez grubunda daha az olmasına rağmen, tedaviden sonra bu grupta daha fazla renklenme olması sebebiyle, total renklenmede benzer sonuçlar görülmüştür. RMCIS-tungsten karbid frez grubunun tedaviden sonra istatistiksel olarak olmasa da, miktar olarak self-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez grubuna göre daha fazla renklenmesi, RMCIS'ların renk stabilitelelerinin iyi olmaması ile açıklanabilir (10). Çünkü tedaviden sonra görülen renklenme, mine yüzeyine penetre olmuş adeziv artıklarıyla ilgilidir.

Tungsten karbid frez alt grupları kendi arasında değerlendirildiğinde, ortodontik tedaviyle oluşan ve tedavi sonrasında devam eden renklenme değerleri açısından, total-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez kombinasyonunun en çok renklenmeye sebep olduğu için tercih edilmemesi gerektiğini düşünmekteyiz.

Total-etch adeziv sistem-stainbuster frez grubunda hem ortodontik tedaviyle oluşan, hem tedavi sonrasında görülen, hem de total olarak oluşan renklenme değerleri klinik eşik değerin ($\Delta E=3,7$) altında bulunmuştur. Tüm renk değişim değerleri klinik eşik değerin altında olan tek grup, total-etch adeziv sistem-stainbuster frez grubudur. En çok renklenme görülen grup ise total-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez grubudur. Bu sonuç, Eliades ve ark.'nın (20) söküm ve yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinin, mine pürüzlendirme

yöntemlerinden daha invaziv olduğu görüşü ile açıklanabilir. Cebesoy 'un (116) yaptığı çalışmada da, braket sökümü ve temizliği sırasında kullanılan materyallerin mine yüzeyine farklı şekilde etki ettiği bildirilmiş ve stainbuster frezler ile pürüzsüz bir bitim yüzeyi sağlandığı ve bu frezler ile renk değişiminin daha az olduğu belirtilmiştir. Biz de bu sebeple çalışmamızda, stainbuster frezler ile temizliğin yüzey pürüzlülüğünü azalttığını ve ışık yansımalarını olumlu şekilde etkilediğini düşünmekteyiz.

Total-etch adeziv sistem-stainbuster frez grubunda tüm renk değişim değerleri klinik eşik değerin ($\Delta E=3,7$) altında olmakla beraber, hem ortodontik tedaviyle oluşan hem de total olarak görülen renklenme değerleri bakımından en küçük değerler yine bu grupta görülmüştür. Ancak bu grupta ortodontik tedaviyle oluşan renklenme miktarı istatistiksel olarak RMCIS-stainbuster frez grubu ile benzer bulunmuştur. Totalde oluşan renklenme değerleri ise self-etch adeziv sistem-stainbuster frez grubu ile benzer bulunmuştur. Ortodontik tedaviyle oluşan renklenme self-etch adeziv sistem-stainbuster frez grubunda daha fazla olduğu halde, totalde oluşan renklemenin total-etch adeziv sistem-stainbuster frez grubuyla benzer olması, bu grubun tedaviden sonra daha az renklendiğini göstermektedir. Bu da SEP sistemlerde daha kısa rezin uzantılarının oluşması ve daha az rezin penetrasyonuna bağlı olarak iatrojenik renklemenin daha az olması prensibiyle açıklanır (282).

Self-etch adeziv sistem-stainbuster frez grubunda ortodontik tedaviyle RMCIS-stainbuster frez grubuna göre daha fazla renklenme olduğu halde, totalde oluşan renklenme miktarının benzer olması, RMCIS grubunda tedaviden sonra daha fazla renklenme görüldüğünü göstermektedir. Bu durum, renk stabilitesi iyi olmadığını kanıtlanmış bir adeziv olan (10) ve diş yüzeyine geri dönüşümsüz olarak penetre olmuş RMCIS'ın tedaviden sonra renklenmesiyle açıklanabilir.

Stainbuster frez alt grupları kendi arasında değerlendirildiğinde, ortodontik tedaviyle oluşan ve sonrasında devam eden renklenme açısından, yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinde stainbuster frez kullanılacaksa, yapıştırıcı sistem olarak total-etch adeziv sistem, self-etch adeziv sistem veya

RM CIS'a tercih edilmelidir. Çünkü ortodontik tedaviyle oluşan renk lenme, total-etch adeziv sistem ve RM CIS gruplarında benzer olmakla beraber, ortodontik tedaviden sonra RM CIS grubunda klinik eşik değ erin ($\Delta E=3,7$) üzerinde bir renk lenme görülmüştür. Aynı zamanda totalde görülen renk lenme değ erleri, total-etch ve self-etch adeziv sistem gruplarında benzer olmakla beraber, sadece ortodontik tedaviyle self-etch adeziv sistem grubunda hem klinik eşik değ erin ($\Delta E=3,7$) üzerinde hem de daha fazla renk lenme görülmüştür. Bu bulguların ışığında, hem ortodontik tedaviyle oluşan hem de tedaviden sonra devam eden renk değ iş ikliğ i açısından, braketlerin yapış tırılması ve diş yüzeylerinin temizlenmesinde, total-etch adeziv sistem-stainbuster frez kombinasyonu önerilmektedir.

Joo ve ark.'nın (29) yaptığ ı in-vitro renk çalış masında, geleneksel asitleme ve SEP yöntemlerinin renk lenmeye olan etkisi incelenmiş tir. Tüm gruplardaki renk değ iş im değ erleri klinik eşik değ erin ($\Delta E=3,7$) üzerinde bulunmuş tur. Bizim çalış mamızda da total-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez ve self-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez gruplarında ortodontik tedaviyle oluşan renk lenme değ erleri, klinik eşik değ erin ($\Delta E=3,7$) üzerinde bulunmuş tur. Bu bulgular, Joo ve ark.'nın bulguları ile benzerdir. Bunun yanı sıra Joo ve ark. çalış maları sonucunda, yapış tırıcı artıkları yalnız tungsten karbid frez ile temizlendiğ inde, self-etch adeziv sistem ile braketleri yapış tırılan diş lerde, geleneksel olarak asitlenen diş lere göre daha fazla renk lenme olduğ unu, ancak temizlik sonrası pomza ile cila yapıldığ ında iki grup arasında renk lenme açısından fark olmadığ ını belirtmiş lerdir. Bizim çalış mamızda ise total-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez ve self-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez gruplarında ortodontik tedaviyle oluşan renk lenme değ erleri benzer bulunmuş tur. Bu farklılık, renklendirme uygulamasının farklı şek ilerde ve zamanlarda yapılmasıyla ilgili olabilir. Bizim çalış mamızda renklendirme, diş ler braketlendikten sonra ve braketler sökü lüp kalan adeziv artıkları temizlendikten sonra photoageing (ış ıkla hızlı yaş landırma) uygulaması şek ilinde iki defa, Joo ve ark.'nın çalış masında ise braketler sökü lüp, temizlik ve cila iş lemleri yapıldıktan sonra % 0,5'lik metilen mavisi solüsyonuyla bir defa yapılmış tir.

Trakyalı ve ark.'nın (27) yaptığı in-vitro renk çalışmasında, mevcut çalışmadaki gibi braketler yapıştırıldıktan sonra ve diş yüzeyleri temizlendikten sonra photoageing (ışıkla hızlı yaşlandırma) uygulanmıştır. Ancak tüm renk değişim değerleri 2 birimin altında bulunmuştur. Bu bulgular bizim çalışmamızdan farklıdır. Çünkü bizim çalışmamızda, total-etch adeziv sistem-stainbuster frez, self-etch adeziv sistem-stainbuster frez ve self-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez gruplarında sadece tedaviden sonra görülen renklenme değerleri 2 birimin altında bulunmuştur. Aynı zamanlarda ve aynı prosedürle yapılan renklendirme uygulamasına rağmen farklı sonuçlar bulunması, karşılaştırılan yapıştırıcı maddelerin farklı olmasına ve Trakyalı ve ark.'nın çalışmasında tüm dişlerin yüzeylerinin tungsten karbid frez ile temizlendikten sonra stainbuster frezler ile cilalanmasından kaynaklanabilir.

Jahanbin ve ark.'nın (28) yaptıkları in-vitro çalışmada, beş farklı ortodontik adezivin diş renklenmesine etkisi değerlendirilmiş ve tüm renk değişikliği değerleri klinik eşik değer ($\Delta E=3,7$) altında bulunmuştur. Aynı zamanda beş farklı adeziv grup arasında renk değişim değerleri açısından, başlangıç-braket sökümü ve başlangıç-cilalama sonrasında fark bulunmamıştır. Araştırmacılar bu bulgular doğrultusunda, adeziv tiplerinin ve uygulama şekillerinin, minenin renk değişimi üzerine etkisinin olmadığını belirtmişlerdir. Ancak bizim çalışmamızda ve konuyla ilgili yapılan diğer çalışmalarda (15, 18, 25-27, 29), adeziv tiplerinin renk değişimi üzerinde etkili olduğu belirtilmiştir. Farklı sonuçların bulunması, Jahanbin ve ark.'nın çalışmasında renk ölçüm aleti olarak kolorimetre kullanmasına bağlanabilir. Çünkü kolorimetrelerin spektrofotometreler kadar detaylı ölçümler yapamadığı bilinmektedir (190). Aynı zamanda kolorimetrelerle translusent objelerin ölçümünün sonuçları değiştirebileceği düşünülmüş (190) ve bazı araştırmacılar tarafından kolorimetrelerin translusent olmayan ve düz yüzeylerde kullanılmasının, daha uygun olduğu görüşü savunulmuştur (191). Ancak dişler hem düz yüzeyli değildir hem de translusent yapılar içermektedir.

Karamouz ve ark.'nın (15) yaptıkları tek in-vivo renklenme çalışmasında, 26 birey üzerinde sabit ortodontik tedavinin diş renklenmesine

etkisi değerlendirilmiştir. Tüm dişlerde anlamlı değişiklik gözlenirken, renk değişim değerleri ortalama 2,12 - 3,16 birim arasında bulunmuştur ve bu değerler klinik olarak fark edilebilir ancak kabul edilebilir sınırlardadır. Bu bakımdan bizim çalışmamızla farklıdır. Çünkü bizim çalışmamızda ortodontik tedaviyle oluşan renklenme değerleri sadece total-etch adeziv sistem-stainbuster frez grubunda klinik eşik değerinin altında bulunmuştur. Bu farklılık, bizim çalışmamızın in-vitro, diğer çalışmanın ise in-vivo olmasından kaynaklanabilir. Çünkü in-vitro koşullarda, klinik tutarlılığı en üst seviyede tutabilmek için insan dişi kullanılmış olsa bile, ağız ortamını taklit eden tükürük, gıda renklemeleri ve mekanik etkilerin bulunmaması ve diş fırçalama ile oluşan mekanik abrazyonun taklit edilmemiş olması, çalışma sonuçlarını kısıtlamaktadır.

Gönül (231) in-vitro renk çalışmasında ise, dişlerin yarısı braketli olarak, diğer yarısı da braketleri sökülüp diş yüzeyleri temizlendikten sonra renklendirme solüsyonunda bekletilmiştir. Bizim çalışmamızdan farklı olarak tüm gruplardaki renk değişim değerleri klinik eşik değerinin ($\Delta E=3,7$) altında bulunmuştur. Bizim bulgularımızda farklı oluşu, renklendirme uygulamasının farklı şekillerde yapılması ve diş yüzeyinden adezivin farklı metodlarla temizlenmesine bağlanabilir. Bizim çalışmamızda diş yüzeyinde kalan adeziv artıkları, grupların yarısında tungsten karbid frezlerle, diğer yarısında ise stainbuster frezler ile temizlenmiştir. Gönül ve Özdemir'in çalışmasında ise tüm dişlerde tungsten karbid frezler ile temizliğin ardından Sof-Lex diskler ile cilalama yapılmıştır.

Renklenme, ortodontik tedavinin gözden kaçan ancak dikkate alınması gereken bir konudur. Klinikte kullanılacak yapıştırma ve kompozit temizleme materyalleri ortodontik tedaviyle oluşan ve sonrasında devam eden renklenmeyi etkilemektedir. Bu sebeple, en az renk değişikliğine neden olan ve en uygun bağlantıyı sağlayan adeziv sistem ve kompozit temizleme materyalleri kombine olarak kullanılmalıdır.

6. SONUÇLAR

Ortodontik tedavi sırasında ve sonrasında oluşan renklenme üzerinde, yapıştırma materyallerinin ve mine yüzeyinde kalan adeziv artıklarının temizlenmesinde kullanılan frezlerin etkilerinin değerlendirildiği çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz sonuçlar şunlardır:

1. Ortodontik tedavi sırasında ve tedaviden sonra dişlerde renklenme olmaktadır. Renk değişikliğinde, kullanılan yapıştırıcı sistem ve diş yüzeyinde kalan adezivi temizlemek için kullanılan frezler etkilidir.
2. Tungsten karbid frez alt gruplarındaki dişlerde, RMCIS grubunda ortodontik tedaviyle oluşan renk değişikliği, hem total-etch adeziv sistem hem de self-etch adeziv sistem grubunda oluşan renk değişikliğinden daha azdır. Total-etch adeziv sistem grubunda oluşan total renk değişikliği ise, hem self-etch adeziv sistem hem de RMCIS grubunda oluşan total renk değişikliğinden daha fazladır.
3. Stainbuster frez alt gruplarındaki dişlerde, self-etch adeziv sistem grubunda ortodontik tedaviyle oluşan renk değişikliği, hem total-etch adeziv sistem hem de RMCIS grubunda oluşan renk değişikliğinden daha fazladır. RMCIS grubunda oluşan total renk değişikliği, total-etch adeziv sistem grubunda oluşan total renk değişikliğinden daha fazladır. RMCIS grubunda sadece ortodontik tedaviden sonra oluşan renk değişikliği ise, hem total-etch adeziv sistem hem de self-etch adeziv sistem grubunda oluşan renk değişikliğinden daha fazladır.
4. Total-etch adeziv sistem alt gruplarındaki dişlerde, hem ortodontik tedaviyle hem tedaviden sonra hem de total olarak oluşan renk değişikliği, tungsten karbid frez grubunda, stainbuster frez grubuna göre daha fazladır. Bu sebeple renklenme açısından braketleri total-etch adeziv sistem ile yapıştırılan dişlerde, diş yüzeyinde kalan adeziv artıklarının stainbuster frezler ile temizlenmesi önerilir.
5. Self-etch adeziv sistem alt gruplarındaki dişlerde, hem ortodontik tedaviyle hem de total olarak oluşan renk değişikliği, tungsten karbid frez grubunda, stainbuster frez grubuna göre daha fazladır. Ancak tedaviden

sonra görülen renk değişikliği açısından gruplar arasında anlamlı fark yoktur. Renklenme açısından braketleri self-etch adeziv sistem ile yapıştırılan dişlerde, diş yüzeyinde kalan adeziv artıklarının stainbuster frezler ile temizlenmesi önerilir.

6. RMCIS alt gruplarındaki dişlerde, ortodontik tedaviden sonra görülen renk değişikliği, stainbuster frez grubunda, tungsten karbid frez grubuna göre daha fazladır. Ancak hem ortodontik tedaviyle hem de total olarak oluşan renk değişikliği açısından gruplar arasında anlamlı fark yoktur.
7. Ortodontik tedaviyle ve total olarak oluşan renk değişikliği açısından en yüksek değerler, total-etch adeziv sistem-tungsten karbid frez grubunda görülmüştür. Renklenme açısından bu kombinasyonun klinik kullanımı önerilmemektedir.
8. Sadece total-etch adeziv sistem-stainbuster frez grubunda, hem ortodontik tedaviyle hem tedavi sonrasında hem de total olarak oluşan renk değişikliği değerleri klinik eşik değerinin ($\Delta E=3,7$) altındadır. Renklenme açısından bu kombinasyonun klinik kullanımı önerilmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. ZACHRISSON, B.U., BÜYÜKYILMAZ, T. (2005) Bonding in Orthodontics in Orthodontics: Current Principles Techniques. St Louis: Elsevier Mosby. p.: 579-659.
2. VAN WAES, H., MATTER, T., KREJCI, I. (1997) Three-dimensional measurement of enamel loss caused by bonding and debonding of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **112**: 666-669.
3. LEGLER L.R., RETIEF D.H., BRADLEY E.L. (1990) Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **98**: 154-160.
4. BROWN C.R., WAY D.C. (1978) Enamel loss during orthodontic bonding and subsequent loss during removal of filled and unfilled adhesives. *Am J Orthod.* **74**: 663-671.
5. ØGAARD, B., RØLLA, G., ARENDS, J. (1988) Orthodontic appliances and enamel demineralization: Part I. Lesion development. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **94**: 68-73.
6. CAMPBELL, P.M. (1995) Enamel surfaces after bracket debonding. *Angle Orthod.* **65**: 103-110.
7. MONTASSER M.A., DRUMMOND J.L., EVANS C.A. (2008) Rebonding of orthodontic brackets. Part I: a laboratory and clinical study. *Angle Orthod* **78**: 531-536.
8. BUONOCORE M.G. (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Jour Dent* **34**: 849-853.
9. WHILTSHIRE, W.A. (1994) Shear bond strengths of a glass ionomer for direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **106**: 127-130.
10. SIDHU, S.K. (2010) Clinical evaluations of resin-modified glass ionomer restorations. *Dent Mater.* **26**: 7-12.
11. HORIUCHI, S., KANEKO, K., MORI, H., KAWAKAMI, E., TSUKAHARA, T., YAMAMOTO, K., HAMADA, K., ASAOKA, K., TANAKA, E. (2009) Enamel bonding of self-etching and phosphoric acid-etching orthodontic

- adhesives in simulated clinical conditions: debonding force and enamel surface. *Dent Mater J.* **28**: 419-425.
12. HOSEIN, I., SHERIRIFF, M., IRELAND, A.J. (2004) Enamel loss during bonding, debonding and cleanup with use of a self-etching primer. *Am J Orthop Dentofacial Orthop.* **126**: 717-724.
 13. CAL-NETO, J.P., CARVALHOB, F., ALMEIDA, R.J., MIGUEL, J.A. (2006) Evaluation of a new self-etching primer on bracket bond strength in vitro. *Angle Orthod.* **76**: 466-469.
 14. SILVERSTONE, L.M., SAXTON, C.A., DOGON, I.L., FEJERSKOW, O. (1975) Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res.* **9**: 373-375.
 15. KARAMOUZOS, A., ATHANASIOU, A.E., PAPADOPOULOS, M.A., KOLOKITHAS, G. (2010) Tooth-clor assessment after orthodontic treatment: a prospective clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **138**: 537.e1-537.e8.
 16. MAIJER, R., SMITH, D.C. (1981) Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. *Am J Orthod.* **79**: 20-34.
 17. ØGAARD, B., FJELD, M. (2010) The enamel surface and bonding in orthodontics. *Semin Orthod.* **16**: 37-48.
 18. ELIADES, T., GIOKA, C., HEIM, M., ELIADES, G., MAKOU, M. (2004) Color stability of orthodontic adhesive resins. *Angle Orthod.* **74**: 391-393.
 19. MAIJER, R., SMITH, D.C. (1982) Corrosion of orthodontic bracket bases. *Am J Orthod.* **81**: 43-48.
 20. ELIADES, T., KAKABOURA, A., ELIADES, G., BRADLEY, T.G. (2001) Comparison of enamel colour changes associated with orthodontic bonding using two different adhesives. *Eur J Orthod.* **23**: 85-90.
 21. DIETCHI, D., CAMPANILE, G., HOLZ, J., MEYER, J.M. (1994) Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dent Mater.* **10**: 353-362.
 22. BULUT, T., TÜRKÜN, M., TÜRKÜN, L.Ş., IŞIKSAL, E. (2007) Evaluation of the shear bond strength of 3 curing bracket bonding systems

- combined with an antibacterial adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **132**: 77-83.
23. REICHENEDER, C.A., GEDRANGE, T., LANGE, A., BAUMERT, U., PROFFE, P. (2009) Shear and tensile bond strength comparison of various contemporary orthodontic adhesive systems: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **135**: 422.e1-422.e6.
 24. IRELAND, A.J., HOSEIN, I., SHERRIFF, M. (2005) Enamel loss at bond-up, debond and clean-up following the use of a conventional light-cured composite and a resin-modified glass polyalkenoate cement. *Eur J Orthod.* **27**: 413-419.
 25. FALTERMEIER, A., ROSENTRITT, M., REICHENEDER, C., BEHR, M. (2008) Discoloration of orthodontic adhesives caused by food dyes and ultraviolet light. *Eur J Orthod.* **30**: 89-93.
 26. ÇÖREKÇİ, B., IRGIN, C., MALKOÇ, S., ÖZTÜRK, B. (2010) Effects of staining solutions of the discoloration of orthodontic adhesives: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **138**: 741-746.
 27. TRAKYALI, G., ÖZDEMİR, F.I., ARUN, T. (2009) Enamel colour changes at debonding and after finishing procedures using five different adhesives. *Eur J Orthod.* **31**: 397-401.
 28. JAHANBIN, A., AMERI, H., KHALEGHIMOOGHADDAM, R. (2009) Effects of adhesive types on enamel discolouration around orthodontic brackets. *Aust Orthod J.* **25**: 19-23.
 29. JOO, H.J., LEE, Y.K., LEE, G.Y., KIM, T.J., LIM, Y.K. (2011) Influence of orthodontic adhesives and clean-up procedures on the stain susceptibility of enamel after debonding. *Angle Orthod.* **81**: 334-340.
 30. TEN CATE, J.M., FEATHERSTONE, J.D.B. (1996) Physicochemical aspects of fluoride enamel interactions in Fluoride in Dentistry. Copenhagen: Munksgaard. p.: 252-269.
 31. VAN RENSBURG, B.G.J. (1981) Oral Biology. Enamel. Ink: Quintessence Publishing Co. p.: 289-290.
 32. GÜRKAN, S.İ., BAYIRLI, G.Ş., SANDALLI, P. (1972) Diş Hastalıkları ve Konservatif Diş Tedavisi. İstanbul: Bozak Matbaası. s.: 278-286.

33. WHITTAKER, D.K. (1982) Structural variations in the surface zone of human tooth enamel observed by scanning electron microscopy. *Arch Oral Biol.* **27**: 383-392.
34. HOBSON, R.S., MCCABE, J.F., RUGG-GUNN, A.J. (2002) The relationship between acid-etch patterns and bond survival in vivo. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **121**: 502-509.
35. LINKLATER, R.A., GORDON, P.H. (2001) An ex vivo study to investigate bond strengths of different tooth types. *J Orthod.* **28**: 59-65.
36. HOBSON, R.S., MCCABE, J.F., HOGG, S.D. (2001) Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dent Mater.* **17**: 184-189.
37. MIURA, F., NAKAGAWA, K., ISHIZAKI, A. (1973) Scanning electron microscopic studies on the direct bonding system. *Bull Tokyo Med Dent Univ.* **20**: 245-260.
38. PUS, M.D., WAY, D.C. (1980) Enamel loss due to the orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *Am J Orthod.* **77**: 269-283.
39. BISHARA, S.E., VONWALD, L., LAFFOON, J.F., WARREN, J.J. (2001) Effect of a self-etch primer / adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **119**: 621-624.
40. BISHARA, S.E., VONWALD, L., OLSEN, M.E., LAFFOON, J.F., WARREN, J.J. (2000) The effect of repeated bonding on the shear bond strength of a composite resin orthodontic adhesive. *Angle Orthod.* **70**: 435-441.
41. BISHARA, S.E., AJLOINI, R., LAFFOON, J.F., WARREN, J.J. (2002) Effect of a fluoride-releasing self-etch acidic primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* **72**: 199-202.
42. BISHARA, S.E., VONWALD, L., LAFFOON, J.F., JAKOBSEN, J.R. (2000) Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **118**: 288-294.

43. BISHARA, S.E., AJLOUNI, R., LAFFOON, J.F., WARREN, J.J. (2002) Effect of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* **72**: 464-467.
44. BISHARA, S.E., SOLIMAN, M.M.A., OONSOMBAT, C., LAFFOON, J.F., AJLOUNI, R. (2004) The effect of variation in mesh-base design on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* **74**: 400-404.
45. REYNOLDS, I.R. (1975) A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod.* **2**: 171-180.
46. NEWMAN, G.V. (1965) Epoxy adhesives for orthodontic attachments progress report. *Am J Orthod.* **51**: 901-912.
47. FJELD, M., ØUAARD, B. (2006) Scanning electron microscopic evaluation of enamel surfaces exposed to 3 orthodontic bonding systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **30**: 575-581.
48. SILVERSTONE, L.M. (1974) Fissure sealants: Laboratory studies. *Caries Res.* **8**: 2-26.
49. BHAD, W.A., HAZAREY, P.V. (1995) Scanning electron microscopic study and shear bond strength measurement with 5% and 37% phosphoric acid. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **108**: 410-414.
50. ROSSOUW, P.E. (2010) A historical overview of the development of the acid-etch bonding system in orthodontics. *Semin Orthod.* **16**: 2-23.
51. GHIZ, M.A., NGAN, P., KAO, E., MARTIN, C., GUNEL, E. (2009) Effects of sealant and self-etching primer on enamel decalcification. Part II: an in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **135**: 206-213.
52. ITO, S., MUGURUMA, T., SAITO, T., MIZOGUCHI, I. (2010) Bracket bond strength comparison between new unfilled experimental self-etching primer adhesive and conventional filled adhesives. *Angle Orthod.* **80**: 1095-1099.
53. MILLER, R.A. (2001) Laboratory and clinical evaluation of a self-etch primer. *J Clin Orthod.* **35**: 42-45.
54. SWARTZ, M.L. (2004) Orthodontic bonding. *Orthod Select.* **16**: 1-4.

55. VILCHIS, R.J., HOTTA, Y., YAMAMOTO, K. (2007) Examination of enamel – adhesive interface with focused ion beam and scanning electron microscopy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **31**: 646-650.
56. SADOWSKY, P.L., RETIEF, D.H., COX, P.R., HERNANDEZ-ORSINI, R., RAPE, W.G., BRADLEY, E.L. (1990) Effects of etchant concentration and duration on the retention of orthodontic brackets: an in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **98**: 417-421.
57. SHINOHARA, M.S., DE OLIVERIA, M.T., DI HIPOLITO, V., GIANNINI, M., DE GOES, M.F. (2006) SEM analysis of the acid-etched enamel patterns promoted by acidic monomers and phosphoric acids. *J Appl Oral Sci.* **14**: 427-435.
58. ÜŞÜMEZ, S., KARAMAN, A.İ., BÜYÜKYILMAZ, T. (2003) Effect of self-etching primers on bond strength-are they reliable? *Angle Orthod.* **73**: 64-70.
59. WANG, V.N., YEH, C.L., FANG, B.D., SUN, K.T., ARVYSTAS, M.G. (1994) Effect of H₃PO₄ concentration on bond strength. *Angle Orthod.* **64**: 377-382.
60. SURMONT, P., DERMAUT, L., MARTENS, L., MORS, M. (1992) Comparison in shear bond strength of orthodontic brackets between five bonding systems related to different etching times: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **101**: 414-423.
61. KINCH, A.P., TAYLOR, H., WARLTIER, R., OLIVER, R.G., NEWCOMBE, R.G. (1989) A clinical study of amount of adhesive remaining on enamel after debonding, comparing etch times of 15 and 60 seconds. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **95**: 415-421.
62. OSORIA, R., TOLEDANO, M., GARCIA-GODOY, F. (1999) Bracket bonding with 15- or 60-second etching and adhesive remaining on enamel after debonding. *Angle Orthod.* **69**: 45-48.
63. BISHARA, S.E., OSTBY, A.W. (2010) Bonding and debonding from metal to ceramic: research and its clinical application. *Semin Orthod.* **16**: 24-36.

64. RETIEF, D.H., DREYER, C.J., CAVREN, G. (1970) The direct bonding of orthodontic attachments to teeth by means of an epoxy resin adhesive. *Am J Orthod.* **58**: 21-40.
65. BASARAN, G., OZER, T., BERK, N., HAMAMCI, O. (2007) Etching enamel for orthodontics with an erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser system. *Angle Orthod.* **77**: 117-123.
66. THOMPSON, R.E., WAY, D.C. (1981) Enamel loss due to prophylaxis and multiple bonding/debonding of orthodontic attachments. *Am J Orthod.* **79**: 282-295.
67. ELIADES, T. (2006) Orthodontic materials research and applications: part 1. Current status and projected future developments in bonding and adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **130**: 445-451.
68. TURK, T., ELEKDAG-TURK, S., ISCI, D. (2007) Effects of self-etching primer on shear bond strength of orthodontic brackets at different debond times. *Angle Orthod.* **77**: 108-112.
69. KITAYAMA, S., NIKAIDO, T., IKEDA, M., FOXTON, R.M., TAGAMI, J. (2007) Enamel bonding of self-etch and phosphoric acid-etch orthodontic adhesive systems. *Dent Mater J.* **26**: 135-143.
70. HOLTAN, J.R., NYSTROM, C.P., PHELPS, R.A., ANDERSON, T.B., BECKER, W.S. (1995) Influence of different etchants and etching times on shear bond strength. *Oper Dent.* **20**: 94-99.
71. GARCIA-GODOY, F., MARTIN, S. (1995) Shear strength of ceramic brackets bonded to etched or unetched enamel. *J Clin Pediatr Dent.* **19**: 181-183.
72. BARATIERI, L.N., MONTEIRO JUNIOR, S. (1994) Influence of acid type (phosphoric or maleic) on the retention of pit and fissure sealant: an in vivo study. *Quintessence Int.* **25**: 749-755.
73. POWERS, J.M., KIM, H.B., TURNER, D.S. (2004) Orthodontic adhesives and bond strength testing. *Semin Orthod.* **3**: 147-156.
74. ARTUN, J., BERGLAND, S. (1984) Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod.* **85**: 333-340.

75. GARDNER, A., HOBSON, R. (2001) Variations in acid-etch patterns with different acids and etch times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **120**: 64-67.
76. RODRIGUEZ-VILCHIS, L.E., CONTRERAS-BULNES, R., OLEA-MEJIA, O.F., SANCHEZ-FLORES, I., CENTENO-PEDRAZA, C. (2011) Morphological and structural changes on human dental enamel after Er:YAG laser irradiation: AFM, SEM, and EDS evaluation. *Photomed Laser Surg.* **21**: 1-8.
77. MISERENDINO, L., J., PICK, R.M. (1995) Lasers in dentistry. Chicago: Quintessence Publishing Co.
78. RODRIGUEZ-VILCHIS, L.E., CONTRERAS-BULNES, R., SANCHEZ-FLORES, I., SAMANO, E.C. (2010) Acid resistance and structural changes of human dental enamel treated with Er:YAG laser. *Photomed Laser Surg.* **28**: 207-211.
79. VON FRAUNHOFER, J.A., ALLEN, D.J., ORBELL, G.M. (1993) Laser etching of enamel for direct bonding. *Angle Orthod.* **63**: 73-76.
80. VISSURI, S.R., GILBERT, J.R., WRIGHT, D.D., WIGDOR, H.A., WALSH, J.T. (1996) Shear strength of composite bonded to er:yag laser-prepared dentin. *J Dent Res.* **75**: 599-605.
81. KLEIN, A.L.L., RODRIGUES, L.K.A., EDUARDO, C.P., NOBRE DOS SANTOS, M., CURY, J.A. (2005) Caries inhibition around composite restorations by pulsed carbon dioxide laser application. *J Oral Sci.* **113**: 239-244.
82. WALSH, L.J., ABOOD, D., BROCKHURST, P.J. (1994) Bonding of resin composite to carbon dioxide laser-modified human enamel. *Dent Mater.* **10**: 162-166.
83. KIM, J.H., KWON, O.W., KIM, H.I., KWON, Y.H. (2006) Acid resistance of erbium-doped yttrium aluminum garnet laser-treated and phosphoric acid-etched enamels. *Angle Orthod.* **76**: 1052-1056.
84. FUHRMANN, R., GUTKNECHT, N., MAGUNSKI, A., LAMPERT, F., DIEDRICH, P. (2001) Conditioning of enamel with Nd:YAG and CO₂ dental laser systems and with phosphoric acid. An in vitro comparison of

- the tensile bond strength and the morphology of the enamel surface. *J Orofac Orthop.* **62**: 375-386.
85. OLIVI, G., GENOVESE, M.D. (2007) Effect of Er:YAG laser parameters on enamel: SEM observations. *J Oral Laser Applications.* **7**: 27-35.
86. ALLEN, D.J. (1993) Thermal effects associated with Nd/YAG dental laser. *Angle Orthod.* **63**: 299-304.
87. BISHARA, S.E., GORDAN, V.V., VONWALD, I., OLSAN, M.E. (1998) Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **114**: 243-247.
88. BASARAN, G., OZER, T., BERK, N. (2008) Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes. *Eur J Orthod.* **30**: 183-189.
89. EVERSOLE, L.R., RIZOIU, I.M. (1995) Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. *J Calif Dent Assoc.* **23**: 41-47.
90. HOSSAIN, M., NAKAMURA, Y., YAMADA, Y., SUZUKI, N., MURAKAMI, Y., MATSUMOTO, K. (2001) Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg.* **19**: 297-303.
91. OZER, T., BASARAN, G., BERK, N. (2008) Laser etching of enamel for orthodontics bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **134**: 193-197.
92. KORKMAZ, Y., OZEL, E., ATTAR, N., BICER, C.O., FIRATLI, E. (2010) 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.* **25**: 493-502.
93. KOCADERELI, I., CANAY, Ş., AKÇA, K. (2001) Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **119**: 617-620.
94. SARI, Z., ÜŞÜMEZ, S., UYSAL, T. (2001) Metalik ortodontik braketlerin mine yüzeyine yapıştırılmasında fosforik asit ve kumla pürüzlendirme. *Türk Ortodonti Derneği Dergisi.* **14**: 119-124.

95. MILLETT D.T., MCCABE J.F., BENNETT T.G., CARTER N.E., GORDON P.H. (1995) The effect of sandblasting on retention of first molars orthodontic bands cemented with glass ionomer cement. *Br J Orthod* **22**: 161-169.
96. YOSHIDA, Y., VAN MEERBEEK, B., NAKAYAMA, Y., SANAUWAERT, J., HELLEMANS, L., LAMBRECHTS, P. et al. (2000). Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res.* **79**: 709-714.
97. WILSON, A.D., KENT, B.E. (1972). A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J.* **132**: 133-135.
98. KAKABOURA, A.V.G. (2001). Cements in orthodontics in Orthodontic materials: scientific and clinical aspects. New York: Thieme. p.:229-237.
99. CREANOR, S.L., CARRUTHERS, L.M., SAUNDERS, W.P., STRANG, R., FOYE, R.H. (1994). Fluoride uptake and release characteristics of glass ionomer cements. *Caries Res.* **28**: 322-328.
100. SWARTZ, M.L., PHILLIPS, R.W., CLARK, H.E. (1984) Long-term F release from glass ionomer cements. *J Dent Res.* **63**: 158-160.
101. HOTZ, P., MCLEAN, J.W., SCED, I., WILSON, A.D. (1977) The bonding of glass ionomer cements to metal and tooth substrates. *Br Dent J.* **142**: 41-47.
102. TRIMPENEERS, L.M., VERBEECK, R.H.M., DERMAUT, L.R., MORS, M.G. (1996) Comparative shear bond strength of some orthodontic bonding resins to enamel. *Eur J Orthod.* **18**: 89-93.
103. BISHARA, S.E., VONWALD, L., OLSEN, M.E., LAFFOON, J.F. (1999) Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **116**: 616-620.
104. HALLGREN, A., OLIVEBY, A., TWETMAN, S. (1992) Caries associated microflora in plaque from orthodontic appliances retained with glass ionomer cement. *Scand J Dent Res.* **100**: 140-143.

105. MILLETT, D.T., NUNN, J.H., WELBURY, R.R., GORDON, P.H. (1999) Decalcification in relation to brackets bonded with glass ionomer cement or a resin adhesive. *Angle Orthod.* **69**: 65-70.
106. BENSON, P.E., PARKIN, N., MILLETT, D.T., DYER, F.E., VINE, S., SHAH, A. (2004) Fluorides for the prevention of white spots on teeth during fixed brace treatment. *Cochrane Database Syst Rev.* CD003809.
107. YAMADA, R., HAYAKAWA, T., KASAI, K. (2002) Effect of using self-etching primer for bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod.* **72**: 558-564.
108. LI, C. (2003) Observations on the structure of human dental enamel in the SEM with emphasis on specimen preparation procedures. Thesis, University of Oslo.
109. SUMMERS, A., KAO, E., GILMORE, J., GUNEL, E., NGAN, P. (2004) Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: an in vitro and in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **126**: 200-206.
110. CACCIAFESTA, V., SFONDRINI, M.F., TAGLIANI, P. KLERSY, C. (2007) In-vitro fluoride release rates from 9 orthodontic bonding adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **132**: 656-662.
111. GORTON, J., FEATHERSTONE, J.D. (2003) In vivo inhibition of demineralization around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **123**: 10-14.
112. PASCOTTA, R.C., NAVARRO, M.F.D.L., FILHO, L.C., CURY, J.A. (2004) In vivo effect of a resin-modified glass ionomer cement on enamel demineralization around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **125**: 36-41.
113. CHUNG, C.K., MILLETT, D.T., CREANOR, S.L., GILMOUR, W.H., FOYE, R.H. (1998) Fluoride release and cariostatic ability of a compomer and resin-modified glass ionomer cement used for orthodontic bonding. *J Dent.* **26**: 533-538.
114. GAWORSKI, M., WEINSTEIN, M., BORISLOW, A.J., BRAITMAN, L.E. (1999) Decalcification and bond failure: A comparison of a glass

- ionomer and a composite resin bonding system in vivo. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **116**: 518-521.
115. MANDALL, N.A., MILLETT, D.T., MATTICK, C.R., HICKMAN, J., MACFARLANE, T.V., WORTHINGTON, H.V. (2003) Adhesives for fixed orthodontic brackets. *Cochrane Database Syst Rev.* CD002282.
116. CEBESOY, E.K. (2010) Farklı İki Ortodontik Braketin Tutuculuğunun Değerlendirilmesi ve Farklı Bitirme Materyallerinin Mine Yüzeyine Etkisi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
117. NIEPRASCHK, M., RAHIOTIS, C., BRADLEY, T.G., ELIADES, T., ELIADES, G. (2007) Effect of various curing lights on the degree of cure of orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **132**: 382-384.
118. ROULEAU, B.D. J.R., MARSHALL, G.W. J.R., COOLEY, R.O. (1982) Enamel surface evaluations after clinical treatment and removal of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **81**: 423-426.
119. REGAN, D., LEMASNEY, B., VAN NOORT, R. (1993) The tensile bond strength of new and rebonded stainless steel orthodontic brackets. *Eur J Orthod.* **15**: 125-135.
120. KRELL, K.V., COUREY, J.M., BISHARA, S.E. Orthodontic bracket removal using conventional and ultrasonic debonding techniques, enamel loss, and time requirements. (1993) *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **103**: 258-266.
121. BURAPAVONG, V., MARSHALL, G.W., APFEL, D.A., PERRY, H.T. (1978) Enamel surface characteristics on removal of bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **74**: 176-187.
122. BOYER, D.B., ENGELHARDT, G., BISHARA, S.E. (1995) Debonding orthodontic ceramic brackets by ultrasonic instrumentation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **108**: 262-266.
123. KARAN, S., KIRCELLI, B.H., TASDELEN, B. (2010) Enamel surface roughness after debonding. *Angle Orthod.* **80**: 1081-1088.
124. ZACHRISSON, B.U. (1977) A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod.* **71**: 173-189.

125. SMITH, S.C., WALSH, L.J., TAVERNO, A.A. (1999) Removal of orthodontic bonding resin residues by CO₂ laser radiation: surface effects. *J Clin Laser Med Surg.* **17**: 13-18.
126. DIEDRICH, P. (1981) Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope. *Am J Orthod.* **79**: 500-522.
127. BISHARA, S., F. LAFFOON, J., VONWALD, L., WARREN, J.J. (2002) The effect of repeated bonding on the shear bond strength of different orthodontic adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **121**: 521-525.
128. HARARI, D., AUNNI, E., GILLIS, I., REDLICH, M. (2000) A new multipurpose dental adhesive for orthodontic use: An in vitro bond strength study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **118**: 307-310.
129. JAFFER, S., OESTERLE, L.J., NEWMAN, S.M. (2009) Storage media effect on bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **136**: 83-86.
130. QEN, J.O., GJERDET, N.R., WITSH, P.J. (1991) Glass ionomer cements used as bonding materials for metal orthodontic brackets. An in vitro study. *Eur J Orthod* **13**: 187-191.
131. AJLOUNI, R., BISHARA, S.E., OONSOMBAT, C., DENEHY, G.E. (2004) Evaluation of modifying the bonding protocol of a new acid-etch primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **74**: 410-413.
132. ABU ALHAIJA, E.S.C., AL-WHADNI, A.M.S. (2004) Evaluation of shear bond strength with different enamel pre-treatments. *Eur J Orthod.* **26**: 179-184.
133. BRYANT, S., RETIEF, D.H., RUSSELL, C.M., DENYS, F.R. (1987) Tensile bond strengths of orthodontics bonding resins and attachments to etched enamel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **92**: 225-231.
134. KIM, S.S., PARK, W.K., SON, W.S., AHN, H.S., RO, J.H., KIM, Y.D. (2007) Enamel surface evaluation after removal of orthodontic

- composite remnants by intraoral sandblasting: a 3-dimensional surface profilometry study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **132**: 71-76.
135. HONG, Y.H., LEW, K.K.K. (1995) Quantitative and qualitative assessment of enamel surface following five composite removal methods after bracket debonding. *Eur J Orthod.* **17**: 121-128.
136. RETIEF, D.H., DENYS, F.R. (1979) Finishing of enamel surfaces after debonding of orthodontic attachments. *Angle Orthod.* **49**: 1-10.
137. BANERJEE, A., PAOLINELIS, G., SOCKER, M., MCDONALD, F., WATSON, T.F. (2008) An in vitro investigation of the effectiveness of bioactive glass air-abrasion in the selective removal of orthodontic resin adhesive. *Eur J Oral Sci.* **116**: 488-492.
138. WRIGHT, G.Z., HATIBOVIC-KOFMAN, S., MILLENAAR, D.W., BRAVERMAN, I. (1999) The Safety and efficacy of treatment with air abrasion technology. *Int J Paediatr Dent.* **9**: 133-140.
139. JEFFERIES, S. (2007) Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: A state-of-the-art review. *Dent Clin North Am.* **51**: 379-397.
140. RADLANSKI, R.J. (2001) A new carbide finishing bur for bracket debonding. *J Orofac Orthop.* **62**: 296-304.
141. ZACHRISSON, B.U., ARTUN, J. (1979) Enamel surface appearance after various debonding techniques. *Am J Orthod.* **75**: 121-137.
142. ELIADES, T., GIOKA, C., ELIADES, G., MAKOU, M. (2004) Enamel surface roughness following debonding using two resin grinding methods. *Eur J Orthod.* **26**: 333-338.
143. UYSAL, T., ELDENIZ, A.U., USUMEZ, S., USUMEZ, A. (2005) Thermal changes in the pulp chamber during different adhesive clean-up procedures. *Angle Orthod.* **75**: 220-225.
144. OTTL, P., LAUER, H.C. (1998) Temperature response in the pulpal chamber during ultrahigh-speed tooth preparation with diamond burs of different grit. *J Prosthet Dent.* **80**: 12-19.

145. PEYTON, F.A. (1955) Temperature rise in teeth developed by rotating instruments. *J Am Dent Assoc.* **50**: 629-632.
146. OZTURK, B., USUMEZ, A., OZTURK, N., OZER, F. (2004) In vitro assessment of temperature change in the pulp chamber during cavity preparation. *J Prosthet Dent.* **91**: 436-440.
147. ROBINSON, H.B., LEFKOWITZ, W. (1962) Operative dentistry and the pulp. *J Prosthet Dent.* **12**: 985-1001.
148. TAIRA, M., WAKASA, K., YAMAKI, M., MATSUI, A. (1990) Heat generated when cutting natural tooth enamel, composite resin model tooth enamel and glass-ceramic typodont tooth. *Hiroshima Daigaku Shigaku Zasshi.* **22**: 210-212.
149. MOULDING, M.B., LONEY, R.W. (1991) The effect of cooling techniques on intrapulpal temperature during direct fabrication of provisional restorations. *Int J Prosthodont.* **4**: 332-336.
150. SCHUCHARD, A. (1975) A histologic assessment of low-torque, ultrahighspeed cutting technique. *J Prosthet Dent.* **34**: 644-651.
151. SATO, K. (1983) Relation between acid dissolution and histological alteration of heated tooth enamel. *Caries Res.* **17**: 490-495.
152. ZACH, L., COHEN, C. (1965) Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* **19**: 515-530.
153. EMINKAHYAGIL, N., ARMAN, A., KARABULUT, E. (2006) Effect of resin-removal methods on enamel and shear bond strength of rebonded brackets. *Angle Orthod.* **76**: 314-321.
154. OSORIO, R., TOLEDANO, M., GARCIA-GODOY, F. (1998) Enamel surface morphology after bracket debonding. *ASDC J Dent Child.* **65**: 313-317.
155. HOWELL, S., WEEKES, W.T. (1998) An electron microscobic evaluation of enamel surface subsequent to various debonding procedures. *Aust Dent J.* **35**: 245-252.
156. MUI, B., ROSSOUW, P.E., KULKAMI, G.V. (1999) Optimization of a procedure for rebonding dislodged orthodontic brackets. *Angle Orthod.* **69**: 276-281.

157. HIBST, R., KELLER, U. (1991) Removal of dental filling materials by Er:YAG laser radiation. *Lasers Orthop Dent Vet Med.* **1424**: 120-126.
158. FONDRIEST, J. (2003) Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int. J Periodontics Restorative Dent.* **23**: 467-479.
159. CRAIG, R.G. (1986) Restorative Dental Materials. New York: Churchill Livingstone. p.:21-26.
160. CHUNG, K.H. (1994) Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater.* **10**: 325-330.
161. RUSSELL, M.D., GULFRAZ, M., MOSS, B.W. (2000) In vivo measurement of color changes in natural teeth. *J Oral Rehabil.* **27**: 786-792.
162. MOSER, J.B., WOZNIAK, W.T., MULLER, T.P., MOORE, B.K. (1978) Use of munsell system to compute color differences in composite resins. *J Dent Res.* **57**: 958-963.
163. CHU, S.J., DEVIKUS, A., MIELESZKO, A. (2004) Fundamentals of color shade matching and communication in esthetic dentistry. 1th ed. Quintessence Pub Co, Inc.
164. YILMAZ, İ. Renk sistemleri, renk uzayları ve dönüşümler. Selçuk Üniversitesi Jeodezi ve fotogrametri mühendisliği öğretiminde 30. Yıl sempozyumu, Konya, 16-18 Ekim 2002.
165. WEE, A.G., MANAGHAN, P., JOHNSTON, W.M. (2002) Variation in color between intended and matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent.* **87**: 657-666.
166. O'BRIEN, W.J., HEMMENDINGER, H., BOENKE, K.M., LINGER, J.B., GROH, C.I. (1997) Color distribution of three regions of extracted human teeth. *Dent Mater.* **13**: 179-185.
167. MONAGHAN, P., TROWBRIDGE, T., LAUTENSCHLAGER, E. (1992) Composite resin color-change after vital tooth bleaching. *J Prosthet Dent.* **67**: 778-781.
168. PIZZAMIGLIO, E. (1991) A color selection technique. *J Prosthet Dent.* **66**: 592-596.

169. O'BREIN, W.J., BOENKE, K.M., GROH, C.L. (1991) Coverage errors of two shade guides. *Int J Prosthodont.* **4**: 45-50.
170. SWIFT, E.J. JR., HAMEL, S.A., LUND, P.S. (1994) Colorimetric evaluation of Vita shade resin composites. *Int J Prosthodont.* **7**: 356-361.
171. SARAC, D., SARAC, Y.S., YUZBASIOGLU, E. (2005) Farklı kompozitlerle bir renk skalası arasındaki renk farklılıkları. *GÜ Diş Hek Fak Derg.* **22**: 77-82.
172. HASEGAWA, A., IKEDA, I., KAWAGUZHI, S. (2000) Color and translucency of in vivo natural central incisors. *J Prosthet Dent.* **83**: 418-423.
173. BERNS, R.S., BILLMEYER, F.W., SALTZMAN, M. (2000) Principles of color technology. 1th ed. New York: John Wiley&Sons.
174. BALTZER, A., KAUFMAN-JINOIAN, V. (2004) The determination of the tooth color. *Quintessenz Zahntech.* **30**: 726-740.
175. HEYDECKE, G., ZHANG, F., RAZZOOG, M.E. (2001) In vitro color stability of double layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent.* **85**: 551-557.
176. JOHNSTON, W.M., KAO, E.C. (1989) Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res.* **68**: 819-822.
177. BUYUKYILMAZ, S., RUYTER, I.E. (1994) Color stability of denture base polymers. *Int J Prosthodont.* **7**: 372-382.
178. RUYTER, I.E., NILNER, K., MOLLER, B. (1987) Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater.* **3**: 246-251.
179. O'BRIEN, W.J. (2002) Dental materials and their selection. 1th ed. Quintessence Pub Co, Inc.
180. CRISP, S., ABEL, G., WILSON, A.D. (1979) The quantitative measurement of the opacity of aesthetic dental filling materials. *J Dent Res.* **58**: 1585-1596.
181. WATTS, A., ADDY, M. (2001) Tooth discolouration and staining a review of the literature. *Br Dent J.* **190**: 309-316.

182. LEE, Y.K., POWERS, J.M. (2005) Color difference of four esthetic restorative materials by the illuminant. *Am J Dent.* **18**: 359-363.
183. SPROULL, R.C. (2001) Color matching in dentistry. Part I. The threedimensional nature of color. *J Prosthet Dent.* **86**: 453-457.
184. PARAVINA, R.D., POWERS, J.M., FAY, R. (2001) Dental color standards shade tab arrangement. *J Esthet Restor Dent.* **13**: 254-263.
185. PAUL, S., PETER, A., PIETROBON, N., HAMMERLE, C.H. (2002) Visual and spektrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res.* **81**: 578-582.
186. MILLER, L. (1994) Esthetic Dentistry development program shade selection. *J Esthet Dent.* **6**: 47-60.
187. OKUBO, S.R., KANAWATI, A., RICHARDS, M.W., CHILDRESS, S. (1998) Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent.* **80**: 642-648.
188. MUNSELL, A.H. (1961) A Color Rotation. 11th ed. BALTIMORE: Munsell Co.
189. LAGOUVARDOS, P.E., FOUZIA, A., DIAMANTOPOULOU, S.A., POLYZOIS, G.L. (2009) Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *Journal of Prosthetic Dentistry.* **101**: 40-45.
190. SEGHI, R.R., JOHNSTON, W.M., O'BRIEN, W.J. (1989) Performance assesment of colorimetric devices on dental porcelains. *Journal of Dental Research.* **68**: 1755-1759.
191. SEGHI, R.R., HEWLETT, E.R., KIM, J. (1989) Visual and instrumental colorimetric assesment of small color differences on translucent dental porcelain. *Journal of Dental Research.* **68**: 1760-1764.
192. BREWER, J., WEE, A., SEGHI, R. (2004) Advances in color mathing. *The Dental Clinics of North America.* **48**: 341-358.
193. KIM-PUSATERI, S., BREWER, J., DUNFORD, R., WEE, A. (2007) In-vitro Model to Evaluate Reliability and Accuracy of a Dental Shade-Matching Instrument. *Journal of Prosthetic Dentistry.* **98**: 353-358.

194. Bentham Instruments. (1997) A guide to spectroradiometry. Issue: 2.
195. HUNT, R.W.G. (2001) Measuring Color. 3rd ed. ENGLAND: Fountain Press. p.: 100-108.
196. DE LAS HERAS, S.M., VALENZUELA, A., BELLINI, R., SALAS, C., RUBINO, M., GARCIA, J.A. (2003) Objective measurement of dental color for age estimation by spectroradiometry. *Forensic Science International*. **132**: 57-62.
197. SCHMITTER, M., MUSOTTER, K., HASSEL, A. (2008) Interexaminer reliability in the clinical measurement of L*c*h* values using a laminar spectrophotometer. *International Journal of Prosthodontics*. **21**: 422-424.
198. BERNS, R.S. (2000) Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology. 3rd ed. NEW YORK: Wiley. p.: 75-104.
199. GOZALO-DIAZ, D.J., LINDSEY, D.T., JOHSTON, W.M., WEE, A.G. (2007) Measurement of color for Craniofacial Structures Using a 45/0-degree Optical Configuration. *Journal of Prosthetic Dentistry*. **97**: 45-53.
200. DA SILVA, J., PARK, S.E., WEBER, H.P., NAGAI, S.I. (2008) Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *Journal of Prosthetic Dentistry*. **99**: 361-368.
201. DERDILOPOULOU, F.V., ZANTNER, C., NEUMANN, K., KIELBASSA, A. (2007) Evaluation of visual and spectrophotometric shade analyses: a clinical comparison of 3,758 teeth. *International Journal of Prosthodontics*. **20**: 414-416.
202. JOINER, A. (2004) Tooth color: a review of the literature. *J Dent*. **32**: 3-12.
203. SMITH, R.N., COLLINS, A.Z., NAEENI, M., JOINER, A., PHILLPOTS, C.J., HOPKINSON, I., JONES, C., LATH, D.L., COXON, T., HIBBARD, J., BROOK, A.H. (2008) The in vitro and in vivo validation of mobile non-contact camera-based digital imaging system for tooth colour measurement. *J Dent*. **36**: 15-20.

204. POWERS, J.M., PARAVINA, R.D. (2004) Esthetic color training in dentistry. ST LOUIS: Elsevier Mosby. p.:3-33.
205. JAHANGIRI, L., REINHARDT, S.B., MEHRA, R.V., MATHESON, P.B. (2002) Relationship between tooth shade value and skin color, an observation study. *J Prosthet Dent.* **87**: 149-152.
206. GREENWALL, L. (2005) Bleaching techniques in restorative dentistry. LONDON: Martin DunitZ. p.: 132- 163.
207. DAYAN, D., HEIFFERMAN, A., GORRSKI, M., BEGLEITER, A. (1983) Toot discoloration- extrinsic and intrinsic factors. *Quintessence Int.* **14**: 195- 199.
208. ARIN, H. (2000) Farklı Sodyum Perbarat tiplerinin intrakoronel ağartma ve dentin geçirgenliği üzerine etkileri. Doktora Tezi, Selçuk Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
209. PEARSON, D. (1976) The chemical analysis of foods. 7th ed. LONDON: Churchill, Livingstone. p.: 1-450.
210. ERGENELI, S., YILMAZ, S., SANDALLI, N. (2005) Amelogenesis Imperfekta ve Nefrokalsinozis sendromu. *Yeditepe Klinik Dergisi.* **1**: 7-11.
211. REIS, F.A., GIANNINI, M., LOVADINO, R.J., AMBROSANO, M.G. (2003) Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater.* **19**: 12-18.
212. JOINER, A., JONES, N.M., RAVEN, S.J. (1995) Investigation of factors influencing stain formation utilizing an in situ model. *Adv Dent Res.* **9**: 471-476.
213. NESS, L., ROSEKRANS, D.L., WELFORD, J.F. (1977) An epidemiologic study of factors affecting extrinsic staining of teeth in an English population. *Community dent oral epidemiol.* **5**: 44-60.
214. FLOTRA, A. (1971) Side effects of chlorhexidine mouth washes. *Scand J Dent Res.* **79**: 119-125.
215. ADDY, M., WADE, W. (1995) An approach to efficacy screening of mouthrinses: studies on a group of French products (I) Staining and antimicrobial properties in vitro. *J Clin Periodontol.* **22**: 717-722.

216. ADDY, M., MORAN, J. (1995) Mechanism of stain formation on teeth, in particular associated with metal ions and antiseptics. *Adv Dent Res.* **9**: 450-456.
217. OLYMPIO, K.P., BARDAL, P.A., DE M BASTOS, J.R., BUZALAF, M.A. (2006) Effectiveness of a chlorhexidine dentifrice in orthodontic patients: a randomized-controlled trial. *J Clin Periodontol.* **33**: 421-426.
218. OLTRAMARI-NAVARRO, P.V., TITARELLI, J.M., MARSICANO, J.A., HENRIQUES, J.F., JANSON, G., LAURIS, J.R., BUZALAF, M.A. (2009) Effectiveness of 0.50 % and 0.75 % chlorhexidine dentifrices in orthodontic patients: a double-blind and randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **136**: 651-656.
219. SHEEN, S., BANFIELD, N., ADDY, M. (2001) The propensity of individual saliva to cause extrinsic staining in vitro a developmental method. *J Dent.* **29**: 99-102.
220. ZANATTA, F.B., ANTONIAZZI, R.P., ROSING, C.K. (2010) Staining and calculus formation after 0.12% chlorhexidine rinses in plaque-free and plaque covered surfaces: a randomized trial. *J Appl Oral Sci.* **18**: 515-521.
221. UM, C.M., RUYTER, I.E. (1991) Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quint Int.* **22**: 377-386.
222. BERGER, S.B., PALIALOL, A.R.M., CAVALLI, V., GIANNINI, M. (2011) Surface roughness and staining susceptibility of composite resins after finishing and polishing. *Esthet Restor Dent.* **23**: 34-43.
223. HACHIYA, Y., IWAKU, M., HOSODA, H., FUSAYAMA, T. (1984) Relation of finish to discoloration of composite resins. *J Prosthet Dent.* **52**: 811-814.
224. HAYWOOD VAN, B., CAUGHMAN, W.F., GOLDSTEIN, R.E. (2002) Stains and discoloration in Esthetics in dentistry. Volume 2. 2nd ed. HAMILTON, ONTARIO: BC Decker Inc. p.: 503-511.
225. DE MOOR, R.J.G., DELME, K.I.M. (2006) Erbium lasers and adhesion to tooth structure. *J Oral Application.* **6**: 7-21.

226. HAMAMCI, N., AKKURT, A., BASARAN, G. (2010) In vitro evaluation of microleakage under orthodontic brackets using two different laser etching, self etching and acid etching methods. *Lasers Med Sci.* **25**: 811-816.
227. ARHUN, N., ARMAN, A., CEHRELİ, S.B., ARIKAN, S., KARABULUT, E., GULSAHI, K. (2006) Microleakage beneath Ceramic and Metal Brackets Bonded with a Conventional and an Antibacterial Adhesive System. *Angle Orthod.* **76**: 1028-1034.
228. VON NOORT, R. (1994) Introduction to dental materials. LONDON, UK: Clair Hooper.
229. FIELDS JR, H.W. (1982) Bonded resins in orthodontics. *Pediatric Dentistry.* **4**: 51-60.
230. CHAPPLE, J.A. (1995) Restoring discolored teeth to normal in Complete Dental Bleaching. CHICAGO: Quintessence Int. Publishing.
231. GONUL, N. (2011) Farklı mine pürüzlendirme yöntemleri ile oluşabilecek renk değişikliklerinin in-vitro olarak değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Yeditepe Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
232. ATLAS SUNTEST BULLETIN. (1998) Atlas material testing solutions. Corporate bulletin, Geluhausen, Germany.
233. PANDIS, N. (2012) Sample calculations for comparison of 2 means. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **141**: 519-521.
234. PANDIS, N., POLYCHRONOPOULOU, A., ELIADES, T. (2011) Sample size estimation: An overview with applications to orthodontic clinical trial designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **140**: e141-e146.
235. HOBSON, R.S., RUGG-GUNN, A.J., BOOTH, T.A. (2002) Acid-etch patterns on the buccal surface of human permanent teeth. *Arch Oral Biol.* **47**: 407-412.
236. GOODKIND, R.J., SCHWABACHER, W.B. (1987) Use of a fiber-optic colorimeter for in-vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *J Prosthet Dent.* **58**: 535-541.
237. BHUSSRY, B.R., EMMEL, V. (1955) Changes in the nitrogen content of enamel with age. *J Dent Res.* **34**: 627.

238. TSUCHIYA, K. (1973) A colorimetric study of anterior teeth. *Shikwa Gakuho*. **73**: 87-120.
239. PANDIS, N., POLYCHRONOPOULOU, A., ELIADES, T. (2011) Randomization in clinical trials in orthodontics: its significance in research design and methods to achieve it. *Eur J Orthod*. **33**: 684-690.
240. DAVID, V.A., STALEY, R.N., BIGELOW, H.F., JAKOBSEN, J.R. (2002) Remnant amount and clean-up for 3 adhesives after debracketing. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. **121**: 291-296.
241. BRYANT, S., RETIEF, D.H., BRADLEY, E.L., DENYS, F.R. (1985) The effect of topical fluoride treatment on enamel fluoride uptake and the tensile bond strength of an orthodontic bonding resin. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. **87**: 294-302.
242. REISNER, K.R., LEVITT, H.L., MANTE, F. (1997) Enamel preparation for orthodontic bonding: A comparison between the use of a sandblaster and current techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. **111**: 366-373.
243. BANERJEE, A., PAOLINELIS, G., SOCKER, M., MCDONALD, F., WATSON, T.F. (2008) An in vitro investigation of the effectiveness of bioactive glass air-abrasion in the 'selective' removal of orthodontic resin adhesive. *Eur J Orthod*. **116**: 488-492.
244. MCCOURT, J.W., COOLEY, R.L., BANWELL, S. (1991) Bond strength of light-cure fluoride-releasing base-liners as orthodontic bracket adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. **100**: 47-52.
245. SARGISON, A.E., MCCABE, J.F., MILLETT, D.T. (1999) A laboratory investigation to compare enamel preparation by sandblasting or acid etching prior to bracket bonding. *Br J Orthod*. **26**: 141-146.
246. ALJUBOURI, Y.D., MILLETT, D.T., GILMOUR, W.H. (2003) Laboratory evaluation of a self-etching primer for orthodontic bonding. *Eur J Orthod*. **25**: 411-415.
247. MACCOLL, G.A., ROSSOUW, P.E., TITLEY, K.C., YAMIN, C. (1998) The relationship between bond strength and orthodontic bracket

- base surface area with conventional and microetched foil-mesh bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **113**: 276-281.
248. DAMON, P.L., BISHARA, S.E., OLSEN, M.E., JAKOBSEN, J.R. (1996) Effect of fluoride application on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* **66**: 61-64.
249. YI, G.K., DUNN, W.J., TALOUMIS, L.J. (2003) Shear bond strength comparison between direct and indirect bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **124**: 577-581.
250. EGAN, F.R., ALEXANDER, S.A., CARTWRIGHT, G.E. (1996) Bond strength of rebonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **109**: 64-70.
251. ARNOLD, R.W., COMBE, E.C., WARFORD, J.H.J.R. (2002) Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self etching primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **122**: 274-276.
252. OWENS, S.E.J.R., MILLER, B.H. (2000) A comparison of shear bond strengths of three visible light- cured orthodontic adhesives. *Angle Orthod.* **70**: 352-356.
253. LINDAUER, S.J., BROWNING, H., SHROFF, B., MARSHALL, F., ANDERSON, R.H.B., MONN, P.C. (1997) Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **111**: 599-605.
254. LILL, D.J., LINDAUER, S.J., TÜFEKÇİ, E., SHROFF, B. (2008) Importance of pumice prophylaxis for bonding with self-etch primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **133**: 423-426.
255. BISHARA, S.E., OSTBYB, A.W., AJLOUNIC, R., LAFFOOND, J.F., WARRENE, J.J. (2006) Early shear bond strength of a one-step self-adhesive on orthodontic brackets. *Angle Orthod.* **76**: 689-693.
256. CHITNIS, D., WILLIAM, J.D., DAVID, A.G. (2006) Comparison of in vitro bond strengths between resin modified glass ionomer polyacid modified composit resin and giomer adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **129**: 330.e11 - 330.e16.

257. ZEPPIERI, I.L., CHUNG, C., MANTE, F.K. (2003) Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture insensitive and selfetching primers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **124**: 414 -419.
258. SIGNORELLI, M.D., KAO, E., NGAN, P.W., GLADWIN, M.A. (2006) Comparison of bond strenght between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: An in-vitro and in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **129**: 277 - 282.
259. FITZGERALD, I., BRADLEY, G.T., BOSIO, J.A., HEFTI, A.F., BERZINS, D.W. (2012) Bonding with self-etching primers-pumice or pre-etch? An in-vitro study. *Eur J Orthod.* **34**: 257-261.
260. POWERS, J.M., PARAVINA, R.D. (2004) Esthetic color training in dentistry. St Louis, Elsevier Mosby. p:3-33.
261. FALTENMEIER, A., BEHR, M., MUSSIG, D. (2007) In vitro colour stability of aesthetic brackets. *Eur J Orthod.* **29**: 354-358.
262. PATEL, S.B., GORDAN, V.V., BARRETT, A.A., SHEN, C. (2004) The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin- based composites. *J Am Dent Assoc.* **135**: 587-594.
263. DOĞAN, A., YÜZÜGÜLLÜ, B. (2011) Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 65-72.
264. CHU, S.J., TRUSHKOWSKY, R.D., PARAVINA, R.D. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. (2010) *J Dent.* **38**: e2-e16.
265. KIM-PUSATERI, S., BREWER, J.D., DAVIS, E.L., WEE, A.G. (2009) Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent.* **101**: 193- 199.
266. KHURANA, R., TREDWIN, C.J., WEISBLOOM, M., MOLES, D.R. (2007) A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British Dental Journal.* **203**: 675-680.

267. CARSTENSEN, W. (1995) Effect of reduction of phosphoric acid concentration on the shear bond strength of brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **108**: 274-277.
268. SHINCHI, M.J., SOMA, K., NAKABAYASHI, N. (2000) The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photocured resin to acid-etched enamel. *Dent Mater.* **16**: 324-329.
269. MENEZES, L.F., CHEVITARESE, O. (1994) Sealant and resin viscosity and their influence on the formation of resin tags. *Angle Orthod.* **64**: 383-388.
270. LEGLER, L.R., RETIEF, D.H., BRADLEY, E.L., DENYS, F.R., SADOWSKY, P.L. (1989) 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.* **96**: 485-492.
271. PROFFIT, W.R. (1999) Contemporary Orthodontics. USA, Philadelphia: Mosby, pp. 386- 416.
272. DRUMMOND, J.L., ROTH, J.R., AL-TURKI, L., EVANS, C.A., MONTASSER, M.A. (2008) Rebonding of orthodontic brackets. Part II, an XPS and SEM study. *Angle Orthod.* **78**: 537-544.
273. IJIMA, M., MUGURUMA, T., BRANTLEY, W.A. ITO, S., YUASA, T., SAITO, T., MIZOGUCHI, I. (2010) Effect of bracket bonding on nanomechanical properties of enamel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **138**: 735-740.
274. OSTBY, A.W., BISHARA, S.E., LAFFOON, J., WARREN, J.J. (2007) Influence of selfetchant application time on bracket shear bond strength. *Angle Orthod.* **77**: 885-889.
275. URABE, H., ROSSOUW, P.E., TITLEY, K.C., YAMIN, C. (1999) Combinations of etchants, composite resins, and bracket systems: an important choice in orthodontic bonding procedures. *Angle Orthod.* **69**: 267-275.

276. CAL-NETO, J.O.A., MIGUEL, J.A.M. (2004) An analysis of in vitro bond strength testing in orthodontics. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*. **9**: 44-51.
277. HANNAH, C.M., SMITH, G.A. (1973) The surface finish of composite restorative materials. *Br Dent J*. **135**: 483-488.
278. MASKERONI, A.J., MEYERS, C.E.J.R., LORTON, L. (1990) Ceramic bracket bonding: a comparison of bond strength with polyacrylic acid and phosphoric acid enamel conditioning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. **97**: 168-175.
279. KNOSEL, M., MATTYSEK, S., JUNG, K., KUBEIN-MEESBURG, D., SADAT-KHONSARI, R., ZIEBOLZ, D. (2010) Suitability of orthodontic brackets for rebonding and reworking following removal by air pressure pulses and conventional debracketing techniques. *Angle Orthod*. **80**: 461-467.
280. ZARRINNIA, K., EID, N.M., KEHOE, M.J. (1995) The effect of different debonding techniques on the enamel surface: an in vitro qualitative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. **108**: 284-293.
281. ZACHRISSON, B.U., ARTHUN, J. (1979) Enamel surface appearance after various debonding techniques. *Am J Orthod*. **75**: 121-127.
282. ZAHER, A.R., ABDALLA, E.M., ABDEL MOTIA, E.M., REHMAN, N.A., KASSEM, H., ATHANASIOU, A.E. (2012) Enamel colour changes after debonding using various bonding systems. *J Orthod*. **39**: 82-88.
283. FERRACANE, J.L. (1985) Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater*. **1**: 11-14.
284. INOKOSHI, S., BURROW, M.F., KATAUMI, M., YAMADA, T., TAKATSU, T. (1996) Opacity and color changes of tooth-colored restorative materials. *Oper Dent*. **21**: 73-80.
285. HODGES, S.J., SPENCER, R.J., WATKINS, S.J. (2000) Unusual indelible enamel staining following fixed appliance treatment. *J Orthod*. **27**: 303-307.

286. LEIBROCK, A., ROSENTRITT, M., LANG, R., BEHR, M.,
HANDEL, G. (1997) Color stability of visible light-curing hybrid
composites. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* **5**: 125-130.
287. CASPERSEN, I. (1977) Residual acrylic adhesive after removal of
plastic orthodontic brackets: A scanning electron microscope study. *Am J
Orthod.* **71**: 637-650.