



T.C.

SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**ORTODONTİK TEDAVİDE DEBONDİNG İŞLEMİ SIRASINDA
MİNEDE OLUŞAN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNÜN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Aliye DERVİŞOĞLU ALEMDAR

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Neslihan E. ŞENİŞİK

**Bu Tez Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Koordinasyon Birimi tarafından TDH-2022-8662 proje numarası ile
desteklenmiştir**

ISPARTA - 2022

KABUL ve ONAY

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına;

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Başkanlığı çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma, aşğıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 04.07.2022

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Neslihan E. ŞENİŞİK

Tez Savunma Jürisi

Üye : Doç. Dr. Neslihan E. ŞENİŞİK

Üye : Doç. Dr. Muhammed Hilmi BÜYÜKÇAVUŞ

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Filiz AYDOĞAN AKGÜN

ONAY: Bu uzmanlık tezi, fakölte yönetim kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görölmüş ve fakölte yönetim kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Murat MADEN

Dekan

BEYAN

“Ortodontik Tedavide Debonding İşlemi Sırasında Minede Oluşan Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi” adlı bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Hazırlayan

Aliye DERVİŞOĞLU ALEMDAR

Danışman

Doç. Dr. Neslihan E. ŞENİŞİK

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca büyük sabır ve titizlikle bana yardımcı olan ve yol gösteren; ilgi ve desteğini esirgemeyen, kendisinden çok şey öğrendiğim, birlikte çalışmaktan her zaman mutluluk ve onur duyduğum çok değerli danışman hocam Doç. Dr. Neslihan Ebru ŞENİŞİK'a

Uzmanlık eğitimim süresince pratik ve teorik olarak katkıda bulunan, tecrübe ve deneyimlerini benimle paylaşan Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı öğretim üyesi Doç. Dr. M. Hilmi BÜYÜKÇAVUŞ'a

Maddi destek sağlayarak tezimin gerçekleştirilmesini sağlayan Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne

Uzmanlık eğitimim boyunca en güzel ve en zor zamanlarda yanımda olan, tez çalışmam sırasında yardım ve desteklerini esirgemeyen, birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum canım eş kıdemim Arş. Gör. Dt. Önder YOĞUN, Arş. Gör. Dt. Ömer Faruk SARI ve tüm ortodonti bölüm çalışanlarına

Hayatımın her aşamasında desteğini her zaman hissettiğim, hayatımın merkezini oluşturan canım annem Hatice DERVİŞOĞLU, canım babam İsmail DERVİŞOĞLU, biricik abim Cemil DERVİŞOĞLU ve bu yolda elinden gelen her şeyi benim için yapan sevgili eşim Emre ALEMDAR'a

Sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.



*Bu çalışmayı neşe kaynağım canımın içi annem ve kendimi hep güvende hissetmemi
sağlayan canım babama ithaf ediyorum...*

Saygılarımla...

ÖZET

Ortodontik Tedavide Debonding İşlemi Sırasında Minede Oluşan Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı 6, 8 ve 10 bıçak sayısına sahip tungsten karbit frezlerin mikromotor ile düşük hızda (20,000 rpm) kullanılmasıyla yapılan debonding sonrası adeziv rezin temizleme işleminin mine üzerine pürüzlülük etkisini ve frez etkinliğini süre baz alınarak *in vivo* şartlarda karşılaştırmaktır.

Çalışmamıza yaş ortalaması $16,4 \pm 3,46$ olan 14'ü erkek ve 26'sı kız toplam 40 birey dahil edilmiştir. Çalışmaya katılan bireylerin debonding sonrası artık adeziv rezin miktarını tanımlayan ARI skorlaması tüm lateral dişler için çıplak gözle yapılmış, ardından ağız içi tarayıcı cihaz ile lateral dişlerin ağız içi görüntüleri elde edilmiş, etkisi araştırılan 6, 8 ve 10 bıçak sayılı tungsten karbit frezler ile artık adeziv rezinin kaldırılması öncesi ve sonrası ağız içi tarayıcı kullanılarak elde edilen dijital model üzerinde Rz pürüzlülük parametresi hesap edilmiştir. Elde edilen veriler Man Whitney-U test, Wilcoxon testi, Kruskal Wallis-H ile karşılaştırılmıştır.

Artık adeziv rezinin lateral dişlerden kaldırılması sonrası mine yüzey pürüzlülüğünün arttığı, fakat 6, 8 ve 10 bıçak sayılı frezlerin sebep oldukları pürüzlülükler arasında istatistik olarak anlamlı farkın olmadığı bulunmuştur. Lateral dişlerde debonding sonrası ölçülen ARI skoru arttıkça mine yüzeyinin temizlenmesi için gereken süre artmıştır. Altı bıçak sayılı frez için ARI 1, ARI 2 ve 3'ten daha hızlı temizlenmiştir. Sekiz ve on bıçak sayılı frezler için ARI 1, ARI 3'ten daha hızlı temizlenmiştir. Aynı ARI skoruna sahip dişler için frezlerin mine yüzeyini temizleme süreleri arasında anlamlı düzeyde bir fark yoktur.

Altı, 8 ve 10 bıçak sayılı tungsten karbit frezler debonding sonrası adeziv temizleme işleminde mineda benzer yüzey pürüzlülüğüne sebep olmuştur. Farklı bıçak sayılarında ARI değeri fark etmeksizin adeziv temizleme süreleri benzerdir. ARI skoru yükseldiğinde 6 bıçak sayılı frezin adezivi daha hızlı temizlemesi sebebiyle tercih edilmesi önerilebilir.

Anahtar kelimeler: Mine yüzeyi; Yüzey pürüzlülüğü; Rezin uzaklaştırma; Tungsten karbit frez; Debonding

ABSTRACT

Evaluation of The Surface Roughness Occuring on The Enamel During The Debonding Process in Orthodontic Treatment

The aim of this study is to examine the effect of adhesive resin cleaning on enamel after debonding by using tungsten carbide burs with 6, 8 and 10 blade numbers with a micromotor at low speed (20,000 rpm) with *in-vivo* method and to compare the bur efficiency on the basis of time.

A total of 40 individuals, 14 boys and 26 girls, with a mean age of 16.4 ± 3.46 were included in our study. After debonding, ARI scoring on all lateral teeth of the individuals participating in the study was made with the naked eye, then intraoral images of the lateral teeth were obtained with an intraoral scanner device. Rz roughness parameter was calculated on the digital model with a scanner. The obtained data were compared with Man Whitney-U test, Wilcoxon test, Kruskal Wallis-H.

It was found that after removing the residual adhesive resin from the lateral teeth, the surface roughness of the enamel increased, but there was no statistically significant difference between the roughnesses caused by the burs with 6, 8 and 10 blades. As the ARI score measured after debonding in lateral teeth increased, the time required for cleaning the enamel surface increased. For the six-blade bur, the ARI 1 cleared faster than the ARI 2, 3. For the eight and ten-blade burs, the ARI 1 cleared faster than the ARI 3. For teeth with the same ARI score, there is no significant difference between the enamel surface cleaning times of the burs.

Tungsten carbide burs with 6, 8 and 10 blade numbers caused similar surface roughness in the enamel in the adhesive cleaning process after debonding. Adhesive cleaning times are similar for different blade numbers, regardless of the ARI score. When the ARI score increases, it may be recommended to prefer the 6-blade bur because it cleans the adhesive faster.

Keywords: Enamel surface; Surface roughness; Resin removal; Tungsten carbide bur; Debonding

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
BEYAN.....	i
ÖNSÖZ.....	ii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Minenin Yapısı	3
2.2. Ortodontik Ataşmaların Mine Yüzeyine Bağlanmasını Etkileyen Faktörler.....	7
2.2.1. Mine Yüzeyinin Fiziksel Özellikleri	7
2.2.2. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi	8
2.2.2.1. Asitle Pürüzlendirilme	8
2.2.2.2. Air Abrasyon (Hava ile Pürüzlendirme Tekniği).....	9
2.2.2.3. Lazer ile Pürüzlendirme	10
2.2.2.4. Kendinden Asitli Primerler	11
2.2.3. Yapıştırıcı Elemanlar.....	12
2.2.3.1. Cam İyonomer Siman	13
2.2.3.2. Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar	14
2.2.3.3. Poliasitle Modifiye Edilmiş Kompozit Resinler (Kompomerler).....	15
2.2.3.4. Resin Simanlar	16
2.2.4. Polimerizasyon için Kullanılan Işık Cihazları.....	17
2.2.4.1. Geleneksel Halojen Işık Cihazları.....	18
2.2.4.2. Argon Lazerler	18
2.2.4.3. Plazma Ark Işıkları	19
2.2.4.4. Işık Veren Diyotlar (LED)	21
2.2.5. Braketler	21
2.2.5.1. Metal Braketler.....	22
2.2.5.2. Estetik Braketler.....	22

2.2.5.2.1. Polikarbonat Braketler	23
2.2.5.2.2. Seramik Braketler	23
2.2.5.3. Kapaklı Braketler (Self Ligating Brackets).....	24
2.3. Farklı Bitirme Yöntemlerinin Mine Yüzeyine Etkisi	25
2.3.1. Debonding	25
2.3.1.1. Paslanmaz Çelik Braketlerin Çıkartılması	25
2.3.1.2. Seramik Braketlerin Çıkartılması.....	26
2.3.2. Artık Adezivlerin Temizlenmesi	27
2.3.2.1. Adeziv Temizleyic Pensler	27
2.3.2.2. Küret.....	28
2.3.2.3. Ultrasonic Temizleyiciler.....	28
2.3.2.4. Paslanmaz Çelik Frez	28
2.3.2.5. Elmas Frez.....	29
2.3.2.6. Tungsten Karbit Frez	29
2.3.2.7. Aşındırıcı Diskler	31
2.4. Direkt Dijital Model Elde Etme Yöntemleri.....	32
2.4.1. Cerec Omnicam (Sirona, Wals, Avusturya).....	32
2.4.2. İtero (Cadent, Inc, Carlstadt, NJ, ABD)	33
2.4.3. Dwio (Dental Wings, Montreal, Kanada)	34
2.4.4. Trios (3Shape, Kopenhag, Danimarka).....	34
2.5. Mine Yüzeyi için Pürüzlülük Tespit Yöntemleri.....	35
2.5.1. Profilometre.....	35
2.5.1.1. Mekanik Profilometre	36
2.5.1.2. Optik Profilometre	36
2.5.2. Taramalı Elektron Mikroskopisi (SEM).....	36
2.5.3. Atomik Kuvvet Mikroskopisi (AFM)	37
3. BİREYLER ve YÖNTEM	40
3.1. Bireyler	40
3.1.1. Bireylerin Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri.....	40
3.1.2. Bireylerin Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri:.....	41
3.2. Çalışmada Materyali	41
3.2.1. Tarama Cihazı	42
3.2.2. Bitim Frezi (Finishing bur).....	43
3.2.3. Turlu Aletler	44

3.3. Yöntem.....	44
3.4. Güç Analizi	45
3.5. Randomizasyon ve Çalışma Tasarımı.....	45
3.6. Klinik Süreç	46
3.7. Ağız İçi 3 Boyutlu Tarama Verileri Üzerinden Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü .	52
3.8. İstatistik Analiz	57
4. BULGULAR	58
4.1. Metod Hatası.....	58
4.2. Çalışmaya Dahil Edilen Gönüllü Bireylerin Cinsiyet Dağılımı ve Yaş Ortalaması.....	58
4.3. Çalışmadaki Gönüllü Bireylerin Başlangıç Mine Pürüzlülüğünün Cinsiyete Göre Karşılaştırılması	59
4.4. Üst Çenede Başlangıç (T0) ve Bitiş (T1) Mine Pürüzlülük Değerlerinin Bıçak Sayısına Göre Karşılaştırılması	59
4.5. Alt Çenede Başlangıç (T0) ve Bitiş (T1) Mine Pürüzlülük Değerlerinin Bıçak Sayısına Göre Karşılaştırılması	61
4.6. Üst ve Alt Çenede Kullanılan 6 Bıçaklı Frezin T1 Değerlerinin Karşılaştırılması	62
4.7. Üst ve Alt Çenede Kullanılan 6, 8 ve 10 Bıçak Sayılı Frezlerin T1 Değerlerinin Karşılaştırılması.....	62
4.8. Üst Çene Adeziv Temizleme Sürelerinin Bıçak Sayısı ve ARI Skorlarına Göre Karşılaştırılması	63
4.9. Alt Çene Adeziv Temizleme Sürelerinin Bıçak Sayısı ve ARI Skorlarına Göre Karşılaştırılması	64
5. TARTIŞMA	66
SONUÇ.....	80
KAYNAKÇA	82

TABLolar DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1. Klinik süreçte uygulanan çalışma planı	47
Tablo 2. ARI Skorlaması	49
Tablo 3. Metod hatasını sonuçları	58
Tablo 4. Demografik Özelliklere İlişkin Bulgular	58
Tablo 5. Alt ve Üst Çene T ₀ Pürüzlülük Değerlerinin Cinsiyete Göre Karşılaştırılmasına İlişkin Bulgular	59
Tablo 6. Üst Çene T ₀ -T ₁ Pürüzlülük Değerlerinin ve Bıçaklar Arası Farklarının Karşılaştırılmasına İlişkin Bulgular	60
Tablo 7. Alt Çene T ₀ -T ₁ Pürüzlülük Değerlerinin ve Bıçaklar Arası Farklarının Karşılaştırılmasına İlişkin Bulgular	61
Tablo 8. Bıçak Sayısı 6 Olan Frezlerin T ₁ Pürüzlülük Değerlerinin Alt ve Üst Çenede Karşılaştırılmasına İlişkin Bulgular	62
Tablo 9. T ₁ Pürüzlülük Değerlerinin 6, 8 ve 10 Bıçak Sayılı Frezlerin Karşılaştırılmasına İlişkin Bulgular	62
Tablo 10. Üst Çene Temizlenme Sürelerinin Bıçak Sayısı ve ARI Skoruna Göre Karşılaştırılması	63
Tablo 11. Alt Çene Temizlenme Sürelerinin Bıçak ve Arı Gruplarına Göre Karşılaştırılması	64

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1. A. Bird beak pens B. 095 Orthopli braket sökücü pensi	26
Şekil 2. Çalışmada kullanılan asit jel	42
Şekil 3. A, bonding işlemi için kullanılmış bond sealant, B, bonding işlemi için kullanılmış braket yapıştırıcı ajan; C, polimerizasyon için kullanılmış led ışık cihazı	42
Şekil 4. Çalışmada kullanılan ağız içi tarama cihazı	43
Şekil 5. Çalışmada kullanılan tungsten karbit frezler	44
Şekil 6. Lateral diş debondingi	48
Şekil 7. Debonding sonrası ağız içi görüntü	48
Şekil 8. A, B, debonding sonrası arta kalan adeziv rezin artıklarının ağız içi tarama cihazı ile taranması; C, D, ağız içi tarama cihazı tarafından sağlanan dijital modellerin cihaz ekranındaki görüntüsü	50
Şekil 9. A, debonding sonrası 12 numaralı lateral diş yüzeyinde arta kalan rezinin tungsten karbit frez yardımıyla uzaklaştırılması, B, debonding sonrası 22 numaralı lateral diş yüzeyinde arta kalan rezinin tungsten karbit frez yardımıyla uzaklaştırılması, C, debonding sonrası 42 numaralı lateral diş yüzeyinde arta kalan rezinin tungsten karbit frez yardımıyla uzaklaştırılması, D, debonding sonrası 32 numaralı lateral diş yüzeyinde arta kalan rezinin tungsten karbit frez yardımıyla uzaklaştırılması	51
Şekil 10. A, artık adeziv rezinin uzaklaştırılmasının ardından lateral dişlerin ağız içi tarayıcı cihaz ile kaydının alınması, B, gerçekleştirilen taramanın cihaz ekranındaki görüntüsü	52
Şekil 11. İşlem Öncesinde Alınmış Bir Tarama Verisinin Bilgisayar Destekli Tasarım Yazılımındaki Mesh Görüntüsü	53
Şekil 12. İşlem Sonrasında Alınmış Bir Tarama Verisinin Bilgisayar Destekli Tasarım Yazılımındaki Mesh Görüntüsü	53
Şekil 13. İşlem Öncesi Doğal Diş Yüzeyinin Pürüzlülük Değerini Belirlemek İçin Alınan Ölçüm Referansları (T0)	54
Şekil 14. İşlem Görmüş Dişin Pürüzlülük Değerini Belirlemek İçin Alınan Ölçüm Referansları (T1)	54
Şekil 15. Rz Pürüzlülük Değeri Hesaplanma Formülü	55
Şekil 16. Üçgen Mesh Düğüm Noktalarından 3'ü Seçilerek Oluşturulmuş Yüzey Eğrisi	55
Şekil 17. Eğri Üzerinden Oluşturulan Düzlemin Normal Doğrultu Bakışı	56
Şekil 18. Düzlem Üzerindeki Referans Noktaları ve İlk Eğriden (mavi) 0,2 mm Ötelenerek Oluşturulmuş Referans Eğrisi (gri).....	57

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

%	Yüzde
°	Derece
µm	Mikrometre
AFM	Atomic force microscopy
ARI	Adhesiv Remnant Index
Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂	Kalsiyum hidroksiapatit
CAD	Computer aided design
CAM	Computer aided manufacturing
CSE	Clearfil SE Bond
Er: YAG	Erbiyum: yitrium alüminyum garnet lazer
EP3	Etch & Prime 3.0
kHz	Kilohertz
LED	Light emitting diodes
mm	Milimetre
n	Örneklem sayısı
N	Newton
nm	Nanometre
p	Olasılık (probability)
p-n	Proton-nötron
pH	Power of Hydrogen
Ra	Merkez çizgisinden sapmalarının aritmetik ortalamasıdır
RMCİS	Rezin modifiye cam iyonomer siman
rpm	Revolutions per Minute
Rq	Merkez çizgisinden sapmalarının geometik ortalamasıdır
Rz	Ardışık beş numune uzunluğunun 5 pürüzlülük derinliğinin ortalaması
Rmax	5 pürüzlülük derinliğinin en büyüğü
SBS	Shear bond strength
SEM	Scanning electron microscopy
sn	Saniye
STL	STereo Lithografi
TBP	Transbond Plus
ΔRz	Rz parametresi pürüzlülük değişimi

1. GİRİŞ

Maloklüzyonlar hastaların yaşam kalitesini olumsuz etkileyebilir. Estetik olmayan diş görünümünün kariyer ilerlemesi ve akran grubu tarafından kabulü engelleyebileceğini gösteren sosyal bilim araştırmaları mevcuttur(1). Ortodontik tedavi ile maloklüzyonun düzeltilmesi daha başarılı bir kariyer şansını artırırken, estetik gülümseme daha yüksek zeka ve bilişsel yetenekle ilişkili bulunmuştur(2,3). Bütün bunlar ortodontik tedaviye olan talebin artmasına neden olmuştur.

Ortodontik tedavi hem hareketli hem de sabit apareylerin kullanımını içerir. Sabit apareylerin maloklüzyonları düzeltmede hareketli apareylere göre daha etkili olduğu belgelenmiştir(4,5) ve bu nedenle sabit apareyler çağdaş ortodonti pratiğinde daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Sabit ortodontik tedavi, diğer faktörlerin yanı sıra ortodontik braketlerin diş minesine başarılı bir şekilde yapıştırılmasına bağlıdır. Bir braketin kompozit kullanılarak ortodontik bağlanması, diş minesi üzerinde, yapıştırıcının mekanik olarak tutunmasına izin veren tekrarlanabilir bir aşındırma modelinin fosforik asit ile üretilmesine dayanır(6). Akrilik rezini diş minesine yapıştırmak için diş yüzeylerini fosforik asitle aşındırma işlemi ilk kez 1955 yılında Buonocore tarafından yapılmıştır. Buonocore 30 saniye boyunca %85 fosforik asit kullanarak mine yüzeyinin aşındırılmasının akrilik restoratif rezinlerin bağlanma mukavemetini önemli ölçüde arttırdığını bildirmiştir(6). Newman ise 1965’de epoksi rezin kullanarak ortodontik ataşmanların doğrudan yapıştırılması hakkında ilk makaleyi yayınlamıştır(7). Bu gelişmenin ardından büyük bir denek grubunda direkt bonding ile ilgili tedavi sonrası ilk ayrıntılı değerlendirme Zachrisson tarafından yapılmıştır(8). Bu çalışmanın ardından asitle aşındırma ve bonding işlemi dünya çapındaki ortodontistler tarafından onaylanmıştır. Asitle aşındırma ve bonding tekniğinin tanıtılması, klinik ortodonti pratiğinde dramatik değişikliklere yol açmıştır. Bireyin ağız hijyeni kontrolünün arttırması, yumuşak doku irritasyonunu ve hiperplastik dişeti iltihabını minimuma indirmesi, kısmen sürmüş dişlere ataşman uygulamasını kolaylaştırması, bant yerleştirilmesi için gerekli olan seperasyon ihtiyacını ortadan kaldırması, tedavi sonrası geride kalan bant boşluklarının kapatılması ihtiyacını ortadan kaldırması, desimante bantlarda dekalsifikasyon riskini ortadan kaldırması, diş çürüklerinin tespitini ve tedavisini kolaylaştırmanın yanı sıra

hasta için daha iyi bir estetik görünüm sağlamıştır(9). Bu nedenlerden dolayı her diş rutin olarak bant yerleştirilmesi fikri terk edilip direkt bonding sistemi benimsenmiştir. Tüm bu avantajlarının yanı sıra direkt bonding tekniğinde asitle pürüzlendirmeye bağlı mine kaybının oluşacağı, ortodontik tedavi sırasında ve sonrasında mine yüzeyini dekalsifikasyona daha duyarlı hale getirebileceğini bildiren yayınlar da mevcuttur(10).

Ortodontik tedavi tamamlandıktan sonra mine üzerine yapıştırılmış ataşmanların çıkartılmasına ve geride kalan adeziv artıkların temizlenmesine debonding denir. Debondingin hedefi diş yüzeyinden ataşman ve adeziv rezinin uzaklaştırılmasını sağlamak ve bunu yaparken diş yüzeyini iatrojenik hasara uğratmadan mümkün olduğunca tedavi başındaki işlem görmemiş mine haline getirebilmektir. (11). Minenin en yüzeyel, dış tabakası sahip olduğu sertlik, yüksek florür ve mineral içeriğinden ötürü diş sağlığı için çok önemlidir. Debonding aşamasında minenin bu tabakasında meydana gelebilecek hasarı en aza indirebilmek için özen göstermek gerekir. Diş yüzeyindeki düzensiz ve pürüzlü alanlar mine lekelenmesine ve plak birikimine neden olabilir(12,13).Yapıştırıcının çıkarılması, mine lekelenmesini ve olası plak tutulmasını önler ve mine yüzeyine estetik görünümünü geri kazandırır. Artık adezivler farklı debonding frezleri ve döner aletler kullanılarak başarıyla temizlenebilmektedir. Debonding sonrası mine yüzeyinde arta kalan adezivi temizleme yöntemi birçok araştırmacı tarafından incelenmiş olup, bu amaç için çok sayıda gereç ve yöntem ortaya atılmıştır.

Çalışmamızın amacı 6, 8 ve 10 bıçak sayısına sahip tungsten karbit frezlerin mikromotor ile düşük hızda (20,000 rpm) hava soğutması altında kullanılmasıyla yapılan adeziv temizleme işlemlerinin mine üzerine etkisini *in vivo* şartlarda incelemek ve aynı zamanda frez etkinliğini süre baz alarak karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Minenin Yapısı

Vücuttaki dört sert dokudan üçü (kemik, sement ve dentin) bileşim ve oluşumlarında pek çok benzerliğe sahiptir. Bunlar özel bağ dokularıdır ve yapılarının belirlenmesinde kollajen (esas olarak tip I) büyük rol oynar. Mine bir bağ dokusu olmamasına rağmen, oluşumu sert bağ dokusu oluşumunda yer alan birçok ilkeyi içerir. Sert doku oluşumu, mineralin yerleşeceği bir organik matriksin hücreler tarafından üretilmesi olarak özetlenebilir. Ancak oldukça basit olan bu kavram, bir dizi karmaşık olayı kapsar(14).

Kalsifiye dokuların ayırt edici özelliği, kalsiyum ve fosfat iyonlarını mineral fazın merkezinde bulunan karbona apatit yapılarına çeken ve organize eden çeşitli matriks proteinleridir. Kalsifiye dokuların üretici blast hücreleri, mineral faz ile etkileşime giren organik matriks bileşenlerini üretir. Bu hücreler protein sentezi ve salgılanmasında uzmanlaşırlar; vektörel salgılama ve matriks proteinlerinin apozisyonel birikimi için polarize bir organizasyon sergilerler.

Mine, ameloblast adı verilen hücreler tarafından üretilir ve bu üretime amelogenезis denir. Bu hücreler ektoderm olarak bilinen embriyonik germ tabakasından köken alır. Mine dokusu dişin anatomik kronunu kaplar ve mine dentin bileşiminde (dentinoenamel junction) dentine sıkıca tutunur. Mine, anatomik kronun farklı alanlarında değişik kalınlıklarda bulunur. Kronun insizal ve okluzal alanlarında daha kalın mine dokusu varken semen mine bileşimine (sementoenamel junction) kadar aşamalı şekilde kalınlığı azalır. Keser dişlerin insizal kenar mine kalınlığı ortalama 2mm, premolarların tüberkül alanlarındaki mine kalınlığı 2,3 – 2,5 mm, molarlarınsı ise 2,5-3,0 mm aralığındadır(15).

Mine, fonksiyonunu yerine getirmek için benzersiz büyük mineral kristallerine sahip, özellikle aşınmaya dayanıklı, koruyucu bir zırh olarak işlev göreceк şekilde gelişmiştir. Minenin organik matriksi esas olarak nonkollajenöz proteinlerden oluşur.

Mine, dentin ve sement avaskülerize ve yenilenme döngüsü olmayan dokulardır. Mine, dentin ve primer sement aselülerdir, ancak dentin matrikse gömülü büyük, dallanmış odontoblastlar içerir.

Mineralize dokuların inorganik bileşeni, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ olarak temsil edilen ve diğer iyonlarla bir dizi yer değişikliğine uğramış hidroksiapatitten oluşur. Bu formül, stabil bağ kurabilen en az sayıda kalsiyum, fosfat ve hidroksil iyonu içeren birim hücre olarak bilinen kavramsal bir varlığın yalnızca atomik içeriğini gösterir. Biyolojik apatitin birim hücresi altıgendir; bir araya istiflendiğinde, bu hücreler bir kristalin kafesini oluşturur. Bu düzenlemenin tekrar sayısı, çeşitli boyutlarda kristaller üretir. Genellikle kristaller iğnemi şekillidir ve minedeki uzun, ince şeritler olarak tanımlanır.

Her kristalin etrafında hidrasyon kabuğu adı verilen bir su tabakası bulunur. Her apatit kristalinin üç bölmesi vardır. Bunlar: tümü iyon değişimi için uygun olan kristal iç, kristal yüzey ve hidrasyon kabuğudur. Bu sayede magnezyum ve soydum kalsiyumun yerine, florür ve klorür hidroksilin yerine, karbonat hidroksil ve fosfatın yerine geçebilir. Florür değişimi kristallerin çözünürlüğünü azaltırken karbonat bu çözünürlüğü artırır. Magnezyum kristal büyümesini engeller. Apatit kristali, bu yer değişikliklerini barındırırken yapısal konfigürasyonunu koruyabilir. Özetle, biyolojik apatit, iyonların birinin yerine geçmesi, karşılıklı yer değiştirmesi ve adsorpsiyon yoluyla bileşiminde önemli değişikliklere izin veren belirli bir iyonik kafes modeli üzerine kuruludur. Bu iyonik değişkenlik paterni kristalin yakın çevresini yansıtır ve bu patern, klinik olarak kristalleri florür açısından zengin bir ortama maruz bırakarak yapısını değiştirmek için kullanılır.

Vücudun en kalsifiye matriksi minedir. Ameloblastlar minenin üretilmesinden sorumludur ve bu hücreler diş ağız kavitesine sürerken ortadan kaybolur. Bundan dolayı mine kendini yenileyemez. Minenin yenilenmesini sınırlayan bu durumu kompanse etmek için mine karmaşık bir yapısal organizasyon ve matur safhada organik matriksin neredeyse tamamen yokluğu ile mümkün kılınan yüksek derecede bir mineralizasyon kazanmıştır. Bu özellikler, ameloblastların olağandışı yaşam döngüsünü ve son derece uzun mine kristallerinin oluşumunu düzenleyen matriks proteinlerinin benzersiz fizikokimyasal özelliklerini yansıtır.

Mine, yapısal olarak kollajen bazlı kalsifiye dokulardan farklı olsa da tüm kalsifiye dokuların oluşumunda temel benzerlikler ve ortak temalar vardır.

Mine translusenttir ve rengi sarıdan gri-beyaza kadar değişkenlik gösterir. Minenin kalınlığı fonksiyon gören yüzeylerinde maksimum 2,5 mm civarındayken sevikal çizgide bıçak sırtı olacak şekilde değişiklik gösterir. Mine kalınlığındaki bu değişkenlik minenin rengini etkiler çünkü alttaki sarı dentin daha ince bölgelerden görülür. Oluşumunu tamamlamış minenin yaklaşık %96sını mineral, %4ünü organik matriks ve su oluşturur. Minenin inorganik içeriği, aynı zamanda kemik, kalsifiye kıkırdak, dentin ve sementte bulunan karbonat iyonlarının yerine geçmiş kristal yapıdaki kalsiyum fosfattır (hidroksiapatit). Mine oluşumu sırasında stronsiyum, magnezyum, kurşun, florür gibi çeşitli iyonlar mevcutsa kristal yapıya dahil edilebilir. Bu kristallerin asitle çözünmeye karşı duyarlılığı diş çürüklerinin kimyasal temelini oluşturur. Bu eser elementlerden çürük önleyici özelliklere sahip olarak bilinenler; florür, bor, baryum, lityum, magnezyum, molibden, stronsiyum ve vanadyum olarak sıralanabilmektedir. Florür aralarındaki en yüksek çürük önleyici özelliğe sahip eser elementtir. Diş yapısına katılan karbonat, kadmiyum klorür, demir, kurşun, manganez, kalay, çinko ve magnezyum gibi diğer eser elementlerin ise dişlerin çürüğe karşı duyarlılığını arttırdığı kanıtlanmıştır. Florür iyonu hidroksiapatit kristaline dahil edilirse veya bunun üzerine adsorbe edilirse, kristal, asit çözünmesine karşı daha dirençli hale gelir. Bu reaksiyon kısmen florürün çürüğü önlenmesindeki rolünü açıklar çünkü çürük süreci minenin demineralizasyonu ile başlatılır. Basitçe, mine oluşurken florür mevcutsa, tüm mine kristalleri asit çözünmesine karşı daha dirençli olacaktır. Bununla birlikte, ameloblastların florür iyonuna duyarlılığı ve göze hoş gelmeyen lekelerin oluşma olasılığı nedeniyle florür miktarı dikkatli bir şekilde kontrol edilmelidir. Minenin yarı geçirgen doğası, sürmüş dişlerin mine yüzeyine daha yüksek florür konsantrasyonu sağlamak için topikal uygulamaya olanak tanır.

Florür varlığı, kalsiyum fosfatın çökmesine yol açan kimyasal reaksiyonları artırır. Solüsyon fazında (tükürük) ve katı fazda (mine) kalsiyum ve fosfat iyonları arasında ağız boşluğunda bir denge vardır ve florür bu dengeyi katı faz lehine kaydırır. Klinik olarak, lokalize bir mine bölgesi mineral kaybettiğinde (örneğin

beyaz nokta lezyonu), yıkıcı ajan (diş plağı) çıkarılırsa mine yeniden mineralize olabilir. Remineralizasyon reaksiyonu, florür ile büyük ölçüde artırılır.

Mine oluşumunun pH değerleri sekresyon aşamasında nötre takın tutulurken; maturasyon aşamasında asidikten nötrale yakın değere, daha matur minede ise daha yüksek pH değerine ulaşır.

Mine rejenerasyon kapasitesi olmayan nonvital bir dokudur. Yaşlanmayla birlikte diş minesinin çiğneme yüzeyleri giderek aşınır. Yaşlı bireylerde aşınan bu yüzeyler belirgindir ve bazı vakalarda kronun önemli kısımları (mine, dentin) aşınır. Mine yaşlanmasıyla birlikte diş renginde değişiklik, permabilite azalması ve yüzey tabakasında değişiklikler meydana gelir. Dişler yaşla birlikte koyulaşır. Bu koyulaşmanın mine yapısındaki bir değişiklikten kaynaklanıp kaynaklanmadığı tartışmalıdır. Koyulaşma, ortamdaki organik materyallerin mineye eklenmesinden kaynaklanabilse de koyulaşmaya, giderek incelen yarı saydam mine tabakası altında görülen artmış dentin kalınlığı (dentin katmanı yaşla birlikte kalınlaşır) neden olabilir.

Şüphe yok ki mine yaşlanmayla beraber daha az geçirgen hale gelir. Genç mine yarı geçirgen bir membran gibi davranır ve kristaller arasındaki boşluktan suyun ve küçük moleküllü maddelerin yavaş geçişine olanak tanır. Yaşlanmayla birlikte kristaller daha fazla iyon kazanır ve kristaller arası boşluk azalır.

Mine yüzey tabakası bu dokudaki değişiklikleri en belirgin şekilde yansıtır. Yaşlanma sırasında minenin yüzey tabaka kompozisyonu ağız içerisinde meydana gelen iyon yer değişiklikleri nedeniyle değişir. Özellikle florür içeriğindeki ilerleyen artış mine yüzey tabakasını etkiler(14).

Yüksek mineral içerik minenin son derece sert olmasını sağlar; bu durum çiğneme sırasında uygulanan mekanik kuvvetlere karşı minenin dayanmasına olanak tanır. Bu sertlik aynı zamanda mineyi kırılğan hale getirir; bu nedenle mine bütünlüğünü korumak için minenin altında daha esnek yapıda olan dentin tabakasının bulunması gereklidir. Bu destekleyici dentin tabakası çürük veya uygun olmayan kavite hazırlığı nedeniyle tahrip olursa, desteklenmeyen mine kolayca kırılır(15).

2.2. Ortodontik Ataşmaların Mine Yüzeyine Bağlanmasını Etkileyen Faktörler

2.2.1. Mine Yüzeyinin Fiziksel Özellikleri

Minenin yapısal kimliğini oluşturmada apatit kristalleri kilit rol oynamaktadır. Her mine prizması, boyut ve şekil olarak değişiklik gösteren küçük ve uzun milyonlarca apatit kristali içerir. Kristaller mine prizmasına güç ve yapısal kimlik kazandıran karakteristik oryantasyon paternine göre sıkıca paketlenmiştir. Kristaller, mine prizmasının baş (gövde) bölgesinin merkezinde neredeyse prizmaların uzun aksına paralel olarak, prizmanın kuyruk bölgesinde ise artan açılarla (65 derece) eğimli olarak yer alır. Çürük sürecinin veya asitleme prosedürünün bir sonucu olarak bu kristallerin asidik ortama duyarlılığı, oryantasyonları ile ilişkilendirilebilir. Asidin neden olduğu mineralizasyon çözünmesi (demineralizasyon) her bir mine prizmasının baş kısmında daha fazla meydana gelir. Mine prizmasının baş kısmının periferi ve kuyruk kısmı göreceli olarak asidik demineralizasyona karşı daha dirençlidir(15). Mine prizmaları daimi dişlerin tüberkül tepelerinde dik konumda bulunurken, servikal bölgede yatay pozisyonda konumlanmıştır. Süt dişlerinde ise daha dik açılanma gösterir(14). Bu durum süt dişlerinin asitle pürüzlendirilmesini zorlaştırmaktadır.

Süt ve daimi dişlerde prizmadan yoksun homojen bir aprizmatik mine bölgesi vardır. Bu aprizmatik mine süt dişlerinin kronları boyunca bulunurken daimi dişlerin pit, fissür ve servikal bölgesinde yaygındır(16). Whittaker aprizmatik minenin farklı diş gruplarındaki kalınlığını araştırdığı çalışmada arka grup dişlerin ön grup dişlerden daha fazla aprizmatik mine yüzeyine sahip olduğunu bildirmiştir(17). Marshall ve ark., tatmin edici bağlanmanın elde edilebilmesi için azı dişlerinde asitleme süresinin küçük azı dişlerine göre daha uzun olması gerektiğini belirtmiştir. Bu, aprizmatik minenin kalınlığı ile açıklanabilir. Hobson ve ark. bunu destekleyecek şekilde aprizmatik minenin varlığının asit uygulamasının etkisini azaltabileceğini ve daha düşük bir bağlanma sağlayacağını savunmuştur(18). Aprizmatik mine kalınlığı ve mine prizmalarının dağılımı sebebiyle süt dişlerinde minenin pürüzlendirilmesi daha güçtür. Bu nedenle süt dişlerinde daha uzun süre ile asit uygulanması önerilmektedir.

2.2.2. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi

Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi, düşük enerjili hidrofobik mine yüzeyinin yüksek enerjili hidrofilik mine yüzeyine dönüşmesini sağlar. Bu durum artan yüzey gerilimi ile ıslanabilirliğin artırılmasıyla sonuçlanır(19). Mine yüzeyini pürüzlendirmek için birden çok yöntem geliştirilmiştir.

2.2.2.1. Asitle Pürüzlendirilme

Rezin retansiyonunu arttırmak için mine yüzeyine asit uygulanması ilk olarak Buonocore (1955) tarafından tanıtılmıştır(6). Mine yüzeyi muhtemelen uzun süre maruz kaldığı çeşitli iyonlar, tükürük vb. ile reaksiyona girdiğinden ve yapısındaki küçük düzensizlikler dışarıdan gelen çeşitli malzemelerle doldurulduğundan, minenin yüzeyel tabakasının bileşimi daha altta kalan mine tabakasının bileşiminden farklılık gösterir. Sonuç olarak, işlem görmemiş diş yapısının akrilik malzemelere bağlanmaya duyarlılığı kaybolmuş olabilir. Buonocore mine yüzeyinin asitle muamele edilmesinin, metaller için olduğu gibi, mineyi de yapışmaya daha açık hale getirebileceğini düşünmüştür. Buonocore, 30 saniye boyunca %85 fosforik asit ile mine yüzeyinin muamelesi sonucunda artan bağlanma gücünün yüzey alanındaki artıştan kaynaklandığını, asit kullanımının yüzeyin ıslanabilirliğini artırarak akrilik rezin ve mine arasında daha yakın teması izin vererek yapışmayı desteklediği sonucuna varmıştır(6).

Gwinnet ve Matsui, bilinen hiçbir malzemenin işlenmemiş mine yüzeyi ile adeziv bir bağ oluşturamayacağını belirtmişlerdir(20). İdeal yapışma için, mine ve yapıştırıcı sıfır temas açısına, yani tam ıslanabilirliğe sahip olmalıdır. Newman ve Sharpe, diş yüzeyindeki suyun 50°'den daha büyük bir temas açısı verdiğini, ancak diş yüzeyi %85 fosforik asit ile muamele edildiğinde sıfır temas açısı üretildiğini bulmuştur(21). Zararlı etkiler olmaksızın uzun süre boyunca mine yüzeyinin asitle muamelesinin bağlanma kuvvetini dikkat çekici şekilde arttırdığı Newman tarafından belgelenmiştir(22).

Asitle aşındırma işleminin mine yüzeyindeki etkisi diştten dişe, kişiden kişiye ve minenin bir alanından diğerine değişir. Aprizmatik mine ve florür iyonları asidin etkisini azaltma eğilimindedir(20). Glanz, mine yüzey enerjisinin florür tarafından

azaltıldığını ve daha sonra adezyonun elde edilmesinin daha zor olduğunu göstermiştir(23).

Asitle aşındırma sırasında mine kaybının aside, ayrışma sabitine, konsantrasyona ve mine yüzeyi ile temasta olduğu sürenin uzunluğuna bağlı olduğu bulunmuştur(24,25). En yaygın olarak kullanılan asit %37 o-fosforik asittir ve aşındırma süresi diş başına 15 ila 30 saniyedir, bu durumda mine kaybı tipik olarak 8,8 ila 16,4 μm arasındadır(26). Bununla birlikte mine yüzey kaybında 10-30 μm 'den 170 μm 'ye kadar geniş varyasyonlar bildirilmiştir(27).

Makroskopik olarak bakıldığında, mine yüzeyi asit uygulaması sonrası kurutulduğunda mat ve beyaz bir hale alır. Taramalı elektron mikroskobu ile yapılan çalışmalar, asitlemeden önce mine yüzeyinin pürüzsüz olduğunu göstermektedir. Asitleme sonrasında ise yüzeyler bal peteği şeklinde görülmüştür. Asit prizma çekirdeklerinde 5-25 μm derinliğe, 5-6 μm çapa sahip boşluklara neden olur. Yapıştırıcı ajan bu boşluklara sızarak homojen, irregüler bir arayüz oluşturarak bağlanma sağlar(21).

2.2.2.2. Air Abrasyon (Hava ile Pürüzlendirme Tekniği)

Mine koşullandırılması için başka bir metot olan hava ile pürüzlendirme tekniği literatürlerde tanıtılmıştır(28,29). Hava ile pürüzlendirme tekniği 1940'larda, o sırada kullanılan yavaş, kayışlı piyasemin (*belt driven handpiece*) el aletine bir alternatif olarak geliştirilmiştir(28). Hava ile pürüzlendirme teknolojisi hava basıncıyla püskürtülen 50-90 μm büyüklüğündeki hızlı alüminyum oksit parçacıklarının kullanımına dayanır. Geçmiş araştırmalar air abrazyon tekniğinin minede yüzey değişikliği ile sonuçlandığını göstermiştir(29). Air abrazyon teknolojisi sadece kavite preparasyonu için değil yanı zaman da mikromekanik bağlanma elde etmek için dentin ve mine preparasyonu için de kullanılabileceği savunulmaktadır(28). Bu preparasyon prosedürü diş yüzeyini pürüzlendirdiği için, ortodontik braketlerin asit kullanılmadan direkt bağlanmasını mümkün kılabilir(30,31). Air abrazyon tekniği kullanılarak daha az mine kaybıyla daha iyi bir bağlanma sunabileceği öne sürülmüştür. Bu teknikle uygun bir bağ sistemi geliştirirken partikül boyutu, hava basıncı, uygulanma süresi ve aşındırılacak yüzeyin mikro yapısı gibi birçok faktörün dikkate alınması gerekir(32).

Hogervorst ve ark. yaptıkları bir çalışmanın sonucunda, alüminyum oksit partikülleri (50 µm) ile kumlamanın, şu anda ortodontik bonding teknolojisinde kullanılan %37 fosforik asit ile 30 saniye boyunca asitle aşındırma tekniğine bir alternatif olarak kabul edilemeyeceğini ileri sürmüştür. Ayrıca mine hazırlığı için kumlama makineleri kullanırken dikkatli olunması gerektiğini önermişlerdir(32).

2.2.2.3. Lazer ile Pürüzlendirme

Lazerlerin diş hekimliğinde ilk uygulaması 1964 yılında rapor edilmiştir(33). Bu lazerler, minenin demineralizasyona karşı direncini artırarak çürükleri engellemek için kullanılmıştır (33,34). Lazerlerin yüksek enerjili bir ışımayla mine yüzeyini buharlaştırdığı ve krater oluşturduğu da gösterilmiştir(35,36).

Ortodontik uygulamalar için lazer tedavisi, lazerin mine üzerindeki etkilerine ilişkin önceki çalışmaların doğal bir sonucudur. Diş sert dokularının lazer tedavisi, dokuları çıkarmak için ışık enerjisinin termal enerjiye dönüştürülmesini içerir. Özellikle diş minesinin lazerle ışıması, mine yüzeyine uygulanan enerji ve lazer tipine bağlı olarak minede termal değişikliklere sebep olur ve minede 10-20 mikrometre derinliğinde değişikliğe neden olur. Bununla birlikte yüzey pürüzlülüğünün derecesi kullanılan sisteme ve lazerin dalga boyuna bağlıdır(37).

Lazer ablasyon ağrısızdır ve titreşim veya ısı içermez. Mine veya dentinin lazerle aşındırılmasının, her ikisi de yapışma için ideal olan açık dentin tübülleri ile kırık ve pürüzlü bir yüzey oluşturduğu bildirilmiştir(38). Lazer etching ile üretilen yüzey aynı zamanda çürük saldırılarına karşı da dirençlidir(39). Lazer ışıması sırasında elde edilen kalsiyum/fosfor oranındaki artışın çürük oluşumunun inhibisyonuna yol açtığı bildirilmiştir(40,41). Bu nedenle lazer ışıması, ortodontik bağlanmaya hazırlıkta mine yüzeyinin koşullandırılması için yararlı bir araç olabileceğini ileri süren çalışmalar mevcuttur(42).

Lazerlerle mine pürüzlendirilmesi konusunda henüz bir fikir birliği yoktur. Literatürde birbirinden farklı sonuçlara rastlanılmaktadır. Bunun sebebi kullanılan lazer cihazının tipi ve uygulanan enerjinin farklı olması ve/veya istatistikî sonuçların farklı yorumlanması olabilir(43)

2.2.2.4. Kendinden Asitli Primerler

Ortodontistler, mine yüzeyine braket yerleştirirken genellikle asitle pürüzlendirme tekniğini kullanırlar. Üreticiler, bir kompozit rezin yapıştırıcısı için fosforik asitle aşındırmayı, rezin modifiye cam iyonomer siman için poliakrilik asitle aşındırmayı önermektedir. Hem fosforik asitle hem de poliakrilik asitle aşındırma, asit uygulanması ardından yıkama ve kurulama gerektirmektedir. Aşındırma prosedürü bazen zahmetlidir ve aşındırma sürecinde kirlenme (kontaminasyon) riski de vardır. Ayrıca yapıştırılan ortodontik apareyin etrafında oluşan beyaz lezyonların gelişimi ve dekalsifikasyondan fosforik asitle aşındırma sorumlu tutulmuştur(44,45). Bazı raporlar asitle pürüzlendirme sonrası arta kalan rezinin çıkartılması ve debonding sürecinde mineye mekanik hasar verildiğinden bahsetmiştir(46–48).

Ortodontik amaçlı yapıştırmayı basitleştirmek ve koltuk süresinden tasarruf etmek için 2 veya daha fazla adımı birleştiren malzemeler üretilmiştir. 2000 yılının sonlarında, 3M Unitek, asitle pürüzlendirme, durulama ve primer adımlarını birleştiren Transbond Plus kendinden pürüzlendirmeli primeri piyasaya sürmüştür. Önceden Prompt L-Pop (3M Unitek, Minnesota, ABD) olarak bilinen primer, kullanımdan önce malzemeleri birleştirmek için preslenmiş ve katlanmış 3 baloncuk içeren tek kullanımlık bir folyo içerisine paketlenir(49). Primer malzemesi aplikatör yardımıyla 3-5 saniye boyunca mine yüzeyine hafif kuvvet uygulayarak sürülmelidir. Sürme işleminde kuvvet uygulanmasının amacı reaksiyona girmemiş aşındırıcı primer moleküllerinin mine yüzeyine iletilmesini sağlamaktır. Bu teknik pürüzlendirme işlemine yardımcı olmaktadır. İyi bir bağlanma kuvveti sağlayabilmek adına diş yüzeyindeki primer ve su bileşimini buharlaştırmak için 2 saniye kadar hava püskürtülmesi gerekir. Hava ile püskürtme işlemi yapıldıktan sonra diş bonding hazırdır. İki dakika içinde yapıştırma işlemi yapılmalıdır (50).

Kendinden pürüzlendirmeli primerler, primer ajanında, smear tabakasını kısmen çözen ve mineyi aşındıran asidik bir monomer içerir. Kendinden pürüzlendirmeli primerlerin asidik bileşenlerinin, fosforik asit ile aşındırma kadar derin bir mine pürüzlendirme modeli oluşturmadığı bildirilmiştir.

Holzmeier ve ark. restoratif diş hekimliğinde kullanımı popüler olan seft etch primer, ortodontik self etch ve geleneksel asit etch tekniğini kıyasladığı çalışmada

SEM analizinde, mine aşındırma deseninin derinliğinin, kullanılan ürünle güçlü bir şekilde ilişkili olduğunu bulmuştur. Bu çalışmada araştırılan self etch primelerden herhangi biri kullanıldığında, %35 fosforik asit kullanılarak geleneksel pürüzlendirmeye göre gözle görülür şekilde daha sık bir mine aşındırma modeli gözlemlenmiştir (51).

Yamada ve ark. yaptığı çalışmada Megabond self-etch primer uygulamasının, fosforik asit ve poliakrilik asitlerle yapılan aşındırma işleminden daha az mine çözünmesi ürettiğini, elde ettiği mevcut bulgulardan, self-etch primerinin, mine kaybı miktarını en aza indirme avantajıyla, rezin modifiye cam iyonomer siman kullanılarak ortodontik braketlerin yapıştırılması için bir aday olduğunu ileri sürmüştür. Ancak, bu çalışmada kompozit rezin yapıştırıcı ile birlikte kullanıldığında Megabond self-etch primerin etkinliğini belirlemek zor olmuştur(52).

Büyükyılmaz ve ark. yaptığı çalışmada, üç self-etch primer tarafından üretilen makaslama bağlanma dayanım (SBS) değerlerini değerlendirip bunları geleneksel asit-etch tekniği ile üretilenlerle karşılaştırmıştır. En düşük SBS değerleri, restoratif amaçlar için kullanılmak üzere tasarlanmış iki self-etch primer grubunda (CSE ve EP3) kaydedilmiştir. CSE (Clearfil SE Bond) bağlama sisteminin pH değeri 2,0'dır ve pH değerleri sırasıyla 0,75 ve 1,0 olan EP3 (Etch & Prime 3.0) ve TBP'den (Transbond Plus) nispeten daha az asidiktir(53). Bu çalışmayla paralel sonuç bulan Pashley ve ark. işlem görmemiş mine üzerindeki self-etch primerlerin etkinliğinin, primerin aşındırma agresifliğine bağlı olmadığını kaydetmiştir(47). Araştırma sonucunda Büyükyılmaz ve ark laboratuvar ve klinik bulguların sınırlamaları dahilinde, mine üzerine TBP uygulandıktan sonra oluşan hibrit tabakanın mine yüzeylerine güçlü bir şekilde yapışabildiği ve ortodontik braketlerin bağlanma gücünü hiçbir şekilde azaltmadığını ileri sürmüşlerdir(53). Pashley ve ark.'larının ileri sürdüğü çalışma sonucunun aksine kendinden pürüzlendiren malzemelerin daha sık dağlama derinlikleri, düşük asidiklikten kaynaklandığını, böylece minedeki aşındırma derinliğini daha az oluştuğunu ileri süren çalışmalar da vardır(48).

2.2.3. Yapıştırıcı Elemanlar

Sabit aparey tedavisinin başarısı, yeterli bağlanma gücüne ve düşük başarısızlık (kopma, düşme) oranına sahip ataşmanlara bağlıdır. Bir apareyi

yerleştirmek için gereken toplam süre, tedavi maliyetinde önemli bir faktörken, braketlerin sık sık değiştirilmesi ihtiyaı, sabit tedavinin ilerlemesini ciddi şekilde bozabilir, malzeme ve zaman açısından maliyetli olabilir(54)

Tarihsel olarak, çinko fosfat siman uzun yıllardır ortodontik bantların tutturulması için kullanılmıştır, ancak ortodontik braketlerin doğrudan yapıştırılması için adezyon ve yeterli mekanik dayanıklıktan yoksundur. Ayrıca, florür salınımının olmaması, simanın bantların etrafındaki minenin demineralizasyonuna neden olabilir. Çinko polikarboksilat siman, mineye bir miktar yapışma sağlar, ancak bağlanma kuvveti, braketlerin doğrudan yapıştırılması için yetersizdir. Cam iyonomer siman, hem florür salan hem de diş yapısına bağlanan ilk ortodontik braket yapıştırıcıdır, ancak direkt bonding, kompozit rezin adeziv ve minenin asitle przlendirilmesiyle pratik hale gelmiştir. Son zamanlarda, nemli bir ortamda aşındırılmamış mineye bağlanmaya izin veren hibrit iyonomer simanlar tanıtılıp, piyasaya srlmştir(55).

2.2.3.1. Cam İyonomer Siman

Cam iyonomer simanlar genellikle asitle aşındırma gerektirmeden metal ve mineye yapıştıkları için ortodontik bonding ajanları olarak büyük ilgi grmştir; yapıştırma sonrası temizlemede daha az mine hasarı vardır ve florür salma ve absorbe etme yeteneğine sahiptirler, böylece dekalsifikasyonu önlerler. Bununla birlikte, geleneksel cam iyonomer simanların rezin adezivlere kıyasla daha zayıf bağlanma kuvvetlerine sahip olması nedeniyle, cam iyonomer içeren hibrit malzemeler ve kompozitler daha yakın zamanda geliştirilmiştir ve bunların braket yapıştırılması için potansiyel adezivler olduğu görülmektedir(56).

Geleneksel, kimyasal olarak sertleşen cam iyonomer siman, elle karıştırılan veya otomatik karıştırma için kapsüllenmiş toz ve sıvıdan oluşur. Toz, kalsiyum floroalminosilikat camdır ve sıvı, su içinde poliakrilik asit kopolimeri çözeltisidir. Bu simanlar asit uygulanmamış mineye uygulanır(57).

Cam iyonomer simanlar, önemli bir antikaryojenik etkiye sahiptir ve hem kısa hem de uzun vadede önemli miktarlarda florür salmaktadır. Florür salınımı, bakteri üremesini engelleyerek ve diş plağının metabolizmasına müdahale ederek, minenin asit çözünmesine karşı direncini arttırır. Florür salınımı, bu malzemeyi

ortodontik bantların simantasyonu için ilk tercih haline getirir. Bu florür salma etkisinin bir sonucu olarak ve ayrıca kullanımdan önce minenin asitle aşındırılması gerekmediğinden, cam iyonomer simanlar ortodontik yapıştırma ajanı olarak benimsenmiştir.(57)

Cam iyonomer simanların, metal braketlere bağlanmada rezin kompozitlere göre önemli ölçüde daha düşük mukavemete sahip olduğu in vitro çalışmalarda bulunmuştur(58). Minenin fosforik asitle aşındırılması, geleneksel cam iyonomerlerin bağ gücünü iyileştirmez(59).

Bazı cam iyonomerlerin ilk sertleşme süreleri (20 dakika) uzundur ve sertleşme sırasında izolasyon gerektirebilir(60). Bu simanlar tipik olarak ilk saatte 24 saatlik güçlerinin yaklaşık %75'ine ulaşırlar(61). Cam iyonomer simanın iki aşamalı sertleşme reaksiyonu cam iyonomerin son sertliğine ve dayanıklılığına kavuşabilmesi için, ilk 24 saat boyunca neme maruz kalmaktan kaçınmanın gerekliliğini ortaya koyar. Klinik olarak, bu uzun vadeli izolasyon neredeyse imkansızdır ve muhtemelen yüksek başarısızlık insidansının nedenlerinden biridir(62).

Compton ve ark. ışıkla sertleşen cam iyonomer simanların, daha hızlı sertleşme ve daha yüksek kohezyon gücü olduğunu ayrıca, ortodontik bağlama ajanı olarak in vitro kullanıldığında, kimyasal olarak sertleşen cam iyonomer simandan daha iyi bağlanma ajanı olduğu sonucuna varmışlardır(61).

Klinik olarak, 112 braketin 1 yıllık süre boyunca değerlendirildiği bir çalışmada cam iyonomer kullanılan braketlerde başarısızlık %51 iken, kompozit kullanılan braketlerdeki başarısızlık %8 bulunmuştur(63).

2.2.3.2. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

Bu malzemeler aynı zamanda ışıkla sertleşen cam iyonomerler ve rezinle modifiye edilmiş cam iyonomerler olarak da bilinir. Toz ve likit elle karıştırılarak siman oluşturulur. Toz tipik olarak floroalüminasilikat camdır(57). Likit, cam ve diş yapısı ile reaksiyona giren karboksilik asit grupları ve kimyasal veya ışıkla aktive edildiğinde polimerize olabilen vinil grupları içeren kompleks bir monomerdir.

Metal braketlerle birlikte kullanılan hibrit iyonomer linerların rezin kompozitlerin sahip olduğu bağlanma kuvvetinden çok daha düşük bağlanma

kuvvetlerine ve geleneksel cam iyonomerlere benzer bağlanma kuvvetlerine sahip olduğu bulunmuş ve doğrudan yapıştırma için tavsiye edilmemiştir(58,64).

Restoratif hibrit iyonomerler, birkaç seramik braketle test edildiğinde rezin kompozitinkine benzer bağlanma kuvvetlerine sahip olduğu bulunmuş ve klinik kullanım için yeterli kabul edilmiştir(65) Yeni hibrit iyonomer ortodontik adezivler, metal braketlere göre asitsiz mineye daha yüksek bağlanma mukavemetine sahiptir(66).

Başka bir çalışmada, bir hibrid iyonomerin kimyasal olarak sertleşen ve ışıkla sertleşen versiyonlarının, kompozit rezine göre 15, 30 ve 80 N yük altında başarılı olma olasılığı daha düşük bulunmuştur(67).

Steffen ve ark. yapmış olduğu sistemik derlemede mevcut kanıtların, 12 ay sonra ortodontik braket bağlanmasının başarısızlık oranı açısından rezin modifiye cam iyonomer siman ve kompozit rezin yapıştırıcıları arasında bir fark olmadığını, ancak 14 aydan uzun sürede başarının kompozit rezin yapıştırıcıların lehine olduğunu, bununla birlikte, seçim, tespit ve performans yanlılığı riskinin yüksek olması ve bu nedenle gözlemlenen deneme sonuçlarını gerçek sonuçlardan önemli ölçüde uzaklaşmış olabileceğini bildirmiştir. Sonuç olarak rezin modifiye cam iyonomer siman veya kompozit rezin adezivlerle ortodontik braketlerin klinik debonding (başarısızlık) oranlarının aynı olup olmadığı sorusuna daha kesin cevap verebilmek için daha fazla yüksek kaliteli randomize kontrollü çalışmalara ihtiyaç vardır(68).

2.2.3.3. Poliasitle Modifiye Edilmiş Kompozit Rezinler (Kompomerler)

Kompomerler, florür salan silikat camlara sahip poliasitle modifiye edilmiş monomerler içerir ve susuz formüle edilir. Bazı kompomerler, ek florür salınımı sağlayan modifiye monomerlere sahiptir. Sertleşme esas olarak ışıkla polimerizasyon ile gerçekleşir, ancak kompomer yerleştirildikten sonra tükürük ile teması sonrası su absorbe eder ve asit-baz reaksiyonu da meydana gelir. Florür transferi için su absorpsiyonu önemlidir(57).

Kompomerlerde bulunan daha düşük cam iyonomer miktarı nedeniyle, florür salınım miktarı ve süresi, cam ve hibrit iyonomerlerinkinden daha düşük,

rezinlerinkinden daha yüksektir(57,69). Ayrıca kompomerler, florür tedavisinden veya florürlü diş macunlarının kullanımından sonra cam ve hibrit iyonmerler kadar şarj olmazlar(57).

2.2.3.4. Rezin Simanlar

Rezin simanlar, düşük film kalınlığına ve uygun çalışma ve sertleşme sürelerine izin verecek şekilde doldurucu ve başlatıcı içeriğine sahip düşük viskoziteli kompozit malzemelerdir. İnleyleylerden sabit köprülere, prefabrik postlardan ortodontik apareylere kadar geniş bir uygulama alanına sahiptirler. Düşük mukavemetli seramik ve laboratuvarında işlenmiş kompozit restorasyonların yapıştırılması için kullanılması zorunlu malzemelerdir, ancak özellikle ekstra retansiyonun gerekli olduğu durumlarda döküm restorasyonlarla da kullanılabilirler. ISO spesifikasyonu 4049 (2009), rezin simanları sertleşme moduna göre sınıf 1 (kendiliğinden sertleşen), sınıf 2 (ışıkla sertleşen) ve sınıf 3 (dual cured) olarak sınıflandırır. Ticari ürünlerin çoğu, kimyasal ve ışık aktivasyon mekanizmalarını birleştiren dual kürdür(57).

Sınıf 1 ve sınıf 3 malzemeler tipik olarak elle veya otomatik olarak karıştırılan iki hamurlu sistemlerdir (baz ve katalizör). Kendinden sertleşen ve dual sertleşen malzemeler opak veya yarı saydam olabilir ve seramik restorasyonların simantasyonu için belirtilenler genellikle birkaç renkte sunulur. Işıkla sertleşen malzemeler, lamine seramik restorasyonların (estetik simanlar) veya ortodontik braketlerin yapıştırılması için endikedir(57).

Kendiliğinden sertleşen kompozitlerin polimerizasyon reaksiyonu, bir peroksit başlatıcı (universal pasta) ve bir amin hızlandırıcı (katalizör pasta) ile oda sıcaklığında kimyasal olarak başlatılır. Işıkla sertleşen kompozitlerin polimerizasyonu, yaklaşık 465 nm'lik görünür mavi ışıkla tetiklenir; bu genellikle kamforkinon gibi bir foto-duyarlılaştırıcı tarafından absorbe edilir ve üretim işlemi sırasında monomer karışımına %0,1 ila %1,0 arasında değişen miktarlarda eklenir. Dual kürlenmiş ürünler, polimerizasyon reaksiyonunu gerçekleştirmek için kimyasal ve hafif aktivasyonun bir kombinasyonunu kullanır. Bu formülasyonlar, ışık aktivasyonunun ardından kendi kendine veya kendi kendine sertleşmeye izin veren başlatıcılar ve hızlandırıcılar içerir(57).

İlk ve en popüler adeziv rezinler, kimyasal olarak sertleşen, iki pastalı (macun), adeziv sistemlerdi. Bu adeziv sistemde karıştırmadan hemen sonra polimerizasyon başladığından, kullanıcı sertleşme süresini kontrol edemez, bu nedenle braketin diş yüzeyine doğru şekilde konumlandırması bu durumdan etkilenirdi. Ayrıca, elle karıştırma, daha zayıf bir bağ kuvveti ile sonuçlanan hava kabarcıklarını içerebilir(70).

Ardından, tek adımlı veya karıştırmasız ortodontik adeziv materyaller geliştirildi. Bu sistemde pürüzlendirildikten sonra kurutulmuş mine yüzeyine ve braket tabanına ince bir likit aktivatör uygulanır. Pasta braket tabanına konur ve braket daha sonra mine yüzeyine sıkıca yerleştirilir. Aktivatör ve bağlayıcı pasta (bonding paste) arasındaki temas rezinin polimerizasyonunu başlatır(71).

Işıklı sertleşen rezinler üzerindeki ilk çalışmalar Tavas ve Watts tarafından yayınlanmıştır(72). Bununla birlikte, görünür ışıklı aktive olan direkt bonding malzemelerinin çoğu kısa zamanda ticari olarak temin edilebilir hale gelmiştir. Görünür ışık (genellikle 450-470 nm dalga boyu) uygulandığında rezin adezivde hızlı bir polimerizasyon meydana gelir ve bu ışığın uygulanmasıyla polimerizasyon başladığı için neredeyse sınırsız çalışma süresi vardır. Bu çalışma süresi braketlerin daha doğru pozisyonlandırılması için gereken süreyi hekime tanır(71).

2.2.4. Polimerizasyon için Kullanılan Işıklı Cihazları

Sabit ortodontik tedavide kullanılacak ataşmanların ışıklı sertleşen adezivler kullanılarak yapıştırılması hekime daha uzun süre çalışma süresi tanır. Bu çalışma süresi braketlerin daha doğru pozisyonlandırılması ve çevreye yayılan kompozit artıklarının temizlenmesi için hekime zaman tanır. Bu avantajlarının yanı sıra diğer adezivlere göre daha iyi fiziksel özellikler göstermesi ışıklı sertleşen adezivlerin son yıllarda popüler olarak kullanılmasına sebep olmuştur. Işıklı polimerize olan adezivlerin dezavantajı ise hasta başında geçen zamanın artmasına sebep olmasıdır. Bu dezavantajı giderebilmek için daha güçlü ışık cihazları geliştirilmiştir.

2.2.4.1. Geleneksel Halojen Işık Cihazları

Geleneksel halojen ışık cihazları kullanılarak üretilen mavi ışıkla polimerizasyon halojen ışık cihazının sahip olduğu dezavantaja rağmen ortodontik adezivlerin yapıştırılması için uzun yıllar boyunca kullanılan en popüler yöntem olmuştur.

Görünür ışıkla polimerizasyon yaklaşık 1980 yılında tanıtılmıştır(73) Görünür ışıkla rezinlerin polimerizasyonu, 470 nm dalga boyu spektrumunda ışığa duyarlı olan kamforkinonun varlığına dayanır(74,75). Halojen ışık kaynaklarının çoğu 400 nm ile 520 nm arasında değişen geniş dalga boyu genişliğine sahiptir ve ışık yoğunluğu genellikle yaklaşık 400 mW/cm²'dir. Geleneksel halojen ışık cihazları kullanılarak yapıştırılmış metal braketlerin polimerizasyon süresi değişkendir. Örneğin, Transbond XT üreticisi (3M Unitek, Kaliforniya, ABD) 20 saniyelik bir kürleme önermektedir, ancak Oesterle ve ark. 40 saniyelik kürleme ile daha güçlü bağ meydana geldiğini ileri sürmüştür(76).

Bir tungsten filamanın ısıtılmasıyla ortaya çıkan parlaklık halojen lambaların ışık üretmesini sağlar ve bu ışık çok geniş spektrumdaki atomları etkileyebilir. Bu nedenle, rezin kompozitlerin polimerizasyonu için gerekli olan mavi ışık bölgesini sınırlandırmak için filtreler ihtiyacı vardır. Bu filtreler sayesinde ışık cihazı sadece mavi ışığın geçişine izin vermektedir. Dental materyalleri polimerize etmek için kullanılan halojen ışık cihazlarının birçok dezavantajı vardır. Örneğin halojen lambaların etkin çalışma ömrü 100 saattir. Ayrıca bu cihazların ampulü, reflektörü ve filtresi, yüksek çalışma sıcaklıkları ve çalışma döngüleri sırasında üretilen büyük miktardaki ısı nedeniyle zamanla bozulabilir. Bu durum zamanla polimerizasyon etkinliğinin azalmasına, yetersiz fiziksel özelliklere ve restorasyonun erken dönemde başarısız olma riskinin artmasına neden olur(77).

2.2.4.2. Argon Lazerler

Ortodontik adeziv malzemelerdeki gelişmelere rağmen, ortodontik ataşmanların yapıştırılması için polimerizasyon süresinin azalması klinik başarının önemli bir yönüdür. Son zamanlarda, argon lazer, kompozit rezinlerin hızlı, güvenli

ve etkili polimerizasyonu için geleneksel ışık cihazlarına alternatif olarak piyasaya sürülmüştür(78).

Görünür ışıkla polimerizasyon sağlayan cihazlar tipik olarak 400 nm ile 520 nm arasında geniş (120 nm) bir bant aralığına sahip ışık üretir(78–80). Ortaya çıkan enerji yoğunluğu genellikle 400 mW/cm² civarındadır ve ışık yoğunluğu mesafe arttıkça geometrik olarak azalmaktadır(78,80,81). Buna karşılık, lazer ışığı, uzaysal ve zamansal olarak aynı fazda olan paralel dalgalar halinde hareket eden tek, dar bir dalga boyu bandına sahiptir(78,81).

Argon lazer, öncelikle azaltılmış polimerizasyon süresi nedeniyle alternatif bir ışıkla sertleştirme kaynağı olarak önerilmiştir(82,83) Lazer ışığı monokromatiktir, koherent yayılım gösterir ve hizalanabilir(84) Argon lazer, yaklaşık 800 mW/cm² yoğunlukta, görünür ışık spektrumunun dalga boyunu (454 nm ile 496 nm arasında) kapsayan bir bant genişliği içinde çalışır. Argon lazerin dalga boyu özgüllüğü, herhangi bir boşa harcanan veya kullanılamaz emisyon olmaksızın önemli enerji yoğunluğu ile koherent (üretilen fotonların dalga boylarının aynı olması) şekilde görünür ışık yayma yeteneği ile birleştiğinde, konvansiyonel ışık cihazlarına göre %75'e kadar daha kısa sürede polimerizasyon sağlar(85).

Birçok araştırmacı daha kısa süre uyguladıkları argon lazer ile geleneksel haojen ışık cihazı kullanarak elde ettikleri rezin dayanıklılığını kıyaslanabilir bulmuştur. Cobb ve ark., Shanthala ve ark., Talbot ve ark. 10sn argon lazer uygulamasını 40sn konvansiyonel ışık uygulaması ile kıyaslayınca eşit veya daha yüksek yapışma kuvveti elde etmişlerdir(86–88). Bu avantajlarının yanında diğer ışık cihazlarına göre büyük olması ve pahalı olması argon lazerlerin dezavantajıdır.

2.2.4.3. Plazma Ark Işıkları

Xenon plazma ark lambası 1950'lerden beri kullanılmaktadır. Dünya atmosferinde doğal olarak oluşan bir eser gaz olan ksenon gazı, sıvı havanın fraksiyonel damıtılmasıyla üretilir. Ksenon gazından bir elektrik akımı geçtiğinde, gaz iyonize olur ve kabaca eşit sayıda negatif ve pozitif yüklü parçacıklardan oluşan bir plazma oluşturur. Lamba genellikle ksenon gazı ile doldurulmuş bir kuvars tüp içinde bir tungsten anot ve katoda sahiptir. Tüpteki ksenon gazı düşük basınçtayken

mavimsi beyaz bir ışık yayar ve daha yüksek basınçta gün ışığına benzer spektrumda ışık yayar. Bu nedenle, ksenon lambalar, son derece kısa, yoğun ışık flaşları üretmek için fotoğraf flaşlarında ve gün ışığına yakın bir renk sıcaklığına sahip parlak bir ışık üretmek için sinema projektörlerinde yaygın olarak kullanılır. Uygun şekilde filtrelenmiş bir ksenon plazma ark ampulünün yüksek yoğunluğu, üretilen ışığın, ortodontik yapıştırıcılar da dahil olmak üzere kompozit rezinlerin hızlı polimerizasyonunu sağlamak için kullanışlı hale getirir(76).

Oesterle ve ark. geleneksel halojen ışık cihazlarının 40 saniye kullanılmasıyla elde edilen sertleştirmeye kıyasla eşit veya daha güçlü bir bağ için ksenon plazma ark ışığının 6 ila 9 saniye kullanılmasının muhtemelen en iyisi sonucu oluşturacağını iddia etmişlerdir ve önerilen 2 veya 3 saniye ışığa maruz kalma süresinin, muhtemelen yeterli bir polimerizasyon elde etmek için yetersiz olduğunu ileri sürmüşlerdir. Test edilen ksenon ışığı, geleneksel ışığa göre 4 kat daha yoğun olduğu için, maruz kalma süresi de 4 kat azaltılabilir. Bu tür ışıkla sertleşen ünitelerin kullanımı, bir çalışmada braket başına 2 saniye(89) ve diğerinde braket başına 3 saniye(90) tavsiye edilen kür süresi ile ortodontik amaçlar için kullanımı önerilmiştir.

Signorelli M ve ark. 6 saniye boyunca plazma ark ışığıyla bağlanan braketlerin, 20 saniyelik sertleşme süresine sahip halojen ışığına kıyasla benzer bir bağ gücü ürettiğini, plazma ark ışığıyla önerilen kürleme süresinden (10 saniye) daha uzun bir süre kürleme yapmanın istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek ortalama bağ kuvveti üretmediğini; 2 saniyelik kür süresinin, klinik olarak kabul edilebilir aralık içinde olmasına rağmen, önemli ölçüde daha düşük güç gösterdiğini, plazma ark ışığının kullanılması, braket düşme oranını artırmadan koltuk zamanından tasarruf sağlayabildiği sonucuna varmıştır(91).

1990'ların sonunda ksenon plazma ark ampulü kullanılarak üretilen ışık, argon lazerlerinkine eşdeğer ama daha az maliyetle polimerizasyon süresini azalttığını vaat etmiştir. Bu plazma ark ışıkları argon lazer kadar olmasa da geleneksel halojen ışık cihazlarına göre pahalıdır.

2.2.4.4. Işıık Veren Diyotlar (LED)

Işıık yayan diyot (LED) teknolojisi, görünür ışııkla sertleşen dental materyallerin polimerize olması için alternatif olarak önerilmiştir. Geleneksel halojen bazlı sertleştirme ünitelerine özğü ampulün, filtrenin ve fotoiletkenin zamanla bozulması gibi sınırlamaların üstesinden gelmeyi amaçlamıştır. Halojen ampullerde kullanılan ısıtılmış filament yerine, LED'ler elektrolüminesans ile ışıık üretmek için yarı iletken (p-n bağlantıları) bağlantılar kullanılır. Yarı iletken genellikle galyum nitrürden (galyum nitrür LED'ler) oluşur; böylece üretilen ışıık, görünür spektrumun mavi bölgesinde yayılır, böylece bu kürlleme ünitelerinde herhangi bir filtreye gerek kalmaz(92). Mavropoulos ve ark. yapmış olduğı *in vitro* çalışmanın sonucunda, yakın zamanda piyasaya sürülen yoğun LED kürlleme cihazlarının, ortodontik ataşmanları verimli bir şekilde yapıştırmak için gereken polimerizasyon süresini sadece 10 saniyeye indirebileceğini göstermiştir. Halojen lambalarla karşılaştırıldığında, yeni LED kürlleme ünitelerinin çalışması için 10 kat daha az güç gerekir, bu da onları kablosuz cihazlarda taşınabilir kullanım için uygun hale getirir. Ayrıca nispeten az bozulma ile 10,000 saatlik bir ömre sahiptirler ve şok ve titreşime karşı dayanıklıdırlar. Ayrıca nispeten ucuz olmaları onları ortodontide braket yapıştırma için son derece umut verici bir alternatif haline getirir(93).

2.2.5. Braketler

Ortodontik braketler, dişleri hizalayıp düzelten ve kişinin ısırma fonksiyonunu iyileştirecek şekilde dişleri pozisyonlandırmaya yardımcı olan ve aynı zamanda diş sağlığını iyileştirmeye çalışan cihazlardır. Genellikle maloklüzyonları, derin kapanışları, çapraz kapanışları, açık kapanışları, derin kapanışları, çapraşıık dişleri, diş ve çenedeki diğđer çeşitli kusurları düzeltmek için kullanılırlar. Diş telleri genellikle dişleri ve çeneleri şekillendirmeye yardımcı olmak için diğđer ortodontik cihazlarla birlikte kullanılır. Mineye yapıştırılan ortodontik braketler ark telinin uygulayacağı kuvveti dişe iletmeyi sağlar.

Yapıştırılan braketler 1970'lerin ortalarında kullanıma sunulmuştur. Geleneksel bantlara göre braketlerin çeşitli avantajları vardır(94)

Hiçbir interproksimal bileşeni yoktur; böylece yapıştırmadan önce seperasyona gerek yoktur.

Yerleştirmeleri ve çıkarmaları daha kolaydır.

Bantlardan daha hassas bir şekilde yerleştirilebilirler.

Daha estetik ve daha hijyeniktirler.

Tedavi sırasında interproksimal strippinge izin verir.

Kısmen sürmüş dişlere de uygulanabilirler.

2.2.5.1. Metal Braketler

Seramik ve polikarbonat braketlerden daha az estetik olmasına rağmen, metal braketler hala sabit ortodontik apareyler arasında tercih edilen sistemi temsil etmektedir. Yapışmaları, bir mesh (ağ) tabana veya oluk-oyuklara sahip bir taban aracılığıyla mekanik tutunmaya dayanır. Avantajları şunları içerir: ark teli ile braket yuvası arasında nispeten düşük sürtünme seviyeleri, kırılmaya karşı daha fazla direnç, debondingin daha kolay olması, debonding sırasında mine yüzeyinde düşük hasar riski ve daha az plak birikimi. Bununla birlikte, braketlerin kenarlarında siyah veya yeşil noktalar olarak ortaya çıkabilen korozyon gibi bazı dezavantajlar da sunarlar(95). Bu lekeler kullanılan paslanmaz çelik alaşımının tipine, braket taban tasarımına ve yapısına, ağız ortamına, galvanik etkiye ve termal geri dönüşüme bağılı olabilir.

2.2.5.2. Estetik Braketler

Aygıtların estetik görünümünü iyileştirmek için üç olasılık denenmiştir:

- Paslanmaz çelik braketlerin görünümünü değıştirmek veya boyutunu küçültmek
- Apareyin dişlerin lingual yüzeylerine yerleştirilmesi
- Braketlerin yapıldığı malzemenin değıştirilmesi

Metal braketleri diş rengindeki bir kaplama ile kaplatmak için yapılan erken girişimler, kaplamanın brakete yapışmaması ve yarı saydam olması nedeniyle

başarısız olmuştur. Daha küçük braketler, geleneksel boyuttaki cihazlara göre yalnızca sınırlı estetik avantaj sunmuştur. Lingual ortodonti, sabit apareyi dişlerin lingual yüzeylerine konumlandırarak estetik kriterleri karşılamıştır.

2.2.5.2.1. Polikarbonat Braketler

Farklı malzemelerden braketler üretmeye yönelik ilk girişimler, polikarbonat kullanımını içermiştir. Bu braketler, tedavinin erken aşamalarında estetik olarak tatmin edici olmakla birlikte, zamanla görünümünde bozulmalar meydana gelmiş, uzun tedavilere dayanacak veya tork iletecek kadar güçlü olmadığı anlaşılmıştır(19). Bazı üreticiler, ark telleri ile yuva arasındaki sürtünmeyi azaltmak ve estetik çekiciliğini korurken daha iyi bir tork aktarımına izin vermek için metal yuvalı polikarbonat braketler üretmeye çalışmışlardır(96). Metal yuvalı polikarbonat braketler tork stresi altında daha düşük deformasyon göstermiştir(97). Polikarbonat braket tabanı kimyasal retansiyon yoluyla diş yüzeyine bağlanır.

2.2.5.2.2. Seramik Braketler

Seramik braketler ilk olarak 1986 yılında kullanıma sunulmuştur. Hemen hemen tüm ortodontik braketlerde kullanılan seramik materyal, polikristalin veya monokristalin formundaki alüminadır. Seramiklerin estetik özelliklerine ve metalik braketlerin mekanik özelliklerine sahip bir malzemeye duyulan ihtiyaç, klinik ve endüstriyel araştırmaları zirkonyum braketlerin geliştirilmesine yöneltmiştir: bu braketler estetik ve sertlik, aşınmaya karşı direnç, mekanik kayma sırasında sürtünme katsayısında azalma, nemli sıcaklıkta stabil kalma ve ağız sıvılarına karşı dirençli olma gibi mekanik nitelikler göstermiştir(94).

Halihazırda iki tip seramik braket tabanı bulunmaktadır. Tabanında girinti ve andırkatlar bulunan braketler mekanik retansiyon yardımıyla mineye bağlanırken; tabanı silika camla kaplanmış pürüzsüz seramik braketler silan kullanılarak kimyasal olarak mineye bağlanır(98). Mekanik bağlanma ataşmanların debondingi için daha kolay ve güvenlidir. Bu tip ataşmanların yapıştırılması için karıştırılmayan adezivler önerilmemekle birlikte klinisyenler daha çok ışıkla sertleşen adezivleri tercih etmektedir(94).

Ortodontik braketler için alümina kullanmanın avantajı, görünümünün çok iyi olması, kimyasal direncinin mükemmel olmasıdır. Dezavantajları ise süneklikten yoksun olması ve üretilmesinin zor ve pahalı olmasıdır. Seramik braketlerin potansiyel klinik problemlere yol açan mekanik özellikleri, düşük kırılma tokluğu, süneklik eksikliği ve sertliktir. Düşük kırılma tokluğu, paslanmaz çelik braketlere göre daha yüksek braket kırılma oranına yol açar. Gerilim altında metal braketler, seramik braketlerin başarısız olduğu yüklerden daha düşük yükler altında deforme olmaya başlar, ancak seramik braketler, plastik deformasyon olmadan, kırılma noktasına gelerek kırılır. Ark tellerine ilave tork verilmesi, bağlantı kanadı kırıklarına neden olabilir. Bir ark teli bağlandığında, seramik braket kırılmasının en yaygın alanlarından biri olan bağlantı kanadının altına çekme kuvvetleri uygulanır. Bu nedenle seramik braketler kullanıldığında kesici dişlerin son pozisyonunu tamamlamak için tork yardımcılarının kullanılması gerekebilir(94).

Seramik braketler mineden çok daha serttir ve oklüzal etkileşimler varsa mineyi hızla aşındırabilir. Seramik braketler yalnızca üst çene diş kavsine yerleştirilip alt çene diş kavsinde çelik braketler kullanılırsa bu risk büyük ölçüde önlenir ve çoğu durumda bu kombinasyon tercih edilir. Ayrıca, seramik braketler ortodontik tel ve slot arasında paslanmaz çelik braketlere göre daha fazla sürtünme üretir, bu nedenle optimal kuvvet seviyelerini ve ankraj kontrolünü belirlemek zordur. Statik ve kinetik sürtünme kuvvet değerleri, braket ile tel arasındaki açının artması ve tel boyutu ile doğru orantılıdır. Yakın zamanda, piyasaya metal yuvalı seramik braketler sunulmuştur. Bu tasarım, kayma mekaniği sırasında oluşan sürtünmeyi azaltmayı amaçlamıştır.

Seramik braketlerin bir diğer dezavantajı, debonding sırasında oluşabilen mine hasarı riskidir. Çok yüksek bağlanma gücü, tedavi sonunda bu braketleri çıkarırken mine çatlaklarına neden olabilir.

2.2.5.3. Kapaklı Braketler (Self Ligating Brackets)

Kendinden bağlamalı braket sistemi olan Russell Lock sistemi ilk olarak Stolzenberg tarafından 1930'ların başlarında geliştirilmiş olmasına rağmen, kendinden bağlamalı braket kavramı 1970'lerin başına kadar çok az ilgi görmüştür. Self ligating braket kapak sistemi ark teline temas edip etmemesine göre ikiye ayrılır.

Ark teline temas eden kapaklı braketler ‘aktif’ kapaklı sistem; temas etmeyenler ise ‘pasif’ kapaklı sistem olarak isimlendirilir. Aktif veya pasif self ligatinlerin her biri, slotu tüpe dönüştürmek için braketin hareketli dördüncü duvarını kullanır. Böylece paslanmaz çelik veya elastomerik ligatüre olan ihtiyacı ortadan kaldırır.

Bu sistemler piyasaya çıktığından beri, geleneksel braketlere kıyasla kendilerine atfedilen çeşitli avantajlara yol açan çok sayıda çalışmaya tabi tutulmuşlardır. İddia edilen ana fayda, sürtünmede meydana gelen azalmadır. Yani klinik olarak kaymaya karşı daha az direnç vardır, bu nedenle hizalama, boşluk kapatma ve genişletme sırasında daha fazla etkinlik ve verimlilik ayrıca hasta konforu ve toplam tedavi süresinde azalma ile sonuçlanır(99).

2.3. Farklı Bitirme Yöntemlerinin Mine Yüzeyine Etkisi

2.3.1. Debonding

Debondingin hedefi diş yüzeyinden ataşman ve adeziv rezinin uzaklaştırılmasını sağlamak ve bunu yaparken diş yüzeyini iatrojenik hasara uğratmadan mümkün olduğunca tedavi başındaki işlem görmemiş diş yüzeyi haline getirebilmektir. Bu hedeflere ulaşmak için doğru tekniği kullanmak çok önemlidir. Debonding, yanlış teknikle veya dikkatsizce yapılırsa gereksiz yere zaman alabilir ve mineye zarar verebilir.

Debonding iki aşamaya ayrılabilir: braketlerin çıkartılması ve artık adezivlerin temizlenmesi

2.3.1.1. Paslanmaz Çelik Braketlerin Çıkartılması

Pensler yardımıyla braketlerin debondingini sağlamanın birkaç farklı prosedürü vardır. İlk yöntem bird beaked pensin uçlarını braket tabanının mesial ve distal kenarlarına yerleştirip braket tabanının diş ile olan bağlantısını kesmektir. Bu amaç için kullanılan birkaç pens mevcuttur. Daha nazik olan diğer teknik, braket kanatlarını meziodistal olarak sıkmak ve braketin sıyırma kuvveti ile kaldırmaktır. Bu özellikle kırılğan, mobil veya endodontik tedavi görmüş dişlerde faydalıdır. İkinci teknikte braket kolayca deforme olacağı için hastada tekrar kullanılmak istenirse kullanım şansı olmayabilir. Debondingte önerilen yöntem 095 Orthopli braket

sökücü pensi braketin gingivaline gelecek şekilde yerleştirip 45 derecelik açıyla dışarı doğru kaldırılmasıdır. Bu yöntem braketleri sağlam şekilde diş yüzeyinden ayırdığı için istenirse tekrar kullanıma hazır hale getirtilebilir ayrıca hızlı ve nazik bir tekniktir.



A.



B.

Şekil 1. A. Bird beak pens B. 095 Orthopli braket sökücü pensi

2.3.1.2. Seramik Braketlerin Çıkartılması

Seramik braketlerin kullanıma sunulmasıyla birlikte, debonding kaynaklı mine kırılması ve mine kayıpları üzerine yeni bir endişe ortaya çıkmıştır. Braket kimyasındaki ve bağlanma mekanizmalarındaki farklılıklar nedeniyle, çeşitli seramik braketler, debonding sırasında farklı davranır. Örneğin, mekanik olarak bağlanan seramik braketler, kimyasal retansiyonla bağlanan braketlere göre debondingte daha az soruna neden olur. Yeni üretilen seramik braketler, mekanik bir kilit tabana ve braketin sıkarak ayıracak dikey bir yuvaya sahiptir. Ayrılma braket-adeziv ara yüzündedir ve mine kırılması riski azdır.

Seramik braketler, braket sökücü pens ile sıkıldığında bükülmez. Braketlerin, braket-adeziv ara yüzüne meziodistal olarak yakın yerleştirilmiş bird beak pensin uçları braketin kademeli basınçla kesmesi, yatay mine çatlaklarına neden olabileceğinden önerilmez. Seramik braketlerin su soğutucusu olmadan düşük hızda kesilmesi diş pulpasında kalıcı hasara veya nekroza neden olabilir. Bu nedenle kesim yapılan yerlerin suyla soğutulması gereklidir. Ultrasonik debonding braket ve adeziv ara yüzüne geleneksel debondinge göre çok daha düşük seviyelerde kuvvet uygulayarak debondingi sağlar. Fakat bir dişin debondingi için ortalama 30-60 saniye gereklidir. Bu süre geleneksel debonding ile kıyaslanınca (1-5 sn.) bir dezavantajdır. Ayrıca ultrasonik uçların seramik gibi sert bir materyale temasından ötürü zaman

içerisinde aşınması ve bu uçların pahalı olması diğer dezavantajlarıdır. Termal debonding ve lazer kullanımı, daha az travmatik olma ve mine hasarı için daha az riskli olma potansiyeline sahiptir, ancak bu teknikler henüz başlangıç aşamasındadır.

2.3.2. Artık Adezivlerin Temizlenmesi

Ortodontik braketlerin dişlerin hizalanması amacıyla yapıştırılması, yaygın olarak kabul edilen ve evrensel olarak kullanılan bir tedavi yöntemidir. Mevcut yapıştırıcılar ve mine arasındaki renk benzerliği nedeniyle, kalan yapıştırıcının tamamının tamamen çıkarılması kolayca sağlanamaz. Pek çok hasta, kabul edilemez bir hata olarak rezinin eksik çıkarılması ile bırakılabilir. Mevcut kalıntıların zamanla estetik olmayan bir şekilde renginin değişmesi muhtemeldir(100).

Ortodontik ataşmanların yapıştırılması için asitle aşındırma tekniğinin tanıtılmasının klinik ortodontik tedavide önemli bir ilerleme olduğu kanıtlanmıştır ve literatür ilgili raporlarla doludur. Bu durumun aksine, diş minesini üzerinde debonding etkileri hakkında bilgi eksikliği vardır. Çoğu klinisyen, deneme yanılma yöntemine dayanarak kendi debonding ve polisaj donanımını geliştirmiştir. Gwinnett ve Gorelick kullanılan, uygulanan ve önerilen birçok yöntemin mine yüzeyine zararlı olduğuna dikkat çekmiştir(101).

Debonding sonrası arta kalan adezivlerin mekanik olarak temizlenmesi için literatürde birçok yöntem bulunmaktadır. Bunlar adeviz temizleyici pensler, ultrasonik cihazlar, yüksek ve düşük devirde kullanılan tungsten karbid frezler, paslanmaz çelik frezler, elmas frezler, aşındırıcı diskler ve lazer uygulamalarıdır.

2.3.2.1. Adeziv Temizleyic Pensler

Relief ve Denys birçok farklı bitime yöntemini karşılatırdıkları çalışmada debonding için no349 braket sökücü pensi kullanmışlardır. Araştırılan prosedürlerden adeziv temizleyici pens olarak no349 braket sökücü pens kullanımı sonrası mine yüzeyinin SEM görüntüleri incelenmiştir.

Braket sökücü pensin plastik ucu dişin kesici kenarına yerleştirilip, braket söken keskin ucu ise debonding sonrası arta kalan rezini çıkartmak için kullanılmıştır(102). Bu yöntem premolar, kanin gibi vestibül yüzü kurvatürlü olan

dişlerde hızlı ve sıklıkla başarılı olmasına rağmen kurvatürsüz olan kesici dişlerde daha az kullanışlıdır. Bu yöntem kullanılırken dikkatli olunmalıdır, çünkü mine yüzeyinde önemli çizikler oluşturma ihtimali vardır(100).

2.3.2.2. Küret

Küretler 2 kenarı da kesici özelliğe sahip orak şekilli el aletleridir. Özellikle supragingival dıştaşı temizliği amacıyla kullanılsa da debonding sonrası arta kalan rezinin kaldırılmasında da kullanılabilir. Yapılan araştırmalar küret ile temizlenmiş mine yüzeyinde belirgin oluklar oluştuğunu, ardından yapılan polisajın da tatmin edici bir yüzey oluşturmada yeterli olmadığını ileri sürmüştür(102).

2.3.2.3. Ultrasonic Temizleyiciler

Ultrasonik aletler, genellikle insan işitme duyusunun üzerinde kalan 20 kHz bir dalga frekansına sahip ultrason enerjisi kullanır. Şu anda diş hekimliğinde uygulanan ultrasonik frekans yaklaşık 25-40 kHz'dir.2 Ultrasonik aletlerin titreşim modu ve genliği, cihazların morfolojisine, yapı tasarımına, frekansına ve güç kaynağına bağlıdır(103). Node ve antinode titreşim gibi fiziksel özellikleri nedeniyle, ultrasonik aletlerin klinik uygulama için ideal bir titreşim yaratmak için uygun bir morfolojiye ve uyumlu frekanslara sahip yapı tasarımına ihtiyacı vardır(103).

Ultrasonik cihazlar debonding amacıyla kullanıldığı gibi debonding sonrası geride kalan adezivlerin temizlenmesinde de kullanılabilir. Ultrasonik scalerın ucunun yanlış açı ve sabit noktada tutulması mine yüzeyinde derin olukların oluşmasına sebep olabilir. Ayrıca zaman alıcı bir yöntem olması ve hastaların rahatsızlık duymasına sebep olması diğer dezavantajlarıdır(103).

2.3.2.4. Paslanmaz Çelik Frez

Debonding sonrası arta kalan adezivin temizlenmesi için paslanmaz çelik frezlerin kullanıldığı çalışmalar yapılmıştır. Literatür çalışmaları paslanmaz çelik bitirme frezinin, kalan adeziv rezini güçlükle kaldırdığı, frez bıçakları köreldiği için sık sık değiştirilmesi gerektiğini ve mine rezin arayüzünde polisaj sonrasında bile çıkarılamayan oyuklar ürettiğini bulmuşlardır(102).

2.3.2.5. Elmas Frez

Elmas frezler içerdikleri aşındırıcı granülleri sebebiyle minenin kaldırılması gereken protetik diş preparasyonu, restoratif kavite hazırlığı gibi durumlarda rutin olarak kullanılmaktadır. Elmas frezlerin adeziv artıklarını çıkartma etkinliğini araştırmak isteyen literatür çalışmalarından biri olan Retief and Denys' nin yapmış olduğu araştırmada süper ince elmas bitirme frezinin, rezini temizlerken mine yüzeyinde oluklar oluşturduğunu, parlatma işleminden sonra bile bu tırtıklı yüzeylerin devam ettiğini bulmuş ve kalan rezini çıkarmak için elmas bitirme frezlerin kullanılmaması gerektiğini önermişlerdir(104).

Zarrinnia K. ve ark. kalan rezinin ince bitirme elmas frez ile çıkarılması sonrası mine yüzeyinde gren boyutuyla orantılı olarak derin oluklar oluştuğunu, bu oyukların, cilalama prosedüründen sonra da devam ettiğini ve geriye kabul edilemez bir yüzey bıraktığını bulmuştur(105).

Phillips M. Campbell ise debonding sonrası mine yüzeyini incelediği çalışmada etkinliğini karşılaştırmak istediği 6 farklı adeziv temizleme aracının (yeşil taş, elmas frez, keskin bant sökücü, 30 oluklu tungsten karbit frez, crosscut tungsten karbit frez ve aşındırıcı diskler) öncelikle pilot çalışmasını yapmıştır. Pilot çalışma sonucunda yeşil taş, elmas bitirme frezi ve keskin bant sökücünün, klinik olarak ve taramalı elektron fotomikrograflarında görünür ciddi skar izi nedeniyle rezin çıkarma yöntemleri arasından bu materyalleri elimine etmiştir(106). Sonuç olarak alttaki mineye zarar vermeden rezinin çıkarılmasını kontrol etmek ve mine yüzeyinde oluşan aşınma oluklarını ortadan kaldırmak son derece zor olduğu için elmas bitime frezleri debonding sonrası kullanımı önerilmemektedir.

2.3.2.6. Tungsten Karbit Frez

Mine yüzeyinde debonding sonrası arta kalan adezivi temizlemek için en çok tercih edilen yöntem anguldruvaya uygun konik karbid frez kullanımıdır. Klinik deneyimler ve laboratuvar çalışmaları, mine hasarı olmadan hızlı bir şekilde adezivi temizlemek için yaklaşık 30,000 rpm'in optimal olduğunu göstermektedir. Mineyi çizmemek için frez hafif boyama hareketleri yapılarak kullanılmalıdır. Su, minenin kontrastını azalttığından, son kalan adezivler çıkartılırken su soğutma

kullanılmamalıdır. İnce oluklu tungsten karbid frezlerin 30,000 rpm'den daha yüksek hızlarda kullanılması adezivın kütleli olarak temizlenmesinde faydalı olmasının yanı sıra mine yüzeyini bozma ihtimali olduğu için mineye yaklaşıldığı zaman kullanımı önerilmemektedir. Tungsten karbid frezin 10,000 ve daha düşük rpm hızında kullanılması adeziv temizlemek için etkisizdir ve hastanın hissettiği artan titreşimden ötürü rahatsız edici olabilir(107).

Ralf J. Radlanski yeni geliştirilen tungsten karbid bitirme frezi ile geleneksel tungsten karbid bitirme frezinin minede oluşturdukları hasarı karşılaştırdığı çalışmada geleneksel karbid frezlerin rezini çıkarmanın yanı sıra bir miktar mineyi de kaldırdığı, yeni geliştirilen bitirme frezinin ise daha az agresif olduğunu bulmuşlardır. Aynı çalışmada konvansiyonel karbid bitirme frezlerinin özellikle yüksek hızda kullanılmasının mine yüzeyinde daha fazla çentik ve oluk oluşturduğu; daha düşük hızda ise bu çentiklerin daha az belirgin olduğuna dikkat çekmiştir. Bu izler, peş peşe yapılan birkaç polisaj işlemi ile azaltılabilse de amaç, debondingten sonra mine yüzeyi *kaldırılarak* yeni bir mine yüzeyi elde etmek olmamalıdır(108).

Relief ve Denys yaptıkları çalışmada literatür çalışmalarının ortak sonucunun aksine yeterli hava soğutması ile yüksek hızda çalıştırılan 12 bıçaklı bir tungsten karbid frez ile kalan rezinin çıkarılmasını önermiştir. Frez kullanımı sonrası oluşan çizikleri ortadan kaldırmak için de hafif basınç ve yeterli hava soğutması ile kullanılan dereceli cilalama diskleri veya Ceramists tekerlekleri ile alttaki minenin bitirilmesini son olarak da lastik cup ve pompa kullanımıyla polisajın tamamlanmasını önermiştir(102).

Gwinnett ve Gorelick debonding hakkındaki çalışmasında yüksek hızda kullanılan tungsten karbid frez ve düşük hızda kullanılan çelik frezlerin neden olduğu önemli mine kaybı ve polisaj sonrası kalan nispeten büyük çukurlar nedeniyle tungsten karbid frezlerin yüksek hızla kullanılmasını önermemiştir(101).

Zachrisson ve ark. debonding teknikleri üzerine yaptığı araştırmada mine yüzeyini temizlemek için uygun sonuçları tungsten karbid frez ile elde etmiştir. Düşük hızda çalıştırılan bu alet, en az çizik desenini ve en az mine kaybı üretmiştir ve bu frez gelişimsel oluklara, ulaşılması zor diğer alanlara erişilebilirlik açısından diğer tekniklere göre daha üstündür(109).

Ireland ve ark. yaptığı çalışmada mine temizliğinde, en büyük mine kaybına, ultrasonik scaler veya yüksek hızda tungsten karbid frez kullanımının sebep olduğunu; en az kaybın ise düşük hızda tungsten karbid frez kullanımının oluşturduğu sonucuna varmıştır(110).

2.3.2.7. Aşındırıcı Diskler

Aşındırıcı diskler genellikle alüminyum oksit, silikon karbid, garnet, zımpara ve kuartz gibi aşındırıcı partiküllerin polimer veya plastik ince bir zemin üzerine yapıştırılmasıyla elde edilir. Bu diskler daha iri grenliden başlayıp çok ince grenliye kadar kademeli olarak kullanılır. Retief ve Denys yapmış oldukları çalışmada arta kalan rezinin sırasıyla medium, ince, ultra ince sof-lex alüminyum oksit bitirme ve cilalama diskleri kullanılarak uzaklaştırılması sonucu üretilen yüzeylerin, yüzey düzensizliklerinde kademeli bir azalma olduğunu bulmuştur. Fakat bu işlem yavaş bir prosedürdür(102). Raquel ve ark. 12 bıçaklı tungsten karbid frez, arkansas taşı, alüminyum oksit sof lex diski ve enhance kompozit bitirme diskini kıyasladıkları çalışmada nispeten yeni olan Enhance bitirme sistemini (Dentsply Sirona, Charlotte, ABD) içeren bu çalışma, değerlendirilen yöntemler arasında önemli morfolojik farklılıklar gösterdiğini bulmuşlardır. Prisma Gloss ve ultra ince polisaj pastaları içeren Enhance Komposite Finishing Teknik diskleri ile braket çıkarıldıktan sonra en pürüzsüz mine yüzeyi elde edilmiş, Sof-Lex alüminyum oksit disklerinin kullanımı ile ikinci en iyi yöntem olarak bulunmuştur. Bununla birlikte, değerlendirilen tekniklerin hiçbiri, artık adeziv rezini mineden tamamen çıkaramamış ve taramalı elektron mikroskopik düzeyde, tümü minede önemli hasara neden olmuştur(111). Gwinnett ve Gorelick, orijinal, doğal emaye yüzeyi restore etmeye en yakın olanın yeşil lastik tekerlek ve ardından pomza veya kompozit bitirme macunu kullanımının olduğunu bildirmiştir(101). Raquel et al. yaptığı çalışmada, lastik tekerlekler değerlendirilmemiş olsa da, mine yüzeyine kompozit cila pastası kullanıldığında daha pürüzsüz bir yüzey elde edildiği ancak tüm yöntemlerin minede çiziklere neden olduğunu yazmışlardır(111). Bazı çalışmalar aşındırıcı disklerin tungsten karbid frezle artık rezin büyük bir bölümü kaldırıldıktan sonra polisaj amacıyla kullanılmasını önermektedir(102,105,109).

2.4. Direkt Dijital Model Elde Etme Yöntemleri

Ağız içi tarama sistemi hasta başında hızlıca uygulanabilen birkaç dakikalık bir tarama işlemi ile ağız ortamının üç boyutlu olarak görüntülenip kaydedilebilmesini sağlar. Bu yöntem ile elde edilen verilerden dijital ortodontik bir model oluşturulup bu model üzerinde ölçümler yapılabilir. Elde edilen dijital modellerin elektronik olarak bir laboratuvara gönderilmesi ile her türlü ortodontik aparey tasarlanarak üretilebilir. Dijital olarak gönderilen veriler nakliye masrafını düşürdüğü gibi laboratuvarda meydana gelebilecek sorunları da ortadan kaldırdığı için ürün üretiminin daha kısa sürede gerçekleşmesini sağlar(112).

Ortodontik tedavilerin çoğu uzun tedavi periyotları gerektirir ve ilk tanı modelinin bu süre boyunca saklanması gerekir. Ağız içi tarayıcılardan elde edilen dijital modeller, geleneksel alçı modellerinde olduğu gibi herhangi bir fiziksel yer kaplamaz ve ağız içi tarayıcı ile elde edilen dijital modellerin depolanması geleneksel alçı modellerin saklanmasına göre çok daha güvenli ve kullanışlıdır.

Klinikte uygulanan dijital ağız içi tarayıcılar hastanın ağız içi görüntüsünü doğrudan dijital olarak elde edilmesini sağlar. Bu yöntem, geleneksel yöntemlerle alınan ölçülere olan ihtiyacı ortadan kaldırabilir(113).

2.4.1. Cerec Omnicam (Sirona, Wals, Avusturya)

CEREC Omnicam uzun zamandır Dentsply-Sirona'nın en gelişmiş ağız içi tarayıcısı olmuştur. Omnicam, dünyada ağız içi taramayı başlatan ve bu nedenle uzun süredir piyasayı tekelinde tutan ilk şirket olan Alman Sirona tarafından üretilen önceki ağız içi tarayıcıların gelişimini ve teknolojik evrimini temsil eder.

2012'de tanıtılan ve iki farklı versiyonu (taşınabilir arabalı ve masaüstü kullanımlı) bulunan Omnicam, beyaz bir LED kullanan, optik üçgenleme ve eş odaklı mikroskopi ilkesi altında çalışan yapılandırılmış bir ışık tarayıcıdır. Son derece hızlı olup toz kullanımı gerektirmez. Tarayıcı orta büyüklüktedir ($228 \times 16 \times 16$ mm), ancak tarayıcı başlığı çok büyük değildir. Bu da, arka alanlarda (maksiller veya mandibular üçüncü molarlar) taramayı daha kolay hale getirir(114).

CEREC Omnicam teorik olarak kapalı bir sistemdir, çünkü sadece aynı şirketin CAD yazılımı tarafından açılabilen tescilli dosyaları (.CS3, SDT, CDT, IDT)

üretir. CEREC Connect'in piyasaya sürülmesiyle sistem kısmen açılarak kullanıcıya dosyalarını başka herhangi bir CAD yazılımı tarafından kullanılabilen STL formatına dönüştürme imkânı sağlamıştır. Hasta başı tarama sistemleri için Cerec 4.4, laboratuvar çalışmaları için Cerec inLAB yazılımları kullanılır. Ayrıca Omnicam, cerrahi şablonların hasta başında üretilmesini sağlayan cerrahi rehber için bir yazılıma (CEREC Guide) ve ortodontik uygulamalar için bir yazılıma (CEREC Ortho) sahiptir. Ancak ortodontik ara yüz uygulaması olan Cerec Ortho ile sadece ortodontik modeller elde edilebilir; tedavi planlaması ve aparey tasarımı için invisalign gibi farklı bir firma ile iş birliği yapılması gerekir(114).

2.4.2. İtero (Cadent, Inc, Carlstadt, NJ, ABD)

iTero dijital ölçü sistemi (Cadent Inc., Carlstadt, ABD) 2007 yılında satışa sunulmuştur(115). Hızlı dijital taramalar gerçekleştirmek için paralel bir konfokal görüntüleme sistemi kullanılır, 100,000 nokta lazer ışığı kullanılarak diş yapılarının odak derinliğini içeren 300'den fazla görüntü üretir. Bu odak derinliklerinin tümü, yaklaşık 50 µm aralığındadır(116). Paralel konfokal dijital tarama, dişlere herhangi bir materyal uygulamaya gerek kalmadan ağızda bulunan tüm elementleri ve materyalleri yakalar, supragingival ve subgingival preparasyonları doğru bir şekilde yansıtır(117).

Optik ölçü için dişler üzerine kamera yerleştirilir ve ses kontrollü sistem takip edilerek tarama yapılır. Tüm yapılar ve marjinler tam olarak kaydedilene kadar veri toplama için en iyi konumun ne olduğunu takip sistemi gösterir. Herhangi bir sarsıntı tespit edilirse sistem bir sonraki adıma geçmeden önce yeni bir tarama ister(118). Tarama sırasında ekstra bir aparata gerek yoktur. Veriler ayrıca STL formatındadır ve herhangi bir uyumlu yazılımda işlenebilir.

STL açık veri formatları, diğer restoratif veya ortodontik yazılım sistemleriyle uyumludur ve iTero, verilerin depolanması için bir bulut veri tabanı kullanır. iTero tarayıcı, OrthoCad ve Invisalign Clincheck yazılımı ile kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Bu, klinisyenlerin Invisalign teknolojisini kullanırken bir maloklüzyon için öngörülen tedavi planını kontrol etmesine ve ayarlamasına olanak tanır. Ayrıca, Invisalign Outcome Simulator yazılım programı, klinisyenlerin hasta eğitimi için maloklüzyon üzerine Invisalign plaklarıyla tedavi sonuçlarını simüle

etmelerini kolaylaştırmak için şirket tarafından tasarlanmıştır. Bu tarayıcı, Incognito Appliance sistemiyle de kullanılabilir(119)

2.4.3. Dwio (Dental Wings, Montreal, Kanada)

2015 Chicago Midwinter buluşmasında ilk versiyonu sunulan DWIO®, Multiscan Imaging™ teknolojisini kullanan ve el aletinin ucuna beş çift minyatür 3D tarayıcı entegre eden bir lazer tarayıcıdır. Bu ağız içi tarayıcının ana özelliğı, el aletinin gerçekten ince ve hafif olmasıdır. Bu başlık sayesinde ulaşılması zor alanlar zahmetsizce ve hastaya herhangi bir rahatsızlık vermeden taranılmasına olanak tanır. Başlangıçta toz kullanımını gerektiren tarayıcı, en son sürümü olan Virtuo Vivo için toz veya sprey kullanımına gerek yoktur. Dwio tarayıcı sisteminin dosya uzantısı .xorder ve .stl formatındadır(114). Klinisyenlerin tarama sırasında eldivenlerini çıkarmak zorunda kalmadan bilgisayarı kontrol etmelerini sağlamak için ses ve hareketle kontrol sistemine sahip iki versiyonu mevcuttur.

2.4.4. Trios (3Shape, Kopenhag, Danimarka)

Trios, dijital ölçü almaya yönelik ağız içi tarayıcının tescilli ticari adıdır. İlk olarak Aralık 2010'da 3Shape tarafından piyasaya sürülmüştür(119).

Trios3, saniyede 3000'den fazla iki boyutlu görüntü yakalamak için konfokal mikroskopi ve Ultrafast optikal tarama teknolojisini kullanmak üzere yapılandırılmış hafif bir tarayıcıdır. Daha sonra 1000 kadar 3D dijital resmi birleştirir. Pudra içermez ve Real Color Scan, HD Photo Function ve Digital Shade Determination teknolojilerini uygulayan yüksek kaliteli renkli görüntüler üretir. Trios3 ile renkli tarama, doğal diş yapısını ve dişeti dokularını ayırt etmeye yardımcı olabilir ve bu nedenle diş hekimlerinin kenar marjinlerini tanımlamasına yardımcı olabilir(114).

Ağız içi tarayıcı ünitesi iki şekilde mevcuttur. Trios Cart, entegre dokunmatik ekran yazılımı ve buna bağlanmış bir intraoral tarayıcı ile bağımsız bir mobil ünedir. Alternatif olarak, Trios Pod ise, bir diş ünitesindeki iPad, dizüstü bilgisayar veya monitöre bağlantı kurmak için kullanılabilen bir ağız içi tarayıcıdır. Ağız içi tarayıcının uçları otoklavlanabilir ve kullanım kolaylığı için el tipi tarayıcı 180 derece döndürülebilir. Açık STL dosya formatı, bu formatı destekleyen herhangi bir

programla uyumludur ve tarayıcıyla entegre edilmiş kablosuz ve Bluetooth bağlantısı bulunur. Ayrıca, bu cihaz doğruluğu korurken eksik tarama verileri alanlarını otomatik olarak yeniden oluşturma yeteneğine de sahiptir(119).

Trios tarayıcı, OrthoAnalyzer yazılım programı ile kullanılabilir. Bu yazılım, klinisyene overjet, overbite, çapraşıklık, boşluk, ark uzunluğu ve ark formunu ölçmede yardımcı olacak araçlarla tanı ve tedavi planlaması kolaylığı için tasarlanmıştır. Ayrıca Appliance Designer, ortodontik cihazların yapımı için CAD/CAM teknolojisi sağlar. Bu yazılım, özelleştirilmiş lingual cihazların üretimi için Incognito cihaz sistemleriyle birlikte kullanılabilir. 3Shape, Trios tarayıcı için klinisyenlere kurulum, kurulum ve gelişmiş özellikler hakkında bilgilerle birlikte tarayıcı teknolojisinin çeşitli yönleri hakkında bilgi veren bir uygulama geliştirmiştir(119).

2.5. Mine Yüzeyi için Pürüzlülük Tespit Yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğü materyalin belli bölgelerindeki yüzey dokusunda görülen çok ince düzensizlikleri tanımlar(120). Önceden belirlenmiş mesafe aralıklarında yüzeyin taranması ile elde edilen çeşitli parametreler yüzey pürüzlülüğünü açıklamak için kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde yüzey topografisinin ve pürüzlülüğünün incelenmesi amacıyla profilometre ve taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope: SEM) gibi cihazlar kullanılmaktadır. Son yıllarda atomik kuvvet mikroskopları da (Atomic Force Microscope: AFM) yüzey pürüzlülüğü değerlendirmelerinde ve yüzey analizlerinde kullanılmaktadır(121).

2.5.1. Profilometre

Profilometre dental materyallerin yüzey yapılarının değerlendirilmesi için yaygın olarak kullanılan yüzey analiz cihazlarından biridir. Cihazdaki özel uç sayesinde taranan yüzeyde pürüzlülük parametreleri kayıt altına alınmakta ve değerlendirilebilmektedir. Profilometre incelenen yüzeye temas edip etmemesine göre mekanik ve optik olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.

2.5.1.1. Mekanik Profilometre

Kontak profilometre optik profilometreden daha eskidir ve bu nedenle doğruluğunu daha fazla kanıtlamış bir tekniktir. Yüzey dokusunun ölçülmesine ilişkin mevcut ulusal standartlar, kontak profilometre kullanılarak tanımlanmıştır(122). Çapı 1,5-2,5 μm olan elmas ucun şekli değişebilmektedir(123). Chisel tip uçlar yüzeydeki tümsekleri tespit etmek için kullanılırken; konik uçlar mikropürüzlülük ölçümleri için kullanılır(124). Görüntü bu elmas uçlu kalemin 10 mm\dk hız ile dış yüzeyinde kayması sonucu elde etmektedir. Kalemin yüzey boyunca sürüklenmesiyle oluşan dikey hareketler analog veya dijital sinyallere dönüştürülür. Bu ölçüm yöntemi ile elmas uç dış yüzeyi ile sürekli temas halindedir ve yüzeye yaklaşık 0,05 ile 100 mg arası kuvvet uygular. Her ne kadar dikey hareketler ile geniş bir ölçüm aralığı (2 ile 250 μm) elde etse de elmas ucun mine yüzeyine hasar verme riski bulunmaktadır.

2.5.1.2. Optik Profilometre

Optik profilometre, herhangi bir yüzeyden topografik veriler çıkarmak için kullanılan bir cihazdır. Profilometreyi kullanarak yüzey morfolojisi ve yüzey pürüzlülüğü elde etmek mümkündür. Optik profilometre, fiziksel bir prob yerine ışık kullanır ve yüzeye doğrudan temas etmedikleri için mekanik profilometrinin sahip olduğu dezavantajlarının üstesinden gelebilir. Bu tekniğin ana elemanı olan ışığı yüzeye odaklayarak temassız ölçümler yapmak mümkündür(125).

2.5.2. Taramalı Elektron Mikroskopisi (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), dış sert dokularını in vitro olarak ölçmek için kullanılan ilk tekniklerden biridir ve günümüzde hala yaygın olarak kullanılmaktadır. SEM, elektronları numune yüzeyine saçar ve sonuçta alınan sinyaller, yüzey topografyası ve bileşimi hakkında bilgi sağlar. SEM görüntüleri geniş bir alan derinliğine sahiptir ve bu nedenle yüksek çözünürlüklü 3 boyutlu görüntüler verir. SEM ile 1 nm'den daha yüksek çözünürlüğe ulaşılabilir. Standart SEM cihazları yüksek vakumda, kuru ve iletken yüzeyleri incelemek için uygundur. Ancak düşük vakumda, nemli koşullarda, çok düşük sıcaklıklardan yüksek sıcaklıklara değişen koşullarda çalışabilen, çevresel taramalı elektron mikroskobu

gibi özelleşmiş cihazlar da mevcuttur (168). Herhangi bir işlem veya sürecin dış yüzeyine etkisi SEM ile en iyi şekilde incelenebilmektedir. Dış yapılarının mikron altı ve nanometre seviyelerinde görselleştirilmesi, karmaşık yüzey topografisini ve gelişmiş teknolojilerinin hata türünü anlamak için gereklidir. SEM ile çeşitli yöntem ve araçların dış yüzeylerinin topografisi ve morfolojisi üzerindeki etkinliği en iyi şekilde incelenebilmektedir (126). Bununla birlikte, SEM nicel bir ölçeğe sahip değildir, karşılaştırmalı değerlendirme için kullanılamaz ve yalnızca subjektif bilgi sağlamaktadır(127). Bu nedenle, SEM analizi yalnızca niceliksel değerlendirme yöntemleri için destekleyici bir araç olarak kullanılabilir.

2.5.3. Atomik Kuvvet Mikroskopisi (AFM)

Atomik kuvvet mikroskobu (AFM), bir atom (10^{-10} m) kadar küçük yükseklik değişikliklerini ölçebilir. Çok yüksek çözünürlüklü bir mikroskop şeklindedir. AFM numunenin yüzeyini tarayan kantilever parça içermektedir (126). Kantilever üzerindeki ucun, yüzey taraması esnasında kuvvetler etkisiyle bükülmesi sonucu görüntü elde edilmektedir. Tarayıcı ucun üzerine çok sayıda kuvvetin etki etmesi çeşitli kontrastlara neden olmaktadır ve elde edilen görüntü, yüzey topoğrafyası olarak yorumlanmaktadır. AFM cihazı kullanılarak bir nesnenin yüzey özellikleri detaylı bir şekilde incelenebilmektedir ve en çok bu özelliğinden yararlanılmaktadır. Elde edilen üç boyutlu görüntüler sayesinde, yüzey topografisine ek olarak, moleküller arası ilişkiler, sertlik, yansıma, yüzeyin morfoloji özellikleri, yüzey etkileşimleri, elektriksel yük, manyetik, aşınma ve korozyon özellikleri, örneği oluşturan molekül ve elementlerin bileşimi ve miktarları, hidrofilik özellikler ve erime noktası incelenebilmektedir.

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde kullanılan parametreler R_a , R_q , R_z , R_{max} 'tır. Yaygın olarak kullanılan parametre R_a 'dır.

R_a , profilin merkez çizgisinden tüm sapmalarının aritmetik ortalamasıdır.

R_q , profilin merkez çizgisinden tüm sapmalarının geometrik ortalamasıdır.

R_z , profilin ardışık beş numune uzunluğunun 5 pürüzlülük derinliğinin ortalamasıdır.

Rz (ortalama pürüzlülük derinliği): Bitişik beş ölçüm bölümünün en yüksek tepe noktası ile en derin dip noktası arasındaki ortalama dikey mesafedir.

Rmax, 5 pürüzlülük derinliğinin en büyüğüdür(126).

Radlanski RJ. (2001) yetmiş kesici dişi dahil ettiği in vitro çalışmada geleneksel karbid frez ile yeni geliştirmiş karbid bitim frezinin debonding sonrası mine yüzeyini temizlemesi ardından yarattığı pürüzlülüğü SEM kullanarak incelemiştir. Çalışma sonucunda geleneksel karbid frezlerin, sadece rezin kalıntılarını değil aynı zamanda bir miktar mineyi de kaldırdığını, yeni geliştirilen bitirme frezlerinin ise, artık rezinin çıkarılmasında daha az agresif olduğu sonucuna varmıştır.

Tüfekçi ve ark. (2004) yapmış olduğu çalışmada beyaz nokta lezyonu bulunan (n=14) ve bulunmayan (n=14) toplam 28 çekilmiş premolar dişin dahil edildiği in vitro çalışmada kontak profilometre ve taramalı elektron mikroskobu ile dişler incelenmiştir. Düşük hızda çalıştırılan karbid frezin ve soft-lex diskin beyaz nokta lezyonu olan ve olmayan dişlerdeki etkisi incelenmiştir. Beyaz nokta lezyonu olmayan diş grupları arasında anlamlı fark bulunmazken; beyaz nokta lezyonu olan gruplar arasında soft-lex disk grubu karbid freze göre daha fazla mine dokusu kaldırdığı sonucuna varılmıştır(128).

Eliades ve ark. (2004) yapmış olduğu in vitro çalışma için 30 adet ortodontik amaçla çekilmiş premolar diş kontak profilometre kullanılarak pürüzlülükleri hesaplanmıştır. Herhangi bir işlem yapılmadan önce bu dişler üzerinden kontak profilometre ile pürüzlülük parametreleri ölçülmüştür. Ardından dişlere braket yapıştırılıp debonding sağlandıktan sonra örnekler iki gruba ayrılmıştır. Birinci grup dişlerin temizlenmesi için sekiz bıçaklı tungsten karbid frezler, ikinci grup için ultra ince elmas frezler yüksek hızlı el aleti ile kullanılmıştır. Artık rezinler çıkartıldıktan sonra tüm numunelerden tekrar pürüzlülük kaydı alınmıştır. Ardından numunelere sof-lex diskleri uygulanarak bitim işlemi tamamlanmış ve üçüncü kez profilometre ile pürüzlülük hesaplanmıştır. Bitim işlemi tamamlandıktan sonra dişler üzerinde herhangi bir adeziv artığı kalma ihtimalini elimin etmek için SEM alınarak görüntüler incelenmiştir. Pürüzlülük parametreleri hesaplandığında sekiz bıçaklı

karbid grubu için daha küçük bulunan Ra ve Rq değerleri, üstün bir çıkarma yöntemi olarak karbid frez kullanımını desteklemektedir (129).

Faria- Junior ve ark. yapmış olduğu *in vivo* çalışmaya on ortodonti hastasını dahil etmiştir. Hastalardan metal braketlerin debondingini takiben ve artık adezivlerin temizlenmesinin ardından ölçü alınarak hastalara ait epoksi rezin modeller elde edilmiştir. Her hasta için ağzın seçilen tarafına düşük hızda su soğutması altında alüminyum oksit diskleri (sof-lex), diğer tarafına ise aynı şartlar altında multilaminate (çok katmanlı) karbid frez kullanılmıştır. Başlangıç durumu için (polisaj öncesi), braket tarafından kapatılmayan veya yapıştırıcı kalıntılarına yakın, dokunulmamış mine alanlarındaki ortalama yüzey pürüzlülük değerleri her diş için kontak profilometre kullanılarak belirlenmiştir. Rezinler bahsedilen şekilde uzaklaştırıldıktan sonra tekrar profilometre ile pürüzlülük hesaplanmıştır. Çalışma sonucunda alüminyum oksit disk sistemi, karbid frez sistemine göre daha az mine pürüzlülüğü ile sonuçlanmıştır ve el değmemiş mine alanları ile alüminyum oksit diskler ile cilalanmış alanlar arasında yüzey pürüzlülüğü açısından önemli farklılıklar bulunmuştur(130).

Melvin ve ark. (2021) elli iki adet mandibular keser dişi profilometre ve SEM kullanarak incelediği çalışmada geleneksel polisaj ürünleri ile daha güncel olan polisaj ürünlerini mine yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini karşılaştırmak için incelemiştir. Araştırma sonunda mine yüzey pürüzlülüğündeki ortalama değişimin hem geleneksel hem de yeni olan polisaj ürünlerinde istatistiksel olarak farklı olmadığı sonucuna varılmıştır(131).

3. BİREYLER ve YÖNTEM

Kurum evrak 04.01.2022 tarihli ve E-61749811-000-1350394 sayılı çalışma başvurumuz 06.09.2014 tarihli ve 29111 sayılı Resmî Gazete 'de yayımlanan Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Yönetmeliği gereğince incelenmiş olup Uzmanlık Tezleri ve/veya Akademik Amaçlı Yapılacak Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Başvuru Formunda belirtilen merkezde araştırmanın başlaması uygun bulunmuştur. Çalışmaya katılan tüm bireylere ve ebeveynlerine araştırma öncesinde araştırmanın amacı ve yöntemine ilişkin ayrıntılı bilgi verildikten sonra katılımları için Sağlık Bakanlığı tarafından kabul edilmiş olan bilgilendirilmiş gönüllü onam formu ile kendilerinden veya yaşları uygun değilse ailelerinden yazılı onam alınmıştır.

3.1. Bireyler

Bu klinik tez çalışmasının hasta grubu Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na ortodontik tedavi gereksinimi sebebiyle başvurmuş olan ve dahil edilme kriterlerine uygun olup araştırma grubuna gönüllü katılabileceğini belirten vakalardan oluşturulmuştur.

3.1.1. Bireylerin Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

Çalışma grubuna dâhil edilen bireylerin seçiminde şu kriterler esas alınmıştır:

- Dişlerin bukkal yüzeyinin braketlenmiş olması,
- Tüm hastaların lateral dişlerinin ağızda ve sağlıklı olması
- Sabit ortodontik tedavisinin ortalama 24 ay sürmüştü,
- Alt ve üst çenede lateral dişlerine rebonding işlemi uygulanmamış olması,
- Daha önce ortodontik tedavi görmemiş olması,
- 12-18 yaş aralığında olması,
- Daimi dişlenme döneminde olması,
- Periyodontal dokuların sağlıklı olması,
- Sistemik olarak sağlıklı birey olması,

3.1.2. Bireylerin Çalışmaya Dahil Edilmeme Kriterleri:

- Lateral dişlerinde çürük veya restorasyon olması,
- Travma hikayesinin olması,
- Bruksizm rahatsızlığının bulunması,
- Dişlerde kırık-çatlak benzeri deformasyonların olması,
- Mine hipoplazisinin olması

3.2. Çalışmada Materyali

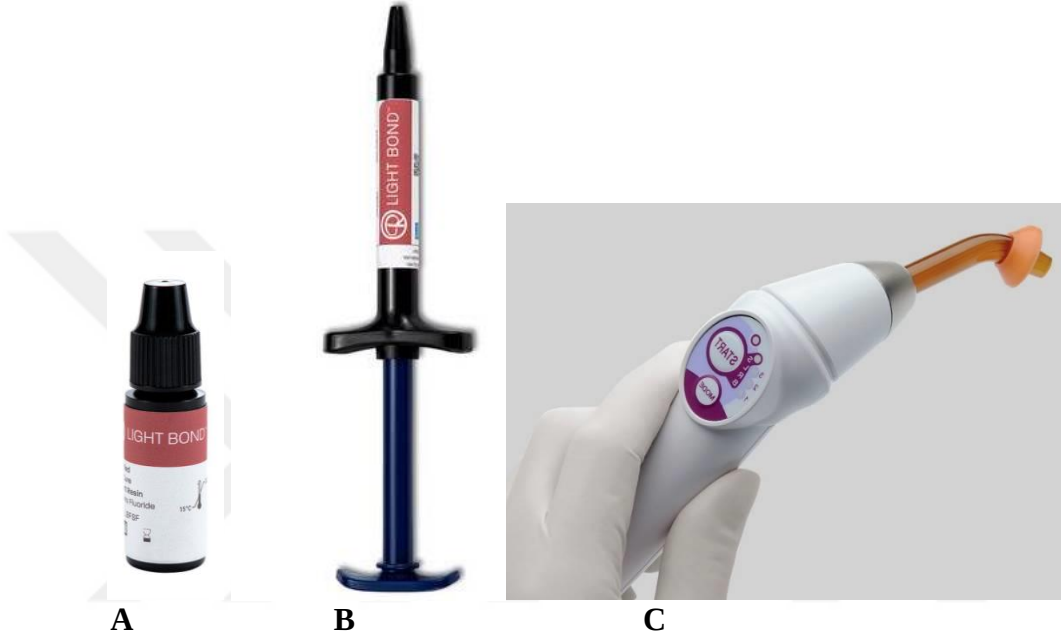
Bu çalışmanın materyalini üst ve alt çenesindeki lateral dişleri braketli vakalar oluşturmaktadır. Sabit ortodontik tedavisinin ortalama 24 ay sürmüş ve debonding işlemine hazır olan ve yukarıdaki dahil edilme kriterlerine sahip vakalar belirlenmiştir. Bonding işleminin çalışmamızı etkileyeceği göz önüne alınarak vakaların tedavi başlangıçlarında sabit ortodontik tedavisi için kullanılan bonding materyalleri hakkında bilgi verilmesi gerektiği düşünülmüştür.

Çalışmamıza dahil edilmiş bu vakaların sabit ortodontik tedavi başlangıcında bonding işlemleri için % 37 fosforik asit içerikli asit jel (Reliance Orthodontic Products, Thorndale Avenue, Itasca, IL, ABD), ışıkla sertleşen braket yapıştırıcısı (Reliance Orthodontic Products, Thorndale Avenue, Itasca, IL, ABD) ile bond sealant (Reliance Orthodontic Products, Thorndale Avenue, Itasca, IL, ABD) ajanı kullanılmış, sabit ortodontik tedavi için 0.22 inch slotlu metal Mini Master braketler (American Ortho, Washington, ABD), yapıştırılmıştır. Çalışmaya katılan hastalarda yapıştırıcı ajanın polimerizasyonu için kullanılan ışık cihazı 430-490 nm. dalga boylu T-LED ışık cihazıdır.(Castellini, İmolo, İtalya). Bonding işlemi tüm bireylerde aynı şekilde gerçekleştirilmiştir. Asitleme öncesi hastalara dişleri fırçalattırılmıştır. Ardından %37 fosforik asit içeren asit jel braket yapıştırılacak alana üretici firmanın önerdiği şekilde 30 sn uygulanıp ardından 15 sn boyunca basınçlı su ile yıkanıp durulandırılmıştır. Mat, beyaz bir görüntü elde edilmesinin ardından ince bir tabaka bond sealant asitlenmiş yüzeye sürülerek 10 sn boyunca T-LED ile polimerizasyonu sağlanmıştır. Braket tabanına braket yapıştırıcısı yerleştirilip mine üzerinde konumlandırılması gereken yere braket oturtulup bastırılmış, fazla gelen adeziv sond yardımıyla temizlendikten sonra polimerizasyon gerçekleştirilmiştir. Polimerizasyon

için 20' şer sn braketin mesial ve distalinden toplam 40 sn. T-Led ışık cihazı uygulanmıştır.



Şekil 2. Çalışmada kullanılan asit jel



Şekil 3. A, bonding işlemi için kullanılmış bond sealant, B, bonding işlemi için kullanılmış braket yapıştırıcı ajan; C, polimerizasyon için kullanılmış led ışık cihazı.

3.2.1. Tarama Cihazı

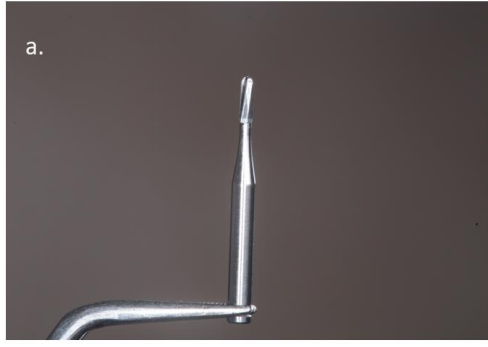
Çalışmaya katılan hastaların ağız içi görüntüsü Trios3 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) ağız içi tarayıcı kullanılarak elde edilmiştir.



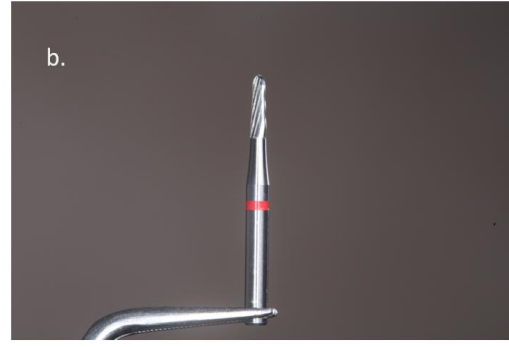
Şekil 4. Çalışmada kullanılan ağız içi tarama cihazı

3.2.2. Bitim Frezi (Finishing bur)

Çalışmamıza dahil edilen bireylerde debonding sonrası arta kalan adeziv artıklarını temizlemek için 3 farklı çeşit frez kullanılmıştır. Bu frezler mikromotora takılan üst çene için 6 bıçak sayılı (Meisinger HM21R-204-012, Neuss, Almanya) ve 10 bıçak sayılı (Komet H283K.204.016, Lemgo, Almanya); alt çene için 6 bıçak sayılı (Meisinger HM21R-204-012, Neuss, Almanya) ve 8 bıçak sayılı (American Orthodontics RA1172, Sheboygan, ABD) tungsten karbit bitim frezleridir.



a. Meisinger, 6 bıçak sayılı tungsten karbit frez



b.Komet, 10 bıçak sayılı tungsten karbit frez



c. American Orthodontics, 8 bıçak sayılı tungsten karbit frez

Şekil 5. Çalışmada kullanılan tungsten karbit frezler

3.2.3. Turlu Aletler

Çalışmamızda kullanılan turlu alet; W&H, Synea Vision angldruva başlığıdır. Turlu aletin dental ünit çıkış havasına göre yaptığı devir, angldruva için en düşük 10,000 rpm, en yüksek 40,000 rpm'dir.

3.3. Yöntem

Bu çalışmada farklı bıçak sayısına (6, 8 ve 10) sahip üç farklı tungsten karbid frezin debonding işlemi sonrası lateral dişlerinin mine yüzeyinde arta kalan kompoziti temizlerken lateral dişin minesinde sebep olduğu pürüzlülük araştırılmıştır. *In vivo* olarak tasarlanan çalışmamızda başlangıç T0'da debonding işlemi ardından ağız içi tarayıcı ile dişlerin bukkal yüzeyleri taranmıştır. Dişler üzerinde arta kalan adeziv rezini temizleme yöntemindeki tek farklılık, kullanılan frezin bıçak sayısıdır. Bunun haricinde rezin temizleme işlemi her örnekte aynı yöntem ile gerçekleştirilmiştir. Dişler üzerindeki adeziv rezin aynı araştırmacı tarafından, reflektör ışığı altında gözle görülür yapıştırıcı artığı kalmayınca kadar meziodistal yönde temizlenmiştir. Bu temizleme işlemi hava soğutması altında,

20,000 rpm devirde kullanılan mikromotor ile gerçekleştirilmiştir. Temizleme işlemi sırasında kullanılan frezin eskimesi ve etkinliğinin değişmesi ihtimalini elimine etmek amacı ile her diş için yeni, daha önce kullanılmamış frez kullanılmıştır. Her bir örnek için yapılan işlemin süresi saniye olarak kronometre (Apple, Kaliforniya, ABD) ile kaydedilmiştir. Adeziv rezin artıkları frezler yardımıyla temizlendikten sonra T1'de tekrar ağız içi tarayıcı kullanılarak dişlerin bukkal yüzeylerini tarama işlemi tekrarlanmıştır. *In vivo* şartlarda elde edilen bu görüntüler bilgisayar ortamında STL formatında, STL uzantılı olarak kaydedilmiştir. Bilgisayar destekli tasarım programı (CAD) olarak Solidworks (Dassault Systemes, Paris, Fransa) katı modelleme yazılımı kullanılarak STL uzantılı dosyalar katı model (3d) şeklinde açılmıştır. Açılan modeller üzerinde çeşitli zoom ve ölçme komutları kullanılarak istenen bölgelerin ortalama derinlik veya çıkıntıları milimetre (mm) cinsinden ölçülerek pürüzlülüğü hesaplanmıştır. Klinik sürecin yürütülmesi sırasında bireylere uygulanacak işlemlerin sırası ve standardizasyonu amacıyla klinik çalışma planı oluşturulmuş ve bu plan içerisinde uygulanacak çalışma basamakları belirlenmiştir.

3.4. Güç Analizi

Çalışmanın güç analizi GPower 3.1.9.2. (Universitaet Kiel, Germany) programı ile gerçekleştirilmiştir. Etki büyüklüğü hesaplanması için pilot çalışma yapıp çalışmaya 5 hastadan alınan başlangıç ve bitiş pürüzlülük değerleri kullanılmıştır. Test ailesi olarak "t testi" ve analiz olarak "Wilcoxon signed rank test" seçilmiştir. Yapılan hesaplamada etki büyüklüğü $d=0,847$ olarak bulunmuş, güç değeri %95 ve hata payı 0,05 için örneklem büyüklüğü $n=26$ olarak hesaplanmıştır ancak, çalışma toplam 40 hastadan alınan değerler ile tamamlanmıştır.

3.5. Randomizasyon ve Çalışma Tasarımı

Bu çalışma için seçilen 61 gönüllü bireyden çalışmaya dahil edilme ve edilmeme şartları göz önüne alınarak 26'sı kız 14'ü erkek toplam 40 birey gönüllülük esasına göre çalışmaya dahil edilmiştir.

Bu çalışmada bıçak sayısı farklılık gösteren 3 grup tungsten karbid frez gönüllü bireylere randomize olarak uygulanmıştır. Randomizasyon yöntemi basit randomizasyondur (kura yöntemi). Üst çene için uygulanacak 6 ve 10; alt çene için

uygulanacak 6 ve 8 bıçaklı tungsten karbit frezler bireylere beyaz zarf içerisinde sunulmuş ve bireyler bu zarflardan istediğini seçmiştir. Gönüllünün üst çene için seçtiği zarf 12 numaralı diş; alt çene için seçtiği zarf 32 numaralı diş minesinin temizlenmesinde kullanılacak frezi belirlemiştir. Her iki çenede de kullanılan 6 bıçak sayılı tungsten karbit frez kontrol grubu olarak planlanmıştır.

Gönüllü bireylere frez bıçak sayıları hakkında bilgi verilmemiştir. Uygulayıcı araştırmacı dişlerin temizlenmesinde kullanılacak frezin bıçak sayısı hakkında bilgi sahibi değilken, yardımcı araştırmacı konu hakkında bilgi sahibidir. Beyaz zarf seçimini yaptıran yardımcı araştırmacı hangi diş için kaç bıçak sayılı frezin seçildiğini beyaz bir kağıda not tutmuştur. Yardımcı araştırmacı, gönüllü tarafından seçilen frezleri sırasıyla 12, 22, 32, 42 numaralı dişlerde kullanılacak şekilde sıralayıp uygulaması için uygulayıcı araştırmacıya vermiştir. Uygulayıcı araştırmacı hangi dişte kaç bıçak sayılı frez kullanıldığını bilmemektedir.

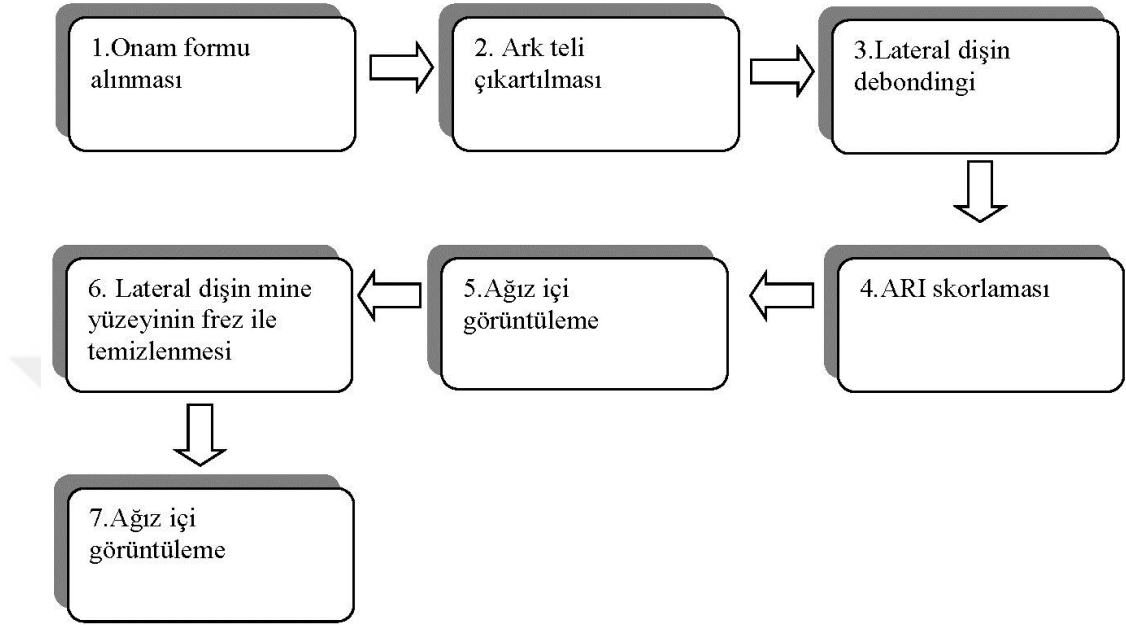
Çalışma, randomize, çift kör (double blind), prospektif olarak planlanmıştır.

3.6. Klinik Süreç

Çalışmada yer alan tüm bireyler, çalışma planında belirlenen aşamalara tabii tutulmuştur. Çalışma aşamaları sırasında aşağıda detaylandırılan prosedürler standart olarak çalışmada yer alan her bireye uygulanmıştır

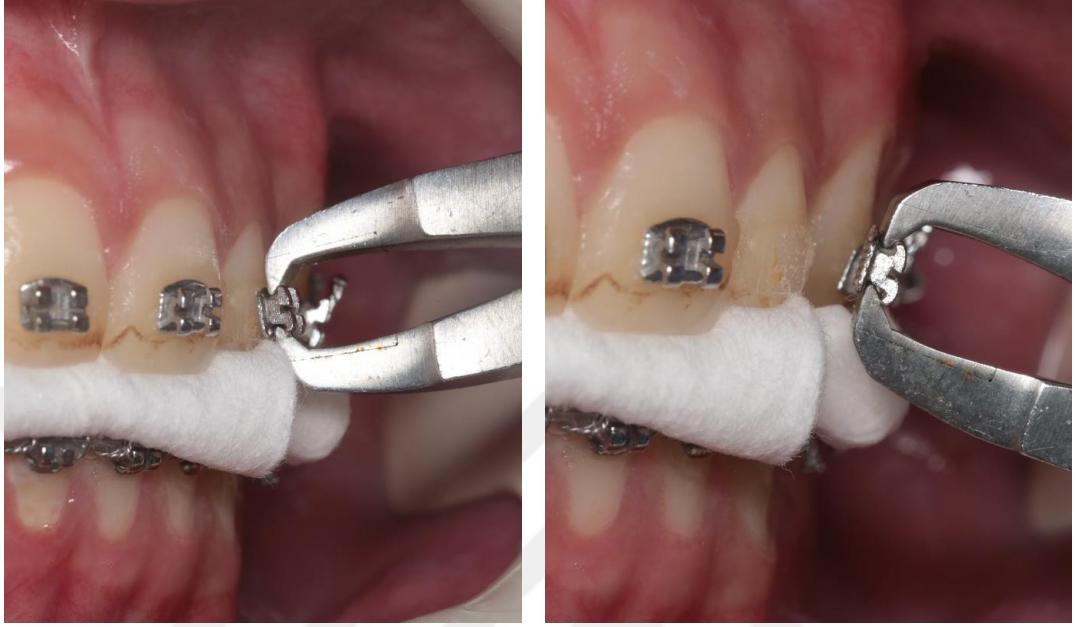
Klinik süreçte uygulanan çalışma planı basamakları aşağıdaki şekilde gösterilmiştir.

Tablo 1. Klinik süreçte uygulanan çalışma planı



In vivo çalışmamıza katılmayı kabul eden gönüllü bireylere çalışma hakkında ayrıntılı bilgi verilmekle çalışmaya başlanmıştır. Eğer gönüllü birey 18 yaşından küçükse bilgilendirilmiş çocuk gönüllü olur formu; büyükse bilgilendirilmiş gönüllü olur formu gönüllüye takdim edilip onayı alınmıştır. Onam alındıktan sonra gönüllüye lateral dişlerinde kullanılacak frezler randomize olarak seçtirilmiştir. Bu işlem için zarf yöntemi kullanılmıştır. Yardımcı araştırmacı üst çene lateral dişlerinde kullanılmak üzere birinin içerisinde 6 bıçaklı diğerinin içinde 10 bıçaklı tungsten karbit frez konulmuş iki zarf hazırlamıştır. Gönüllüye uzatılan bu zarflardan gönüllü hangisini seçerse seçilen zarfın içindeki frez 12 numaralı dişin temizlenmesinde; geri kalan zarf ise 22 numaralı dişin temizlenmesinde kullanılacak frezi tayin etmiştir. Aynı işlem alt çene lateral dişlerinde kullanılacak frezler için de tekrarlanmıştır. Bu sefer zarfların birine 6 bıçaklı diğerine 8 bıçaklı tungsten karbit frezler konulmuştur. Gönüllünün seçtiği zarf 32 numaralı dişin temizlenmesinde, geri kalan zarf ise 42 numaralı dişin temizlenmesinde kullanılacak frezi belirlemiştir. Gönüllünün seçtiği zarflara göre lateral dişlerde kullanılacak frezlerin bıçak sayısını yardımcı araştırmacı not ederek kaydetmiştir. Frez seçiminden sonra braketler

üzerindeki ark teli ligatür kesici kullanılarak çıkartılıp debondinge hazır hale getirilmiştir. Debonding aşamasında RMO (Rocky Mountain Orthodontics) braket sökücü pens kullanılmıştır



Şekil 6. Lateral diş debondingi



Şekil 7. Debonding sonrası ağız içi görüntü

Lateral dişlerin debondingi tamamlandıktan sonra mine yüzeyinde arta kalan kompozit miktarını tayin etmek için ARI (*Adhesiv Remnant Index*) skorlamasından yararlanılmıştır(132). ARI skorlaması diş yüzeyinde kalan adeziv miktarı dikkate alınarak yapılmıştır. ARI skorlamasının kullanılmasındaki amaç frez bıçak sayısı ile

artık kompozitin temizlenme süresi arasında ilişki kurabilmektir. ARI skorum sistemi tablo 2'deki gibidir:

Tablo 2. ARI Skorum

ARI (diş)	Tanımlama	ARI (braket)	Tanımlama
0	Diş üzerinde hiç adeziv yok	0	Braket üzerinde hiç adeziv yok
1	Adezivin % 50'den azı diş üzerinde	1	Adezivin % 50'den azı braket tabanında
2	Adezivin % 50'den fazlası diş üzerinde	2	Adezivin % 50'den fazlası braket tabanında
3	Adezivin tamamı diş üzerinde	3	Adezivin tamamı braket tabanında

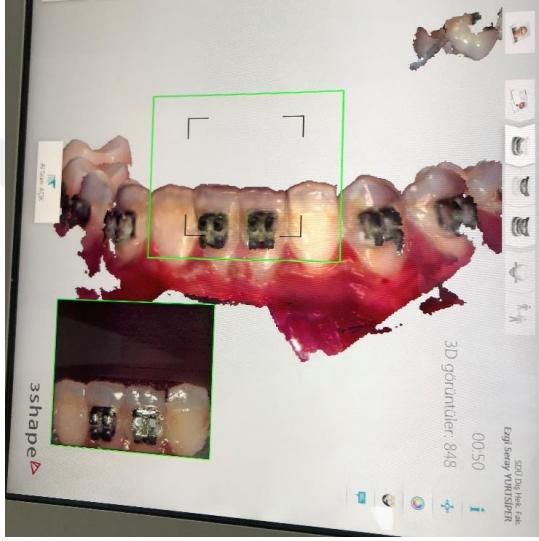
ARI skorum kaydedildikten sonra Trios (3Shape, Kopenhag, Danimarka) ağız içi tarayıcıyı ile lateral dişlerin bukkal yüzeyleri taranmıştır. Bu tarama işlemi T0 olarak adlandırılmış olup işlem görmemiş mine yüzeyini temsil etmektedir. Tarama işlemi sonucunda elde edilen görüntüler STL uzantılı olarak kaydedilmiştir.



A.



B.



B.



D.

Şekil 8. A, B, debonding sonrası arta kalan adeziv rezin artıklarının ağız içi tarama cihazı ile taranması; C, D, ağız içi tarama cihazı tarafından sağlanan dijital modellerin cihaz ekranındaki görüntüsü

Tarama işleminin ardından gönüllünün her bir lateral dişi için seçmiş olduğu frezler sırası geldikçe yardımcı araştırmacı tarafından angldruvaya yerleştirmiştir. Angldruva 20,000 rpm ayarlanmış olup her diş için yeni frez kullanılmıştır. Uygulayıcı araştırmacı ve gönüllü birey kaç bıçak sayılı frez kullanıldığını bilmemektedir. Lateral diş temizlenmeye başlarken yardımcı araştırmacı tarafından kronometre açılıp mine yüzeyinin kaç saniyede temizlendiği not edilmiştir. Bu işlem tüm lateral dişler için tekrar edilmiştir. Uygulayıcı araştırmacının frez bıçak sayısını ve kronometre değerini bilmemesi mine yüzeyini temizlerken basınç uygulayarak acele etmesinin önüne geçmiştir.



A.



B.



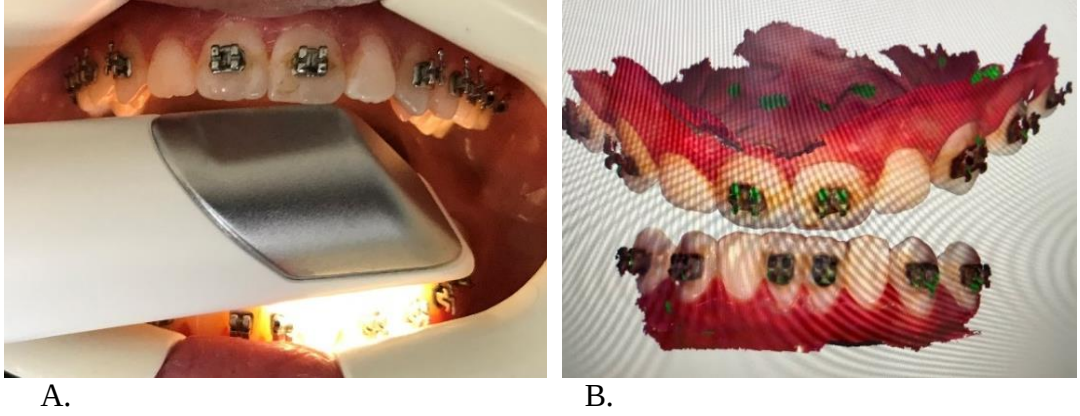
C.



D.

Şekil 9. A, debonding sonrası 12 numaralı lateral diş yüzeyinde arta kalan rezinin tungsten karbit frez yardımıyla uzaklaştırılması, B, debonding sonrası 22 numaralı lateral diş yüzeyinde arta kalan rezinin tungsten karbit frez yardımıyla uzaklaştırılması, C, debonding sonrası 42 numaralı lateral diş yüzeyinde arta kalan rezinin tungsten karbit frez yardımıyla uzaklaştırılması, D, debonding sonrası 32 numaralı lateral diş yüzeyinde arta kalan rezinin tungsten karbit frez yardımıyla uzaklaştırılması

Tüm lateral dişler temizlendikten sonra ağız içi tarama tekrarlanmıştır. Bu tarama ile elde edilen görüntüler T1 olarak adlandırılmış olup T0 ile karşılaştırılmak üzere STL uzantısı olarak kaydedilmiştir. Kaydedilen bu görüntüler pürüzlülük hesaplaması yapılması için Cerenat Medikal Sanayi Ticaret ve Limited Şirketi'ne gönderilmiştir.



Şekil 10. A, artık adeziv rezinin uzaklaştırılmasının ardından lateral dişlerin ağız içi tarayıcı cihaz ile kaydının alınması, B, gerçekleştirilen taramanın cihaz ekranındaki görüntüsü

3.7. Ağız İçi 3 Boyutlu Tarama Verileri Üzerinden Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

Ağız içi 3 boyutlu tarama verileri STL formatında oluşturulmuştur. STL dosya formatı en çok kullanılan 3 boyutlu model hacim dosya formatıdır ve bir nesnenin hacim bilgisini mesh adı verilen üçgen yüzeylerin düğüm noktalarının birleşiminden oluşturur. STL dosya formatı herhangi bir renk, doku veya malzeme bilgisi içermeden 3 boyutlu bir nesnenin hacim bilgisini saklayıp aktarmaya yarar. STL dosya formatı, 3 boyutlu bilgisayar destekli tasarım programları tarafından açılıp kullanılabilir.

Aşağıda Şekil-11 ve Şekil-12’de sırasıyla işlem öncesi ve işlem sonrası alınan tarama mesh modellerinde lateral dişlerin yüzey pürüzlülüğünü almak için ölçümler yapılmıştır. Ölçümler çalışmaya dahil edilen tüm lateral diş için hesaplanmıştır.



Şekil 11. İşlem Öncesinde Alınmış Bir Tarama Verisinin Bilgisayar Destekli Tasarım Yazılımındaki Mesh Görüntüsü



Şekil 12. İşlem Sonrasında Alınmış Bir Tarama Verisinin Bilgisayar Destekli Tasarım Yazılımındaki Mesh Görüntüsü

STL dosyaları üzerinden yapılan ölçümler için Solidworks yazılımı (Dassault Systemes, Paris, Fransa) kullanılmıştır. Tarama modelleri üzerindeki her bir meshin düğüm noktalarından ölçüm alınabilmektedir. Şekil 11 ve Şekil 12’de gösterilen dişler üzerinden yüzey pürüzlülük ölçümleri yapılmıştır.

Lateral diş mineleri üzerinde yapılan bu çalışmada T0 olarak adlandırılan başlangıç mine pürüzlülüğü değeri, braket sınırları dışında kalan minede Şekil

13'deki gibi birbirine paralel iki doğru parçası referans alınarak ölçüm hesaplaması yapılmış, pürüzlülük değeri için ortalaması alınmıştır. T1 ise debonding sonrası arta kalan adezivin, etkinliği araştırılan frezler tarafından kaldırılması sonucu minede yaratılan pürüzlülüğü hesaplamak için Şekil 14'teki gibi braket tabanına denk gelen yüzeyde birbirine paralel iki doğru parçası kullanılarak pürüzlülük ölçümü hesaplanmıştır.

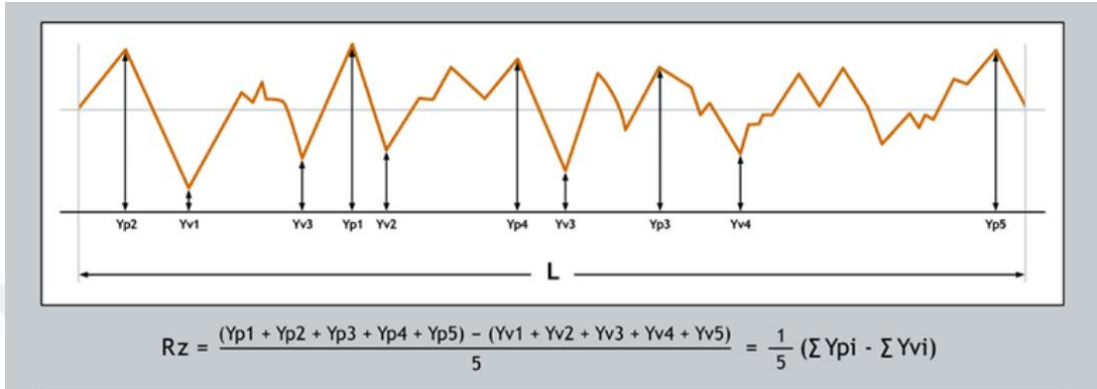


Şekil 13. İşlem Öncesi Doğal Diş Yüzeyinin Pürüzlülük Değerini Belirlemek İçin Alınan Ölçüm Referansları (T0)



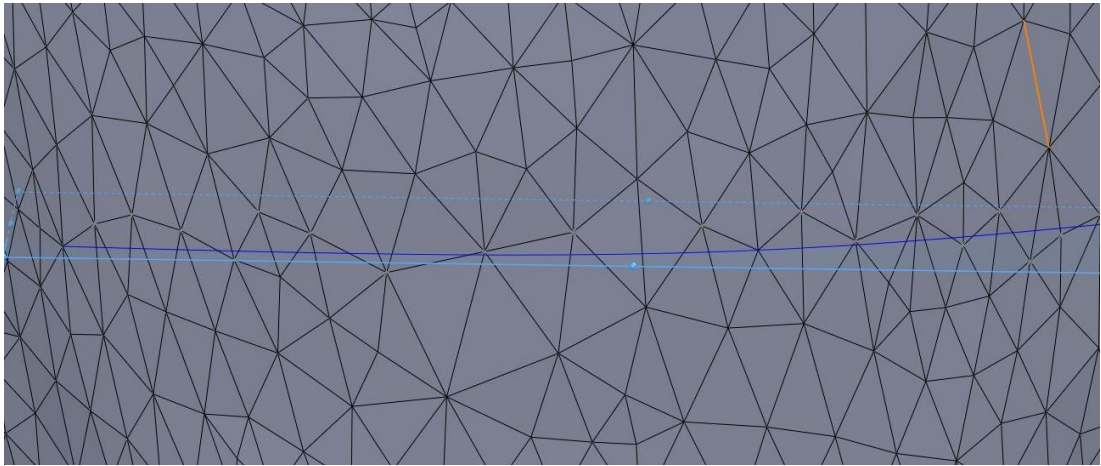
Şekil 14. İşlem Görmüş Dişin Pürüzlülük Değerini Belirlemek İçin Alınan Ölçüm Referansları (T1)

Pürüzlülük değerinin hesaplanması için “On Nokta Yükseklik Ortalaması” yöntemi kullanılmıştır. Tekniğe göre; pürüzlü yüzeyin altında ve yüzeye yeterli uzaklıkta belirlenen bir referans doğrusuna pürüzlü yüzeye en uzak beş nokta ve en yakın beş nokta belirlenir, bu noktalar Şekil 15’deki formülde kullanılarak Rz Pürüzlülük Değeri hesaplanır.



Şekil 15. Rz Pürüzlülük Değeri Hesaplanma Formülü

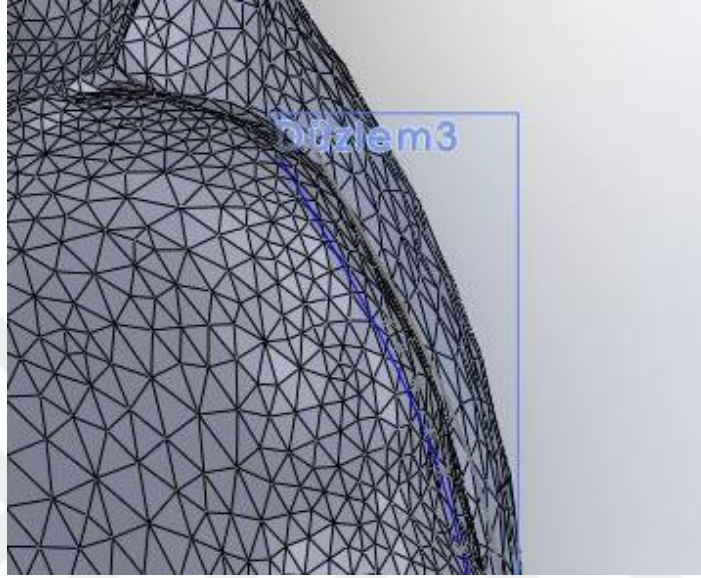
Diş yüzeyindeki pürüzlülüğü ölçme amacıyla oluşturulan ölçüm çizgileri, bir düzlem oluşturabilmek için en az üç noktadan oluşan bir eğridir. Model üzerindeki üçgen meshlerin düğüm noktaları referans alınarak çizilmiştir ve çizginin üzerindeki her noktanın koordinat sisteminde X, Y ve Z değerleri mevcuttur. Eğri çizgisi, üçgen meshlerin düğüm noktalarından en az üçü seçilerek oluşturulmuştur (Şekil 16).



Şekil 16. Üçgen Mesh Düğüm Noktalarından 3’ü Seçilerek Oluşturulmuş Yüzey Eğrisi

3 boyutlu modelde eğri çizgisi oluşturulduktan sonra, gerekli ölçümlerin yapılabilmesi için bu eğrinin içerisinde bulunduğu düzlem ortamı oluşturulmuştur.

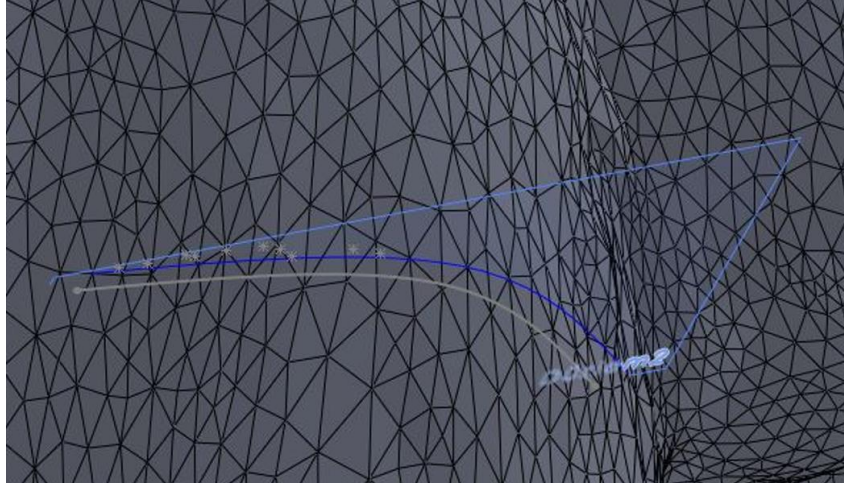
Ardından oluşturulan eğri boyunca eğriye en yakın düğüm noktalarına 3 boyutlu model üzerinde referans noktalar atanmıştır. Ardından eğri çizgisinden oluşturulan düzleme normal doğrultudan bakılarak 2 boyutlu referans noktaları 3 boyutlu düğüm noktaları üzerinden atanarak 3 boyutlu noktaların düzlem üzerindeki izdüşümleri belirlenmiştir (Şekil 17).



Şekil 17. Eğri Üzerinden Oluşturulan Düzlemin Normal Doğrultu Bakışı

Düzlem üzerinden ölçümleri yapabilmek için, ilk etapta oluşturulan ölçüm eğrisinden referans doğrusu ötelenmiştir. Ötelenen referans genelde 0,2 mm alınmıştır. Bu uzaklık yüzey pürüzlülüğünün en dip noktasından genelde daha aşağıda kalmaktadır. Ölçüm eğrisinde 0,2 mm'den daha uzakta bir referans noktası mevcutsa bu öteleme değeri 0,3 mm alınabilir.

Son olarak, düzlem üzerinde belirlenen referans noktalarının, aynı düzlemdeki eğrinin ötelenmiş referansına olan uzaklıkları ölçülerek en tepe beş ve en dip beş noktanın uzaklık değerleri bulunmuştur (Şekil 18).



Şekil 18. Düzlem Üzerindeki Referans Noktaları ve İlk Eğriden (mavi) 0,2 mm Ötelenerek Oluşturulmuş Referans Eğrisi (gri)

Elde edilen on adet ölçüm değeri Şekil 15'teki hesaplama yöntemi kullanılarak yüzey pürüzlülük değeri bulunmuştur. Pürüzlülük ölçüm hesaplamasının standardizasyonu için hesaplamaların tümü tek kişi tarafından yapılmıştır.

3.8. İstatistik Analiz

Tüm veriler SPSS 20.0 (IBM Inc, Chicago, IL, USA) programı ile gerçekleştirilmiştir. Verilerin analizinde ilk olarak hangi testlerin (parametrik/nonparametrik testler) uygulanacağına karar vermek için karşılanması gereken varsayımlar test edilmiştir. Verilerin normal dağılıma uygunluğuna Shapiro Wilk testi ile çarpıklık basıklık katsayısı ve histogram grafiği de incelenerek birlikte karar verilmiştir. Elde edilen bulgular değerlendirildiğinde verilerin normal dağılım sergilemediği görülmüş, bu sebeple analizler parametrik olmayan testler ile gerçekleştirilmiştir. Bağımsız iki grup karşılaştırmasında Man Whitney-U testi, bağımlı iki grubun karşılaştırılmasında ise Wilcoxon testi kullanılmıştır. Bağımsız ikiden fazla grubun karşılaştırılmasında Kruskal Wallis-H testi ve arkın kaynağını bulmak için Bonferroni düzeltmesi ile ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Çalışmanın tümünde tip-I hata oranı %5 için $p < 0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Metod Hatası

Metot hatalarının belirlemek için Dahlberg formülünden yararlanılmıştır. Bu amaçla rastgele seçilen 13 hastanın analiz ölçümleri birinci ölçümlerden iki hafta sonra tekrarlanmıştır.

Kullanılan Dahlberg formülü şu şekildedir;

$$E = \sqrt{\frac{\sum d^2}{2n}}$$

E: Metot hatası

d: Ölçümler arası fark

n: Tekrar ölçüm yapılan örneklem sayısı

Metod hatası ölçüm sonuçları Tablo 3'te gösterilmektedir.

Tablo 3. Metod hatasını sonuçları

Metod Hatası		
Diş Numarası	T0 (E)	T1(E)
12 numaralı diş	0,000724	0,001907
22 numaralı diş	0,000691	0,001108
32 numaralı diş	0,000599	0,001356
42 numaralı diş	0,000259	0,001225

Elde edilen metot hatası değerleri 0,001225 ile 0,000724 arasında değişmektedir. Bu değerler ölçümlerin doğruluğunu gösteren 0 sayısına yakındır. Bu değerlere göre ölçümlerin tekrarlanabilirliğinin yüksek olduğu değerlendirilmiştir.

4.2. Çalışmaya Dahil Edilen Gönüllü Bireylerin Cinsiyet Dağılımı ve Yaş Ortalaması

Tablo 4. Demografik Özelliklere İlişkin Bulgular

		n	%
Cinsiyet	Erkek	14	35,0
	Kadın	26	65,0
Yaş	$\bar{X} \pm Ss$	16,4 $\pm$ 3,46	

n, gönüllü sayısı; $\bar{X}$, aritmetik ortalama; Ss, standart sapma.

Çalışma örneklemini %65 (n:26) oranında kadın ve %35 (n:14) oranında erkek gönüllü kişiden oluşmaktadır. Kişilerin yaş ortalaması $16,4 \pm 3,46$ 'dır.

4.3. Çalışmadaki Gönüllü Bireylerin Başlangıç Mine Pürüzlülüğünün Cinsiyete Göre Karşılaştırılması

Çalışmaya dahil edilen bireyler arasında başlangıç mine pürüzlülüğünde cinsiyete bağlı olarak anlamlı bir fark olup olmadığına Man Whitney U testi kullanılarak bakılmıştır. Teste ait sonuçlar tablo.4'te gösterilmiştir. T0 değeri başlangıç mine pürüzlülüğünü, T1 adeziv kalıntıları temizlendikten sonra oluşan mine pürüzlülüğünü tanımlamaktadır.

Tablo 5. Alt ve Üst Çene T₀ Pürüzlülük Değerlerinin Cinsiyete Göre Karşılaştırılmasına İlişkin Bulgular

	Erkek		Kadın		z	p
	$\bar{X} \pm Ss$	Medyan (Q1-Q3)	$\bar{X} \pm Ss$	Medyan (Q1-Q3)		
Üst çene T ₀	0,05 $\pm$ 0,03	0,04 (0,03-0,08)	0,05 $\pm$ 0,03	0,04 (0,03-0,06)	-0,09	0,93
Alt çene T ₀	0,05 $\pm$ 0,03	0,04 (0,03-0,07)	0,05 $\pm$ 0,03	0,04 (0,03-0,05)	-0,14	0,89

z, Man Whitney-U test; $\bar{X}$, aritmetik ortalama; Ss, standart sapma; p, anlamlılık değeri.

Üst çene T₀ değerleri ile alt çene T₀ değerleri bireylerin cinsiyetine göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemektedir ($p > 0,05$).

4.4. Üst Çenede Başlangıç (T0) ve Bitiş (T1) Mine Pürüzlülük Değerlerinin Bıçak Sayısına Göre Karşılaştırılması

Üst çene lateral dişlerinde kullanılan 6 ve 10 bıçaklı tungsten karbit frezin oluşturmuş olduğu mine yüzey pürüzlülüğü Man Whitney-U ve Wilcoxon testi kullanılarak karşılaştırılması tablo 6'da gösterilmiştir.

Tablo 6. Üst Çene T₀-T₁ Pürüzlülük Değerlerinin ve Bıçaklar Arası Farklarının Karşılaştırılmasına İlişkin Bulgular

	Üst T0		Üst T1		**z	p	ΔRz
	$\bar{X} \pm Ss$	Medyan (Q1.-Q3)	$\bar{X} \pm Ss$	Medyan (Q1.-Q3)			
6 Bıçak	0,05±0,03	0,04 (0,03-0,08)	0,12±0,07	0,10 (0,07-0,15)	-5,51	0,01	17,9
10 Bıçak	0,05±0,03	0,04 (0,03-0,07)	0,15±0,12	0,11 (0,08-0,14)	-5,51	0,01	25,7
		*z:-0,14 p:0,89			*z:-0,78 p:0,43		

*z, Man Whitney-U test; **z, Wilcoxon test; $\bar{X}$, aritmetik ortalama; Ss, standart sapma; ΔRz, % cinsinden oluşan fark; p, anlamlılık değeri.

Üst çenede 6 bıçaklı tungsten karbit frez kullanılan lateral dişlerin T₀- T₁ pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p<0,05). Medyan değerlerine bakıldığında T₁ pürüzlülük değerleri (Medyan:0,10) T₀ değerlerinden (Medyan:0,04) daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Değişim farkına bakıldığında %17,9 oranında pürüzlülük değerlerinde artış olduğu görülmektedir.

Üst çenede 10 bıçaklı tungsten karbit frez kullanılan lateral dişlerin T₀- T₁ pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p<0,05). Medyan değerlerine bakıldığında T₁ pürüzlülük değerleri (Medyan:0,11) T₀ değerlerinden (Medyan:0,04) daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Değişim farkına bakıldığında %25,7 oranında pürüzlülük değerlerinde artış olduğu görülmektedir.

Üst çene T₀ pürüzlülük değerleri 6 ve 10 bıçaklı tungsten karbit frezleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemektedir (p>0,05).

Üst çene T₁ pürüzlülük değerleri incelendiğinde 10 bıçak sayılı tungsten karbit frezin 6 bıçak sayılı freze göre daha pürüzlü yüzey yarattığı ama bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmektedir (p>0,05).

4.5. Alt Çenede Başlangıç (T0) ve Bitiş (T1) Mine Pürüzlülük Değerlerinin Bıçak Sayısına Göre Karşılaştırılması

Alt çene lateral dişlerinde kullanılan 6 ve 8 bıçaklı tungsten karbit frezin oluşturmuş olduğu mine yüzey pürüzlülüğünün Man Whitney-U ve Wilcoxon testi kullanılarak karşılaştırılması tablo 7’de gösterilmiştir.

Tablo 7. Alt Çene T₀-T₁ Pürüzlülük Değerlerinin ve Bıçaklar Arası Farklarının Karşılaştırılmasına İlişkin Bulgular

	Alt T0		Alt T1		**z	p	ΔRz
	$\bar{X} \pm Ss$	Medyan (Q1.-Q3)	$\bar{X} \pm Ss$	Medyan (Q1.-Q3)			
6 Bıçak	0,04±0,02	0,03 (0,03-0,05)	0,13±0,09	0,10 (0,06-0,16)	-5,51	0,01	24,3
8 Bıçak	0,05±0,03	0,04 (0,03-0,05)	0,12±0,08	0,08 (0,07-0,14)	-5,43	0,01	17,1
	*z:-1,31 p:0,18		*z:-0,12 p:0,91				

*z, Man Whitney-U test; **z, Wilcoxon test; ΔRz, % cinsinden oluşan fark; p, anlamlılık değeri.

Alt çenede 6 bıçaklı tungsten karbit frez kullanılan lateral dişlerin T₀- T₁ pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p<0,05). Medyan değerlerine bakıldığında T₁ pürüzlülük değerleri (Medyan:0,10) T₀ değerlerinden (Medyan:0,03) daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Değişim farkına bakıldığında %24,3 oranında pürüzlülük değerlerinde artış olduğu görülmektedir.

Alt çenede 8 bıçaklı tungsten karbit frez kullanılan lateral dişlerin T₀- T₁ pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p<0,05). Medyan değerlerine bakıldığında T₁ pürüzlülük değerleri (Medyan:0,08) T₀ değerlerinden (Medyan:0,04) daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Değişim farkına bakıldığında %17,1 oranında pürüzlülük değerlerinde artış olduğu görülmektedir.

Alt çene T₀ pürüzlülük değerleri 6 ve 8 bıçaklı tungsten karbit frezleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemektedir (p>0,05).

Alt çene T₁ pürüzlülük değerleri incelendiğinde 6 bıçak sayılı tungsten karbit frezin 8 bıçak sayılı freze göre daha pürüzlü yüzey yarattığı ama bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmektedir (p>0,05).

4.6. Üst ve Alt Çenede Kullanılan 6 Bıçaklı Frezin T₁ Değerlerinin Karşılaştırılması

Bu çalışmada 6 bıçaklı tungsten karbit frez kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Alt ve üst çene lateral dişlerinde 6 bıçaklı tungsten karbit frezin kullanılması sonucu oluşan T₁ değerinin karşılaştırılmasına ilişkin bulgular tablo 8’de gösterilmektedir.

Tablo 8. Bıçak Sayısı 6 Olan Frezlerin T₁ Pürüzlülük Değerlerinin Alt ve Üst Çenede Karşılaştırılmasına İlişkin Bulgular

	Üst çene		Alt çene	
	$\bar{X} \pm Ss$	Medyan (Q1.-Q3)	$\bar{X} \pm Ss$	Medyan (Q1.-Q3)
6 bıçak T₁	0,12±0,07	0,10 (0,07-0,15)	0,13±0,09	0,10 (0,06-0,16)

z, Man Whitney-U test; $\bar{X}$, aritmetik ortalama; Ss, standart sapma.

Bıçak sayısı 6 olan tungsten karbit frezin alt ve üst çenede yarattığı pürüzlülük değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (p>0,05).

4.7. Üst ve Alt Çenede Kullanılan 6, 8 ve 10 Bıçak Sayılı Frezlerin T₁ Değerlerinin Karşılaştırılması

Tablo 9. T₁ Pürüzlülük Değerlerinin 6, 8 ve 10 Bıçak Sayılı Frezlerin Karşılaştırılmasına İlişkin Bulgular

	$\bar{X} \pm Ss$	Medyan (Q1.-Q3)	X ²	p
6 Bıçak	0,12±0,08	0,10 (0,08-0,14)	0,81	p:0,66
8 Bıçak	0,12±0,08	0,08 (0,07-0,14)		
10 Bıçak	0,15±0,12	0,11 (0,08-0,14)		

X², Kruskal Wallis-H test; $\bar{X}$, aritmetik ortalama; Ss, standart sapma; p, anlamlılık değeri.

Debonding sonrası mine yüzeyinde arta kalan adezivın çıkarıldığı bu çalışmada temizleme sonrası oluşan pürüzlülük değerleri 6, 8 ve 10 bıçak sayılı tungsten karbit frez kullanılması durumuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermemektedir ($p>0,05$). Aralarında anlamlı bir fark olmasa da en pürüzsüz yüzey 8 bıçak sayılı frez ile elde edilirken en pürüzlü yüzey 10 bıçak sayılı tungsten karbit frez ile elde edilmiştir.

4.8. Üst Çene Adeziv Temizleme Sürelerinin Bıçak Sayısı ve ARI Skorlarına Göre Karşılaştırılması

Üst çenede kullanılan 6 ve 10 bıçak sayılı tungsten karbit frezlerin ARI skoruna göre adeziv kalıntılarını ne kadar sürede temizlediği dijital kronometre ile ölçülerek Man Whitney-U ve Kruskal Wallis-H testi kullanılarak analiz edilmiştir. Analize ilişkin bulgular tablo.10'da gösterilmektedir.

Tablo 10. Üst Çene Temizlenme Sürelerinin Bıçak Sayısı ve ARI Skoruna Göre Karşılaştırılması

	Üst Çene 6 Bıçak		Üst Çene 10 Bıçak		z	p
	$\bar{X} \pm Ss$	Medyan (Q1.-Q3)	$\bar{X} \pm Ss$	Medyan (Q1.-Q3)		
ARI 1	12,29 $\pm$ 5,86	10,00 (9,00-14,00)	11,42 $\pm$ 2,85	11,00 (9,00-13,00)	-0,06	0,95
ARI 2	17,83 $\pm$ 5,04	17,50 (13,00-22,00)	18,50 $\pm$ 7,28	15,50 (13,50-24,00)	-1,29	0,20
ARI 3	18,24 $\pm$ 4,74	18,00 (16,00-19,00)	17,88 $\pm$ 5,67	17,50 (14,50-19,00)	-0,63	0,53
	X²:14,73 p:0,01	1<2,3	X²:15,82 p:0,01	Anlamlı fark:1<3		

z, Man Whitney-U test; X², Kruskal Wallis-H test; $\bar{X}$, aritmetik ortalama; Ss, standart sapma; p, anlamlılık değeri.

ARI skorlarının temizlenme süresi, bıçak sayısına göre istatistiksel olarak anlamlı fark göstermemektedir ($p>0,05$). ARI1 skorunun temizlenme süresi için 6 ve 10 bıçak sayılı frez kullanılması anlamlı bir fark oluşturmamıştır. Benzer şekilde ARI2 ve ARI3 skorlarının temizlenme süreleri için 6 ve 10 bıçak sayılı frezlerin kullanılması anlamlı fark yaratmamıştır.

Üst çenede kullanılan 6 bıçaklı tungsten karbit frezin adeziv temizlenme süresi ARI 1, ARI 2 ve ARI 3 skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermektedir (X²:14,73 $p<0,05$). Farkın hangi ARI değerlerinde olduğunu anlamak

için yapılan Bonferroni çoklu karşılaştırma testine göre, ARI1 temizleme süresi ARI2 ve ARI3 sürelerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük olduğu tespit edilmiştir.

Üst çenede kullanılan 10 bıçak sayılı tungsten karbit frezin adeziv temizleme süresi ARI 1, ARI 2 ve ARI 3 skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermektedir ($X^2:15,82$ $p<0,05$). Farkın hangi ARI değerlerinde olduğunu anlamak için yapılan Bonferroni çoklu karşılaştırma testine göre, ARI 1 temizleme süreleri ARI 3 temizleme süresinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük olduğu tespit edilmiştir.

Her iki bıçak grubunda da ARI skoru arttıkça mine yüzeyinin temizlenme süresi artmıştır. İstatistiksel olarak anlamlı artışın olduğu skor ise 6 bıçak sayılı frez için $ARI\ 2-3>ARI\ 1$; 10 bıçak sayılı frez için $ARI\ 3>ARI\ 1$ 'dir.

4.9. Alt Çene Adeziv Temizleme Sürelerinin Bıçak Sayısı ve ARI Skorlarına Göre Karşılaştırılması

Alt çenede kullanılan 6 ve 8 bıçak sayılı tungsten karbit frezlerin ARI skoruna göre adeziv kalıntılarını ne kadar sürede temizlediği dijital kronometre ile ölçülerek Man Whitney-U ve Kruskal Wallis-H testi kullanılarak analiz edilmiştir. Analize ilişkin bulgular tablo 11'de gösterilmektedir.

Tablo 11. Alt Çene Temizlenme Sürelerinin Bıçak ve ARI Gruplarına Göre Karşılaştırılması

	Alt Çene 6 Bıçak		Alt Çene 8 Bıçak		z	p
	$\bar{X} \pm Ss$	Medyan (Q1.-Q3)	$\bar{X} \pm Ss$	Medyan (Q1.-Q3)		
ARI 1	13,58 $\pm$ 3,61	14,00 (11,00-16,00)	12,50 $\pm$ 3,52	12,50 (10,00-16,00)	-0,81	0,41
ARI 2	15,40 $\pm$ 4,22	13,00 (12,00-20,00)	15,08 $\pm$ 2,84	15,50 (12,00-17,00)	-0,32	0,74
ARI 3	15,67 $\pm$ 3,20	15,00 (15,00-16,00)	19,89 $\pm$ 5,62	17,00 (16,00-24,00)	-1,73	0,08
	$X^2:2,73$ $p:0,25$		$X^2:12,01$ $p:0,01$	Anlamlı fark:1<3		

z, Man Whitney-U test; X^2 , Kruskal Wallis-H test; $\bar{X}$, aritmetik ortalama; Ss, standart sapma; p, Anlamlılık değeri.

ARI skorlarının temizlenme süresi, bıçak sayısına göre istatistiksel olarak anlamlı fark göstermemektedir ($p>0,05$). ARI1 skorunun temizlenme süresi için 6 ve

8 bıçak sayılı frez kullanılması anlamlı bir fark oluşturmamıştır. Benzer şekilde ARI2 ve ARI3 skorlarının temizlenme süreleri için 6 ve 8 bıçak sayılı frezlerin kullanılması anlamlı fark yaratmamıştır.

Alt çenede 6 bıçak sayılı frez kullanılarak hesap edilen temizlenme süreleri ARI 1, ARI 2 ve ARI 3 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermemektedir ($p>0,05$).

Alt çenede 8 bıçak sayılı frez kullanılarak hesap edilen temizlenme süreleri ARI 1, ARI 2 ve ARI 3 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermektedir ($X^2:12,01$ $p<0,05$). Farkın hangi ARI değerlerinde olduğunu anlamak için yapılan Bonferroni çoklu karşılaştırma testine göre, ARI1 temizlenme süreleri ARI3 sürelerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük olduğu tespit edilmiştir.

5. TARTIŞMA

Sabit ortodontik tedavi tarihine bakıldığında metal veya altın bantlara lehimlenmiş braketler sayesinde(133) dişler üzerine kuvvet iletebilirken, adezivlerin geliştirilmesiyle birlikte braketler bantlar olmadan doğrudan mine yüzeyine yapıştırılabilmektedir. Ortodontik ataşmanları doğrudan mineye başarılı bir şekilde bağlayacak adezivlerin geliştirilmesi, konservatif diş hekimliğinde kullanılan materyallerin adeziv özelliklerini geliştirmeye yönelik araştırma çalışmalarından büyük ölçüde etkilenmiştir(19).

Ortodontist için adezyon sorunu, konservatif diş hekimliğinde karşılaşılandan çok daha azdır. Minenin daha düşük su ve organik içeriği nedeniyle mineye bağlanmak dentine bağlanmaktan daha kolaydır. Ayrıca, bu bağın sadece ortodontik tedavi boyunca korunması gerekir.

Braketlerin dişlere doğrudan yapıştırılması, diş hareketi sırasında uygulanan ortodontik ve çiğneme kuvvetlerini karşılayabilecek, tedavi sırasında braket kopmalarını önleyecek kalitede olmalıdır. Bununla birlikte, bu yapışma, braketin çıkarılması sırasında mine hasarına neden olmamalıdır. İdeal olarak, bitim safhasında uygulanan prosedürler, mineyi hasara uğratmadan mümkün olduğunca orijinal durumuna geri getirmeyi amaçlar(11). Minenin en yüzeyel tabakası sahip olduğu sertlik, yüksek florür ve mineral içeriğinden ötürü diş sağlığı için çok önemlidir. Ayrıca yapılan çalışmalar, diş estetiğini etkileyen mine yüzeyinin pürüzlülüğünün(129,130,134,135) ve renginin(136–139), bonding, debonding ve polisaj prosedürleri ile değişebileceğini göstermiştir. Bu nedenle bu klinik işlemler önemlidir ve tüm bu işlemler sırasında dikkatli hareket edilmelidir(109,140). Yapılan ortodontik çalışmalar mine yüzeyinin temizlenmesinde kullanılan yöntem ve malzemelerden bağımsız olarak, artık rezinin temizlenmesi sonucu minede büyük veya küçük miktarda hasarın meydana geldiği sonucuna varmıştır(104,106,109,141). Artık adezivin uzaklaştırılması çeşitli el aletleriyle yapılabildiği gibi farklı bitim frez ve disklerinin döner aletlerle kullanılmasıyla da yapılabilmektedir(101,104–106,108,109,140). Debonding sonrası arta kalan adezivin temizlenmesi sırasında kullanılan materyale bağlı olarak minede yaratılan pürüzlülük *in vitro* ve *in vivo* yapılan çalışmalarda araştırılmıştır. *İn-vivo* çalışmaların *in-vitro* olanlara göre

avantajı, *in vivo* çalışmaların bir deneyin tüm etkisini gözlemlemek için daha uygun olmasıdır; ayrıca, *in vitro* çalışmaların sonuçları, oral ortamı simüle etme yeteneğinden yoksun oldukları için her zaman dikkatli bir şekilde yorumlanmalıdır. Literatür incelemesi yapıldığında *in vitro* çalışmaların *in vivo* çalışmalara göre sayıca daha fazla olduğu ve genellikle tungsten karbid frez kullanımının önerildiği görülmüştür. Buna istinaden bu tez çalışmasında farklı bıçak sayısına sahip tungsten karbid frez kullanımının debonding sonrası minede yarattığı pürüzlülük *in vivo* şartlarda incelenerek mine yüzeyine en az hasar veren tungsten karbid frezin teşhis edilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamıza yaş ortalaması $16,40 \pm 3,463$ yıl olan 40 birey dahil edilmiştir. Ortodonti kliniklerine tedavi olmak için en sık başvurunun hangi yaş aralığında yapıldığını araştıran anket çalışmasında 12-19 yaş aralığının ortodontik tedavi talebiyle ortodonti kliniklerine en sık başvuru yapılan yaş grubu olduğu rapor edilmiştir(142). Mine, yapısı gereği yarı geçirgen bir doku olup yaşlanmayla beraber bu geçirgenlik azalmaktadır. Sürmüş bir diş minesinin mikro gözenek hacmi %6 iken olgun minede bu değer % 0,2 seviyesine inmektedir(143). Olgunlaşmamış minenin sahip olduğu geniş interprizmatik alan ve mine prizmalarının belirsiz sınırları minenin mikropürüzlüğe sahip olmasına neden olur. Çalışma grubumuz minenin bu özelliği göz önüne alınarak yaşları birbirine yakın 12 -18 yaş aralığındaki bireylerden oluşturulmuştur.

Çalışmamız bukkal diş minesinin braketlendiği gönüllü bireylerden oluşmaktadır. Günümüzde estetik, ortodontik tedavi gören hastaların en büyük endişesidir(144). Bu nedenle üreticiler estetik beklentiyi karşılayabilmek için estetik safir braketler, lingual sabit braketler ve yakın zamanda şeffaf plak tedavisi gibi yeni tedavi seçenekleri sağlamıştır. Şeffaf plak sistemlerinin artan popülaritesi, daha estetik ortodontik tedavi arayan hastalardan kaynaklanmıştır(145). Alignerlara teşvik eden şirketler ve onların fikir liderleri, çok az sayıda yüksek kaliteli kanıt bulunmasına rağmen, bu aygıtların etkinliği konusunda çok sayıda iddiada bulunmuşlardır. Oysa mevcut verilerin çoğu, randomize olmayan geriye dönük verileri içeren vaka raporlarından oluşmaktadır(146). Geleneksel sabit ortodontik tedavi ile şeffaf plak tedavi etkinliğinin karşılaştırıldığı sistematik bir derleme çalışmasında şeffaf plakla tedavide diş hizalanmasının kök hareketinden ziyade kron

hareketi ile meydana geldiği, dişlerin intrüzyon ve ekstrüzyon hareketindeki mevcut sınırlamalar sebebiyle uygun okluzal kontak oluşturma'nın daha güç gerçekleştirildiği bulunmuştur(147). Ayrıca invisalign sistemi ile konvansiyonel sabit ortodontik tedavi postretensiyon açısından değerlendirildiğinde şeffaf plakla tedavide nüks daha sık gözlenmiştir(148). Bir diğer estetik tedavi seçeneği olan estetik braketler debondingte mine dokusunu hasara uğratabilir(149–152). Pürüzlülüğün araştırıldığı literatür çalışmalarında braketleme dişlerin bukkal yüzeyine yapılmıştır. Kliniğimizde sıklıkla konvansiyonel sabit ortodontik tedavinin uygulanması ve kıyaslama yapılacak literatür çalışmalarında da dişlerin bukkal yüzeylerinin kullanması sebebiyle çalışmamıza bukkal diş minesi braketlenen gönüllü bireyler dahil edilmiştir.

Çalışmamıza metal braketlerin kullanıldığı bireyler dahil edilmiştir. Sabit ortodontik tedavide mine üzerine bağlanan braketler metal, plastik ve seramik başta olmak üzere farklı tip materyaller kullanılarak üretilebilmektedir. Bu materyaller arasında fiziksel özelliklerinin iyi, korozyona dirençli olması ayrıca ekonomik olması sebebiyle paslanmaz çelik braketler en çok tercih edilen braket çeşididir(153). Ortodontik tedavide sürtünme kuvveti braket yuvasının genişliği ve derinliği, braket-ark teli açılanması, ark telinin şekli ve kalınlığı, ligasyon yöntemi, braketler arası mesafe, komşu dişler arasındaki braket yuvalarının seviyesi gibi birçok faktörden etkilenir(154,155). Ortodontik malzemelerin yüzey özellikleri, sabit apareylerle tedavi sırasında braket ve ark teli arasındaki sürtünme kuvvetini de etkiler(156). Literatür çalışmalarında paslanmaz çelik braketlerin ve ark tellerinin en az sürtünmeyi ürettiği gösterilmiştir(157–159). Sürtünme kuvveti diş hareket hızını etkilediği gibi ankraj kontrolünü de zorlaştırmaktadır. Bu bahsedilen olumlu özellikleri nedeniyle kliniğimizde çoğunlukla paslanmaz çelik metal braketler tercih edilmektedir. Bu nedenle çalışmamıza metal braketlerin uygulandığı bireyler dahil edilmiştir.

Çürük, hipoplazi, hipokalsifikasyon gibi durumlar mine yüzey özelliğini etkilediği için çalışmamızda mine yüzeyi herhangi bir restoratif işlem görmemiş, sağlıklı dişler üzerinde yapılmıştır. Dişlerin mine yüzeylerinin sağlıklı olmaması yapılması planlanan yüzey ölçümlerini olumsuz etkiler. Çürük, dental plak içerisine yerleşmiş asidojenik bakterilerin karbonhidratları fermente etmesiyle ortaya

çıkardıkları H⁺ iyonlarının yarattığı asidik ortamın minede demineralizasyon yaratmasıyla başlayan mikrobiyal bir süreçtir(160–162). Mine hipoplazisi ise mine organik matriksinin gelişimindeki bozukluğun yarattığı bir tür hipokalsifikasyon çeşididir(163). Hipoplazi, değişen derecelerde azalmış mine kalınlığının yanı sıra çukurlar ve diğer düzensizlikler ile karakterizedir ve minenin sertliği ve şeffaflığı bozulmadan kalsa da düzensizliklerin boyutu küçük noktalardan geniş alanlara kadar değişir(164).

Çalışmamızda lateral dişlerinde herhangi bir restorasyon veya rebonding işlemi uygulanmamış bireyler dahil edilmiştir. Sabit ortodontik tedavi sürecinde zaman zaman braketler kırılabilir. Böyle bir durumda kırılan braketin yenilenmesi için öncelikle diş yüzeyinin rebondinge hazır hale getirilmesi gerekir. Diş üzerinde braket kırılması sonucu arta kalan adeziv, mekanik yöntemlerle temizlenir. Yapılan ortodontik çalışmalar mine yüzeyinin temizlenmesinde kullanılan yöntem ve malzemelerden bağımsız olarak, artık rezinin temizlenmesi sonucu minede büyük veya küçük miktarda hasara neden olduğunu sonucuna varmıştır (108,109,129,136,165). Yapılan klinik çalışmalarda benzer şekilde mine yüzeyinde herhangi bir hasar, restorasyon bulunmayan, mine dokusu sağlıklı dişlerin kullandığı gibi (11,166–169), materyale dahil edilen dişlerin yapısal özelliklerinden bahsedilmeyen(136,170) çalışmalar da mevcuttur. Pürüzlülük araştırması yapılan çalışmamızda bahsedilen rezin temizleme prosedürünün mineye hasar vererek pürüzlülük değerinde oynamaya sebep olacağı için çalışmamıza daha önce ortodontik tedavi görmemiş ve lateral dişlerine rebonding işlemi uygulanmamış bireyler dahil edilmiştir.

Bruksizm halk arasında diş sıkma veya diş gıcırdatma olarak bilinen stomatognatik sistem için zararlı olan parafonksiyonel bir alışkanlıktır(171). Bruksizmde dişlere uygulanan kuvvet dişin uzun aksına paralel olmayıp genellikle lateral yönde olmaktadır(172). Bruksizm dişlerde aşınma, çatlak ve mobilitateye sebebiyet verebilir(173–175). Literatür incelemesi yapıldığında materyal olarak kullanılan dişlerde çatlak olmaması(167–169,176) gerektiği belirtilirken bruksizmin dahil edilmeme kriteri olduğu bir çalışmaya rastlanmamıştır, fakat bruksizm mine yüzeyinde çatlaklara sebebiyet verebileceği ve çatlak bulunması ölçümü yapılacak dişlerin pürüzlülük değerini etkileyebileceği için bruksizm rahatsızlığı olmayan,

dişlerinde kırık veya çatlak deformasyonu bulunmayan bireyler çalışmaya dahil edilmiştir.

Çalışmamıza yüz bölgesinde travma hikayesi olmayan bireyler dahil edilmiştir. Anderson, süt dişlerinin enfeksiyonu ile birlikte travmanın neden olduğu kesici diş minesinin kusurlarına "yaralanma noktaları" adını vermiştir(177). Yaralanma noktaları, yaralanma anında minenin kalsifiye olan bölümlerinde meydana gelen kahverengimsi lekeli çöküntüler ile büyük ölçüde karakterize edilmiştir. Hasarın derecesi travmanın derecesi ile ilgilidir ve küçük travmatik yaralanmaların özellikle kesici dişlerde minör mine kusurlarına neden olabileceği düşünülür. Pürüzlülük üzerine yapılan dental çalışmalar materyal metod olarak incelendiğinde travmayı dahil edilmeme kriterleri olarak alan çalışmaya rastlanılmamıştır(167,169,176). Bu çalışmada sağlıklı mine yüzeyinde inceleme yapılabilmesi için çalışmamıza travma hikayesi bulunmayan bireyler dahil edilmiştir.

Çalışmamıza katılan bireylerin diş pürüzlülüğü ölçümlerinin yapılabilmesi amacıyla üç boyutlu ağız içi tarama cihazı görüntüleri kullanılmıştır. Ağız içi tarayıcıların gün geçtikçe diş hekimliğinde kullanımının artmasıyla birlikte ağız içi tarayıcıya sahip klinik sayısı çoğalmakta, ağız içi tarayıcıya ulaşılabilirlik kolaylaştırmaktadır. Ağız içi tarayıcıyla model elde edilebildiği gibi modellerin depolanması, CAM sistemiyle birlikte restorasyon ve aparey yapımı gibi avantajları da vardır. Ortodontik adezivlerin debonding sonrası uzaklaştırılmasına ilişkin *in vivo* yapılan araştırmalarda öncelikle silikon ölçü materyali ile araştırmaya dahil edilen dişlerin duplikasyonu sağlanıp, epoksi rezin materyalinden modeller elde edilmiştir. Epoksi rezin materyali alçı grubuna göre yüzey detaylarını daha iyi üretebildiği için *in vivo* çalışmalarda tercih edilmektedir(178,179)(180,181), fakat epoksi rezin kullanırken dikkatli olunmalıdır. Epoksi rezin kullanılırken alginat ve agar ölçü maddelerine temasından kaçınılmalıdır. Bu maddelerin birlikte kullanılması epoksi rezinin sertleşme süresini uzatacaktır. Epoksi rezin kullanımıyla yüzey pürüzlülüğü ölçülen bir çalışmada araştırmacı dökme işleminden 10 saat sonra bile rezin yüzeyinin yapışkan olduğuna değinmiştir. Aynı çalışmada epoksi rezinin sertleşmesi için %100 nemli ortamda epoksi rezin modeli 24 saat bekletilmiş, yüzey hale yapışkan haldeyken ölçü kalıbından çıkartılıp sertleşene kadar havada bırakılmıştır(182). Ağız içi tarayıcı ile model üretiminin geleneksel ölçü

yönteminden daha hızlı ve hasta için daha konforlu olması, ayrıca modellerin elde edilmesi için ekstra zaman ve masrafa gerek olmaması nedeniyle bu çalışmada ağız içi modellerin elde edilmesi için üç boyutlu ağız içi tarama cihazı kullanılmıştır.

Bu çalışmada ölçülen parametre değerleri milimetre olarak hesaplanmıştır. Bu çalışmada pürüzlülük ölçümü yapılabilmesi için kullanılan modeller, üç boyutlu ağız içi tarayıcı cihazın ürettiği dijital modellerdir. Ağız içi tarayıcıların sahip oldukları çözünürlük kalitesine göre STL formatındaki mesh sayısı değişmektedir. Medina-Sotomayor ve ark. 4 dijital tarama sisteminin doğruluğunu araştırdıkları çalışmada Trios en iyi doğruluğu veren ikinci tarama cihazı olarak bulunmuştur(183). Nedelcu, Robert ve ark. 7 farklı ağız içi tarayıcısının doğruluğunu karşılaştırdıkları çalışmada çözünürlüğü en yüksek bulunan cihaz, Trios olmuştur. Endüstriyel tarayıcı olan ATOS 50,000 adet meshten oluşan görüntü sağlarken ona en yakın bulunan ağız içi tarayıcı 23,000 ile Trios olmuştur(184). Son zamanlarda yapılan birkaç çalışma da Trios 3'ün diğer ağız içi tarama sistemlerine kıyasla en doğru ağız içi tarayıcılardan biri olduğunu göstermiştir(185–187). Trios diğer ağız içi tarayıcılara göre daha yüksek çözünürlüğe sahip olsa da yüzey pürüzlülük ölçüm makineleri kadar hassas ölçüm yapması mümkün değildir. Bu nedenle pürüzlülük ölçüm makineleri pürüzlülük ölçüm birimi olan μm cinsinden ölçüm yapabilirken, ağız içi tarama cihazı sahip olduğu mesh sayısı nedeniyle μm cinsinden ölçüm yapamamaktadır. Buna istinaden bu çalışmada ölçülen Rz parametre değerleri milimetredir.

Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesi için lateral diş minesi kullanılmıştır. Bunun sebebi lateral diş minesinin arka grup dişlerinden farklı olarak düz bir mine yüzeyine sahip olmasıdır. Literatür incelemesi yapıldığında insan dişi üzerine yapılan *in vitro* çalışmalarda çoğunlukla ortodontik amaçla çekilmiş premolar(166,188–191) dişler kullanılmıştır. Bunun yanı sıra molar(192), kesici(102,106,108,190,193–195) ve kanin(106,189) dişlerin kullanıldığı çalışmalar da mevcuttur. *In vivo* çalışmalarda da benzer şekilde premolar(11,135,196). molar(11) ve keser dişler(130,137) incelenmiştir. Premolar dişlerin sıklıkla ortodontik amaçla çekilmesi nedeniyle ulaşılabilirliği kolaydır ve bu nedenle pürüzlülük çalışmalarında sıklıkla kullanımı tercih edilmektedir. Keser dişler genellikle periodontal sebeplerden ötürü çekilir ve bu da ulaşılabilirliğini kısıtlar. Bu

çalışmada üç boyutlu ağız içi tarayıcı cihaz ile elde edilen modellerden, tarama cihazlarının distal yüzey görüntülerini daha düşük kalitede oluşturması(197) nedeniyle ön grup dişleri; pürüzlülük ölçüm hesaplamasının doğru kolay ve doğru hesaplanabilmesi için ön grup dişlerinden düz mine yüzeyine sahip lateral dişler kullanılmıştır.

Çalışmamızda pürüzlülük değerlendirilmesi için Rz (ortalama pürüzlülük derinliği) parametresinden yararlanılmıştır. *In vivo* yapılan bu çalışmada modeller ağız içi tarayıcı ile elde edildiği için pürüzlülük parametresi yüzey pürüzlülüğü ölçüm makineleri tarafından değil mühendis tarafından hesaplanmıştır. Pürüzlülük çalışmalarında en sık kullanılan parametre Ra'dır. Ancak çok farklı yapıdaki iki yüzey benzer Ra değerine sahip olabilir(198). Ra değeri ile yüzey düzensizliğinin derinliği anlaşılamamaktadır(129). Yani derin veya sığ oluklara sahip yüzeyler arasında ayırım yapılamaz. Bu nedenle yüzey profilinin daha iyi tanımlanabilmesi için ek parametreler kullanılır, Rz bu parametrelerden biridir. Ra ile Rz parametrelerinin birlikte değerlendirildiği çalışmalar da mevcuttur(199,200). Ra'nin ölçülmesi alan hesaplamasıyla mümkün olmaktadır, fakat ağız içi tarayıcı üzerinden elde edilen mesh'li modellerden referans çizgiye olan uzaklık ölçülebilirken alan ölçülemediği için bu çalışmada sadece Rz parametresi değerlendirilmiştir.

Adeziv kalıntılarını çıkarmak için pensler, skaler, aşındırıcı diskler, elmas veya tungsten karbit frezler, arkansas taşlar veya ultrasonik aletler gibi çeşitli yöntemler mevcuttur: (201). Dental literatürde fikir birliği olmamasına rağmen, günlük uygulamada adeziv kalıntılarını gidermenin en yaygın ve etkili yolunun, düşük devirde kullanılan tungsten karbit frezler olduğu düşünülmektedir (105,129,168,201). Bu sebeple bu çalışmada 6, 8 ve 10 bıçak sayısına sahip tungsten karbit frezler debonding sonrası arta kalan adeziv rezini uzaklaştırmak için kullanılmıştır.

Çalışmamızda tungsten karbit frezler düşük devirde (20,000 rpm) kullanılmıştır. Hannah ve ark.(202) kompozit restoratif materyallerin bitiş yüzeyini incelemek için içinde ince elmas frez ve tungsten karbit frezin de bulunduğu çeşitli rotary bitim frezlerini dahil ettikleri çalışmada tungsten karbit frez ile en tatmin edici sonuçlar elde edilmiştir. Çalışmanın sonucunda frezin düşük hızda kullanılması

gerektiğini vurgulayıp yüksek hızda kullanılmasının komşu diş yüzeyi için tehlikeli olabileceğini savunmuşlardır. Tüfekçi, Eser ve ark. sof-lex ve tungsten karbit frez kullanarak mine kaybını incelediği araştırmada ortodontik adezivlerin çıkarılması için yavaş hızda kullanılan tungsten karbit frezleri önermiştir(128). Ahrari, Farzaneh ve ark(168) çekilmiş 40 premolar diş üzerinde 12 bıçak sayılı tungsten karbit frez, elmas frez ve Er YAG lazer kullanarak gerçekleştirdiği çalışmada mine temizliği sırasında yaratılan pürüzlülüğü incelemişlerdir. 12 bıçak sayılı frezler düşük devirde hava soğutması altında; yüksek devirde su soğutması altında kullanılmıştır. Benzer şekilde elmas frez de yüksek devir ile su soğutması altında kullanılmıştır. Dalga boyu 2940 nm. Er YAG lazer ise hava ve su soğutması altında kullanılmıştır. Mine yüzeyleri kontakt profilometre ile incelenmiş ve en az mine pürüzlülüğü yaratan yöntemin tungsten karbit frez; en yüksek olanın ise Er YAG lazer olduğu sonucuna varılmıştır. Çalışmanın sonucunda düşük hızda tungsten karbit frez kullanımı en güvenilir yöntem olarak vurgulanmıştır. Tungsten karbit frezin yüksek devirde kullanılması gerektiğini savunan çalışmalar da mevcuttur. Relief ve Denys(203), taramalı elektron mikroskobu kullanarak debonding sonrası pürüzlülük baktıkları çalışmada adeziv rezinin büyük bir kısmını çıkarmak için yeterli hava soğutması altında yüksek devirde çalıştırılan 12 bıçak sayılı tungsten karbit frez kullanılmasını, ince tabaka halinde kalan rezini ise hava soğutması altında hafif basınçla polisaj diskleri veya seramik tekerleklerle temizlemesini son polisaj işlemi olarak da lastik bir kap ile pomza yapılmasını önermiştir. Rouleauve ark.(204) debonding sonrası mine yüzeyini değerlendirdikleri çalışmada yüksek devirde su soğutması altında çalıştırılan ultra ince tungsten frez, düşük devirde 12 bıçak sayılı tungsten karbit frez ve scaler kullanımını kıyaslamışlardır. Düşük devirde 12 bıçak sayılı tungsten karbit frez rezin kaldırmada etkili olmasına rağmen mine yüzeyinde ince çizik ve faset görünümüne neden olmuştur. Bu çalışmada işlem görmemiş mine yüzeyine (kontrol grubuna) en yakın mine yüzeyi yaratan alet yüksek devirde kullanılan ultra ince tungsten karbit frez bulunmuştur. Araştırma sonucunun böyle çıkmasının nedeni yüksek hızda kullanılan tungsten karbit frezin ultra ince olmasına bağlı olarak bıçaklar arası mesafesinin kısa olması olabilir. Bu çalışmada 6, 8 ve 10 bıçak sayısına sahip tungsten karbit kullanımı tercih edildiği için literatür çalışmalarında da bu bıçak sayısına sahip veya bu bıçak sayılarına yakın bıçak sayısına sahip frezlerin

düşük devirde kullanılması önerildiği(13,111,202,205) için çalışmamızdaki frezler düşük devirde kullanılmıştır.

Bu çalışmada bıçak sayısı 6, 8 ve 10 olan tungsten karbit frezlerin mine yüzeyinde yarattığı pürüzlülüğü değerlendirmek amacıyla Rz parametresi kullanılmış olup frezlerin sebep oldukları mine yüzey pürüzlülüğünün ve rezin temizleme sürelerinin istatistik sonuçları yapılan diğer literatür çalışmalarıyla karşılaştırılarak sırasıyla sunulmuştur.

Çalışmamızda üst çenedeki lateral dişlerin debonding sonrası adeziv temizlemesinde kullanılan 6 ve 10 bıçak sayılı frezlerin sebep olduğu yüzey pürüzlülüğü benzer olmakla beraber, her iki frez de temizleme sonrası (T1) elde edilen yüzey pürüzlülüğü, temizleme öncesi (T0) elde edilen yüzey pürüzlülüğünden fazladır ($p<0,01$). Her iki frez de mine yüzeyinin pürüzlülüğünün artmasına sebep olmuştur. Mine yüzeyinden artık adeziv rezinin uzaklaştırılması için kullanılan yöntemin minede skar oluşmasına sebep olduğu ve bu bağlamda yüzey pürüzlülüğü artışının kaçınılmaz olduğu birçok çalışmada gösterilmiştir(141,167,206,207). Bunun bir sebebi bonding sırasında adezyon sağlamak amacıyla kullanılan işlemler olabilir. Asitleme işleminin mine yüzeyinde yarattığı dekalsifiye alanların, bonding materyali ile doldurulması ve debonding sonrası temizleme işlemlerinde, bu bonding materyalinin çıkartılması için mine dokusunun daha fazla kaldırılmak zorunda kalınması, mine yüzeyinin pürüzlenmesine sebep olmaktadır. Bonding işlemi, adeviz rezin temizleme sonrası orijinal mine yüzeyinin yeniden elde edilmesine müsaade etmemektedir. Bir diğer sebep, tedavi süresince braket çevresinde tutunan plağın mineyi dekalsifiye etmesi ve yüzey sertliğini azaltması ve pürüzlülüğünü bozması olabilir. Ağız içerisinde braket çevresinde dental plak birikimi sebebiyle ortaya çıkan mineralizasyon-demieralizasyon döngüsünün demineralizasyon yönünde artışı bu pürüzlülük artışında bir etken olabilir. Özer ve ark.ortodontik tedavi sonrası çeşitli frez ve polisaj yönteminin mine yüzey pürüzlülüğüne etkisini araştırdıkları çalışmada kullandıkları pürüzlülük parametresinin tüm gruplarda arttığını bildirmiştir (167). Benzer olarak Zachrisson ve ark.(208).debonding sonrası mine görünümünü mine yüzey indeksi (Enamel Surface Index,ESI) sistemini kullanarak inceledikleri çalışmada, etkisi araştırılan tüm frez ve disklerin mine yüzey pürüzlülüğünde artışa neden olduğu sonucuna varmıştır. Literatür incelemesi yapılırken incelenen birçok

Çalışma da bizim çalışma sonucumuzla benzer şekilde debonding sonrası uygulanan yöntemden bağımsız olarak mine yüzey pürüzlülüğünün arttığını göstermektedir.

Çalışmamızda alt çenedeki lateral dişlerin debondingi sonrası adeziv temizlemesinde kullanılan 6 ve 8 bıçak sayılı frezlerin sebep olduğu yüzey pürüzlülüğü benzer olmakla beraber, temizleme sonrası (T1) elde edilen yüzey pürüzlülüğü, temizleme öncesi (T0) elde edilen yüzey pürüzlülüğünden fazladır ($p<0,01$). Her iki frez de mine yüzeyinin pürüzlülüğünün artmasına sebep olmuştur. Bunun sebebi yukarıda da bahsedildiği gibi bonding prosedüründe uygulanan asitleme işlemi, braket çevresinde biriken plağa bağılı oluşan mine demineralizasyon(209) sebebiyle minenin başlangıç sertliği ve yüzey pürüzlülüğünü kaybetmesi olabilir. Demineralizasyon minenin mineral içeriğinde kayba neden olduğu için mine kullanılan frezlere karşı daha kolay aşınabilir hale gelir.

Çalışmamızda alt ve üst çene lateral dişlerinin üzerindeki adezivlerin temizlenmesinde ortak kullanılan 6 bıçak sayılı tungsten karbit frez her iki diş grubunda da benzer yüzey pürüzlülüğüne sebep olmuştur. Alt ve üst çenedeki lateral dişlerin başlangıç pürüzlülükleri de benzerdir. Adeziv temizleme sırasında bu benzer mine yüzeyinin 6 bıçak sayılı frez ile temizlenmesi sonrası yine benzer pürüzlülük elde edilmesi de beklenen bir sonuçtur. Ancak bu durumu değiştirme ihtimali olan etken, üst çene braket tabanlarının alt çene braket tabanlarından daha geniş olmasıdır. Bu braket tabanı farklılığı, debonding sırasında aynı ARI skorunda farklı miktarda artık rezinin diş üzerinde kalması ihtimaline sebep olabilir. Artan ARI, temizleme süresinin artmasına, minenin daha uzun süre freze maruz kalmasına sebep olacaktır. Ancak alt ve üst çenede braket tabanlarındaki bu farklılığa rağmen bu tez çalışmasında ortak kullanılan 6 bıçak sayılı tungsten karbit frez her iki diş grubunda da benzer yüzey pürüzlülüğüne sebep olduğu gösterilmiştir. Braket tabanı alan farklılığının beklenen etkiyi yaratmadığı söylenebilir. Ek olarak *in vivo* gerçekleştirilen bu çalışmada aynı ağız ortamında, tükürük pH'ında, florada yer alan alt ve üst dişlerin, yüzey pürüzlülüğü açısından karşılaştırılmalı incelenmesinin mümkün olduğu görülmüştür. *In vitro* alışmalarda dahil edilen dişlerin çekimlerinin yapıldığı ağız ortamının aynı olmaması, karşılaştırılması planlanan dişlerin mine yüzey özelliklerinin benzer olmamasına sebep olabilir. Literatürde bu çalışmadakine

benzer olacak şekilde aynı bıçak sayısına sahip frezleri alt ve üst çene diş grubunda kullanarak yüzey pürüzlülüğü inceleyen çalışmaya rastlanılmamıştır.

Bu çalışma sonuçlarına göre 6 bıçaklı frezin uygulandığı üst ve alt lateral dişlerin pürüzlülük değerlerinin benzer olması, çalışmada kullanılan 6, 8, 10 bıçak sayılı tungsten karbit frezin etkinliğinin -dişlerin alt veya üst çenede olması fark etmeksizin- istatistik olarak karşılaştırılmasını mümkün kılmıştır.

Çalışmamızda lateral dişlerin debonding sonrası üzerinde kalan adeziv rezinin temizlenmesinde kullanılan 6, 8 ve 10 bıçak sayılı tungsten karbit frezlerin mine yüzeyinde yarattığı yüzey pürüzlülüğü istatistik olarak fark göstermemiştir. İstatistik olarak önemli olmasa da bıçak sayısı 10 olan tungsten karbit frez, üst çenede kullanılan 6 bıçak sayılı frezden daha yüksek yüzey pürüzlülüğüne neden olmuş; alt çenede kullanılan 6 bıçak sayılı frez ise 8 bıçak sayılı frezden daha yüksek yüzey pürüzlülüğü ortaya koymuştur. Bıçak sayısı 8 olan tungsten karbit frez en düşük yüzey pürüzlülüğü yaratırken, 10 bıçak sayılı tungsten karbit frez en yüksek yüzey pürüzlülüğü yaratmıştır, fakat yaratılan bu yüzey pürüzlülükleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Bunun nedeni bıçak sayılarının birbirine yakın olması ve her bir dişte yeni frez kullanılması, frez keskinliğinin yüksek olması olabilir. Klinik şartlarda frezlerin birden fazla kullanımı, frezin bir miktar körelmesine sebep olabileceğinden, belki de tekrarlayan kullanımlarda bu frezler arasında pürüzlülük oluşturma açısından fark olabilecektir. İlerleyen çalışmalarda bu konunun değerlendirilmesi, frezin tekrarlayan kullanımı açısından farklı bakış açılarının kazanılmasını sağlayabilir. Webb ve ark. 12, 16 ve 20 bıçak sayılı karbit frezleri kuru alanda yüksek devirde kullanarak mine yüzey pürüzlülüğünü inceledikleri çalışmada 16 bıçak sayılı karbit frez 12 ve 20 bıçak sayılı karbit frezlere göre anlamlı düzeyde daha fazla pürüzlülük yaratmış, 12 ve 20 bıçak sayılı frezler arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır(165). Bu çalışma sonucu, çalışmamızda da göze çarpan, bıçak sayısı, pürüzlülük ilişkisinin bıçak sayısı açısından doğru veya ters orantıda bir ilişki göstermediğini destekler. Eliades ve ark. 8 bıçak sayılı tungsten karbit ve ultra ince elmas frezin yüksek hızda kullanılmasıyla mine yüzeyinde yarattığı pürüzlülüğü kontakt profilometre ile incelediği çalışmada, daha düşük yüzey pürüzlülüğü yaratan 8 bıçaklı tungsten karbit frezin elmas frezden daha az pürüzlülük oluşturarak daha güvenilir olduğunu bildirmiştir(129). Literatürde

6, 8 ve 10 bıçak sayılı tungsten karbit frezlerin mine yüzeyinde yarattığı yüzey pürüzlülüğünü ölçen bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Çalışmamızda debonding sonrası üst lateral diş için ARI skoru kaydedilerek bıçak sayısı 6 ve 10 olan tungsten karbit frezlerin adeziv rezini temizleme süreleri arasındaki ilişki araştırılmıştır. Her bir ARI skoru kendi başına değerlendirildiğinde, ARI 1, ARI 2, ARI 3 olmak üzere, 6 bıçak sayılı frez, 10 bıçak sayılı freze benzer sürede temizlik yapmıştır. ARI skoru arttıkça, bıçak sayısı fark etmeksizin diş yüzeyi temizleme süresi artmıştır. Üst çenede 6 bıçak sayılı frez ARI skoru 1 olan dişleri ARI skoru 2 ve 3 olan dişlerden anlamlı düzeyde daha kısa sürede temizlemiştir ($p<0,01$). Benzer şekilde üst çenede 10 bıçak sayılı frezler ARI skoru 1 olan dişleri ARI skoru 3 olan dişlerden anlamlı düzeyde hızlı temizlemiştir ($p<0,01$). Bunun sebebi ARI skoru arttıkça mine üzerinde temizlenmesi gereken adeziv rezin miktarının artmasıdır(210). Bıçak sayısına göre adeziv rezin temizleme süreleri açısından frezler arasında fark olmamasının sebebi ise her bir frezin sadece bir diş yüzeyini temizlemek için kullanılmış olması olabilir. Frezlerin tekrarlayan şekilde kullanılması bıçakların keskinliğinde azalmaya ve bıçaklar arasına yerleşen rezin artıklarının frezin rezin kaldırma etkinliğini etkileme ihtimali olabilir. Literatürde *in vivo* olarak üst dişlerde ARI ve bıçak sayısına göre süre bakan herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Çalışmamızda debonding sonrası alt lateral diş için ARI skoru kaydedilerek bıçak sayısı 6 ve 8 olan tungsten karbit frezlerin adeziv rezini temizleme süreleri arasındaki ilişki araştırılmıştır. Her bir ARI skoru kendi başına değerlendirildiğinde, ARI 1, ARI 2, ARI 3 olmak üzere, 6 bıçak sayılı frez, 8 bıçak sayılı freze benzer sürede temizlik yapmıştır. ARI skoru arttıkça, bıçak sayısı farketmeksizin diş yüzeyi adeziv artığı temizleme süresi artmıştır. Alt çenede kullanılan 6 bıçak sayılı frez için ARI skorlarına göre temizleme süresi benzerdir. Bıçak sayısı 8 olan frezlerde ise ARI 1 skorlu adeziv artığı en kısa sürede temizlenirken, ARI 3 skoru en uzun sürede temizlenmiştir. Bu fark istatistik olarak önemlidir. ($p<0,01$) Bu sonuç yine artık adeziv miktarının artmasıyla temizleme süresinin de paralel olarak arttığı bulgusuyla uyushmaktadır(210). Artık adeziv rezin temizleme süresinin istatistik olarak anlamlı bulunduğu çalışmalar genellikle farklı materyallerden üretilen döner aletlerin karşılaştırıldıkları çalışmalardır(211). Eliades ve ark. debonding sonrası ultra ince

elmas frez kullanımını 8 bıçak sayılı tungsten karbit frezden anlamlı düzeyde hızlı bulmuşlardır(129). Mohebi ve ark. tungsten karbit frez ile arkansas taşının debonding sonrası mine yüzeyinde yarattığı pürüzlülüğü ve adeziv artığını temizleme sürelerini inceledikleri çalışmalarında, tungsten karbit frezin mine yüzeyini arkansas taş grubundan anlamlı düzeyde daha kısa sürede temizlediğini bildirmiştir(206). Benzer şekilde Ulusoy ve ark. 12 ve 30 bıçak sayılı tungsten karbit frezlerin benzer saniyede mine yüzeyini temizlediğini bulurken, 12 ve 30 bıçak sayılı tungsten karbit frezlerin diğer karşılaştırılan debonding yöntemlerine göre daha hızlı adeziv artığı temizlediklerini bildirmişlerdir (212). Artık adeziv rezinin uzaklaştırılması için gereken süre, döner aletin devir sayısı, üretim materyali, frez şekli ile belirlenen kesme etkinliği ve bıçak sayısı ile ilgilidir(108,191).

Çalışmanın Limitasyonları:

In vivo yapılması planlanan çalışmada gönüllü bireylere ait epoksi rezin modellerin oluşturulması zaman ve maliyet açısından değerlendirildiği için hastalara ait epoksi rezin modellerin elde edilmesi mümkün olmamıştır. Bu sebeple hastalara ait modeller ağız içi tarama cihazı kullanılarak dijital platformda elde edilmiştir. Dijital model üzerinde profilometre gibi hassas ölçüm makinelerinin kullanılamayacak olması ve Ra ve Rq değerinin ölçülememesi bu çalışmanın limitasyonu olarak kabul edilebilir.

Çalışmaya dahil edilen bireylerin başlangıç mine pürüzlülüğü (T0) braket sınırı dışında kalan mine yüzeyi göz önüne alınarak hesap edilmiştir. Çalışmaya sabit tel tedavisi geçmişte başlamış bireyler dahil edildiği için ortodontik tedaviye başlamadan önceki mine yüzeyinin sahip olduğu başlangıç yüzey pürüzlülüğünün hesaplanması mümkün olmamıştır. Bu durum çalışmanın limitasyonu olarak kabul edilebilir.

Klinik Öneriler:

Bu çalışma sonucunda debonding sonrası artık adeziv rezin temizleme prosedürü için 6, 8 ve 10 bıçak sayılı frezler arasında sebep oldukları pürüzlülük açısından anlamlı düzeyde fark olmadığı için erişilebilirliğin daha kolay ve maliyetinin daha az olması nedeniyle kliniklerde 6 bıçak sayılı tungsten karbit frez kullanımı önerilir.

İleriki Çalışma Önerileri:

Bu çalışmada frez etkinliğini karşılaştırmak için her bir diş için yeni frez kullanılmıştır. Çalışma sonucunda farklı bıçak sayısına sahip tungsten karbit frezlerin adeziv rezin miktarını tanımlayan ARI skorunun aynı olduğu diş yüzeylerini temizleme süreleri arasında istatistik fark bulunmamıştır. Frezlerin tekrarlayan kullanımı bu durumu değiştirebilir. İleriki çalışmalarda frezlerin tekrarlayan kullanımları, adeziv rezin temizleme süresi ve meydana getirdikleri pürüzlülük açısından karşılaştırılarak değerlendirilebilir.

Bu çalışmada mine yüzey pürüzlülüğü ağız içi tarayıcı cihaz kullanılarak elde edilmiştir. İleriki çalışmalarda ağız içi tarayıcı cihazın ürettiği model üzerinden ölçülen pürüzlülük ile profilometre kullanılarak ölçülen pürüzlülük karşılaştırılarak ağız içi tarayıcı cihazın bu amaç için kullanılabilirliği araştırılabilir.

SONUÇ

1. Üst lateral dişlerde kullanılan 6 bıçak sayılı tungsten karbit frez, mine yüzey pürüzlülüğünü arttırmıştır. Mine yüzey pürüzlülüğündeki değişim 6 bıçak sayılı frez için %17,9' dur.
2. Üst lateral dişlerde kullanılan 10 bıçak sayılı tungsten karbit frez, mine yüzey pürüzlülüğünü arttırmıştır. Mine yüzey pürüzlülüğündeki değişim 10 bıçak sayılı frez için %25,7'dir.
3. Üst lateral dişlerde kullanılan 6 ve 10 bıçak sayısına sahip tungsten karbit frezlerin artık adeziv resin temizlemesine bağlı mine yüzeyinde sebep oldukları pürüzlülük benzerdir.
4. Alt lateral dişlerde kullanılan 6 bıçak sayılı tungsten karbit frez mine yüzey pürüzlülüğünü arttırmıştır. Mine yüzey pürüzlülüğündeki değişim 6 bıçak sayılı frez için %24,3'tür.
5. Alt lateral dişlerde kullanılan 8 bıçak sayılı tungsten karbit frez mine yüzey pürüzlülüğünü arttırmıştır. Mine yüzey pürüzlülüğündeki değişim 8 bıçak sayılı frez için %17,1'dir.
6. Alt lateral dişlerde kullanılan 6 ve 8 bıçak sayısına sahip tungsten karbit frezlerin artık adeziv resin temizlemesinde kullanılmasına bağlı mine yüzeyinde sebep oldukları pürüzlülük benzerdir.
7. Alt ve üst lateral dişlerde kullanılan 6 bıçak sayılı tungsten karbit frezin artık adeziv resin temizlemesinde kullanılmasına bağlı mine yüzeyinde sebep olduğu pürüzlülük benzerdir.
8. Lateral dişler kullanılan 6, 8 ve 10 bıçak sayısına sahip tungsten karbit frezlerin artık adeziv resin temizlemesinde kullanılmasına bağlı mine yüzeyinde sebep oldukları pürüzlülük benzerdir.
9. ARI skorlaması arttıkça resin temizleme süresi artmıştır.
10. ARI 1 skorunun sahip olduğu adeziv resin miktarının lateral diş üzerinden temizlenme süresi 6, 8 ve 10 bıçak sayılı tungsten karbit frezler için benzerdir.
11. ARI 2 skorunun sahip olduğu adeziv resin miktarının lateral diş üzerinden temizlenme süresi 6, 8 ve 10 bıçak sayılı tungsten karbit frezler için benzerdir.

12. ARI 3 skorunun sahip olduğu adeziv rezin miktarının lateral diş üzerinden temizlenme süresi 6, 8 ve 10 bıçak sayılı tungsten karbit frezler için benzerdir.
13. Üst lateral dişte 6 bıçak sayılı tungsten karbit frez kullanılmasına bağlı, ARI 1 skorunun sahip olduğu adeziv rezin miktarının diş üzerinden temizlenme süresi, ARI 2 ve 3 skorundan istatistik olarak hızlıdır.
14. Üst lateral dişte 10 bıçak sayılı tungsten karbit frezin kullanılmasına bağlı, ARI 1 skorunun sahip olduğu adeziv rezin miktarının diş üzerinden temizlenme süresi, ARI 3 skorundan istatistik olarak hızlıdır.
15. Alt lateral dişte 8 bıçak sayılı tungsten karbit frezin kullanılmasına bağlı, ARI 1 skorunun sahip olduğu adeziv rezin miktarının diş üzerinden temizlenme süresi, ARI 3 skorundan istatistik olarak hızlıdır.

KAYNAKÇA

1. Cons NC, Jenny J, Kohout FJ. DAI. The Dental Aesthetic Index. Iowa City, Iowa: College of Dentistry, University of Iowa; 1986.
2. Tuncer, C., Canigur Bavbek, N., Balos Tuncer, B., Ayhan Bani, A., & Çelik, B. (2015). How do patients and parents decide for orthodontic treatment—effects of malocclusion, personal expectations, education and media. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 39(4), 392-399.
3. Marques, L. S., Pordeus, I. A., Ramos-Jorge, M. L., Filogônio, C. A., Filogônio, C. B., Pereira, L. J., & Paiva, S. M. (2009). Factors associated with the desire for orthodontic treatment among Brazilian adolescents and their parents. *BMC Oral Health*, 9(1), 1-7.
4. O'Brien, K. D., Shaw, W. C., & Roberts, C. T. (1993). The use of occlusal indices in assessing the provision of orthodontic treatment by the hospital orthodontic service of England and Wales. *British Journal of Orthodontics*, 20(1), 25-35.
5. Richmond, S., Shaw, W. C., Stephens, C. D., Webb, W. G., Roberts, C. T., & Andrews, M. (1993). Orthodontics in the general dental service of England and Wales: a critical assessment of standards. *British Dental Journal*, 174(9), 315-329.
6. Buonocore, Michael G. "A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces." *Journal of dental research* 34.6 (1955): 849-853.
7. Newman, G. V. (1965). Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *American journal of orthodontics*, 51(12), 901-912.
8. Zachrisson, B. U. (1977). A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *American journal of orthodontics*, 71(2), 173-189.
9. Zachrisson, B. U. (1976). Cause and prevention of injuries to teeth and supporting structures during orthodontic treatment. *American journal of orthodontics*, 69(3), 285-300.
10. Sadowsky, P. L., & Retief, D. H. (1976). A comparative study of some dental cements used in orthodontics. *The Angle Orthodontist*, 46(2), 171-181.
11. Pinzan-Vercelino, C. R. M., Costa, A. C. S., Gurgel, J. A., & Freitas, K. M. S. (2021). Comparison of enamel surface roughness and color alteration after bracket debonding and polishing with 2 systems: A split-mouth clinical trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 160(5), 686-694.
12. Arhun, N., & Arman, A. (2007, December). Effects of orthodontic mechanics on tooth enamel: a review. In *Seminars in Orthodontics* (Vol. 13, No. 4, pp. 281-291). WB Saunders.
13. Ahrari, F., Akbari, M., Akbari, J., & Dabiri, G. (2013). Enamel surface

roughness after debonding of orthodontic brackets and various clean-up techniques. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*, 10(1), 82.

14. Nanci, A. (2003). Ten Cate's oral histology: development, structure, and function [CD.].
15. Ritter A V., Boushell LW, Walter R. Sturdevant's Art & Science of Operatif Dentistry. Sturdevant's Art & Science of Operatif Dentistry. 2019. 127 p.
16. Gwinnett, A. (1967). The ultrastructure of the "prismless" enamel of permanent human teeth. *Archives of Oral Biology*, 12(3), 381-IN30.
17. Whittaker, D. K. (1982). Structural variations in the surface zone of human tooth enamel observed by scanning electron microscopy. *Archives of oral biology*, 27(5), 383-392.
18. Hobson, R. S., McCabe, J. F., & Rugg-Gunn, A. J. (2002). The relationship between acid-etch patterns and bond survival in vivo. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 121(5), 502-509.
19. Reynolds, I. R. (1975). A review of direct orthodontic bonding. *British journal of orthodontics*, 2(3), 171-178.
20. Gwinnett, A. J., & Matsui, A. (1967). A study of enamel adhesives: the physical relationship between enamel and adhesive. *Archives of Oral Biology*, 12(12), 1615-IN46.
21. Newman, G. V., & Facq, J. M. (1971). The effects of adhesive systems on tooth surfaces. *American journal of orthodontics*, 59(1), 67-75.
22. Newman, G. V., Snyder, W. H., & Wilson Jr, C. E. (1968). Acrylic adhesives for bonding attachments to tooth surfaces. *The Angle Orthodontist*, 38(1), 12-18.
23. Glantz, P. O. (1969). On wettability and adhesiveness. *Odontol Revy*, 20(17), 5-124.
24. Tagami, J., Hosoda, H., & Fusayama, T. (1988). Optimal technique of etching enamel. *Operative dentistry*, 13(4), 181-184.
25. Uno, S., & Finger, W. J. (1995). Effect of acid etchant composition and etch duration on enamel loss and resin composite bonding. *American Journal of Dentistry*, 8(4), 165-169.
26. 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. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(2), 154-160.
27. Diedrich, P. (1981). Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope. *American journal of orthodontics*, 79(5), 500-522.
28. Goldstein, R. E., & Parkins, F. M. (1995). Using air-abrasive technology to diagnose and restore pit and fissure caries. *The Journal of the American Dental Association*, 126(6), 761-766.

29. Katora, M. E. (1981). Airbrasive etching of the enamel surface. *Quintessence, Int.*, 12, 967-968.
30. Keen, D. S. (1994). Airadbrasive" etching": composite hbond strengths. *J Dent res*, 73, 131.
31. 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. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 111(4), 366-373.
32. van Waveren Hogervorst, W. L., Feilzer, A. J., & Prahl-Andersen, B. (2000). The air-abrasion technique versus the conventional acid-etching technique: A quantification of surface enamel loss and a comparison of shear bond strength. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 117(1), 20-26.
33. Stern, R. H. (1964). Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res*, 43, 873.
34. Yamamoto, H. (1974). YAG laser effects for acid resistance on tooth enamel. *J Dent Res*, 53, 1093.
35. Kinersly, T., Jarabak, J. P., Phatak, N. M., & DeMent, J. (1965). Laser effects on tissue and materials related to dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 70(3), 593-600.
36. Goldman, L., Gray, J. A., Goldman, J., Goldman, B., & Meyer, R. (1965). Effect of laser beam impacts on teeth. *The Journal of the American Dental Association*, 70(3), 601-606.
37. Von Fraunhofer, J. A., Allen, D. J., & Orbell, G. M. (1993). Laser etching of enamel for direct bonding. *The Angle Orthodontist*, 63(1), 73-76.
38. Visuri, S. R., Gilbert, J. L., Wright, D. D., Wigdor, H. A., & Walsh Jr, J. T. (1996). Shear strength of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin. *Journal of dental research*, 75(1), 599-605.
39. Klein, A. L., Rodrigues, L. K., Eduardo, C. P., Nobre dos Santos, M., & Cury, J. A. (2005). Caries inhibition around composite restorations by pulsed carbon dioxide laser application. *European Journal of Oral Sciences*, 113(3), 239-244.
40. Maijer, R., & Smith, D. C. (1979). A new surface treatment for bonding. *Journal of biomedical materials research*, 13(6), 975-985.
41. Oho, T., & Morioka, T. (1990). A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries research*, 24(2), 86-92.
42. Basaran, G., Özer, T., Berk, N., & Hamamcı, O. (2007). Etching enamel for orthodontics with an erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser system. *The Angle Orthodontist*, 77(1), 117-124.
43. Üsümez, S., & Üsümez, A. (2002). Dental lazer sistemleri ve ortodonti alanında kullanımları. *Turkish Journal of Orthodontics*, 15(1), 66-74.

44. Gorelick, L., Geiger, A. M., & Gwinnett, A. J. (1982). Incidence of white spot formation after bonding and banding. *American journal of orthodontics*, 81(2), 93-98.
45. Øgaard, B., Rølla, G., & Arends, J. (1988). Orthodontic appliances and enamel demineralization: Part 1. Lesion development. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 94(1), 68-73.
46. Pus, M. D., & Way, D. C. (1980). Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *American journal of orthodontics*, 77(3), 269-283.
47. Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives: Part II: etching effects on unground enamel. *Dental Materials*, 17(5), 430-444. 48. Brauchli L, Steineck M. Etching patterns of self-etching primers in relation to shear bond strength on unground enamel samples. *Dent J*. 2021 Nov 1;9(11).
49. Grubisa, H. S., Heo, G., Raboud, D., Glover, K. E., & Major, P. W. (2004). An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126(2), 213-219.
50. Transbond™ Plus Self Etching Primer Frequently Asked Questions. 2016.
51. Holzmeier, M., Schaubmayr, M., Dasch, W., & Hirschfelder, U. (2008). Die neue Generation selbstkonditionierender Adhäsive im Vergleich zur konventionellen Ätztechnik. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 69(2), 78-93.
52. Yamada, R., Hayakawa, T., & Kasai, K. (2002). Effect of using self-etching primer for bonding orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*, 72(6), 558-564.
53. Buyukyilmaz, T., Usumez, S., & Karaman, A. I. (2003). Effect of self-etching primers on bond strength—are they reliable? *The Angle Orthodontist*, 73(1), 64-70.9
54. Sunna, S., & Rock, W. P. (1998). Clinical performance of orthodontic brackets and adhesive systems: a randomized clinical trial. *British journal of orthodontics*, 25(4), 283-287.
55. Powers, J. M., Kim, H. B., & Turner, D. S. (1997, September). Orthodontic adhesives and bond strengthtesting. In *Seminars in orthodontics* (Vol. 3, No. 3, pp. 147-156). WB Saunders.
56. Millett, D. T., McCluskey, L. A., McAuley, F., Creanor, S. L., Newell, J., & Love, J. (2000). A comparative clinical trial of a compomer and a resin adhesive for orthodontic bonding. *The Angle Orthodontist*, 70(3), 233-240.
57. Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences.

58. Rezk-Lega, F., & Øgaard, B. (1991). Tensile bond force of glass ionomer cements in direct bonding of orthodontic brackets: an in vitro comparative study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 100(4), 357-361.
59. Wiltshire, W. A. (1994). Shear bond strengths of a glass ionomer for direct bonding in orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 106(2), 127-130.
60. Øen, J. O., Gjerdet, N. R., & Wisth, P. J. (1991). Glass ionomer cements used as bonding materials for metal orthodontic brackets. An in vitro study. *The European Journal of Orthodontics*, 13(3), 187-191.
61. Compton, A. M., Meyers Jr, C. E., Hondrum, S. O., & Lorton, L. (1992). Comparison of the shear bond strength of a light-cured glass ionomer and a chemically cured glass ionomer for use as an orthodontic bonding agent. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 101(2), 138-144.
62. Knibbs, P. J. (1988). Glass ionomer cement: 10 years of clinical use. *Journal of Oral Rehabilitation*, 15(1), 103-115.
63. Miguel, J. A. M., Almeida, M. A., & Chevitarese, O. (1995). Clinical comparison between a glass ionomer cement and a composite for direct bonding of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 107(5), 484-487.
64. Cook, P. A., Luther, F., & Youngson, C. C. (1996). An in vitro study of the bond strength of light-cured glass ionomer cement in the bonding of orthodontic brackets. *The European Journal of Orthodontics*, 18(1), 199-204.
65. Jou, G. L., Leung, R. L., White, S. N., & Zernik, J. H. (1995). Bonding ceramic brackets with light-cured glass ionomer cements. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 29(3), 184-187.
66. Powers, J. M., Turner, D. S., & Nakano, A. (1996, January). Bonding of hybrid ionomers to unetched enamel and orthodontic brackets. In *JOURNAL OF DENTAL RESEARCH* (Vol. 75, pp. 1247-1247). 1619 DUKE ST, ALEXANDRIA, VA 22314: AMER ASSOC DENTAL RESEARCH.
67. Mitchell, C. A., O'Hagan, E., & Walker, J. M. (1995). Probability of failure of orthodontic brackets bonded with different cementing agents. *Dental Materials*, 11(5-6), 317-322.
68. Mickenautsch, S., Yengopal, V., & Banerjee, A. (2012). Retention of orthodontic brackets bonded with resin-modified GIC versus composite resin adhesives—a quantitative systematic review of clinical trials. *Clinical oral investigations*, 16(1), 1-14.
69. Ewoldsen, N., & Demke, R. S. (2001). A review of orthodontic cements and adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120(1), 45-48.

70. Wilson, H. J. (1988). Resin-based restoratives. *British dental journal*, 164(10), 326-330.
71. Trimpeneers, L. M., Verbeeck, R. H., Dermaut, L. R., & Moors, M. G. (1996). Comparative shear bond strength of some orthodontic bonding resins to enamel. *The European Journal of Orthodontics*, 18(1), 89-95.
72. Tavas, M. A., & Watts, D. C. (1979). Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light activated composite: an in vitro study. *British journal of orthodontics*, 6(4), 207-208.
73. Strassler, H. (1990). Light-curing renaissance makes materials popular. Technological upgrades boost quality in light-curing devices. *Dentist (Waco, Tex.)*, 68(8), 23-27.
74. Zachrisson, B. U. (1977). A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *American journal of orthodontics*, 71(2), 173-189.
75. Fan, P. L., Wozniak, W. T., Reyes, W. D., & Stanford, J. W. (1987). Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 115(3), 442-445.
76. Oesterle, L. J., Newman, S. M., & Shellhart, W. C. (2001). Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(6), 610-616.
77. Martin, F. E. (1998). A survey of the efficiency of visible light curing units. *Journal of dentistry*, 26(3), 239-243.
78. Cipolla, A. J. (1993). Laser curing of photoactivated restorative materials. *ILT Systems*, 1-3.
79. Cook, W. D. (1982). Spectral distributions of dental photopolymerization sources. *Journal of Dental Research*, 61(12), 1436-1438.
80. Yearn, J. A. (1985). Factors affecting cure of visible light activated composites. *International Dental Journal*, 35(3), 218-225.
81. Hinoura, K., Miyazaki, M., & Onose, H. (1993). Influence of argon laser curing on resin bond strength. *American Journal of Dentistry*, 6(2), 69-71.
82. Powell, G. L., Kelsey, W. P., Blankenau, R. J., & Barkmeier, W. W. (1989). The use of an argon laser for polymerization of composite resin. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 1(1), 34-37.
83. Calura, G., Nonato, M., Franchi, M., & Pagnanelli, M. (1989). Effect of laser light on polymerization of composite materials. *Minerva Stomatologica*, 38(4), 395-403.
84. Huether, S. E. (1983). How lasers work. *AORN journal*, 38(2), 207-215.
85. Yoon, T. H., Lee, Y. K., Lim, B. S., & Kim, C. W. (2002). Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *Journal of oral rehabilitation*, 29(12), 1165-1173.

86. Cobb, D. S., Vargas, M. A., & Rundle, T. (1996). Physical properties of composites cured with conventional light or argon laser. *American Journal of Dentistry*, 9(5), 199-202.
87. Shanthala, B. M., & Munshi, A. K. (1995). Laser vs visible-light cured composite resin: an in vitro shear bond study. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 19(2), 121-125.
88. Talbot, T. Q., Blankenau, R. J., Zobitz, M. E., Weaver, A. L., Lohse, C. M., & Rebellato, J. (2000). Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: an in vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 118(3), 274-279.
89. Cacciafesta, V., Sfondrini, M. F., & Sfondrini, G. (2000). A Xenon Arc Light-Curing Unit for Bonding and Bleaching-The Plasma Arc Curing system is presented. *Journal of Clinical Orthodontics*, 34(2), 94-96.
90. Manzo, B., Liistro, G., & De Clerck, H. (2004). Clinical trial comparing plasma arc and conventional halogen curing lights for orthodontic bonding. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 125(1), 30-35.
91. Signorelli, M. D., Kao, E., Ngan, P. W., & Gladwin, M. A. (2006). Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: an in-vitro and in-vivo study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 129(2), 277-282.
92. Koupis, N. S., Eliades, T., & Athanasiou, A. E. (2008). Clinical evaluation of bracket bonding using two different polymerization sources. *The Angle Orthodontist*, 78(5), 922-925.
93. Mavropoulos, A., Staudt, C. B., Kiliaridis, S., & Krejci, I. (2005). Light curing time reduction: in vitro evaluation of new intensive light-emitting diode curing units. *The European Journal of Orthodontics*, 27(4), 408-412.
94. Melsen, B. (2022). Potential adult orthodontic patients—who are they?. *Adult orthodontics*, 1-11.
95. Maijer, R., & Smith, D. C. (1982). Corrosion of orthodontic bracket bases. *American Journal of Orthodontics*, 81(1), 43-48.
96. Thorstenson, G., & Kusy, R. (2003). Influence of stainless steel inserts on the resistance to sliding of esthetic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *The Angle Orthodontist*, 73(2), 167-175.
97. Sadat-Khonsari, R., Moshtaghy, A., Schlegel, V., Kahl-Nieke, B., Möller, M., & Bauss, O. (2004). Torque deformation characteristics of plastic brackets: a comparative study. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 65(1), 26-33.
98. Viazis, A. D., Cavanaugh, G., & Bevis, R. R. (1990). Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(3), 214-221.

99. Dehbi, H., Azaroual, M. F., Zaoui, F., Halimi, A., & Benyahia, H. (2017). Therapeutic efficacy of self-ligating brackets: a systematic review. *International orthodontics*, 15(3), 297-311.
100. Graber, T. M., Vanarsdall Jr, R. L., & Vig, K. W. (1994). Orthodontics. Current principles and techniques, Mosby. Year Book Inc., St Louis University of Michigan, 233-238.
101. Gwinnett, A. J., & Gorelick, L. (1977). Microscopic evaluation of enamel after debonding: clinical application. *American journal of orthodontics*, 71(6), 651-665.
102. Retief, D. H., & Denys, F. R. (1979). Finishing of enamel surfaces after debonding of orthodontic attachments. *The Angle Orthodontist*, 49(1), 1-10.
103. Chen, Y. L., Chang, H. H., Chiang, Y. C., & Lin, C. P. (2013). Application and development of ultrasonics in dentistry. *Journal of the Formosan Medical Association*, 112(11), 659-665.
104. Retief, D. H., & Denys, F. R. (1979). Finishing of enamel surfaces after debonding of orthodontic attachments. *The Angle Orthodontist*, 49(1), 1-10.
105. Zarrinnia, K., Eid, N. M., & Kehoe, M. J. (1995). The effect of different debonding techniques on the enamel surface: an in vitro qualitative study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108(3), 284-293.
106. Campbell, P. M. (1995). Enamel surfaces after orthodontic bracket debonding. *The Angle Orthodontist*, 65(2), 103-110.
107. Graber, T. M., Vanarsdall, R. L., & Vig, K. (1994). Current principles and techniques. *Mosby-Year Book*, 685.
108. Radlanski, R. J. (2001). A new carbide finishing bur for bracket debonding. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 62(4), 296-304.
109. Zachrisson, B. U., & Årthun, J. (1979). Enamel surface appearance after various debonding techniques. *American journal of orthodontics*, 75(2), 121-137.
110. 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. *The European Journal of Orthodontics*, 27(4), 413-419.
111. Osorio, R., Toledano, M., & García-Godoy, F. (1998). Enamel surface morphology after bracket debonding. *ASDC journal of dentistry for children*, 65, 313-317.
112. Hurt, A. J. (2012). Digital technology in the orthodontic laboratory. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 141(2), 245-247.

113. Grünheid, T., McCarthy, S. D., & Larson, B. E. (2014). Clinical use of a direct chairside oral scanner: an assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 146(5), 673-682.
114. Rotar, R. N., Jivanescu, A., Ille, C., Podariu, A. C., Jumanca, D. E., Matichescu, A. M., & Rusu, L. C. (2019). Trueness and precision of two intraoral scanners: a comparative in vitro study. *Scanning*, 2019.
115. Garg, A. K. (2008). Cadent iTero's digital system for dental impressions: the end of trays and putty?. *Dental implantology update*, 19(1), 1-4.
116. Kachalia, P. R., & Geissberger, M. J. (2010). Dentistry a la carte: in-office CAD/CAM technology. *Journal of the California Dental Association*, 38(5), 323-330.
117. Galhano, G. Á. P., Pellizzer, E. P., & Mazaro, J. V. Q. (2012). Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *Journal of Craniofacial Surgery*, 23(6), e575-e579.
118. Glassman, S. (2009). Digital impressions for the fabrication of aesthetic ceramic restorations: a case report. *Pract Proced Aesthet Dent*, 21(1), 60-4.
119. Martin, C. B., Chalmers, E. V., McIntyre, G. T., Cochrane, H., & Mossey, P. A. (2015). Orthodontic scanners: what's available? *Journal of orthodontics*, 42(2), 136-143.
120. Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). Phillips' science of dental materials 12th ed St. Louis: Saunders, 100(7), 483-90.
121. Osorio, E., Toledano, M., da Silveira, B. L., & Osorio, R. (2010). Effect of different surface treatments on In-Ceram Alumina roughness. An AFM study. *Journal of dentistry*, 38(2), 118-122.
122. International Standards Organisation. Geometrical product specifications(GPS). Surface texture: profile method; measurement standards. Geometric product specifications (GPS). Surface texture. Profile method calibration. Measurement standards. In: stand.
123. Stachowiak GW, Batchelor AW, Stachowiak GB. Experimental methods in tribology. 44th ed. Amsterdam, Oxford: Elsevier; 2004.
124. International Standards Organisation. Instruments for the measurement of surface roughness by the profile method – contact (stylus) instruments of consecutive profile transformation – contact profile meters, system M. In: standard I, ed.; 1975.
125. Ekici, Ö., Aslantaş, K., Kanık, Ö., & Keleş, A. (2021). Evaluation of surface roughness after root resection: An optical profilometer study. *Microscopy Research and Technique*, 84(4), 828-836.
126. Field, J., Waterhouse, P., & German, M. (2010). Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *Journal of dentistry*, 38(3), 182-190.

127. Piacentini, C., & Sfondrini, G. (1996). A scanning electron microscopy comparison of enamel polishing methods after air-rotor stripping. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 109(1), 57-63.
128. Tüfekçi, E., Merrill, T. E., Pintado, M. R., Beyer, J. P., & Brantley, W. A. (2004). Enamel loss associated with orthodontic adhesive removal on teeth with white spot lesions: an in vitro study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 125(6), 733-739.
129. Eliades, T., Gioka, C., Eliades, G., & Makou, M. (2004). Enamel surface roughness following debonding using two resin grinding methods. *The European journal of orthodontics*, 26(3), 333-338.
130. Faria-Júnior, É. M., Guiraldo, R. D., Berger, S. B., Correr, A. B., Correr-Sobrinho, L., Contreras, E. F. R., & Lopes, M. B. (2015). In-vivo evaluation of the surface roughness and morphology of enamel after bracket removal and polishing by different techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 147(3), 324-329.
131. Melvin, E. A., Yu, Q., Xu, X., Laird, C. G., Armbruster, P. C., & Ballard, R. W. (2021). A comparison of traditional orthodontic polishing systems with composite polishing systems following orthodontic debonding. *The Saudi Dental Journal*, 33(8), 877-883.
132. Årtun, J., & Bergland, S. (1984). Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *American journal of orthodontics*, 85(4), 333-340.
133. Gange, P. (2015). The evolution of bonding in orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 147(4), S56-S63.
134. Özer, T., Başaran, G., & Kama, J. D. (2010). Surface roughness of the restored enamel after orthodontic treatment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 137(3), 368-374.
135. Bonetti, G. A., Zanarini, M., Parenti, S. I., Lattuca, M., Marchionni, S., & Gatto, M. R. (2011). Evaluation of enamel surfaces after bracket debonding: an in-vivo study with scanning electron microscopy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140(5), 696-702.
136. Eliades, T., Kakaboura, A., Eliades, G., & Bradley, T. G. (2001). Comparison of enamel colour changes associated with orthodontic bonding using two different adhesives. *The European Journal of Orthodontics*, 23(1), 85-90.
137. Gorucu-Coskuner, H., Atik, E., & Taner, T. (2018). Tooth color change due to different etching and debonding procedures. *The Angle Orthodontist*, 88(6), 779-784.
138. Al Maaitah E.F, Omar A.A.A, Al-Khateeb S.N.(2013). Effect of fixed orthodontic appliances bonded with different etching techniques on tooth color: A prospective clinical study. *American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics*, 144(1), 43-49.

139. Karamouzou A, Athanasiou A.E, Papadopoulos M.A, Kolokithas G. Tooth-color assessment after orthodontic treatment: A prospective clinical trial. *American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics*. 2010;138(5):537.e1
140. Hosein I, Sherriff M, Ireland AJ. Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer. *American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics*. 2004;126(6):717–24.
141. Pont HB, Özcan M, Bagis B, Ren Y. Loss of surface enamel after bracket debonding: An in-vivo and ex-vivo evaluation. *American Journal Orthodontics Dentofacial Orthopedics*. 2010;138(4):387.e1-387.e9.
142. Önçağ, G., Yetkiner, E., & Mutlu, E. N. (2011). Türkiye’deki Ortodonti Uzmanlarının Sabit Aparey Kullanımı: Anket Çalışması. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32(2), 83-89.
143. Domenyuk, D. A., Konnov, V. V., Pichugina, E. N., Anfinogenova, O. I., Goncharenko, A. N., & Pushkin, S. V. (2018). Microcomputed tomography in qualitative and quantitative evaluation of dental enamel demineralization. *Entomology and Applied Science Letters*, 5(4), 72-83.
144. Vlaskalic, V., & Boyd, R. L. (2002). Clinical evolution of the Invisalign appliance. *Journal of the California Dental Association*, 30(10), 769-776.
145. Shalish, M., Cooper-Kazaz, R., Ivgi, I., Canetti, L., Tsur, B., Bachar, E., & Chaushu, S. (2012). Adult patients’ adjustability to orthodontic appliances. Part I: a comparison between Labial, Lingual, and Invisalign™. *European journal of orthodontics*, 34(6), 724-730.
146. Kassam, S. K., & Stoops, F. R. (2020). Are clear aligners as effective as conventional fixed appliances?. *Evidence-Based Dentistry*, 21(1), 30-31.
147. Pithon, M. M., Baião, F. C. S., Sant’ Anna, L. I. D. D. A., Paranhos, L. R., & Cople Maia, L. (2019). Assessment of the effectiveness of invisible aligners compared with conventional appliance in aesthetic and functional orthodontic treatment: a systematic review. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 10(4), e12455.
148. Kuncio, D., Maganzini, A., Shelton, C., & Freeman, K. (2007). Invisalign and traditional orthodontic treatment postretention outcomes compared using the American Board of Orthodontics objective grading system. *The Angle Orthodontist*, 77(5), 864-869.
149. Joseph, V. P., & Rossouw, E. (1990). The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 97(2), 121-125.
150. Scott Jr, G. E. (1988). Fracture Toughness and Surface Cracks— The Key to Understanding Ceramic Brackets. *The Angle Orthodontist*, 58(1), 5-8.

151. Bishara, S. E., Ortho, D., & Truijove, T. S. (1990). Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study: Part I. Background and methods. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(2), 145-153.
152. Winchester, L. J. (1991). Bond strengths of five different ceramic brackets: an in vitro study. *The European Journal of Orthodontics*, 13(4), 293-305.
153. Oh, K. T., Choo, S. U., Kim, K. M., & Kim, K. N. (2005). A stainless steel bracket for orthodontic application. *The European Journal of Orthodontics*, 27(3), 237-244.
154. Muguruma, T., Iijima, M., Brantley, W. A., & Mizoguchi, I. (2011). Effects of a diamond-like carbon coating on the frictional properties of orthodontic wires. *The Angle Orthodontist*, 81(1), 141-148.
155. Sukh, R., Singh, G. K., Tandon, P., Singh, G. P., & Singh, A. (2013). A comparative study of frictional resistance during simulated canine retraction on typodont model. *Journal of orthodontic science*, 2(2), 61.
156. Kusy, R. P., & Whitley, J. Q. (1997, September). Friction between different wire-bracket configurations and materials. In *Seminars in orthodontics* (Vol. 3, No. 3, pp. 166-177). WB Saunders.
157. Doshi, Umal H., and Wasundhara A. Bhad-Patil. "Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations." *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 139.1 (2011): 74-79.
158. Cacciafesta, V., Sfondrini, M. F., Ricciardi, A., Scribante, A., Klersy, C., & Auricchio, F. (2003). Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(4), 395-402.
159. Alfonso, M. V., Espinar, E., Llamas, J. M., Rupérez, E., Manero, J. M., Barrera, J. M., & Gil, F. J. (2013). Friction coefficients and wear rates of different orthodontic archwires in artificial saliva. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 24(5), 1327-1332.
160. Cole, A., & Eastoe, J. (1988). The Oral Environment. *Biochemistry and Oral Biology*.
161. Anders, T. (1994). Textbook of clinical cariology. *Munksgaard textbook*, 259-281.
162. JansenN Van Rensburg, B.G. (1995). Oral Biology. Chicago, Berlin, London, Tokyo, Sao Paulo, Moscow, Prague, Sofia, Warsaw: Quintessence. s.: 425 – 474.
163. Muñoz, M. A., Arana- Gordillo, L. A., Gomes, G. M., Gomes, O. M., Bombarda, N. H. C., Reis, A., & Loguercio, A. D. (2013). Alternative esthetic management of fluorosis and hypoplasia stains: blending effect obtained with resin infiltration techniques. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 25(1), 32-39.

164. Andreasen, J. O., Sundström, B., & Ravn, J. J. (1971). The effect of traumatic injuries to primary teeth on their permanent successors: I. A clinical and histologic study of 117 injured permanent teeth. *European Journal of Oral Sciences*, 79(3), 219-283.
165. Webb, B. J., Koch, J., Hagan, J. L., Ballard, R. W., & Armbruster, P. C. (2016). Enamel surface roughness of preferred debonding and polishing protocols. *Journal of orthodontics*, 43(1), 39-46.
166. Cesur, E., Arslan, C., Orhan, A. I., Bilecenoğlu, B., & Orhan, K. (2022). Effect of different resin removal methods on enamel after metal and ceramic bracket debonding. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 83(3), 157-171.
167. Özer, T., Başaran, G., & Kama, J. D. (2010). Surface roughness of the restored enamel after orthodontic treatment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 137(3), 368-374.
168. Ahrari, Farzaneh, et al. "Enamel surface roughness after debonding of orthodontic brackets and various clean-up techniques." *Journal of dentistry (Tehran, Iran)* 10.1 (2013): 82.
169. Goel, A., Singh, A., Gupta, T., & Gambhir, R. S. (2017). Evaluation of surface roughness of enamel after various bonding and clean-up procedures on enamel bonded with three different bonding agents: An in-vitro study. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 9(5), e608.
170. Hosein, I., Sherriff, M., & Ireland, A. J. (2004). Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126(6), 717-724.
171. Koyano, K., Tsukiyama, Y., Ichiki, R., & Kuwata, T. (2008). Assessment of bruxism in the clinic. *Journal of oral rehabilitation*, 35(7), 495-508.
172. Misch, C. E. (2005). Dental implant prosthetics. St. Louis. *Mosby Inc*, 211, 223.
173. CASTANEDA R. (1992). Occlusion. In: Temporomandibular Disorders. Ed.: A.S. Kaplan, L.A. Assael. Philadelphia: W.B. Saunders Company, S: 45-48.
174. Okeson, J. P. (2019). *Management of temporomandibular disorders and occlusion-E-book*. Elsevier Health Sciences.
175. Ramfjord, S.P., Ash, M.M. (1995). Occlusion. 4th Ed., Philadelphia: W.B. Saunders Company, S: 4-255.
176. Cesur, E., Arslan, C., Orhan, A. I., Bilecenoğlu, B., & Orhan, K. (2022). Effect of different resin removal methods on enamel after metal and ceramic bracket debonding. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 83(3), 157-171.
177. Anderson, B. G. (1942). Developmental Enamel Defects Clinical Descriptions And Classification. *American Journal of Diseases of Children*, 63(1), 154-163.

178. Gujjarlapudi, M. C., Reddy, S. V., Madineni, P. K., Ealla, K. K., Nunna, V. N., & Manne, S. D. (2012). Comparative evaluation of few physical properties of epoxy resin, resin-modified gypsum and conventional type IV gypsum die materials: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract*, 13(1), 48-54.
179. Diffusion PC. Using Scanning Electron Microscopy and Two - Dimensional L. J Prosthet Dent. 1996;1-7.
180. Derrien, G., Le Menn, G., Jendresen, M. D., Malone, W. F., & Taylor, T. D. (1995). Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. *The Journal of prosthetic dentistry*, 74(1), 1-7.
181. Schwartz, H. B., Leupold, R. J., & Thompson, V. P. (1981). Linear dimensional accuracy of epoxy resin and stone dies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 45(6), 621-625.
182. KOZONO, Y., KAKIGAWA, H., TAJIMA, K., & HAYASHI, I. (1983). Surface reproducibility of resin die materials with various impression materials. *Dental Materials Journal*, 2(2), 169-178.
183. Medina-Sotomayor, P., Pascual-Moscardo, A., & Camps, I. (2019). Accuracy of 4 digital scanning systems on prepared teeth digitally isolated from a complete dental arch. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(5), 811-820.
184. Nedelcu, R., Olsson, P., Nyström, I., & Thor, A. (2018). Finish line distinctness and accuracy in 7 intraoral scanners versus conventional impression: an in vitro descriptive comparison. *BMC oral health*, 18(1), 1-11.
185. Hack, G. D., & Patzelt, S. B. M. (2015). Evaluation of the accuracy of six intraoral scanning devices: an in-vitro investigation. *ADA Prof Prod Rev*, 10(4), 1-5.
186. Zimmermann, M., Ender, A., & Mehl, A. (2020). Local accuracy of actual intraoral scanning systems for single-tooth preparations in vitro. *The Journal of the American Dental Association*, 151(2), 127-135.
187. Boeddinghaus, M., Breloer, E. S., Rehmann, P., & Wöstmann, B. (2015). Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clinical oral investigations*, 19(8), 2027-2034.
188. Degrazia, F. W., Genari, B., Ferrazzo, V. A., Santos-Pinto, A. D., & Grehs, R. A. (2018). Enamel roughness changes after removal of orthodontic adhesive. *Dentistry Journal*, 6(3), 39.
189. Oliver, R. G. (1988). The effect of different methods of bracket removal on the amount of residual adhesive. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 93(3), 196-200.
190. D'Amario, M., Bernardi, S., Di Lauro, D., Marzo, G., Macchiarelli, G., & Capogreco, M. (2020). Debonding and clean-up in orthodontics: Evaluation of different techniques and micro-morphological aspects of the enamel surface. *Dentistry Journal*, 8(2), 58.

191. Mohebi, S., Shafiee, H. A., & Ameli, N. (2017). Evaluation of enamel surface roughness after orthodontic bracket debonding with atomic force microscopy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 151(3), 521-527.
192. Ryf, S., Flury, S., Palaniappan, S., Lussi, A., Van Meerbeek, B., & Zimmerli, B. (2012). Enamel loss and adhesive remnants following bracket removal and various clean-up procedures in vitro. *The European Journal of Orthodontics*, 34(1), 25-32.
193. Roselino, L. D. M. R., Tirapelli, C., & Pires-de-Souza, F. D. C. P. (2018). Randomized clinical study of alterations in the color and surface roughness of dental enamel brushed with whitening toothpaste. *J Esthet Restor Dent*, 30(5), 383-9.
194. Koc Vural, U., Bagdatli, Z., Yilmaz, A. E., Yalçın Çakır, F., Altundaşar, E., & Gurgan, S. (2021). Effects of charcoal-based whitening toothpastes on human enamel in terms of color, surface roughness, and microhardness: an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*, 25(10), 5977-5985.
195. Çobankara, F. K., Ünlü, N., Altinöz, H. C., & Özer, F. (2004). Effect of home bleaching agents on the roughness and surface morphology of human enamel and dentine. *International dental journal*, 54(4), 211-218.
196. Sessa, T., Čivović, J., Pajević, T., Juloski, J., Beloica, M., Pavlović, V., & Glišić, B. (2012). Scanning electron microscopic examination of enamel surface after fixed orthodontic treatment: in-vivo study. *Srpski arhiv za celokupno lekarstvo*, 140(1-2), 22-28.
197. Chiu, A., Chen, Y. W., Hayashi, J., & Sadr, A. (2020). Accuracy of CAD/CAM digital impressions with different intraoral scanner parameters. *Sensors*, 20(4), 1157.
198. Aksulu, M., Ganioglu, O., & Yandayan, T. (2001). Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümleri ve Yüzey Pürüzlülüğü Parametreleri. *Ulusal Ölçümbilim Kongresi, Eskişehir*, 25-26.
199. Tamaç, E., Toman, M., & Toksavul, S. (2020). Frezlerle ve sonik uçlarla basamaklı kole preparasyonu yapılmış dişlerin yüzey pürüzlülüğünün karşılaştırmalı olarak araştırılması. *Selcuk Dental Journal*, 7(1), 66-71.200. Arefnia, Behrouz, et al. "In vitro study of surface changes induced on enamel and cementum by different scaling and polishing techniques." *Oral Health Prev Dent* 19.1 (2021): 85-92.
201. Hong, Y. H., & Lew, K. K. K. (1995). Quantitative and qualitative assessment of enamel surface following five composite removal methods after bracket debonding. *European journal of orthodontics*, 17(2), 121-128.
202. Hannah, C. M., & Smith, G. A. (1973). The surface finish of composite restorative materials. *British Dental Journal*, 135(11), 483-488.
203. Retief, D. H., & Denys, F. R. (1979). Finishing of enamel surfaces after debonding of orthodontic attachments. *The Angle Orthodontist*, 49(1), 1-10.

204. Rouleau Jr, B. D., Marshall Jr, G. W., & Cooley, R. O. (1982). Enamel surface evaluations after clinical treatment and removal of orthodontic brackets. *American journal of orthodontics*, 81(5), 423-426.
205. Tüfekçi, E., Merrill, T. E., Pintado, M. R., Beyer, J. P., & Brantley, W. A. (2004). Enamel loss associated with orthodontic adhesive removal on teeth with white spot lesions: an in vitro study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 125(6), 733-739.
206. Mohebi, S., Shafiee, H. A., & Ameli, N. (2017). Evaluation of enamel surface roughness after orthodontic bracket debonding with atomic force microscopy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 151(3), 521-527.
207. Sigilião, L. C. F., Markezan, M., Elias, C. N., Ruellas, A. C., & Sant'Anna, E. F. (2015). Efficiency of different protocols for enamel clean-up after bracket debonding: an in vitro study. *Dental press journal of orthodontics*, 20, 78-85.
208. Zachrisson, B. U., & Årthun, J. (1979). Enamel surface appearance after various debonding techniques. *American journal of orthodontics*, 75(2), 121-137.
209. Ersahan, S., & Ertürk, E. Ortodontik Tedavi Sırasında Beyaz Nokta Lezyonları ve Çürüklerin Görülme Prevelansı. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 6(3), 101-107.
210. Bishara, S. E., Gordan, V. V., VonWald, L., & Jakobsen, J. R. (1999). Shear bond strength of composite, glass ionomer, and acidic primer adhesive systems. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 115(1), 24-28.
211. Karan, S., Kircelli, B. H., & Tasdelen, B. (2010). Enamel surface roughness after debonding: comparison of two different burs. *The Angle Orthodontist*, 80(6), 1081-1088.
212. Ulusoy, Ç. (2009). Comparison of finishing and polishing systems for residual resin removal after debonding. *Journal of Applied Oral Science*, 17, 209-215.