

BİRÜNİ
ÜNİVERSİTESİ
"Bilimin Geleceği"

T.C.

BİRÜNİ ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI

YENİDEN BRAKET YAPIŞTIRMA İŞLEMLERİNDE
BRAKETLERİN FLORLU VE FLORSUZ SİSTEMLER
KULLANILARAK YAPIŞTIRILMASININ, DIŞ MİNESİNE
ETKİSİNİN SEM İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

HAKAN ÜNVER

DANIŞMAN

Prof. Dr. Muzaffer GÜLYURT

MART 2024

BİRÜNİ
ÜNİVERSİTESİ
"Bilimin Geleceği"

T.C.
BİRÜNİ ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI

**YENİDEN BRAKET YAPIŞTIRMA İŞLEMLERİNDE
BRAKETLERİN FLORLU VE FLORSUZ SİSTEMLER
KULLANILARAK YAPIŞTIRILMASININ, DIŞ MİNESİNE
ETKİSİNİN SEM İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

HAKAN ÜNVER

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üye. Sibel DEMİRCİ DELİPİNAR

Prof. Dr. Muzaffer GÜLYURT

MART 2024

Beyan

Bu tezin bana ait olduğunu, tüm aşamalarında etik dışı davranışımın olmadığını, içinde yer alan bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, kullanmış olduğum bütün bilgilere kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin yürütülmesi ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Hakan ÜNVER



Teşekkür

Çalışmam boyunca bilgisi ile bana destek olan değerli danışman hocam, Dr. Öğr. Üyesi. Sibel DEMİRCİ DELİPİNAR' a,

Bilimsel ve manevi desteğini öğrenim hayatım boyunca benden esirgemeyen, değerli danışman hocam Prof. Dr. Muzaffer GÜLYURT'a,

Laboratuvar çalışmalarında bilgi paylaşımları ve desteklerinden dolayı Medipol Üniversitesi SABİTA yöneticisi sayın Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Şerif AYDIN' a

Her zaman gösterdiği sabır ve desteği için sevgili eşim Dr. Öğr. Üyesi Tuğba ÜNVER' e teşekkürlerimi sunarım.

Hakan ÜNVER

İçindekiler

Sayfa No

İç Kapak	-
Onay sayfası	-
Beyan.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
İÇİNDEKİLER	v
SİMGE/SEMBOL VE KISALTMALAR LİSTESİ	vii
TABLO LİSTESİ	ix
ŞEKİL LİSTESİ	x
TÜRKÇE ÖZET VE ANAHTAR KELİMELER	xii
İNGİLİZCE ÖZET VE ANAHTAR KELİMELER	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	15
2. GENEL BİLGİLER	16
2.1. Diş Minesi	16
2.2. Diş Minesinin Histolojisi	17
2.3. Diş Mine Yapısı Olarak İnsan ve Sığır Dışındaki Benzerlik	20
2.4. Braket Seçimi	21
2.5. Metal Braketler.....	22
2.5.1. Paslanmaz Çelik Braketler	22
2.5.1.1. Ostenitik Paslanmaz Çelik Braketler	23
2.5.1.2. Süperostenitik Paslanmaz Çelik Braketler	23
2.5.1.3. Martensitik Paslanmaz Çelik Braketler	23
2.5.2. Krom Kobalt Braketler	23
2.5.3. Titanyum Braketler	24
2.5.4. Değerli Metal Braketler	24
2.6. Braket Yapıştırma Prosedürü	24
2.6.1. Mine Yüzeyinin Hazırlanması	25
2.6.2. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi	25
2.6.3. Mine Yüzeyinin Primer ile Örtülmesi.....	27

2.7. Kompozitler	28
2.8. Işık Kaynağı	29
2.9. Braket Sökümü ve Cila	30
2.9.1. Tek Aşamalı Sistemler	30
2.9.2. Çok Aşamalı Sistemler	31
2.10. Braket Sökümlerinin Mine Üzerine Etkileri	31
2.11. Mine Yüzeyi İnceleme Yöntemleri	32
2.11.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	32
2.11.2. Profilometre	32
2.11.2.1. Kontak Profilometre.....	32
2.11.2.2. Optik Profilometre	32
2.12. Sığır ve İnsan Dişi Benzerlikleri	33
3. GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1. Gereç	35
3.1.1. Çalışmada Kullanılan Dişler	35
3.1.2. Dişlerin Saklama Koşulları.....	35
3.1.3. Braketler	36
3.1.4. Yapıştırıcı Kompozit Materyali (Florsuz)	36
3.1.5. Yapıştırıcı Kompozit Materyali (Florlu)	37
3.1.6. Asit ve Primer	38
3.1.7. Işın Cihazı	38
3.1.8. Sıyırma Kopma Deneyi Kullanılan Cihaz	39
3.1.9. Kuşlama Cihazı	40
3.1.10. Kullanılan Tungsten Karbit Frezler	40
3.1.11. İşlem Görmüş Dişlerin Kaplanması ve Vakumlanması	40
3.1.12. İşlem Görmüş Diş Mine Yüzeyini SEM ile Görüntüleme	41
3.1.13. Alınan Görüntülerin Image-J Programında Değerlendirilmesi	42
3.2. Yöntem.....	43
3.2.1. Dişlerin Hazırlanması	43
3.2.2. Grupların Oluşturulması	44

3.2.3. Braketlerin Yapıştırılması Florlu Grup.....	45
3.2.4. Braketlerin Yapıştırılması Florsuz Grup	45
3.2.5. Termal siklus uygulaması	46
3.2.6. Sıyırma Kopma Testlerinin Uygulanması	46
3.2.7. Tekrardan Kullanılacak Braketlere Kumlama İşlemi Yapılması.....	47
3.2.8. Tekrar Yapıştırma Öncesi Mineden Yapıştırıcı Temizlenmesi.....	47
3.2.9. Tekrar Braket Yapıştırılan Dişlerden Kopma Testi Uygulaması	48
3.2.10. İşlem Görmüş Mine Yüzeyinden SEM ile Görüntü Alınması	48
3.2.11. ImageJ Programı ile Yüzey Pürüzlülüklerinin Değerlendirilmesi...49	
4. BULGULAR	50
4.1. Verilerin Analizi (Shapiro-Wilk)	50
4.1.1. Tek Yönlü Varyans Analizi	50
4.1.2. Yüzey Alan Ölçümü Sonuçları.....	52
4.2. Florsuz Yapıştırma Gruplarının Karşılaştırması	53
4.3. Florlu Yapıştırma Gruplarının Karşılaştırılması.....	54
4.4. Tüm Grupların Karşılaştırılması	55
5. TARTIŞMA, SONUÇ ve ÖNERİLER	58
5.1. Amacın ve Materyal Metodun Tartışması.....	58
5.2. Bulguların Tartışılması	64
5.3. Sonuç ve Öneriler.....	66
6. KAYNAKÇA	67
7. EKLER	80
7.1. Etik Kurul Onayı	80
8. ÖZGEÇMİŞ	82
9. İNTİHAL RAPORU	83

Simge/Sembol ve Kısaltmalar Listesi

atm	Atmosfer
CE	Collision Energy
CO ₂	Carbon di Oksit
Mg	Miligram
mg/L	Miligram/Litre
Mm	Mili Molar
MS	Kütle Spektrometrisi
Ng	Nanogram
ng/mL	Nanogram/ mililitre
pH	Power of Hydrogen
rpm	Revolutions Per Minute
SEM	Scanning electron microscopy
TSE	Türk Standartları Enstitüsü
U/mL	Ünite/ mililitre
ug/L	mikrogram/ Litre
V	Volt
µg/ L	Mikrogram/ Litre

Tablo Listesi

<u>Tablo No</u>	<u>Tablo Adı</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1	Minenin yapısal ve fiziksel özellikleri	14
Tablo 3.1	Grupların oluşturulması 60 diş örneği	40
Tablo 4.1	Image J programı ile yüzey alanlarının değerlendirilmesi.....	46
Tablo 4.2	Deney gruplarına ait sıgır dişlerinin, kontrol grubuyla ve her Grubun birbiriyle istatistiksel karşılaştırma parametreleri.....	47
Tablo.4.3	Yüzey (area) değerleri arasındaki istatistiksel farkı gösteren tablo	48
Tablo 4.4	Tüm grupların karşılaştırılma parametreleri.....	52

Şekil Listesi

<u>Şekil No</u>	<u>Şekil İsmi</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1	Mine SEM görüntüleri	15
Şekil 2.2	Olgun mine kristalinin elektron mikroskopunda görünümü	16
Şekil 2.3	Mine yüzeyinden dentine doğru devam eden lameller boyunca Alınan horizontal kesit.....	17
Şekil 4.1	Deney gruplarından elde edilen verilerin istatistiksel olarak Karşılaştırılmasını gösteren grafik.....	47



Resim Listesi

<u>Resim No</u>	<u>Resim İsmi</u>	<u>Sayfa No</u>
Resim 3.1	Sığır alt çene.....	33
Resim 3.2	Sığır alt daimi keser.....	33
Resim 3.3	Sığır dişlerinin saklanması.....	34
Resim 3.4	Kullanılan braketler	35
Resim 3.5	TransbondTM kompozit TransbondTM PLUS	36
Resim 3.6	Asit 3M Scotchbond Universal Acid.....	37
Resim 3.7	Primer Transbond XT Light Cure Adhesive primer.....	37
Resim 3.8	Led ışık cihazı Valo Cordless LED	38
Resim 3.9	Evrensel Test Cihazı	39
Resim 3.10	Kumlama cihazı	39
Resim 3.11	Vakumlama cihazı	40
Resim 3.12	Kaplama cihazı	40
Resim 3.13	SEM Cihazı.....	41
Resim 3.14	Image J programı	41
Resim 3.15	FP2E sığır diş örneği.....	43
Resim 3.16	Termal siklus uygulaması	44
Resim 3.17	Sıyırma kopma testi	45
Resim 3.18	İlk braketlemenin ardından braketi sökülmüş diş örneği.....	45
Resim 3.19	Örnekler SEM görüntülerinin alınması.....	46
Resim 3.20	Örnekler SEM görüntülerinin alınması.....	47
Resim 4.1	Kontrol grubu SEM mikrografları	46
Resim 4.2	FN-1 grubu SEM mikrografları	50
Resim 4.3	FP-1 grubu SEM mikrografları.....	51
Resim 4.4	FN-2E grubu SEM mikrografları.....	51
Resim 4.5	FP-2E grubu SEM mikrografları	52
Resim 4.6	FN-2Y grubu SEM mikrografları	52
Resim 4.7	FP-2Y grubu SEM mikrografları.....	53

Türkçe Özet ve Anahtar Kelimeler

Sabit ortodontik tedavi prensiplerinin içinde yer alan ve çoğunlukla düz tel tekniklerinin kullanımı sırasında ya da braket pozisyonlarının yeniden değerlendirilmesi sonucunda, braket yapıştırma işlemleri tekrar edilebilmektedir. Eğer ark tellerine büküm verilmeyecek ise, braket pozisyonunun doğruluğu diş dizisinin düzgün formda olması için son derece önemlidir. Tedavi başlangıcında dişlerin mevcut konumlarından dolayı ya da uygulama sırasındaki bir aksaklıkla, braketin pozisyonu istenildiği gibi konumlandırılmamış olabilir. Ayrıca tedavi devam ederken hasta kaynaklı tekrar eden braketin yerinden çıkması durumları gözlemlenebilmektedir. Bu durumlarda diş yüzeylerinde kalan artık yapıştırma sistemleri, döner aletler ve bazı frezler yardımı ile arındırılır. Hekim tarafından klinik pratiğinde braketler, kolaylıkla yapılabilen yeniden kazandırma işlemi olan kumlama ile yapıştırıcı artıklarından temizlenerek ya da yenisi kullanılarak düzeltilmiş yeni pozisyonlarında diş sabitlenirler. Ancak bu işlemler esnasında diş yüzeyinde istenmeyen mine kaybı görülebilmektedir. Diş yüzeylerinde braket yapıştırılmasına bağlı mine kaybı miktarlarında değişiklik yapabileceği ön görüşü ile birçok farklı yapıştırıcı sistem üretilmiştir. Biz bu çalışmada, braketlerin yapıştırılması için kullanılan florlu ve florsuz farklı yapıştırıcıların farklı tekrar sayıları ile diş yüzeyinde oluşturdukları hasarı karşılaştırdık. Çalışmada 60 adet sığır keser dişi kullanılmış ve bu dişler random seçilerek 6 grup oluşturulmuştur. Her grubun kontrol grubu kendi içinde olacak şekilde ayarlanmıştır. Sığır keser dişlerinin mesio - distal uzunlukları, insan keser dişlerine göre daha elverişli olduğu ve her diş kendi kontrol grubunu oluşturabildiği için çalışmamızda tercih edilmiştir. Ayrıca sığır keser dişleri, insan dişlerinin mine dokusuna benzerlik sağlamaktadır. Gruplarda ana bölünme florlu ve florsuz yapıştırma ajanları ile yapılmıştır. Alt gruplamalar ise yeniden-yapıştırma işlemleri sırasında kullanılan braketlerin yeni braket ve de kullanılmış braketler seçimi ile yapılmıştır. Örneklerin braket yapıştırılan ve yapıştırılmayan alanları taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak fotoğraflanmıştır. Fotoğraflar üzerinde Image-J programı kullanılarak alan ölçümleri gerçekleştirilmiş ve elde edilen veriler, istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Sonuçlarımıza göre florsuz yapıştırma ajanlarının, florlu yapıştırma ajanlarına göre daha fazla mine hasarına yol açtığı, tekrarlayan yapıştırma işlemleri esnasında ise her seferinde yeni braket kullanılmasının daha fazla mine kaybına neden olduğu görülmüştür. Bu veriler doğrultusunda yapılacak ileri çalışmalarla, ortodonti kliniği rutininde, yeniden braket yapıştırma işlemlerinin, en doğru yapıştırma ajanı ve dişin mine dokusuna en az hasarı verecek teknik ile uygulanması hedeflenmektedir.

Anahtar kelimeler: Sığır dişi, SEM, Image-j, Braket, Debonding

İngilizce Özet ve Anahtar Kelimeler

Bracket bonding processes can be repeated during the use of straight wire techniques, which are included in the principles of fixed orthodontic treatment, or as a result of re-evaluation of the bracket positions. If the archwires will not be twisted, the correctness of the bracket position is extremely important for the correct form of the tooth alignment. At the beginning of the treatment, the position of the bracket may not be positioned as desired due to the current position of the teeth or a malfunction during the application. In addition, patient-induced recurrent bracket dislocations can be observed while the treatment continues. In these cases, the residual bonding systems remaining on the tooth surfaces are cleaned with the help of rotary tools and some burs. In clinical practice, the braces are fixed to the tooth in their corrected new positions by cleaning the adhesive residues by sandblasting, which is an easily performed restoration process, or by using a new one by the physician. However, during these procedures, unwanted enamel loss can be seen on the tooth surface. Many different adhesive systems have been produced with the prediction that it can change the amount of enamel loss due to bracket bonding on tooth surfaces. In this study, we compared the damage caused by different repetition numbers of fluorinated and non-fluorinated adhesives used for bonding the brackets on the tooth surface. In the study, 60 bovine incisors were used and these teeth were randomly selected to form 6 groups. The control group of each group was adjusted to be within itself. The mesio - distal lengths of bovine incisors were preferred in our study because they are more convenient than human incisors and each tooth can form its own control group. In addition, bovine incisors provide similarity to the enamel tissue of human teeth. The main division in the groups was made with fluorinated and non-fluorinated bonding agents. Sub-groupings were made by choosing new brackets and used brackets of the brackets used during the rebonding operations. The bracket bonded and unbonded areas of the specimens were photographed using scanning electron microscopy (SEM). Area measurements were performed on the photographs using the Image-J program and the obtained data were evaluated statistically. According to our results, it has been observed that non-fluorine bonding agents cause more enamel damage than fluorinated bonding agents, and the use of new brackets each time during repetitive bonding processes causes more enamel loss. With further studies to be carried out in line with these data, it is aimed to apply the re-bracket bonding procedures in the routine of orthodontic clinics with the most accurate bonding agent and the technique that will cause the least damage to the enamel tissue of the tooth.

Keywords: Bovine teeth, SEM, Image-j, Braces, Debonding

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Modern ortodontik tedavilerin günümüzdeki büyük çoğunluğu sabit ortodontik tedaviler yardımı ile yapılmaktadır. Sabit ortodontinin en önemli adımlarından birisi de yapıştırma (bonding) işleminin kaliteli ve doğru yapılmasıdır. Yapıştırma işleminin doğru yapılması ile tedavi, planlanan doğrultuda hızlıca devam edecektir. Sabit ortodontik mekaniklerin işleyişinin ilk basamağı olan yapıştırma için mine yüzeyi bazı değişik konsantrasyondaki asitler yardımı ile mikro pürüzlendirilirler. Sonrasında kullanılan primer ve adezivler ile braket veya tüplerin diş mine dokusu üzerine sabitlemesi sağlanır (Gange P. 2015).

Ortodontik tedavinin bitiminde ya da tedavinin ilerleyen aşamalarında, tedavi sırasında birçok nedenden dolayı düşen kopan ataşmanların tekrardan yapıştırılması öncesinde mine yüzeyinin, yapıştırıcı artıklarından temizlenmesi gerekmektedir. Bu işleme tekrardan yapıştırma (rebond) işlemi adı verilmektedir. Ataşmanların, mine dokusu üzerinden uzaklaştırılması, mine yüzeyinin temizlenmesi için braket söküm (debonding) işleminin dikkatlice yapılması gerekmektedir. Debonding işlemleri sonrasında mine yüzeyindeki etkilenen mine yüzey alanlarını açıklayan ve karşılaştıran birçok deney vardır (Mohebi S, Shafiee H-A, Ameli N. 2017, Bora N, Baruah N. 2015)

Ortodontistler tedavi sırasında kopan veya yerinin değiştirilmesi gereken braketlerin kullanımı öncesinde bazı geri dönüşüm işlemleri yapıp braketin tekrardan yapıştırılmasını sağlayabilmektedir. Bu durumda braketin tabanına bazı teknikler ile müdahale edilir. Frezle temizleme, kumlama ve termal uygulamalar bunlardan bazılarıdır. Kumlama (alüminyum oksit), ile yeniden yapıştırılabilen braketlerin, yeni braketlerin kullanıldığındaki bağlanma dirençlerinin yakın olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır (Basudan A.M., Al-Emran S.E.2001, Sonis A.L 1996)

Yapılan ortodontik tedaviler sırasında ve sonrasında yapılan bonding ve debonding işlemleri diş mine yüzeyinde istenmeyen de-kalsifikasyonlara ve mine yüzey hasarlarına sebep olabilmektedir. Bu komplikasyonları azaltmak adına yapıştırma ajanlarına flor eklenmiştir. Flor ihtiva eden yapıştırma ajanlarının bağlantı kuvvetleri üzerine etkilerini araştıran deneyler literatürde bulunmaktadır (Ulusoy MC, Turkoz C, Tuncer BB, Tuncer C, Varlık SK, 2013, Sökücü O, Siso ŞH, Bektaş ÖÖ, Babacan H. 2010).

Bu çalışmamızın amacı yeniden kazanılmış braketlerin ve yeni braketlerin hem florlu hem de florsuz yapıştırma ajanları kullanılarak yapıştırmaları sonucunda yapılan debonding işlemleri sonrası mine yüzeyindeki bozulmaların SEM ile görüntülerinin değerlendirilmesidir. İşlemler sırasında termal döngüden de faydalanarak in vitro bir çalışmanın ağız içi ortamları ile yakın sonuçlar verilmesi hedeflenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Minesi

Ameloblast hücreleri tarafından çevrilmiş alan, ektoderm tabakası olarak mine dokusunun meydana gelmeye başlamasında ilk adımdır. Mine dokusu dişin ağız içindeki dış kısmını çepeçevre sarar. Oluşan bu yapının kalınlığı kuron adı verilen dış kısmın tamamının farklı yerlerinde değişiklik yoğunluklar gösterir. Mine dokusu dişin çiğneyici ve öğütücü bölümlerinde yeme işlemlerini daha kolay ve dayanıklı kılmak için kalın olup dişin boyun bölgelerine doğru incelmeler gösterir. Diş mine dokusu kalınlığı diş üzerinde farklılıklar gösterdiği gibi dişler arasında da farklılıklar gösterir. Küçük azı dişlerin okluzal yüzeylerindeki mine kalınlığı 2,3-2,5 mm, azı dişlerinin okluzal yüzeylerindeki mine kalınlığı üzerlerine daha fazla yönde ve miktarda kuvvet geldiği için 2,5-3,0 mm dir. Aksine ön bölge kesici dişlerde bu kalınlık 2 mm ye düşmektedir. (Avery JK (2002).

Mine yapısının büyük bir kısmı üstlendiği görev açısından bakıldığında daha fazla inorganik içeriğe sahip olmasını gerektirir. Minenin ağırlığının %1-2, hacminin de %2 sini organik yapılar oluşturmaktadır. Mine dokusunun ağırlıkça en büyük yüzdesini %95-98 ile inorganik yapılar oluşturmaktadır. Mine içerisinde bulundurduğu su miktarı ise ağırlıkça %3 dür. Minenin yapısal ve fiziksel özelliklerini içeren açıklamalar ayrıca Tablo 1 de verilmiştir. (Avery JK (2002).

Diş minesinin yapısal özellikleri açısından değerlendirildiğinde yapısının kristalize bir dokudan oluştuğu görülmektedir. Bu dokunun içerik açısından kalsiyum fosfat ve hidroksil gruplarının oluşturduğu altıgen şeklindeki apatit kristalleri %90 nını oluşturmaktadır. Bu kristalize inorganik yapının adı hidroksi apatittir. Hidroksi apatitler vücudumuzda sert dokuların neredeyse tamamında bulunurlar. Mine yapısının içeriklerinde daha küçük miktarlara sahip sodyum ve magnezyumda hacimsel olarak yer kaplamaktadır (Sturdevant JR 2000).

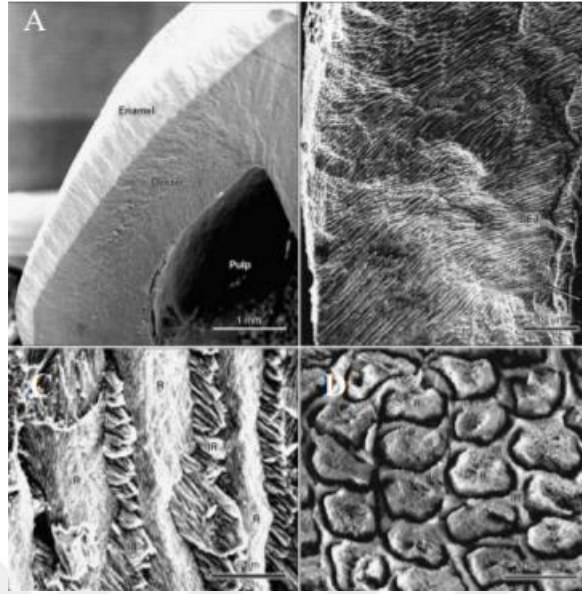
Tablo 2.1. Minenin yapısal ve fiziksel özellikleri (Avery JK (2002)).

<i>Minenin yapısal özellikleri</i>	
<i>AĞIRLIK</i>	%96 inorganik %1 organik %3 H ₂ O
<i>HACİM</i>	%89 inorganik %2 organik %9 H ₂ O
<i>ORGANİK BİLEŞENLER</i>	Amelogeninler Enamalinler
<i>İNORGANİK BİLEŞENLER</i>	Kalsiyum fosfat(hidroksiapatit) kristalleri Kalsiyum karbonat Magnezyum Potasyum Florit
<i>Minenin fiziksel özellikleri</i>	
<i>RENK</i>	Mavimsi-beyaz
<i>ÖZGÜL AĞIRLIK(GRAVİTY)</i>	2,90gr/cm ³
<i>SERTLİK(KNOOP NO)</i>	296
<i>YOUNG'S MODÜLÜ</i>	131 GN m ⁻²
<i>BASMA DİRENCİ (COMPRESSIVE STRENGTH)</i>	76 MN m ⁻²
<i>GERME DİRENCİ(TENSILE STRENGTH)</i>	Gerilme direnci düşük ve kırılmalıdır(46 MNm ⁻²)
<i>REFRAKTİF İNDEKS</i>	1,62
<i>GEÇİRGENLİK</i>	Kısmen geçirgenlik

2.2. Diş Minesinin Histolojisi

Diş mine yüzeyinin ışık mikroskopunda incelenmesiyle altıgen yapıda prizmalar, prizmaların içinde tanecikli alanlar, prizma kını, interprizmatik aralık ve interprizmatik bağlantılar izlenebilir. Bu altıgen yapıların crosscut alınan görüntülerinde heksagonal şekilde ve oblik alınan görüntülerde ise prizmaya benzeyen alanlar gibi izlenebilir. Minedeki yapılar çizgisel ve uzunlamasına seyrederek, bu prizmalar içindeki kristalize çizgilerin genişlikleri 60- 70 nm derinlikleri ise 25-30 nm

dir. Bu yapılar, mine dokusu ve dentin dokusu arasındaki alandan başlayıp herhangi bir duraksamaya gerek kalmadan ilerleyerek minenin dış dış yüzeyine doğru uzanır (Şekil 2.1) (Sturdevant JR (2000).

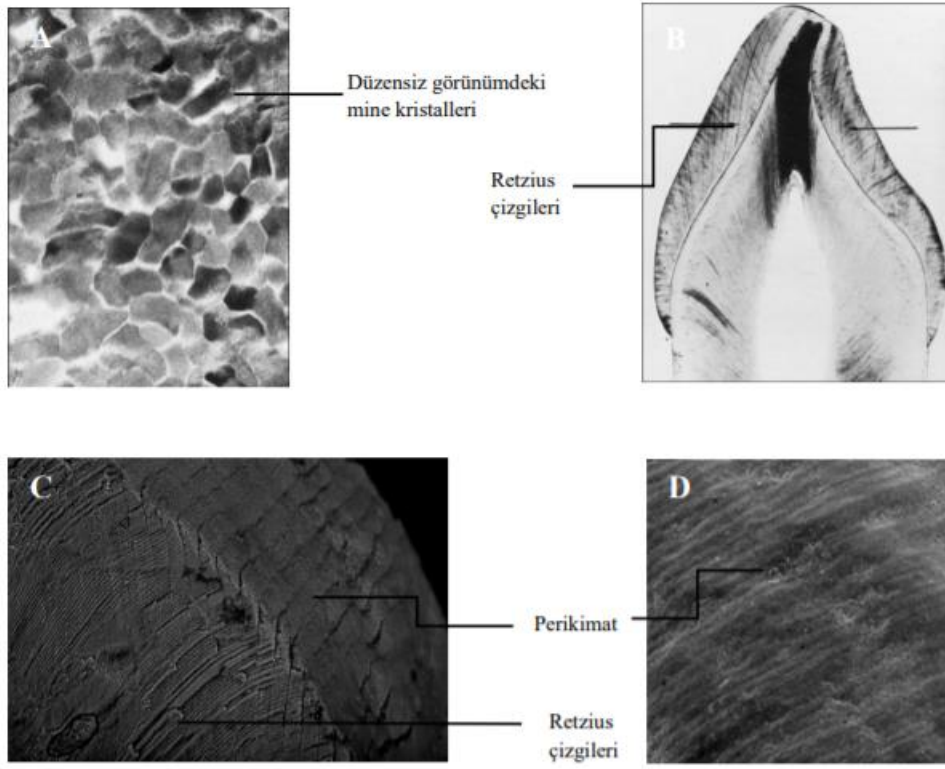


Şekil 2.1. Mine SEM görüntüleri. A: Kuron dış kısmını kaplayan mine tabakası, B: Mine yapısındaki mine prizmalarının yayılımı, C ve D: Mine prizmaları ve interprizmatik matriks arasındaki bağlantılar C’de longitudinal kesitte D’de çapraz kesitte görülmektedir. İnterprizmatik matriks, bütün mine prizmasını kaplar. DEJ:dentin-mine birleşimi, IR:interrod, R: rod. (Nanci A (2008).

Hidroksiapatit kristallerinin birleşmesiyle meydana gelen mine prizmasında, sürme sırasındaki sıkıştırmalar nedeniyle hegzagonal şekillerine tam anlamıyla sahip çıkamazlar ve en son katman olan mine sınırlarını oluştururlar (Şekil 2.1). Mine yapısındaki prizmaların bulunduğu alandaki geçiş bölgesinde, inorganik olmayan yapıları bulduran ufak boşluklar vardır. Bu boşluk, prizma kını olarak isimlendirilir. Mine prizması çevresinin daha minik bir kısmında interprizmatik matriksler iç içe geçer bu sebepten ötürü bu alanda prizma kını görülmez. Bu alanlar varlığında mine kristallerinin, interprizmatik alana dağıldığı görülür. Mine kristallerinin bu alanda ışınal çizgi şeklinde izlenmesine Retzius çizgileri adı verilir. Retzius çizgileri, minenin en üst yüzeyi ile kesici kenarda 15°, kölede ise 45° lik açı yaparlar. Mine dokusundan alınmış mikrotom kesitleri izlendiği zaman, transvers açıdan alınan kesitlerde retzius çizgileri konsentrik halkalar halinde, horizontal açıdan alınan kesitler de ise birbiri içine geçmiş çemberler şeklinde görülürler. (Sturdevant JR 2000).

Dik açıdan görüntülenen kesitlerde ise tüberkül uçlarında ve insizal sınırlara yatay paralel devam koleye doğru yaklaştıkça çapraz olarak yol alır ve de mine-dentin birleşiminde kaybolurlar (Şekil 2.1.).

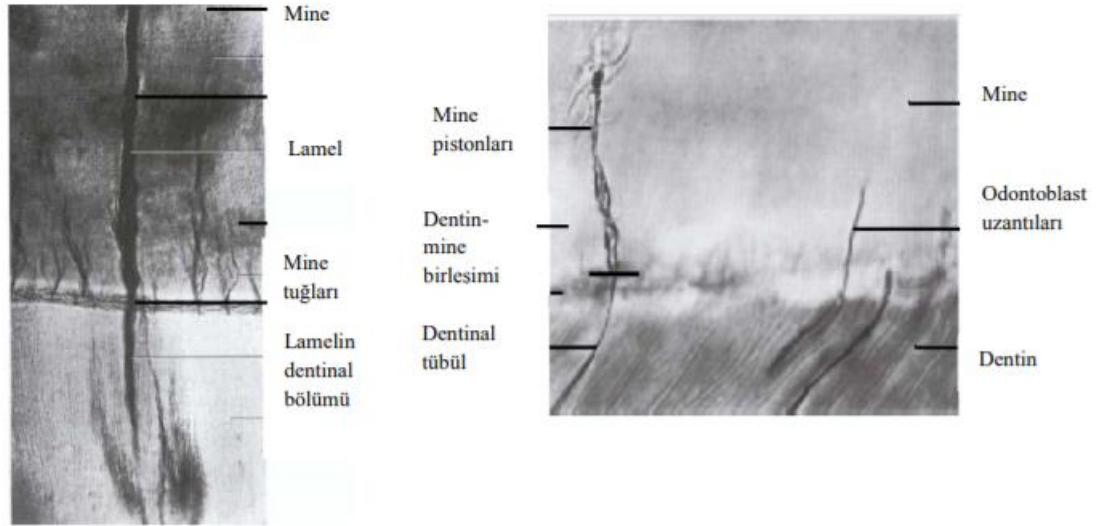
Mine dış dokusundaki tam olgunlaşmamış bu yapılar Pickerill’in imbrikasyon çizgileri diye isimlendirilen dalga şeklindeki olukları oluştururlar. Oluklar arasındaki yüksek kısımlar Perikimata olarak isimlendirilir. Perikimata, genellikle kendilerine ve mine-sement kesişimlerine yatay paralel olacak şekilde dış dış yüzeyince izlenirler (Şekil 2.2.).



Şekil 2.2. Oluşumu tamamlanmış mine dokusunun SEM görüntüsü. A: Yapılar diğer yapılara kuvvet gösterdikçe altıgen görüntünün düzensiz hale gelmesi, B: Mine dokusu içinde longitudinal kesitlerde Retzius çizgileri, C: Retzius çizgilerinin dış dış sınırına vardığında son noktalarından oluşan perikimatın görüntüsü, D: SEM de perikimatın varlığı görülmektedir. (Nanci A. 2008).

Mine prizmaları ışık mikroskobu ile incelendiğinde genellikle mine dentin birleşme bölgesinden mine dış sınırına hareketle radier olarak izlenirler. Fakat prizmaların doğrultusunda izlenen değişiklikler olur. Dentin sınırından başlanırsa prizmalar ilk radier sonra sağa dönmüş sonra da sola dönmüş olarak devam ederler. Prizmaların bu şekilde kıvrılmaları dolayısıyla, HunterSchraeger çizgileri meydana gelirler. Bu çizgilerin devam eden şekildeki tipleri ve sayıları her dişte farklılık gösterir (Sturdevant JR 2000).

Diş mine yapısının demetleri olarak bilinen (enamel tufts), yine sınır bölgesinin çevresindeki mine prizmaları içlerinde varolan, yapılar arasındaki bileşikler ve mine prizmalarından meydana gelen protein kısmından zengin hiper-mineralize yapılar olarak adlandırılır (Resim 4). Bu tuğlar minenin yapısında iç kısımlardan oluşarak diş boyunun dikine denk gelecek şekilde mine içerisinde yayılmaktadırlar. Bu demetler mineye destek kuvvetleri oluşturur ve çiğneme kuvvetlerini dağıtarak minenin içinde mikro çatlaklar oluşmasına ve dolayısıyla zarar görmesinin önüne geçilir (Sturdevant JR 2000) (Avery JK 2002).



Şekil 2.3. Diş mine yüzeyinden dentin içine doğru ilerleyen lameller boyunca alınan horizontal kesit (Sturdevant JR 2000).

2.3. Diş Mine Yapısı Olarak Sığır ve İnsan Dişindeki Benzerlik

İnsan ve sığır dişlerinin mine yapısının inorganik bileşiklerinin değerlendirilmesi sonucunda, kalsiyum ve fosfat oranları hem demineralizasyon sürecinde hem de re-mineralizasyon süreçlerinin aynı olduğu gözlemlenmiştir (Bisaz S, Russell RG, Fleisch H (1968) Feagin F, Koulourides T, Pigman W (1969) Davidson CL, Boom G, Arends J (1973) Mellberg JR, Loertscher KL (1973) Gwinnett AJ, Buonocore MG, Sheykholeslam Z (1972) , Sydney-Zax M, Mayer I, Deutsch D (1991) , Camargo CH, Bernardineli N, Valera MC, de Carvalho CA, de Oliveira LD, Menezes MM, Afonso SE, Mancini MN (2006). Fincham AG (1980) Fincham AG, Belcourt AB, Lyaruu DM, Termine JD (1982), Robinson C, Lowe NR, Weatherell JA (1975), Jameson MW, Tidmarsh BG, Hood JA (1994)).

İki diş minesinin fiziksel özelliklerini karşılaştıran çalışmalarda yine sığır dişi ve insan dişi arasında anlamlı farklar bulunamamıştır. Radyo-dansitesi ve sertlik yapıları açısından değerlendirildiğinde de benzer fiziksel özellik içerdikleri ifade edilmiştir (Putt MS, Kleber CJ, Muhler JC (1980), Spitzer D, Bosch JT (1975), Spitzer D, Bosch JJ (1976), Zijp JR, ten Bosch JJ (1991), Yu B, Ahn JS, Lee YK (2009), Reeh ES, Douglas WH, Levine MJ (1995), Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH (1994), Schmalz G, Hiller KA, Nunez LJ, Stoll J, Weis K (2001) , Soares CJ, Barbosa LM, Santana FR, Soares PB, Mota AS, Silva GR (2010), Tanaka JL, Medici Filho E, Salgado JA, Salgado MA, Moraes LC, Moraes ME, Castilho JC (2008) Fonseca RB, Haiter-Neto F, Carlo HL, Soares CJ, Sinhoreti MA, Puppini-Rontani RM, CorrerSobrinho L (2008)).

2.4. Braket Seçimi

Ortodontik tedaviler boyunca istenilen sonuçların alınabilmesi için, hasta kullanımının dikkatinin önemli olması dışında, braketlerin dayanım kuvvetleri ile gelen negatif kuvvetlere karşı stabil kalabilmesi gereklidir. Braket sistemlerinin diş mine yüzeyine ya da diş dokusu üzerindeki bir konservatif ürün yüzeyine yapıştırılması sırasında, zeminin özellikleri, yapılan zemin hazırlıkları ve seçilen braket ve yapıştırma adeziv ürünlerine karar verilmesi önem arz etmektedir (Adanir N, Türkkahraman H, Güngör AY 2007).

Braket sistemlerinin fabrikasyonları esnasında metal, seramik ve plastik materyaller kullanılsa da dünya genelinde paslanmaz çelik braket ürünleri günümüzde hala en fazla tercih edilen braket materyali seçeneğidir. Bunun yanı sıra diğer materyaller ile uygun koşul ve durumlarda da farklı braket sistemleri de kullanılmaktadır (Sunna S, Rock WP. 1998)

1. Braket genişliğine göre
 - a. Mezio-distal olarak dar braketler
 - b. Mezio-distal olarak geniş braketler
2. Braket slotuna göre
 - a. Horizontal slot
 - b. Vertikal slot
3. Üretiminde kullanılan materyal tipine göre
 - a. Metal braketler
 - b. Plastik braketler
 - c. Seramik braketler
 - d. Kombine braketler
4. Diş hareketi tipine göre
 - a. Tipping hareketi braketleri
 - b. Paralel hareket braketleri
 - c. Tipping ve paralel hareket braketleri
5. Braketin bağlanmasına göre
 - a. Konvansyonel bağlama
 - b. Self-Ligating bağlama

Şeklinde sınıflandırılabilmektedir.

(Tamizharasi KS, Kumar DS. 2010)

Braket materyallerindeki farklılıklar onların seçilmesi konusundaki beklentileri değiştirirse de ideal bir materyallin içermesi gereken özellikler aşağıdaki gibidir.

- Bio-uyumlu
- Düşük maliyetli
- Yüksek kırılma direnci
- Yüksek elastik modülü
- Renk değişimine dirençli
- Plak tutulumuna dirençli
- Uygun dayanım ve sertlikte
- Estetik
- Non-manyetik
- Teller ile sürtünmesi az olan yapılarda olması istenilen braketlerin, bu özelliklerin hepsini birden içinde bulunduran braket sistemi bulunmamaktadır (Khan H.2015.).

2.5. Metal Braketler

Modern ortodontide kullanılan dört çeşit metal braket bulunmaktadır.

1. Paslanmaz çelik braketler
2. Krom-kobalt braketler
3. Titanyum braketler
4. Değerli metal braketler

2.5.1. Paslanmaz Çelik Braketler

Paslanmaz çelik, kendisini içeren yapılara göre sınıflandırılabilir. Alaşımındaki elementlerin bileşimine göre kendilerine AISI (American Iron and Steel Institute) numarası verilmektedir. Bu numaralarla düşük numaralar daha yumuşak çelikler için verilirken yüksek numaralar korozyona daha dirençli ve sert çelik alaşımlar içindir. (Khan H. 2015) (Zinelis S, Annousaki O, Eliades T, Makou M.) (2003)

Braketlerin, dişler üzerinde istenilen ölçülerde kuvvet uygulayabilmesi için yeterli sertlik ve dayanım sertlik seviyelerine sahip olmalıdır (Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM. (1994) (Flores DA, Choi LK, Caruso JM, Tomlinson JL, Scott GE, Jeiroudi MT. (1994)

Bu özellikler için en çok arzu edilen alaşım oranlarının ayarlanması gerekmektedir. Bir paslanmaz çelik braket yapısında, krom, karbon, nikel, manganez, azot, molibden, titanyum, fosfor, niyobyum-tantal, bakır, selenyum-kükürt gibi elementleri taşımaktadır (Khan H. 2015).

2.5.1.1. Ostenitik Paslanmaz Çelik Braketler

Korozyon dirençleri daha dirençli olan paslanmaz çelik braketlerdir. Braket yapılarında bulunan ve en fazla kullanılan çeşittir. Düşük maliyetli ve kolay üretimleri vardır. Ortodontik braket ve de tel amaçlı kullanılan tipleri; 302, 303se, 303'le, 304, 304L, 316, 316L, 318, 304L ve 316L dir (Oh KT, Choo SU, Kim KM, Kim KN. 2005, Platt JA, Guzman A, Zuccari A, Thornburg DW, Rhodes, BF, Oshida Y, Moore BK. 1997, Eliades T.2007)

2.5.1.2. Süperostenitik Paslanmaz Çelik Braketler

Süper ostenitik paslanmaz çelikler, daha yeterli sürtünme özelliklerine sahipken, klorür aşındırmalarına maruz kalmışlardır ek olarak çatlama korozyonlarına karşı daha başarılıdırlar. Yapısında normal paslanmaz çelik braketlere göre daha fazla molibden ve azot bulunmaktadır. Çoğunlukla invivo invitro laboratuvar çalışmalarında kullanılmışlardır (Oh KT, Choo SU, Kim KM, Kim KN. 2005).

2.5.1.3. Martensitik Paslanmaz Çelik Braketler

Aşırı sert ve güçlü olmanın yanında, korozyona karşı yetersiz dayanıklılıkları vardır. Bu sebeple, braket üretim ham maddesi olarak sıklıkla kullanım alanına sahip olamamışlardır (Berradja A, Bratu F, Benea L, Willems G, Celis JP. 2006)

2.5.2. Krom Kobalt Braketler

1990 lı yıllarda krom kobalt braketler de paslanmaz çelik braketlere karşı alternatif bir ürün olarak sunulmuştur. Döküm ve de metal enjeksiyon teknikleri ile üretilen krom kobalt braketler, çelik tellerle kullanıldığında, paslanmaz çelik braket ürünlerine göre daha az sürtünme etkilerine sahiptirler (Eliades T, Brantley W. 2016).

Ek olarak, bu tarz braketlerin, titanyum braketlerden farklı olarak titanyum ve de çelik tel kullanımlarında daha fazla sürtünme göstermektedir. Bu braketlerin, kobalt miktarlarına göre 3 farklı cinsi alaşıma dayanıklı, yüksek sıcaklığa dayanıklı ve de korozyona karşı dirençli olanlar gibi bulunmaktadır.

2.5.3. Titanyum Braketler

1990' lar da paslanmaz çelikten yapılmış ancak nikel içeren alaşım braketlerin hastalarda alerjik etkilere neden olması sebebiyle, alerjik etkileri bulunmayan bir

sistem olarak piyasaya sürülmüşlerdir. Bu braket sistemleri beraber, paslanmış çelik braketlerin içerdiği nikel sayesinde alerjik reaksiyonlar yapabilen salınımlarının önüne geçilmiştir (Hamula DW, Hamula W, Sernetz F. 1996 Michelberger D, Eadie RL, Faulkner MG, Glover KE, Prasad NG, Major PW. 2000).

Titanyum braketler ihtiva ettikleri oksijenin saflığına göre 4 kademeye ayrılmışlardır. Bunlardan en fazla saflığa sahip olan braketler korozyon dirençleri bakımından en düşük dayanıma sahip olurlar. Yine de birinci kademe de olan titanyum braketler korozyona karşı dirençleri daha yüksek ve aynı zamanda şekillendirilebilen yapılara da sahiptirler. Dördüncü kademe titanyum en fazla dayanımı olan ancak orta seviye şekillendirilebilen yapılara sahiptirler (Perihan O. 2015).

2.5.4. Değerli Metal Braketler

Değerli metal braketler çelik braketlerin altın, Palladium ve platin ile kaplanarak elde edilirler. Bu tarz metaller genellikle diş hekimliğinin protez bölümü için üretilseler de ortodontik tedavilerde edge-wise tekniği için üretilen braketlerde bulunmaktadır. Sahip oldukları ekonomik üretim maliyet yüksekliği nedeniyle çelik braket kullanımının önüne geçememişlerdir. Değerli metaller ile üretilmiş braketler ile alakalı çalışmaların az yapılmış olduğu bir gerçeği bulunsa da paslanmaz çelik braketlere göre olan farklılıkları bulunmamaktadır (Eliades T, Athanasiou AE. 2002, Kusy RP, Whitley JQ. 2001, Wataha JC. 2002 Kusy RP. 2002).

2.6. Braket Yapıştırma Prosedürü

Ortodontik tedavilerde, braketlerin, bantların yerini alıp yapıştırma işlemlerinin başlaması, tedavi sırasında koltukta geçirilen zamanın kısılması ve de hasta-hijyen kontrol imkanlarında kazandırılan faydalar gibi çok önemli yararlar sağlamıştır (Zachrisson BU. 1977, Schanefeldt S, Foley TF. 2002).

Ortodontik braketlerin direkt yapıştırma özelliklerinin başlamasıyla tüm dünyada ortodontik tedavilerin kabul edilebilirliğini ve güvenilirliğini arttırmıştır. Direkt braket yapıştırma işlemleri, birçok ortodontik tekniğin tedavi listelerine eklemesine de olanak sağlamıştır (Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KW, Huang GJ. 2016).

Kopan braketlerin tekrar yapıştırılmasındaki zorluklar ve zaman kayıpları, yapıştırma prosedürlerinde öncelikli durumun düşük yapışma başarısızlıkları olduğunu göstermiştir. Daha yüksek yapışma başarısı, daha iyi yapıştırma sistemleri ve de daha basit uygulama prosedürleri, tükürük varlığında uygulanabilen yapıştırma özelliklerinin geliştirilmesi ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Aslında, yapıştırma başarısızlıkları konusunda en önemli problem, sistemlerin daha iyi olması için tasarlanmaya çalışılmasının aksine uygulama tekniklerinin tutarsızlık içermesidir. Ortodonti pratiğinde değişen teknik ve yeni ürün çalışmaları adeziv sistemlerin etkinliği konusunda her daim araştırma zemini oluşturmasına sebep olmaktadır.

Mineye tutunma kuvvetlerini arttıran adeziv sistemlerin ve yeni tekniklerin geliştirilmesi, hekimlerin uygulama prosedürlerini daha iyi bilmelerini gerektirmeye başlamıştır (Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KW, Huang GJ. 2016).

Yapıştırımadaki kalite ile ilgili olarak diş hekimliğinin koruyucu etiklerinin de içine alındığı birçok basamak ile değerlendirmek gerekmektedir. Bunlardan bazıları yapıştırılacak yüzeylerin temiz olması, ıslanılabilirlik ve dayanım kuvvetlerinin en kuvvetlisini hedef almak ve de polimerizasyonun kabul edilebilirliğidir (Usumez S EN. 2010).

2.6.1. Mine Yüzeyinin Hazırlanması

Ortodontik tedaviler öncesinde işlem yapılacak diş mine yüzeyinin temiz olması çok önemlidir. Mine yüzeyinden debrislerin, pelikil dokusunun temizlenmesi ve yapıştırma işlemlerinin başlaması için mine yüzeyi, pomzalı bir detertraj fırçası kullanılarak ile temizlenebilir (Ryou D-B, Park H-S, Kim K-H, Kwon T-Y. 2008, Albaladejo A, Montero J, Gomez de Diego R, López-Valverde A. 2011, Lorena dos Santos Oliveira B, Rosa Costa A, Bortolazzo Correr A, Vinicius, Crepaldi M, Sobrinho L, Cesar Bento dos Santos 2018).

Mine yüzeyinin braket yapıştırılmalarından önce temizlenmesi braket tutuculuk kuvvetliliği açısından en önemli aşamalardan birisidir. Organik atıkların, asit penetrasyonunun sağlanabilmesi için öncelikle mekanik olarak uzaklaştırılması gerekmektedir. Bu işlemler için diş mine yüzeyi plastik ya da kıl fırçalar yardımı ile diş eti dokusuna zarar vermeden mikro motor ile yapılabilir. Dişler üzerinde bulunan dental plağın temizlenmesi için fırçalar kullanılırken ile uygun ajanlar kullanılabilir. Bu temizleyici yardımcı ajanların işlem bitiminde diş mine dokusu üzerinden artık kalmadan temizlenmesine ve ayrıca bunlarında uzaklaştırılmış olması tutunma kuvvetleri açısından önemlidir (Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. 2006, Burgess AM, Sherriff M, Ireland 2006, Fitzgerald I, Bradley GT, Bosio JA, Hefti AF, Berzins DW. 2011, McNamara JA, Brudon WL, Kokich VG. 2001).

Sulandırılmış ponzanın mikro motor ucuna monte edilen temizleme fırçaları aracılıyla diş yüzeyinde bulunan atıkların temizlenmesi genellikle braketleme öncesinde kullanılan bir yöntemdir. Aynı zamanda sulandırılmış krem kıvamındaki ponza ile diş mine yapısına da zarar vermeden diş yüzeyinde organik atıkların uzaklaştırılması gerekmektedir. Sonrasında bol su ile yıkanarak sulandırılmış ponza fazlalıkları diş mine yüzeyinden ayrıca temizlenmelidir. Mine yüzeyindeki uzaklaştırma aşamalarından sonra ıslaklık durumları kontrol edilerek asitleme safhasına gidilir (Gange PA. 2001, Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. 2006, Fitzgerald I, Bradley GT, Bosio JA, Hefti AF, Berzins DW. 2011).

2.6.2. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi

Ortodonti pratiklerinde diş mine yüzeylerinin hazır olması yapıştırma sistemlerin uygulanabilirliği ve tutunma kuvvetlerinin arttırılabilmesi için en değerli aşamadır. Su temaslarının kontrolünün sağlanması ve kontaminasyonların engellenerek başarısızlıkların önüne geçilmeye çalışılır. Kontaminasyonların, bağlanma dayanımını azalttığı bilinmektedir (Campoy MD, Vicente A, Bravo LA. 2005).

Mine yüzeyinin hazırlanmasında %37' lik fosforik asitten faydalanılmaktadır. Jel formdaki fosforik asit diş mine yüzeyine 15-30 saniye boyunca sürülür. Fosforik asit ile asitleme prosedürü, mine yüzey dokusundaki interprizmatik yapının çözülmesine sebep olarak 5-50 mikrometre arasında değişen bir pürüzlülük oluşturulur. Mine yüzeyinin daha az etkilenecek basamakları azaltan ya da tutunma kuvvetlerinde değişiklik sağlayacak daha etkin yapışma prosedürleri bulma çalışmaları hep var olacaktır. Yine de mine yüzeyi hazırlığı için fosforik asit kullanımı standart bir yöntem olarak kabul görmektedir (Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon J, Warren J. 2002, Bishara SE, Olsen ME, VonWald L, Jakobsen JR. 1999, Iijima M, Ito S, Yuasa T, Muguruma T, Saito T, Mizoguchi I. 2008).

Mine yüzeyinin yapıştırmaya hazır hale getirilmesi tutunma kuvvetlerini ve kalitesini etkileyen en önemli basamaktır. Minenin pürüzlendirilmesi için başlıca yöntem olarak kumlama, lazer ve asitleme işlemleri bilinse de içlerinde en çok tercih edilen ve kullanılan yöntem olarak %30-37'lik fosforik asit ile pürüzlendirmesi işlemidir (Patcas R, Eliades T. 2017).

Pürüzlendirme gerçekleştirildikten sonra korunması gereken en önemli unsur kuru kalmadır bu aşamada nemlilik durumlarına dikkat edilmelidir. Bu amaçla klinik uygulamalar esnasında birçok araçtan faydalanılmaktadır başlıca ekartörler, tükürük emicileri, pamuk peletler, dil tutucuları kullanılmakta hatta tükürük akış hızı yüksek hastalarda bazı tükürük akış hızını azaltan ilaçlar kullanılabilir (Gange PA.2001).

Diş mine yüzeyinden asitleme sonrası artık asit maddesi su ile uzaklaştırılır ve hava su şırıngası desteği ile hava ile kurutulur. Kurutulma sonrası asitlenmiş mine dokusunun beyaz tebeşirimsi dokusu ortaya çıkar. Bu uygulama diş hekimliğinde kullanılan genel asitleme yöntemidir (Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. 2014).

Mine yüzeyinin pürüzlendirmesinde jel ya da likit formlarında asit uygulaması yapılabilir. Ancak ortodontik amaçlı yapılacak pürüzlendirmelerde, asidin jel kıvamında olması mine dokusu üzerinde işlem sırasında daha fazla mukavemet göstererek sadece pürüzlendirme istenilen bölgede işlem yapar. Likit formda olan asitlerin dişeti gibi çevre dokulara kontrolsüz dağılımı söz konusu olabilir. Bu durum dişeti yüzeyinde kostik reaksiyonlar oluşturabilir. Ortodontik amaçlı pürüzlendirmelerde asit olarak jel kıvamlılar tercih edilmiştir (Øgaard B, Fjeld M, editors. 2010).

Mine yüzeyinin hazırlanması ile ilgili olarak, diş hekimliği genel pratiğinde alışılmış olan fosforik asit solüsyonları kullanılmaktadır. Yüzey asitleme sonrasında yüzey bol miktar da su ile yıkanıp hiçbir artık asit maddesi kalmamasına özen

gösterilmelidir. Yapılan çalışmalarda yüzeyin bolca yıkanması bağlanma dayanımını pozitif yönde arttıran bir faktör olmuştur. Aynı zamanda asitleme süresi arttıkça mine dokusunun aşırı bozulması, bağlanma dayanımını negatif etkileyerek başarısızlıkları arttırmaktadır. Bu işlem ile mine yüzeyinin asitlenen kısmı demineralize olmaktadır. Demineralizasyon sayesinde yüzey dokusunda pürüzlü tebeşirimsi görüntü oluşur. Bu alan suyu daha çok seven bir yapıdadır ve normalde suya karşı dirençli olan işlem yapılmamış mine yüzeyinden, yapıştırma işi için daha elverişli hale gelir. En sonunda istenilen tutuculuk için bağlanma kolaylaşır (Patcas R, Zinelis S, Eliades G, Eliades T. 2015, Gwinnett A.1971, Smith RS, Spinelli JA, Tartakow DJ. 1976).

2.6.3. Mine Yüzeyinin Primer ile Örtülmesi

Diş mine yüzeyine ortofosforik asit uygulanmasının ardından diş mine yüzeyi bol su ile yıkanmalıdır. Ardından hava sıkılarak ile nem alımı yapılır, beyaz tebeşirimsi pürüzlendirilmiş diş mine doku yüzeyi görülebilir. Bu bölgeye ince tabaka halinde adeziv primer uygulaması yapılır. Bu uygulama sırasında yapıştırıcı sertleştirilmesi için dental ışık cihazlarından faydalanılır.

Primer uygulaması ile:

1. Mine dokusu üzerinde demineralizasyona dirençli alan yaratılır.
2. Marjinal bölge sızıntıları azaltılmaktadır.
3. Mine yüzeyi- Braket yüzeyi bağlanma dayanımını arttırmaktadır.
4. Mine-Braket-Rezin arasında bir bütünlük oluşturmaktadır.

(Smith R, Bellezza J, Capilouto M, Bradley E, Denys F, Retief D.1987, Sparrius O, Grossman E.1989, McMordie R, King GE.1989, Wang WN, Tarng TH. 1991).

Adeziv primerler sahip oldukları içerikler olarak rezin monomerler, işlem hızlandırıcılar, indikatörler, seyrelticiler ve de inorganik yapıları ihtiva edebilmektedir (Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. 2007).

Primer, önce mine yüzeyine, ardından kompozitlere bağlanma sağlamaktadır. Mineye tutunabilme kuvvetleri, üst düzey olan yüzey pürüzlülüklerine yayılımıyla invaze olması sonucu daha çok mikro mekanik olarak gerçekleşmektedir (Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al.2003)

Kompozit yapıştırıcı ile olan tutunma kuvvetlerinde aradaki oksijen inhibisyon kısmı ile rezidüel çift bağların ko-polimerizasyonu neticesinde meydana gelir (Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al 2001).

Mine yüzeyine adeziv bonding uygulamaları ile mine yüzeyine sağladıkları yapışmanın uzun zamanlı takiplerde bazı risklere de sahip olacağını unutmamak gerekir. Bunun dışında primerin yoğun bir tabaka halinde sürülmesi de tutuculuk

dirençlerini negatif etkilemektedir. Hava sıkılarak kurutma yapılması sağlanarak primerin diş mine dokusu üzerindeki yoğunluğunun inceltilmesi sağlanmalıdır. Hava sıkılarak kurutma esnasında primer yapısında arzu edilmeyen pürüzlülük artışı ve de nem tenasülleri görülebilmektedir. Ayrıca kurutma sırasında oluşabilecek oksijen inhibisyon tabakası da tutunma kuvvetlerini düşürücü nedenler ortaya çıkarmaktadır. Bu nedenleri en aza düşürmek için primer uygulamalarında sünger fırçalardan çok uzun kıllı dental bonding fırçaları ile mine dokusu üzerinde daha fazla rezinin sürülebilmiş olması önerilmektedir (Eliades T, Brantley WA. 2016).

Modern ortodonti uygulamalarında büyük bir kitlede kullanılan SEP (self-etching) sistemler zaman tasarrufları ve piyasaya ilk çıkan muadillerine göre artık daha iyi bağlanma dirençlerine sahip oldukları için ve de asitleme yıkama işlemlerini sistem içerisinden kaldırdığı için rahatlıkla kullanılmaktadır (Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, et al..2011, Sezinando A.2014).

2.7. Kompozitler

Kompozitlerin, ortodonti tedavilerinde braketler için bağlantı kuvvetlerinin değerlendirilip, dişler üzerine yapıştırılması ile kullanılıp Bounocore sayesinde kullanımı diş hekimliği pratiğine kazandırılmıştır. 'Kompozit' kelimesi, diş hekimliği dilinde maddelerin fiziksel olarak karıştırılıp elde edilmesi anlamına gelmektedir. Diş hekimliği için yapılan kompozit materyallerin içeriklerinde bulunan doldurucu partiküller fiziksel olarak kompozitin özelliklerini etkilemektedir. Kompozitlerin yapılma sırasındaki taşıyıcı alan çoğu kez akışkan yapıya sahip olduğu bilinir. Diş hekimliğinde kullanılan kompozitler içerisinde akrilik monomerler içerirler bu akrilik monomerler içerisinde bulunan silikat cam yapıları kompozitlere sahip oldukları dayanım kuvvetlerini sağlayıp hem translüsentliğine izin verip hem de sertleşmeleri sırasında bozulmalarını önlerler. Akrilik monomerler ise kompozitlerin daha fazla yüzeye temas edebilmesi için katı yapılarını sıvısal hareketler çevirip akışkanlıklarını arttırırlar (Theodore Mr, Harald H, Edward S. 2002).

Modern ortodonti tedavilerinde 1962 yılında Bowen tarafından geliştirilmiş BisGMA lar kullanılmaya başlanmıştır. İki grup halinde bulunan yapıştırıcı kompozitlerin akrilik ve diakrilat seçenekleri arasındaki farklar, akrilik reçineler sadece iki boyutlu birleşiklikler oluştururken, diakrilat reçineler de ise üç boyutlu bir bağlanma şekline sahiptirler. Bu sayede daha fazla bağlanma kuvveti ve daha az sertleşme bozulmaları izlenir (Chamda RA, Stein E. 1996, Brantley WA, Eliades T. 2001, Zachrisson BU. 2000).

Akrilik ve diakrilat yapılar içlerinde buldukları organik yapıların içerisinde alabildikleri inorganik bileşikler sayesinde özelliklerini arttırabilirler. Alüminyum lityum baryum alüminyum silikat gibi organik olmayan maddelerin yapının içine dahil edilmesi ya da içerisindeki miktarlarına bağlı olarak içinde doldurucu bulunan ve bulunmayan gibi iki gruba ayrılırlar. Söz konusu inorganik maddeler, kompozite sağlamlık, renk stabilizesi, polimerizasyon bozulmalarının önlenmesi ve radyo opak özelliklerini sağlamaktadır. İçeriklerine dahil olan doldurucu maddelerin boyutları farklılıklar göstermektedir.

Günümüzde kullanılan pek çok dental kompozit içerisinde büyüklük olarak 3 ile 20 mikron büyüklüklerinden oluşan dolduruculara sahiptir. Bu doldurucular sayesinde kompozitin daha sağlam olduğu bilinmektedir. Ancak daha küçük boyutlu dolduruculara sahip olan kompozitler içinse daha az yüzey pürüzlülüğü ve daha az plak birikimi gibi faydaları sağlarlar. İçeriğinde büyük yapılı doldurucu içeren kompozit kullanımlarında dayanıklı bağlanma kuvvetleri ön plana çıksa da ortodontik kullanımlarda yüzey pürüzlülüğü için braket yapıştırıldıktan sonra taşan kısımların temizlenmesi gerektiği bildirilmiştir. (Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF, Warren JJ. 2001).

Yapıştırma ürünlerine bakılmaksızın braket yapıştırma işlemleri genellikle benzer olarak kabul görmektedir. Transfer, pozisyonlandırma, uyumlandırma ve fazlalığın alınması ile dört aşamada yapıştırma prosedürleri sağlanabilir (Zachrisson BU. 1977, Björn U Z. 1994).

Transfer işleminde klinisyen, braket, braket tutucusu ile tutarak braket tabanına yapıştırıcıyı uygulayarak kısa sürede mine yüzeyine braket oturtabilir. Pozisyonlandırma sırasında, braketin diş minesi üzerindeki konumunun vertikal ve horizontal yönlerde ayarlanabilmesi için braket konumlandırıcıları, sond, ayna ve de gauggeler kullanılarak tam bir yerleştirme sağlanabilir. Braketi uyumlandırırken doğru pozisyonda olduğuna inandığımız braketin sabitlenmesi için braket konumlandırıcıları ya da sond yardımı ile braket, diş mine yüzeyine konumu bozulmadan hafif kuvvetle tek noktadan bastırılır. Braketin tabanı seviyesindeki taşan yapıştırıcı fazlalığını almak için sond kullanılır. Böylelikle daha pürüzsüz bir yapıştırma alanı oluşturulmuş olur. Dişeti dokusu irritasyonları ve braket çevresi yemek tutulumlarının ve estetik olarak sonradan büyük sorun olan koyu renk değişimlerini durdurmaya çalışılması gerekmektedir.

2.8. Işık Kaynağı:

Ortodontik tedavilerde kullanılan braketlerin diş yüzeyine yapıştırılmasında kullanılan kompozit içerikleri akrilat ve di-akrilat reçine esaslı olmak üzere 2 grup içinde incelenmektedir. Di-akrilat reçinelerin Bis-GMA esaslı oldukları ve Bis-GMA esaslı reçinelerin akrilat reçinelere göre yüksek bağlanma kuvveti, sert polimerizasyon mukavemeti ve az polimerizasyon büzülmesi, daha az su alma eğiliminde olmaları nedeniyle daha sık tercih edildiği görülmüştür. Di-akrilat reçinelerin yapıştırma sertleşmeleri, kendi sertleşme ve de kimyasal olarak sertleşme, ultraviyole ışıktan türeyen enerji veya görünür ışıkla polimerilize olabilen adımlarla gerçekleştirilebilmektedir (Read MJF. 1984, Millet DT, McCabe JF. 1996).

Ultraviyole ışık cihazların ortodonti pratiğinde kullanımı braket yerleştirilmesi düzeltilmesi ve adaptasyonu için gerekli zamanı sağlaması açısından oldukça uygun bir durum yaratmış olsa da bu ışık sayesinde polimerizasyonun tamamlanması için braketlere 90 saniyenin üstünde bir ışıklama süresi gerekmektedir ayrıca braket sistemlerinin bu tür ışıklar için ayrıca üretilmesi gerekmektedir. Çünkü bu tür ışıklar dişler tarafından istenilen seviyelerde geçirilmez. Bu azlık braketlerin delikli bir baz yapısına ya da plastik yapılmasına neden olmaktadır. Uzun ışıklama zamanı ve

kullanım zorluğu açısından geniş bir kullanıma sahip olamamışlardır (Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. 2001, Chamda RA, Stein E. 1996).

Takip eden dönemlerde kompozit yapıştırıcı içeriklerinin değiştirilmesi ve görülebilir ışık cihazları ile ortodontik braketlerin transillüminasyon yoluyla istenilen bir durumla yapıştırılmalarının görülmesinin arkasından görünür ışıkla polimerize olan kompozit yapıştırıcılar ortodonti pratiğinde daha çok tercih edilmeye başlanmıştır (Millet DT, Hallgreen A, Cattanach D, McFadzean R, Pattison J, Robertson M, Love J. 1998).

2.9. Braket Sökümü ve Cila

Yapılan deneylerinde gösterdiği gibi braket uzaklaştırma prosedürlerinin ardından, diş mine yüzey dokusunda arzu edilen düzlüğün sağlanabilmesi için çok fazla metot geliştirilmiştir. Siman artıklarının temizlenmesi için küretler kullanılabilse de yapıştırıcı kompozitler için bu maalesef mümkün olmamaktadır. Kompozit yapıştırıcılar, diş mine yüzeyinden uzaklaştırılabilmesi için tek ya da iki basamaklı olarak uygulanan ve mikro-motor ve de aeratör gibi sistemlerden destek alan prosedürler vardır (Campbell PM. 1995, Rouleau BD, Grayson WM, Cooley RO. 1982)

2.9.1. Tek Aşamalı Sistemler

Ortodonti pratiğinde, braketlerin diş mine yüzeyinden alınmasının ardından mine yüzeyinin doğal haline gelebilmesi ve temizlenmesi için el aletleri, zımpara diskler, lastik frezler, arkansas frezler ve tungsten karpit frezler kullanılmaktadır. Bazı araştırmalarda, yüksek devirde çalışan elmas uçlu frezlerin temizleme açısından kullanılabilirliği belirtilse de diş mine yüzeyinde büyük alanları kaplayan bozulmalar yapıldığı da görülmüştür (Retief DH, Denys FR.1979).

Diş mine dokusundan bozulma gerçekleşmesi ve ne kadar hızlı olsa da diş mine yüzeyinde yapıştırma kompozitlerinin artıklarının bırakmasından dolayı elmas frezlerin kullanımı yerine karpit frezlerin kullanımı önerilmiştir. Elmas frezlere göre biraz daha zaman alansa da ortodonti pratiğinde bu yöntemin ek olarak kontrolü olması tercih sebebidir (Zachrisson BU, Artun 1979).

Ortodontide genel olarak kullanılan tungsten karpit frezlerin bıçak sayısı ya da yiv sayısı 12 ve 30 bıçak olan türleri ile diş mine yüzey dokusu için daha güvenilir kaldığı bilinmektedir. Kompozit yapıştırıcıların arzu edilen güvenilirlikte diş mine yüzeyinden uzaklaştırılabilmesi için 30 bıçaklı olan karpit frezlerin tercih edilmesi en güvenli metot olarak görülmüştür (Campbell PM. 1995).

Braketlerin mine yüzeyinden uzaklaştırma prosedürlerinin su soğutması yardımı yapılmasıyla alakalı olarak yazarların bazıları görüşün kolaylığı açısından susuz olarak çalışılmasını önerse de bazı yazarlarda güvenilirlik ve ısıl hassasiyetler açısından hem yüksek hızda hem de sulu soğutmalı olarak sökümü önermektedir. Değerlendirilen birçok deney, söküm işlemlerinin su soğutmalı yapılmasının pulpa

odasındaki dokulara yansıyan hasarı azalttığı yönünde fikir vermiştir (Campbell PM. 1995, Rouleau BD, Grayson WM, Cooley RO.1982, Retief DH, Denys FR. 1979, Zachrisson BU, Artun 1979., Ulusoy Ç 2009, Uysal T, Eldeniz AU, Usumez S, Usumez A. 2005).

2.9.2. Çok Aşamalı Sistemler

Bu sistemlerde ise braket sökümü sonrasında, mine yüzeyine uygulanmış olan tungsten karpit frezlerinin yerine farklı kalınlıklarda ve boşluklara sahip kauçuk bitim frezlerinin kullanılması ile gerçekleşmiştir. Yapılan çalışmalarda tungsten karpit frezler ile kombine edilmiş farklı bitim frezlerinin karşılaştırılmasıyla belirli gren kalınlığından belli gren inceliğine doğru sırasıyla yapılması ve kullanılan kauçuk bitim setleri sayesinde daha az diş mine yüzey dokusu bozulmasına neden olduğuna değinilmiştir (Ryf S, Flury S, Palaniappan S, Lussi A, Van Meerbeek B, Zimmerli B. 2012).

2.10. Braket Sökümlerinin Mine Üzerine Etkileri

Diş mine yüzeyinden braketlerin alımı sağlandığında diş mine yüzeyindeki dokusunda bozulmalara sebep olabilecek birden çok sonuç bulunmaktadır. Braketlerin pozisyonunun değiştirilmesi zorunluluğu ya da hasta tarafından kopmasına neden olan her yeni yapıştırma da mine yüzeyinin durumu için önemlidir. Braket söküm işlemlerinin bilinen kabul görmüş tekniklere bağlı kalınmadan yapılmış olması ve tedavi sona erdiğinde yapıştırıcı artıklarının diş mine yüzeyinde unutulması diş için hem estetik olmayan hem de dişeti hijyeni açısından olumsuz durumlar yaratabilir (Jefferies SR. 1998, Uçtasli MB, Arisu HD, Omürlü H, Eligüzeloölu E, Ozcan S, Ergun G.2007, Ulusoy Ç 2009).

Yapılan araştırmalarda farklı bitim işlemlerinin yapılmasının 22-50 mikrometre kadar mine yüzeyinde kayıp meydana getirdiği, fakat tungsten karbit frezlerin düşük hızda daha kontrollü kullanımı ve kademeli kalınlıkları farklı kauçuk frezlerin kullanımı 2.9 mikrometreye düşebileceğini açıklamıştır (Al Shamsi, A.H., Cunningham, JL., Lamey, P.J, Lynch, E. 2007).

Yapılan farklı deneylerde yapıştırma amacıyla kullanılan akışkan kompozitler ile yapıştırılmış ve de geleneksel kompozitler ile yapıştırılmış braketlerin diş mine yüzeyinden alınmasının ardından mine dokusu üzerindeki hasarları açısından değerlendirilince aralarında fark olmadığı görülmüştür (Tecco S, Tetè S, D'Attilio M, Festa F. 2008).

Ayrıca sabit ortodonti uygulamalarında metal braketler ve seramik braketler arasındaki farklar değerlendirildiğinde, metal braketlerin diş mine yüzeyinden ayrılmasının ardından daha az yapıştırıcıyı mine dokusu üzerinde bıraktığı, seramik braketlerin hem yapıştırıcıyı hem de kendi artıklarını daha fazla mine dokusuna yapışık bıraktığı için verebilecekleri hasarın daha fazla olduğuna değinilmiştir (Joseph VP, Rossouw PE. 1990).

Farklı yapıştırma amaçlı kullanılan kompozitlerin değerlendirildiği birçok deney bulunmaktadır. İçeriklerindeki değişik flor miktarları ihtiva eden kompozitlerinde tutucu kuvvetlerinin değerlendirilmesi açısından etkileri farklı çıksa da diş mine yüzeyine etkileri açısından fark bulunamamıştır (Bishara SE, Chan D, Abadir EA 1989, Damon PL, Bishara SE, Olsen ME, Jakobsen JR.,1996).

2.11. Mine Yüzeyi İnceleme Yöntemleri

2.11.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Araştırma sonuçlarını değerlendirmek ve karşılaştırmak için en çok büyütmeye sahip aynı zamanda ileri teknoloji görüntülemeye sahip bu mikroskoplar sayesinde görüntü iletimine izin veren ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntılar görülebilir.

Taramalı elektron mikroskopları, yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların örnekler üzerine odaklanmasını sağlayarak bu elektron demetini tarayıp katot ışını tüpünün ekranına aktarılması ile elde edilir (Joseph I, Dale E, Patrick E, David C, Romig A, Charles E, Charles F, Eric L. 2003).

Nanometrik seviyelerde görüntülerin alınması, karmaşık yüzey topografileri için çok kolaylık sağlasa da SEM ler günümüzde ancak nitel bir özellik olarak ve subjektif olarak bir sonuç ortaya çıkartırlar. Nicel değerlendirme için ek olarak farklı yazılımlara ve de aygıtlara ihtiyaç duyulabilmektedir (Eliades T, Gioka C, Eliades G, Makou 2004, Piacentini C, Sfondrini G.1996).

2.11.2. Profilometre

Profilometre cihazları yüzeye temas eden ya da etmeyen olarak iki farklı cinstedir. Ulusal standartlara uygunluk ve kabul edilebilirlik açısından kontak profilometre cihazları daha çok tercih edilip kullanılsa da günümüzde optik profilometreler daha yaygın kullanılmaktadır (Standardization. 1997).

2.11.2.1. Kontak Profilometre

Kontak profilometresi 1,5-2,5 mikron çapında elmas bir uç kullanılarak görüntü alınacak yüzeye 0.05 miligram ile 100 miligram arası kuvvet uygulayayıp ölçüm yapmaktadır. Elmas uç diş mine yüzeyi boyunca ilerleyerek sinyal alınır ve bilgiler işlenir (Field J, Waterhouse P, German M. 2010, Stachowiak G, Batchelor AW. 2004)

2.11.2.2. Optik Profilometre

Optik profilometre cihazları sayesinde diş mine yüzeyine temas gerçekteşmeden ölçümler yapılabilir. 100 mikrondan düşük çapta noktasal ışık izlenecek alana gönderilir ve lazer ışının sapması ölçülerek yüzey profili kaydedilir. Bu işlem sayesinde temas olmaması sayesinde çok daha detaylı ölçümler yapılabilmektedir (Rodriguez JM, Curtis RV, Bartlett DW. 2009).

2.12. Sığır ve İnsan Dişi Benzerlikleri

Diş hekimliği in-vitro çalışmalarının büyük çoğunluğunda eğer mine seviyesinde bir araştırma yapılacaksa sığır dişleri de tercih edilmiştir. Yapılan çalışmalarda mine seviyesindeki flor miktarı sığır dişlerinde biraz daha fazla olması sebebiyle asitleme süresinin uzatılmasını önermişlerdir (Brantley WA, Eliades T. Orthodontic Materials. Thieme:107,2001).

Souza-Gabrial ve arkadaşları, Edmunds ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarda mine yüzeyinin SEM ile incelenmesinden sonra yüzey açısından önemli bir farka ulaşmamışlardır. Rios ve arkadaşları yaptıkları iki çalışmada da mine yüzeyi aşınmalarında insan dişlerinden farklarının olmadığını bulmuşlardır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Gereç

3.1.1. Çalışmada Kullanılan Dişler

Çalışmanın örnekleri, İstanbul Pendik Büyükbaş Hayvan Kesim Merkez' inden taze olarak toplandı. Toplanan örnekler 60 adet mine yüzeyi inceleme için geniş ve düz olacak şekilde sığır santral dişlerinden oluşturulmuştur. Örnek diş mine yüzeylerinde herhangi bir çürük ve de-kalsifikasyon odağı olmamasına dikkat edilmiştir. Çekim esnasında mine inceleme yapılacak olan mine yüzeyinden çekme kuvvetleri uygulanmamıştır.

Bu çalışma için T.C Bezmîâlem Vakıf Üniversitesi Hayvan Klinik Araştırmaları Etik Kurulu'ndan 2021/05 tarih ve 2021-21-27/01 protokol kodlu etik kurul onayı alındı (Ek 1. Etik kurul onayı).



Resim 3.1. Sığır alt çene



Resim 3.2. Sığır alt daimî keser

Çalışmamızda ayarlanmış her grupta 6 adet olmak üzere toplam 60 adet sığır kesici dişi kullanıldı. Dişlerin çalışmamızda kullanılabilmesi için:

- Diş çekimi sırasında kullanılan aletlerin hasar bırakmaması gereklidir.
- Çekilen dişlerde temizleme ile çıkamayacak renklenme olmaması gereklidir
- Çekilen dişlerin mesio-distal genişliğinin fazla olması gereklidir (9 mm büyük)
- Çekilen dişlerin bukkal yüzeylerinin düz ve gelişimsel bir bozulmaya sahip olmaması gereklidir.

3.1.2. Dişlerin Saklanma Koşulları

Sığır dişleri çekim sonrası üzerindeki kan ve renklenmelerin temizlenmiş için akan su altında yıkanarak temizlenmiştir. Mine yüzeylerinin istenmeyen bir bozulmaya maruz kalmadan hijyenik olarak anti bakteriyel bir ortam da saklanması hedeflenmiştir. Bu amaçla çekilmiş olan dişler %0,1'lik timol kristalleri ile karışımı hazırlanmış distile suda cam kaplarda bekletilmiştir. Hazırlanan çözelti 15 günlük süreler de yenisi ile değiştirilmiştir. Bu süre içerisinde tüpler 4 derece sıcaklığında kapalı ortamda buzdolabında saklanmıştır.



Resim 3.3. Sığır dişlerinin saklanması

3.1.3. Braketler

Çalışmamızda çekilen dişler için geniş tabanlı 0.022 inch slotlu metal American Ortodontics braketleri (AO Unitek, Monrovia, Calif.) kullanıldı. Paslanmaz çelikten tek parça döküm halinde üretilen braketlerin, yapıştırma yüzeylerinde 4 yatay çıkıntı ve aynı sayıda oluk bulunmaktadır.



Resim 3.4. Kullanılan braketler Mini Master (AO Unitek, Monrovia, Calif.)

3.1.4. Yapıştırıcı Kompozit Materyali Florsuz

Çalışmamızda bütün gruplarda Transbond™ XT (3M Unitek, Monrovia, CA,USA.) yapıştırıcı madde olarak kullanıldı (Resim 3.5.).

İçerik Ağırlık (%)

1. Bis GMA %14
2. Bis EMA %9
3. Quartz ve sub-mikron silika %77.



Resim 3.5. Transbond™ XT kompozit ve Transbond™ PLUS

3.1.5. Yapıştırıcı Kompozit Materyali Florlu

Transbond™ Plus (3M Unitek, Monrovia, CA, USA.) firmasının bir ürünüdür (Resim 3.5.). Transbond™ XT Plus (3M Unitek, Monrovia, CA, USA.) içeriği ağırlık olarak bakıldığında yüzde olarak;

1. Etoksile Bisfenol-A Diakrilat 20-50
2. Üretan Akril Ester 20-40
3. Polietilen Glikol Diakrilat 20-40

3.1.6. Asit ve Primer

Çalışmamızda 3M Scotchbond Universal Acid (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) firmasının hazırlamış olduğu 5 ml enjektörler içinde akışkan kıvamda bulunan mavi renkli %35 lik ortofosforik asit kullanılmıştır (Resim 3.6.).



Resim 3.6. Asit 3M Scotchbond Universal Acid (3M Unitek, Monrovia, CA, USA)

Primer olarak ise (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) firması tarafından üretilen Transbond XT Light Cure Adhesive Primer kullanılmıştır. Flor içermeyen bu primer %45-55 Bis EMA ve %45-55 Triethilen-GMA içermektedir.



Resim 3.7. Primer Transbond XT Light Cure Adhesive Primer

3.1.7. Işın Cihazı

Materyallerin polimerizasyonu için (bonding) VALO Cordless LED ışık cihazı, ışıkla sertleşen tüm dental materyalleri polimerize edecek kapasitede, 385–515 nm arasında yüksek şiddetli ışık üreten özel, geniş dalga boylu ışık yayan bir diyot (LED)

kullanıldı. Bu ışık şiddeti porselene de penetre olur ve kaliteli bir halojen ışığa yakışır şekilde altta yatan rezin simanları da sertleştirme kapasitesine sahiptir. VALO Cordless ışık cihazı, VALO şarj edilebilir piller ile 100 ila 240 voltluk prizlere uygun pil şarj cihazı kullanır (Resim 3.8).



Resim 3.8. LED ışık cihazı VALO Cordless LED

3.1.8. Sıyırma-Kopma Deneyi Kullanılan Cihaz

Deneyler T.C Aydın Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında çalışan Evrensel Test Cihazı (Shimadzu Autograph AGS-J Series, Kyoto, Japan) tarafından işleme alınmıştır. Ayarlanabilen ve hareketli tablaları istenilen açıya göre sabitlenebilmektedir. İstenilen kuvvet ya da arttırılabilen kuvvetlere bu makine tarafından izin verilmektedir.



Resim 3.9. Evrensel Test Cihazı (Shimadzu Autograph AGS-J Series, Kyoto, Japan)

3.1.9 Kumlama Cihazı

Sıyırma kuvveti uygulanarak braketlerin sökülmesinin ardından braket yüzeyinin temizlenmesi için 50 mikron büyüklüğünde alüminyum oksit tozları içeren kumlama cihazı kullanılmıştır (Microetcher II San Ramon, CA, USA).



Resim 3.10. Kumlama Cihazı (Microetcher II San Ramon, CA, USA).

3.1.10. Kullanılan Tungsten Karbit Frezler

Braketlerin, dişlerden ayrılmasından sonra diş mine yüzeyinin tekrardan yapıştırılmaya uygun hale getirmek için 20000 rpm devirde mikromotora takılan 12 bıçaklı tungsten karbit frezler kullanılmıştır (Komet 0197 H21 R012, 12 Bladed, Germany)

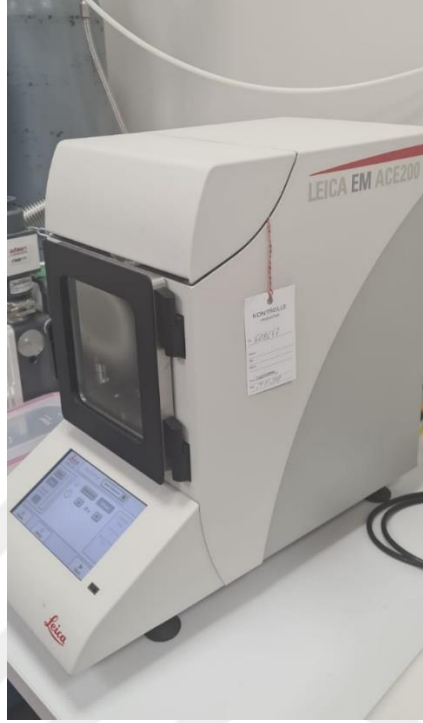
3.1.11. İşlem Görmüş Dişlerin Kaplama ve Vakumlama Cihazları

Örnekler yüzeyinde yapılacak işlemler bittiği zaman SEM cihazı ile alınacak görüntüler öncesinde, örneklerin önce vakumla cihazında vakumlama işlemi yapılmıştır (Adixen 2005 SD Rotary Vane Pump, Pfeiffer Vacuum,GBMH).



Resim 3.11. Vakumlama Cihazı (Adixen 2005 SD Rotary Vane Pump, Pfeiffer Vacuum,GBMH).

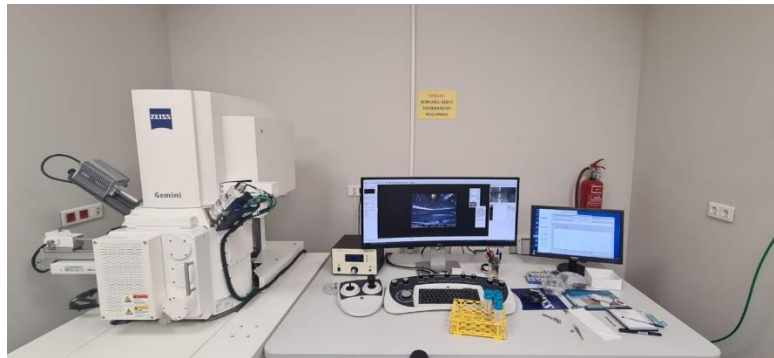
Vakumlanan örneklerin altın ve platin ile kaplanması için LEICA EM ACE 200 (Amolf, Amsterdam, Netherland) kaplama cihazı kullanılmıştır.



Resim 3.12. Kaplama Cihazı LEICA EM ACE 200

3.1.12. İşlem Görmüş Diş Mine Yüzeyini SEM ile Görüntüleme

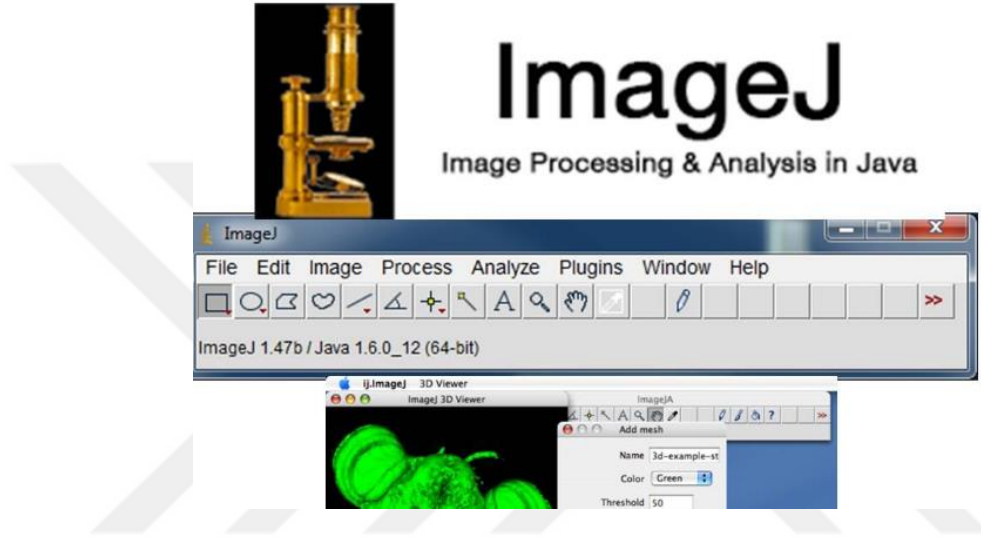
Örnekler hazır olduktan sonra hem başlangıç yüzeyleri hem de maruz kaldıkları yapıştırmalar ve braket sökülmesi işlemlerinden ardından GeminiSEM 500 (ZEISS, Obercohen, Germany) SEM cihazı ile taranmış ve fotoğrafları alınmıştır.



Resim 3.13. SEM Cihazı GeminiSEM 500 (ZEISS, Obercohen, Germany)

3.1.13 Alınan görüntülerin IMAGE- J programında değerlendirilmesi

İşlem görmüş ya da görmemiş diş mine yüzeyinin morfolojik yapı ve doku özelliklerini belirlemek için tanımlanmış her parametreyi sistematik komut sistemi kullanarak hesaplama imkanını Image-J programı kullanılarak sağlanmıştır.



Resim 3.14. IMAGE-J programı

3.2. Yöntem

3.2.1. Dişlerin Hazırlanması

Tüm Sığır dişi örnekleri kontrol edildikten sonra değerlendirme için ayrıldı. Değerlendirme için kayıtlar alınmadan önce diş yüzeyinin hazırlanması ve braket yapıştırılması standart bir şekilde yapıldı. İşlemler şu şekilde yapıldı:

- Kauçuk kullanarak sadece su ile diş yüzeyleri temizlemesi 10 saniye boyunca düşük devir motorla yapıldı.
- 15 sn hava / su spreyi ile yıkama ve 10 sn yağsız basınçlı hava akımı ile kurutma yapıldı.

3.2.2 Grupların Oluşturulması

Araştırma gruplarımızı çalışmaya uygun bir şekilde 6 alt gruba ayrıldı. Her bir grup içinde yedekler dahil olmak üzere 10 tane sığır dişi gruplara ayrıldı. Tüm dişler arasından rastgele seçilen 60 diş için 1. Grup florsuz yapıştırma bir söküm işlemi, 2. Grup florlu yapıştırma bir söküm işlemi, 3. Grup florlu yapıştırma iki söküm işlemi kullanılmış braketler, 4. Grup florsuz yapıştırma iki söküm işlemi kullanılmış braketler, 5. Grup florlu yapıştırma iki söküm işlemi yeni braketler, 6. Grup florsuz yapıştırma iki söküm işlemi yeni braketler, şeklinde ayarlandı.

Tablo 3.1. Grupların oluşturulması 60 diş örneği (kontrol gruplarında her dişin kendi mine yüzeyinden distal yarısından değerlendirilmek üzere işaretlendi).

1. GRUP	2. GRUP	3. GRUP	4. GRUP	5. GRUP	6. GRUP
FNI	FPI	FNIİY	FNIIE	FPIİY	FPIIE
Florsuz yapıştırma ve tek söküm işlemi yapılmış mine yüzey incelemesi	Florlu yapıştırma ve tek söküm işlemi yapılmış mine yüzey incelemesi	Florsuz yapıştırma ve iki söküm yapılan, ikinci yapıştırmada yeni braket kullanılan mine yüzey incelemesi	Florsuz yapıştırma ve iki söküm yapılan, ikinci yapıştırmada eski braket kullanılan mine yüzey incelemesi	Florlu yapıştırma ve iki söküm yapılan, ikinci yapıştırmada yeni braket kullanılan mine yüzey incelemesi	Florlu yapıştırma ve iki söküm yapılan, ikinci yapıştırmada eski braket kullanılan mine yüzey incelemesi



Resim 3.15. FP2E Sığır diş örneği

3.2.3. Braketlerin Yapıştırılması Florlu Grup

İşlemler için bekletilen dişlerin distal yarısı tarafında braket gelmesi planlanan yerlere otuz saniye süre ile %37 oranında fosforik asit uygulaması yapılmış ve ardında diş yüzeyi bol su ve hava ile basınçlı bir şekilde temizlenmiştir. Ardından nemsiz hava spreyi ile on saniye boyunca kurutulmuştur. Kurutma sonrasında yapıştırılacak yüzeyde pürüzlü beyazımsı alanlar görülmüştür. Bu alanlara bonding fırçası yardımı ile adeziv bonding uygulanarak ışın cihazı ile 3 saniye ışınlanmıştır. 0.022 inc santral braketleri Transbond XT ile diş yüzeyine yapıştırılmış ardından fazlalıklar sondu yardımı ile düzeltilmiştir. Her yapıştırma sonrasında dişler mesial ve distal den 3 er saniye ışınlanmıştır. Gruptaki diğer braketler içine sırasıyla aynı işlem gerçekleştirilmiştir.

3.2.4. Braketlerin Yapıştırılması Florsuz grup

İşlemler için bekletilen dişlerin distal yarısı tarafında braket gelmesi planlanan yerlere otuz saniye süre ile %37 oranında fosforik asit uygulaması yapılmış ve ardında diş yüzeyi bol su ve hava ile basınçlı bir şekilde temizlenmiştir. Ardından nemsiz hava spreyi ile on saniye boyunca kurutulmuştur. Kurutma sonrasında yapıştırılacak yüzeyde pürüzlü beyazımsı alanlar görülmüştür. Bu alanlara bonding fırçası yardımı ile adeziv bonding uygulanarak ışın cihazı ile 3 saniye ışınlanmıştır. 0.022 inc santral braketleri Transbond PLUS ile diş yüzeyine yapıştırılmış ardından fazlalıklar sondu yardımı ile düzeltilmiştir. Her yapıştırma sonrasında dişler mesial ve distal den 3 er saniye ışınlanmıştır. Gruptaki diğer braketler içine sırasıyla aynı işlem gerçekleştirilmiştir.

3.2.5. Termal Siklus Uygulaması

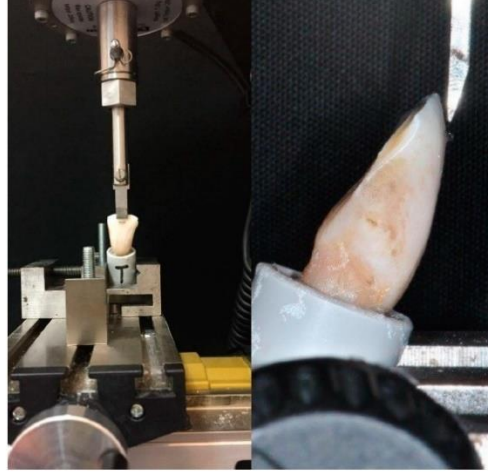
Hazırlanan örneklerimizin ağız içi işlem ve ısılarına maruz kalabilmesi için Termal siklus cihazında döngüye tabii tutulmuştur. Aynı yapılacak termal siklus miktarı ile ilgili olarak 10.000 adet siklusun ağız ortamı ile karşılaştırdığımızda 1 yıllık bir bekleme süresine denk geldiği bilinmektedir. Çalışmamız için 6+6 aylık uygulamayı taklit etmesi için birinci ve ikinci braketlemeler sonrasında 5000'er siklusluk iki uygulama yapılmıştır. Bu uygulama için SD Mechatronik Thermocycler cihazı kullanılmıştır (Resim 3.16.).



Resim 3.16. Termal siklus uygulaması

3.2.6. Sıyırma-Kopma Testlerinin Uygulanması

Yapıştırılmış ve termal döngüde yaşlandırılmış dişlerin diş yüzeyinden koparılması için universal testing makinesi kullanılmış ve 10N luk dakikada 300 mm/dk lık kuvvet uygulayan bir ayarda sabitleme sonrası tek vuruşluk kuvvet uygulanarak koparılma sağlanmıştır. Nozul uç brakete dik açı yapacak şekilde ayarlanmıştır (Resim 3.17.).



Resim 3.17. Sıyırma kopma testi

3.2.7. Tekrardan Kullanılacak Braketlere Kumlama İşlemi Yapılması

Yeniden braketleme işlemi yapılmadan önce, yeni yapıştırmada kullanılacak eski braketlerinin yapıştırma yüzeyleri, ortodonti kliniğinde en çok kullanılan yöntemlerden olan kumlama yöntemi ile temizlikten faydalanılarak, 50 mikron büyüklüğünde alüminyum oksit ile (Microetcher II Danville Eng. San Ramon, Calif.) temizlenmiştir.

3.2.8. Tekrar Yapıştırma Öncesi Mineden Yapıştırıcı Temizlenmesi

Yapılan kopma testi uygulamasının ardından ikinci sefer bondingleme için kullanılmış braketler ya da yeni braketler hazırlanmıştır. Diş mine yüzeyinin klinik şartlarda hazır olması için olası yapıştırıcı artıkları keskin scalerlar ile uzaklaştırılmış. Ardından ortodonti klinik pratiğine uygun olarak 20.000 devir/dakika da mikromotora takılan 12 bıçaklı TCB 012 tungsten frez (Komet 0197 H21 R012,12 Bladed, Lemgo, Germany) ile temizlenmiştir. Sonrasında yüksek doz ışık altında kompozitten yana bulaş olmadığından emin olunmuştur (Resim 3.18.).



Resim 3.18. İlk braketlemenin ardından braketi sökülmüş diş örneği

3.2.9. Tekrar Braket Yapıştırılan Dişlerden Kopma Testi Uygulaması

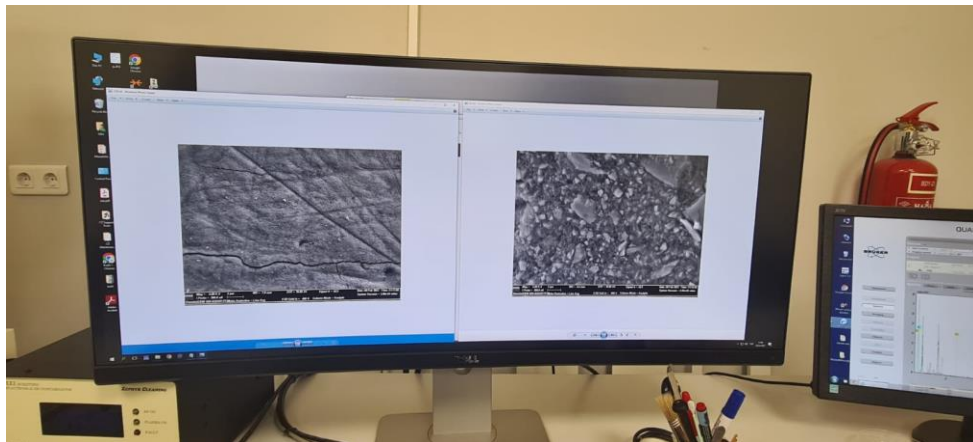
Yapıştırılmış ve termal döngüde yaşlandırılmış dişlerin diş yüzeyinden koparılması için universal testing makinesi kullanılmış ve 10N luk dakikada 300 mm/dk lık kuvvet uygulayan bir ayarda sabitleme sonrası tek vuruşluk kuvvet uygulanarak ikincil koparılma işlemi de sağlanmıştır. Nozul uç brakete dik açı yapacak şekilde ayarlanmıştır (Resim 3.17.).

3.2.10. İşlem Görmüş Mine Yüzeyinden SEM ile Görüntü Alınması

Çalışmamızda kullanılan dişlerin mine yüzey incelemelerinin yapılabilmesi için işlemler ardından örnek dişlerimizin öncelikle vakümlama cihazı ile altın ve platin kaplaması yapılmıştır (Adixen 2005 SD Rotary Vane Pump, Pfeiffer Vacuum,GBMH). Kaplamaların ardından dişler T.C Medipol Üniversitesi REMER SEM laboratuvarında bulunan SEM (GeminiSEM 500 (ZEISS, Obercohen, Germany) cihazı ile mikro boyutlarda görüntülerinin alınması sağlanmıştır. Çalışmada kullanılan tüm örnekler kendi içinde işlem öncesi ve sonrası olarak değerlendirilebilmiştir. Bu değerlendirmelerin yapılabilmesi için mine seviyesinin orantılı ve geniş olduğu sığır keser dişi seçilmesi de bu yüzden olmuştur.



Resim 3.19. Örnekler SEM görüntülemesi esnasında





Resim 3.20 Örneklerden SEM görüntülerinin alınması

3.2.11. ImageJ Programı ile Yüzey Pürüzlülüklerinin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda tüm prosedürlerin yapılarak örnek dış yüzeylerinden görüntülerin alınmasının ardından kullanılan mikroskop, kamera ve programlara göre değişiklik gösterse de genel olarak temel prensip olarak mikroskop ya da ona bağlı kameralar aracılığı ile hazırlanan preparatın görüntüsünde şekillerin, partiküller haline dönüştürülüp milimetrekaredeki veya daha küçük alanlardaki parametreleri bir algoritma sistemi ile değerlendirmek için ImageJ programı kullanılmıştır.

ImageJ programı, açık kodlu olup görüntüyü tanıma ile ilgili tanımlanmış tüm algoritmalar komut sistemini kullanarak hesaplama olanağı sunmaktadır. Bu program kullanılarak mine yüzeyindeki pürüzlülüklerin üzerinden örnek olarak hesaplama yapılmıştır.

4.BULGULAR

4.1. Verilerin Analizi (Shapiro-Wilk)

Tüm veriler bilgisayarda SPSS (statistical package for social sciences) for Windows 22 programına kaydedilerek analiz edilmiştir. Verilerin analizinde ilk olarak hangi testlerin (parametrik/nonparametrik testler) uygulanacağına karar vermek için karşılanması gereken varsayımlar test edilmiştir. Dağılımın normalliğine karar vermek için Shapiro-Wilk, normal dağılımın diğer varsayımları olan basıklık ve çarpıklık değerlerinden yararlanılmıştır. Bağımsız ikiden fazla grup puanları tek yönlü varyans analizi ile test edilmiştir. Elde edilen değerlerin anlamlı olup olmadığının yorumlanmasında 0.05 anlamlılık düzeyi ölçüt olarak kullanılmıştır.

4.1.1. Tek Yönlü Varyans Analizi

Deney gruplarındaki sığır dişlerinden alınan örneklerin, braket yapıştırılan bölgeleri ile braket yapıştırılmayan kontrol bölgelerinden random seçilen 5 bölge SEM'de incelendi ve elde edilen fotoğraflarda, image-j Fiji programı kullanılarak yüzey alanı ölçümleri yapıldı (Tablo 4.1.). Farklı braket yapıştırıcıları ve farklı yapıştırma sayıları uygulanan deney gruplarının her birinde, kontrol grubundakilere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görüldü. (Tablo 4.2.) (Şekil 4.1.).

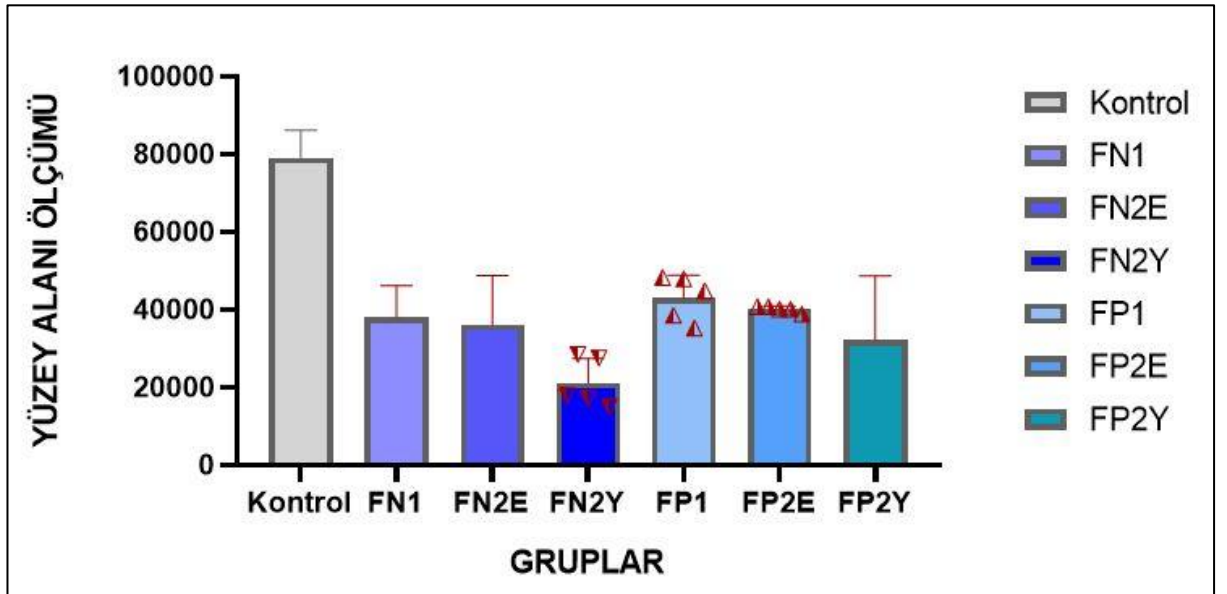
Tablo 4.1. Image J programı ile yüzey alanlarının değerlendirilmesi tablosu

	Threshold	Area	Mean	StdDev	Mode	Min	Max	IntDen
K-1	130	590.291	195.228	108.024	255	0	255	115.241.519
K-2	130	602.594	226.629	80.186	255	0	255	136.564.939
K-3	130	593.005	211.997	95.480	255	0	255	125.715.574
K-4	130	593.008	178.659	116.786	255	0	255	105.946.321
K-5	130	598.445	195.228	108.024	255	0	255	116.833.418
FN1-1	130	594.340	93.190	122.797	255	0	255	55.386.247
FN1-2	130	602.615	70.213	113.905	255	0	255	42.311.205
FN1-3	130	606.815	127.182	127.500	255	0	255	77.175.868
FN1-4	130	601.235	102.143	124.953	255	0	255	61.411.781
FN1-5	130	601.222	92.085	122.483	255	0	255	55.363.646
FN2E-1	130	598.467	103.104	125.144	255	0	255	61.704.197
FN2E-2	130	598.467	83.247	119.574	255	0	255	49.820.428
FN2E-3	130	593.008	82.154	119.164	255	0	255	48.717.852
FN2E-4	130	601.235	140.106	126.875	255	0	255	84.236.915
FN2E-5	130	776.063	53.554	103.867	255	0	255	41.561.260
FN2Y-1	130	595.719	45.590	97.709	255	0	255	27.158.892
FN2Y-2	130	594.361	70.176	113.887	255	0	255	41.710.029
FN2Y-3	130	598.445	43.715	96.106	255	0	255	26.161.016
FN2Y-4	130	592.980	72.513	115.034	255	0	255	42.998.882
FN2Y-5	130	594.340	38.302	91.104	255	0	255	22.764.555
FP1-1	175	786432	114.530	126.839	0	0	255	90070080
FP1-2	175	786432	98.180	124.083	0	0	255	77211960
FP1-3	175	786432	89.987	121.857	0	0	255	70768620
FP1-4	160	786432	122.392	127.398	0	0	255	96252810
FP1-5	130	786432	123.160	127.426	0	0	255	96857160
FP2E-1	105	590.297	99.047	124.285	255	0	255	58.467.192
FP2E-2	105	590.291	102.353	124.996	255	0	255	60.417.997
FP2E-3	105	595.682	103.943	125.305	255	0	255	61.917.099
FP2E-4	105	786.432	102.424	125.010	255	0	255	80.549.655
FP2E-5	105	786.432	103.943	125.305	255	0	255	81.744.330
FP2Y-1	130	786432	124.425	127.463	0	0	255	97851660
FP2Y-2	130	786432	130.851	127.456	255	0	255	102905505
FP2Y-3	130	786432	46.472	98.442	0	0	255	36547365
FP2Y-4	130	786432	62.826	109.880	0	0	255	49408545
FP2Y-5	130	786432	47.303	99.120	0	0	255	37200930

4.1.2. Yüzey Alan Ölçümü Sonuçları

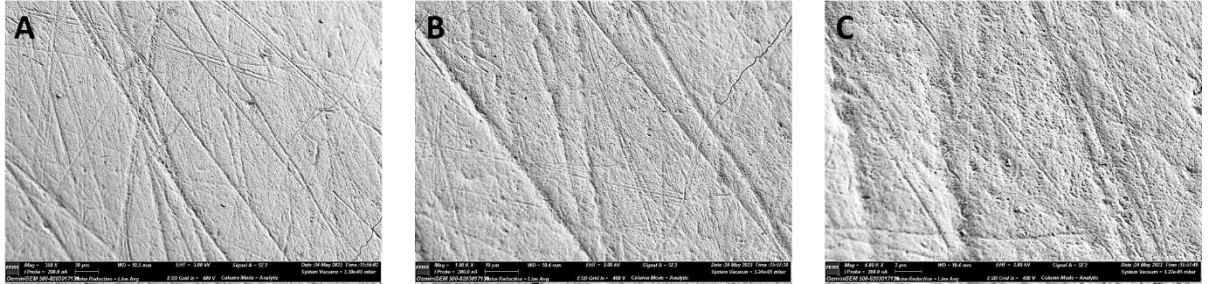
Tablo 4.2. Deney gruplarına ait sığır dişlerinin, kontrol grubuyla ve her grubun birbiriyle istatistiksel olarak karşılaştırmasını gösteren tablo.

Tukey's multiple comparisons test	Mean Diff.	95.00% CI of diff.	Significant?	Summary	Adjusted P Value
Kontrol vs. FN1	41014	22164 to 59864	Yes	****	<0.0001
Kontrol vs. FN2E	42790	23940 to 61640	Yes	****	<0.0001
Kontrol vs. FN2Y	57839	38988 to 76689	Yes	****	<0.0001
Kontrol vs. FP1	36038	17188 to 54889	Yes	****	<0.0001
Kontrol vs. FP2E	38904	20054 to 57755	Yes	****	<0.0001
Kontrol vs. FP2Y	46734	27884 to 65585	Yes	****	<0.0001
FN1 vs. FN2E	1776	-17074 to 20626	No	ns	>0.9999
FN1 vs. FN2Y	16825	-2026 to 35675	No	ns	0.1041
FN1 vs. FP1	-4976	-23826 to 13875	No	ns	0.9787
FN1 vs. FP2E	-2110	-20960 to 16741	No	ns	0.9998
FN1 vs. FP2Y	5720	-13130 to 24571	No	ns	0.9580
FN2E vs. FN2Y	15049	-3802 to 33899	No	ns	0.1862
FN2E vs. FP1	-6752	-25602 to 12099	No	ns	0.9112
FN2E vs. FP2E	-3886	-22736 to 14965	No	ns	0.9941
FN2E vs. FP2Y	3944	-14906 to 22795	No	ns	0.9936
FN2Y vs. FP1	-21800	-40651 to -2950	Yes	*	0.0156
FN2Y vs. FP2E	-18934	-37785 to -84.10	Yes	*	0.0484
FN2Y vs. FP2Y	-11104	-29955 to 7746	No	ns	0.5161
FP1 vs. FP2E	2866	-15984 to 21716	No	ns	0.9989
FP1 vs. FP2Y	10696	-8154 to 29546	No	ns	0.5589
FP2E vs. FP2Y	7830	-11020 to 26680	No	ns	0.8380



Şekil 4.1. : Deney gruplarından elde edilen verilerin istatistiksel olarak karşılaştırılmasını gösteren grafik.

Kontrol grubundaki sığır dişlerinin yüzey alanlarına ait görüntülerde herhangi bir alan kaybı gözlenmemiştir (Resim 4.1.)



Resim 4.1. Kontrol grubuna ait sığır dişlerinin yüzey alanlarına ait SEM mikrografları. A) x350; B) x1K; C) x4K.

Tablo 4.3. Yüzey (area) değerleri arasındaki istatistiksel farkı gösteren tablo.

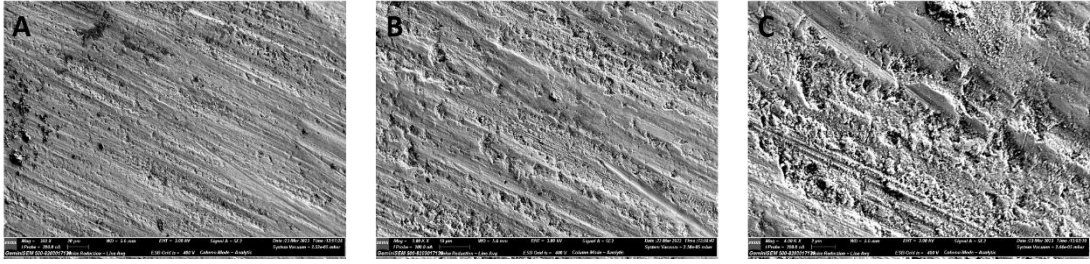
Grup	N	Ortalama	S.sapma	F	p	Kısmi Eta kare
Kontrol	6	78,08	6,84			
FN1	6	37,04	7,61			
FN2E	6	35,25	11,47			
FN2Y	6	21,04	5,63	25,96	0,05	0,82
FP1	6	42,88	5,23			
FP2E	6	40,16	0,70			
FP2Y	6	31,33	14,88			

%Area değerleri gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermektedir (F:25,96;p<0,05) Anlamlı bulunan fark geniş etki düzeyindedir (Kısmi eta kare :0,82). Farkın hangi gruplar arasında olduğuna ikili karşılaştırmalar ile bakıldığında kontrol grubu %Area değerlerinin FN1, FN2E, FN2Y, FP1, FP2E ve FP2Y gruplarına göre anlamlı biçimde daha yüksek olduğu ayrıca FN1,FP1, FP2E %Area değerlerinin FN2Y grubuna göre yüksek olduğu tespit edilmiştir.

4.2. Florsuz Yapıştırma Gruplarının Karşılaştırması

Flor içermeyen yapıştırma materyali ile tek seferlik yeni braket sökümü gerçekleştirilen FN-1 grubundaki sığır dişlerinin braket söküldükten sonraki yüzey alanlarına ait görüntülerde ve x4000 büyütmede çekilen fotoğraflar üzerinde

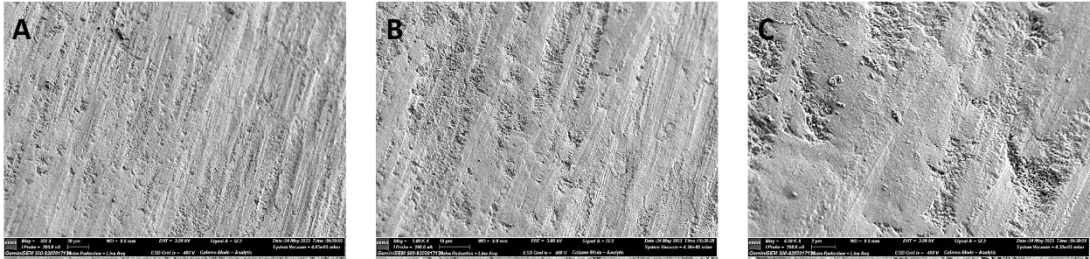
gerçekleştirilen alan ölçümlerinde, kontrol grubuna göre anlamlı derecede azalma gözlenmiştir ($p<0.0001$) (Resim 4.2.).



Resim 4.2. FN-1 grubuna ait sığır dişlerinin yüzey alanlarına ait SEM mikrografları. A) x350; B) x1K; C) x4K.

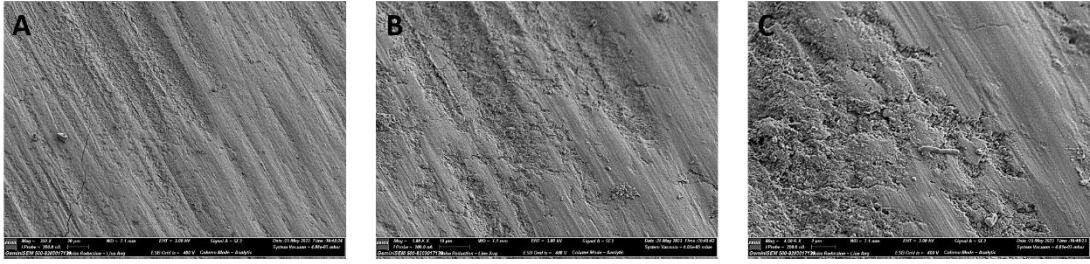
4.3. Florlu Yapıştırma Gruplarının Karşılaştırılması

Flor içeren yapıştırma materyali ile tek seferlik yeni braket sökümü gerçekleştirilen FP-1 grubundaki sığır dişlerinin braket söküldükten sonraki yüzey alanlarına ait görüntülerde ve x4000 büyütmede çekilen fotoğraflar üzerinde gerçekleştirilen alan ölçümlerinde, kontrol grubuna göre anlamlı derecede azalma gözlenmiştir ($p<0.0001$) (Resim 4.3.). Ancak yine de bu alan kaybı, diğer deney gruplarındakilere göre en az miktarda olup, kontrol grubuna en yakın değerleri sergilemiştir.



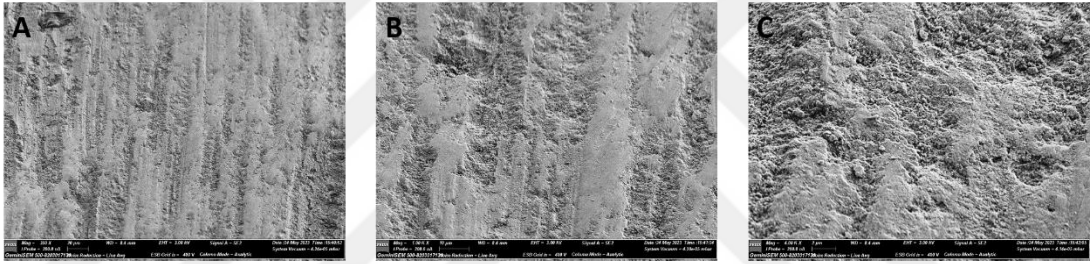
Resim 4.3. FP-1 grubuna ait sığır dişlerinin yüzey alanlarına ait SEM mikrografları. A) x350; B) x1K; C) x4K.

Flor içermeyen yapıştırma materyali ile ilk seferde sökülen eski braketin, ikinci defa yapıştırılıp söküldüğü FN-2E grubundaki sığır dişlerinin yüzey alanlarına ait görüntülerde ve x4000 büyütmede çekilen fotoğraflar üzerinde gerçekleştirilen alan ölçümlerinde, kontrol grubuna göre anlamlı derecede azalma gözlenmiştir ($p<0.0001$) (Resim 4.4). Bu gruptaki alan kaybı, istatistiksel olarak anlamlı çıkmamakla birlikte FN-1 grubuna çok yakın değerler sergiledi ($p>0,9999$).



Resim 4.4. FN-2E grubuna ait sığır dişlerinin yüzey alanlarına ait SEM mikrografları. A) x350; B) x1K; C) x4K.

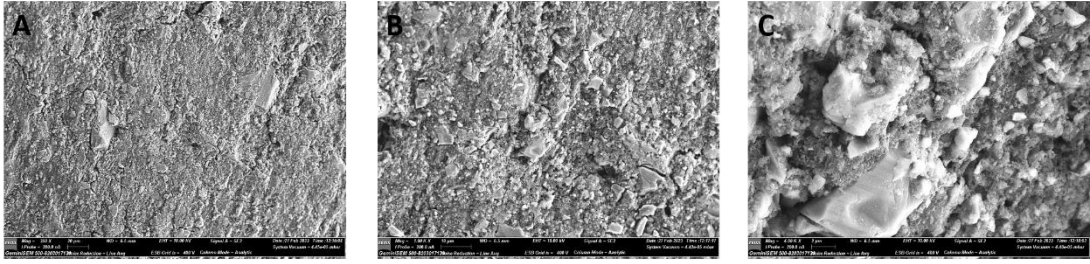
Flor içeren yapıştırma mataryeli ile ilk seferde sökülen eski braketin, ikinci defa yapıştırılıp söküldüğü FP-2E grubundaki sığır dişlerinin braket söküldükten sonraki yüzey alanlarına ait görüntülerde ve x4000 büyütmede çekilen fotoğraflar üzerinde gerçekleştirilen alan ölçümlerinde, kontrol grubuna göre anlamlı derecede azalma gözlenmiştir ($p < 0.0001$) (Resim 4.5.). Bu gruptaki alan kaybı, istatistiksel olarak anlamlı çıkmamakla birlikte FP-1 grubuna çok yakın değerler sergiledi ($p = 0,9989$).



Resim 4.5. FP-2E grubuna ait sığır dişlerinin yüzey alanlarına ait SEM mikrografları. A) x350; B) x1K; C) x4K.

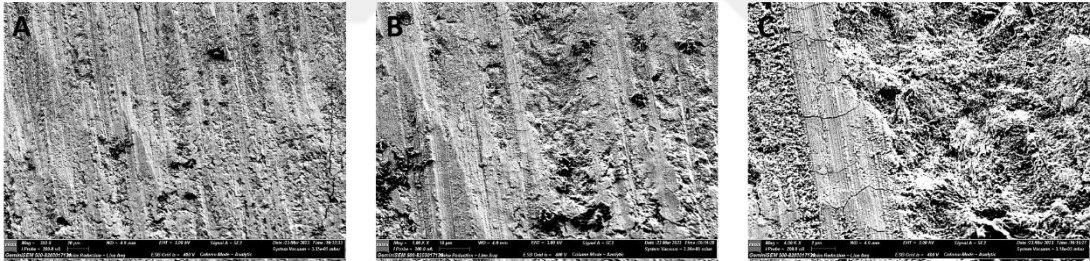
4.4. Tüm Grupların Karşılaştırılması

Flor içermeyen yapıştırma mataryeli ile ilk seferde sökülen braketten sonra, ikinci defa tekrar yeni braket yapıştırılan FN-2Y grubunda, braketler söküldükten sonraki sığır dişlerinin yüzey alanlarına ait görüntülerde ve x4000 büyütmede çekilen fotoğraflar üzerinde gerçekleştirilen alan ölçümlerinde, kontrol grubuna göre anlamlı derecede azalma gözlemlendi ($p < 0.0001$) (Resim 4.6.). Bu gruptaki alan kaybı, diğer deney gruplarına göre en fazla alan kaybı görülen gruptu. Ayrıca bu grupta meydana gelen kayıp, hem FP-1 ($p = 0,0156$) hem de FP-2E ($p = 0,0484$) grubuna göre de istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı.



Resim 4.6. FN-2Y grubuna ait sığır dişlerinin yüzey alanlarına ait SEM mikrografları. A) x350; B) x1K; C) x4K.

Flor içeren yapıştırma mataryeli ile ilk seferde sökülen braketten sonra, ikinci defa tekrar yeni braket yapıştırılan FP-2Y grubunda, braketler söküldükten sonraki sığır dişlerinin yüzey alanlarına ait görüntülerde ve x4000 büyütmede çekilen fotoğraflar üzerinde gerçekleştirilen alan ölçümlerinde, kontrol grubuna göre anlamlı derecede azalma gözlemlendi ($p < 0.0001$) (Resim 4.7.). Bu gruptaki alan kaybı, FN-2Y grubundan sonra diğer deney gruplarına göre en fazla alan kaybı görülen gruptu (Tablo 4.4.).



Resim 4.7. FP-2Y grubuna ait sığır dişlerinin yüzey alanlarına ait SEM mikrografları. A) x350; B) x1K; C) x4K.

5. TARTIŞMA, SONUÇ ve ÖNERİLER

5.1. Amacın ve Materyal Metodun Tartışması

Braket sistemleri kullanılmaya başlamasıyla birlikte, braket yapıştırma prosedürleri, kullanılan ürünler ve yapıştırma prosedürlerinin çıktıkları tüm ortodontistler için takip edilen bir durum olmuştur. Sıklıkla laboratuvarlarda in-vitro olarak yapılan bilimsel işlemlerin birbirinden farklı yapıştırma ürünleri ve prosedürleri ile ortodontistler, diş mine yüzey tabakasında, braket debondinglerinden sonra oluşan mine bozulmaları ve de demineralizasyon etkilerini uzun-kısa dönemlerde işlenmiştir. Ayrıca farklı zamanlarda ve farklı prosedürlerle yapılmış, braketlerin tekrardan yeni ya da eski braketler kullanılarak yapılan yapıştırma işlemlerinin sonuçları da incelenmiştir.

Yapıştırma ürünleri, braketlerin istenilen ortalama kuvvetleri elde edebilmesi ve de normalde yemek yeme sırasındaki oluşabilen güçlere karşı mukavemetli kalabilmesi için ümit edilen bir tutuculukla ağızda durabilmesi beklenmektedir. Ürünler debonding işlemleri ile dişten ayrıldıktan sonra diş mine yüzeylerinde bıraktıkları istenmeyen bozulmaları değerlendirebildiğimiz birden fazla deney bulunmaktadır. Bütün deneylerde braketleme prosedürüne maruz kalmış diş mine yüzeylerinde kaçınılmaz ve hoş karşılanmayan bozulmalar olduğu görülmüştür. (Amit Goel , Atul Singh , Tarun Gupta , Ramandeep-Singh Gambhir 2017, Pignatta LMB, Duarte Junio r S, Santos ECA. 2012, Faria-Júnior ÉM, et al. 2015).

Birbirinden ayrı braket yapıştırma prosedürlerinin diş mine yüzeyindeki bozulmalara neden olan birçok in-vitro çalışmada insan dişinden faydalanılmıştır. Yine birçok deneyde daha rahat bulunabilmesi ve insan dişinin mine dokusal özelliklerine yakınlığı sayesinde sığır dişleri de kullanılabilmiştir. Bizim çalışmamızda insan diş benzerliği bulunması ve insan dişlerine göre incelenebilen düz mine yapısının büyüklüğü ve de yapılacak SEM görüntülemeleri için değerlendirilecek her dişin kendi mine dokusu ile karşılaştırılabilmesinden dolayı sığır kesici dişleri kullanılmasına karar verilmiştir.

Yapılacak deneyler öncesinde dişlerin saklanması ile ilgili olarak daha önce yardımı alınmış metotlar incelendiğinde; deneylerde sıklıkla distile su, timol, norma salin solüsyonu, farklı yoğunluklarda alkol çözeltileri, formalin ve chloramine T gibi birden fazla sayıda üründen faydalandığı ve bu çözeltilerde saklama prosedürlerin beş yılın üstünde olduğu görülmüştür (Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR.1997, Özbilgen Ö. 2000., Pashley DH, Tay RF.2001, Rix D, Foley FT, Mamandras A. 2001, Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. 2001, Bishara SE, Ajloini

R, Laffoon JF, Waren JJ. 2002, Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ 2002, Bishara SE, Laffoon JF, VonWald L, Warren JJ. 2002, Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Denehy G. 2002, Bishara SE, Soliman MMA, Oonsombat C, Laffoon JF, Ajlouni R.2004, Rajagopal R, Padmanabban S, Gnanamani J. 2004, Cacciafesta V, Sfondrini MF; Baluga L, Scribante A, Klersy C.2003, Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. 2001)

Linden ve ark. 2000 yılında yaptıkları deneyler ile kullanılan değişik çözeltilerin saklanan dişlerin mine yüzey renklerinde az miktarlarda değişikliklerin oluştuğunu gözlemlemiştir (Linden LA. 2000)

Siverstone ise yine 2000 senesinde saklama prosedürleri anında kullanılması düşünülen ürünlerden, formaldehitden kaçınılması gerektiğine değinmiştir. Bunun sebebi formaldehitin sahip olduğu güçlü bir asidik yapının diş mine yüzey dokularına istenilmeyen yönlere etkiler yapmasıdır (Silverstone L. 2000)

Bizim çalışmamızda bir gün içerisinde toplanan örnekler en fazla 6 ay içerisinde kullanılması planlandığı için %0.1 lik timol çözeltisinde +4 derece de saklanmıştır. Çalışmamızda timolün güçlü antiseptik özelliği, örnek sayısının fazla olması ve çok fazla benzer in-vitro çalışmada kullanılmış olmasından dolayı tercih edilmiştir.

Braketlerin bonding prosedürleri ile diş mine yüzey bozulmalarını inceleyen deneylerde dişler, kullanılacak olan test makinelerine adaptasyon amaçlı epoksi rezinlere, alçı ve akrilik gibi malzemeler içine yerleştirilmişlerdir (Eminkahyagil N, Korkmaz Y, Gokalp S, Baseren M. 2005, Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman AI. 2003, Sayınsu K, Isik F, Sezen S, Aydemir B. 2006).

Bizim çalışmamızda örneklerin test cihazları aktarımı sırasında kolaylık sağlayıp sağlamayacakları önceden değerlendirilmiş ve de sadece sıyırma koparma testi sırasında silikon bir kılıftan destek alınmıştır. Örneklerin, boyunun kısaltılması ya da gereksiz basınçlara maruz kalması sonucunda mine yüzeyinde mikro çatlakların oluşma riskine bağlı olarak, örneklerimize herhangi bir materyale gömme işlemi yapılmamıştır.

Braketlerin yapıştırılmadan önceki diş mine yüzeyi için yapılan işlemlerde, asitle pürüzlendirme öncesinde yapıştırıcı ajanların, yapışma kapasitelerinin istenilen düzeyde meydana getirilebilmesi için dişlerin mine yüzeylerindeki olabilecek organik debrislerin temizlenmesinin sağlanması ve yapılan zemin hazırlığı için sıklıkla yavaş devirli mikromotor ucuna takılan kıl ya da lastik fırçalar ile flor ve yağ içermeyen cila malzemeleri ile sağlanabilmektedir (Al Shamsi AH, Cunningham JL, Lamey PJ, Lynch E. 2007, Eminkahyagil N, Korkmaz Y, Gokalp S, Baseren M. 2005).

Pus ve Way yapmış oldukları deneyde, braket yapıştırma ve yeniden yapıştırma prosedürlerinin ardından diş mine yüzeylerindeki mine bozulmalarını değerlendirmişlerdir. Polisaj fırçaları ile ponza uygulaması 10.7 um, polisaj lastikleri ile ponza yapılması 5 um derinliğinde diş minesinin azaldığını gözlemlemiştir. Daha başka bir deneyde ise çok defa yapıştırma ve söküm işlemleri yapılmış mine dokularında polisaj fırçaları ile ponza uygulanmasında 14.38 um, polisaj lastiği ile ponza uygulamaların ardından 6.90 um kalınlığında bir diş mine yapısının eksildiğini bulmuşlardır (Thompson RE, Way DC. 1981).

Bizim çalışmamızda mine yüzeyinin topografisinin orijinalliğinin korunması ve sadece yöntemlerin karşılaştırılabilmesi için in-vitro sistemler dolayısıyla en az derece de etkilenmesi istediğimizden organik atık uzaklaştırma işlemi sadece lastik fırça kullanılarak düşük devirli mikro motor ile yapılmıştır.

Braket yapıştırması uygulamalarından önce braketlerin diş mine yüzeylerine optimum oranda tutuculuk için yapışması mine yüzeyinin pürüzlendirilmiş olmasına bağlıdır. Bu nedenle diş mine yüzeyinde farklı uygulamalar ile mine yüzeyinde poroziteli alanlar sağlanmıştır (Buonocore MG.1955, Kramer PF, Zelante F, Lorenzetti Simionato M.1993, Retief DH. 1970)

İn-vitro ve in-vivo deneylerinde en çok tercih edilen uygulama ortofosforik asit kullanımı olduğu görülmüştür (Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ.1968).

Yapılan deneylerde %30-40 lık miktarlarda içerik özellikleri gösteren ortofosforik asit çeşitlerinin uygulaması ile braket ve mine yüzeyi arasında optimum miktarlarda tutuculuk meydana geldiğini belirtmişlerdir. Ortodonti pratiğinde ve kliniklerde en çok tercih edilen uygulamalar olarak bilinmektedirler (Fritz UB, Diedrich P, Finger WJ. 2001, Hannig M, Reinhardt K, Bott B. 2000).

Asitle pürüzlendirme uygulamaları için 30 ve 60 saniye aralığında uygulama sürelerinin yeterli bulunduğu fakat bir dakikayı aşan uygulamalarda mine dokularında istenmeyen bozulmaların meydana geldiği bulunmuştur. Bunun yanında 15 saniyeye kadar olan asitlemelerinde de istenilen yeterli miktardaki tutunma kuvvetlerinin meydana geldiğini ama yine de 30 saniyelik asitlemelerin istenilen MPa güçlerinin oluşturabildiğini kanıtlamışlardır (Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR.1997, Osorio R, Toledano M, Garcia-Godoy F. 1999, Carstensen W. 1995).

Çalışmamızda ise optimum bağlanma kuvvetini oluşturması ve de daha fazla mine hasarına yol açmadığından, klinik pratiğinde de en fazla kullanılan yöntem olan %35 lik ortofosforik asit (3M scotchbond) yardımı ile prospektüsüne uyarak 30 saniyelik asit uygulaması yapılmıştır.

Ortofosforik asit uygulaması yapılmış ve pürüzlendirilmiş diş mine yüzeyinin yağ kullanılmamış hava su spreyi ile oldukça fazla olacak şekilde su ile yıkanması önemlidir. Diş minesinin yüzeyinin fazlaca su ile temizlenmesinin sonrasında mine dokusunun nemsiz hale getirilmesi ve yapıştırma ajanlarına sahip su istemeyen rezin monomer ile oluşan bir primering işlemleri uygulanmıştır. Elde edilen deney sonuçlarına göre primering işlemleri bağlanma güçleri üzerine tamamen etkili olmadığı ek olarak primerin uygulanmasının faydaları ile ilgili çalışmalar yapılmıştır (O'Brien K, Watts D, Read M.1991, Ireland AJ, Knight H, Sherriff M. 2003).

Yine de uygulamalarında zorluk olmaması ve bağlanma kuvvetlerini istenmeyen şekilde etkilememesi dolayısıyla deneylerin neredeyse hemen hemen tamamında kullanılmıştır. Birçok yazar primer kullanım uygulamaları üzerine birden fazla deney yapmıştır. Bazı yazarlar ise 10-20 saniyelik ışın cihazı kullanımı ile yapıştırıcı uygulamış, yine farklı yazarlarda herhangi bir ışın cihazı kullanmadan yapıştırma yapmışlardır (Arnold RW, Combe EC, Warford JH. 2002, Kim S-S, Park W-K, Son W-S, Ahn H-S, Ro J-H, Kim Y-D. 2007, Bishara SE, VonWald L, Zamtua J. 1998, Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. 2002).

Çalışmamızda ise asitlemenin ardında ince bir tabaka halinde primer (3M™ Transbond™ XT Primer) uygulanmış ve LED ışık kaynağı VALO Ortho Cordless (Ultradent Products. Inc.) ile önerilen şekilde, klinik pratiklere de uygun olarak Xtra Power Mod da 3 sn. ışınlama yapılmıştır (3200mv/cm²).

Braketlerin direkt yapıştırma yöntemleri ile yapıştırıldığı ortodonti pratiğinde çoğunlukla kullanılan bütün yapıştırıcılar akrilat ve diakrilat reçine esaslı olmak üzere 2 grup altında toplanmaktadır. Diakrilat reçinelerin BisGMA esaslı oldukları ve BisGMA esaslı reçinelerin akrilat reçinelere göre daha fazla kullanım yaygınlığı gözlemlenmektedir. Bunun sebebi yüksek bağlanma kapasiteleri, sertleşme sırasında arzu edilmeyen bozulmaların olmaması ve daha az su salıvermeleri ortodonti pratiğinde daha çok tercih edilmelerine sebep olmuştur.

Yapıştırma ürünlerinin içerikleri yıllardır sürekli yenilenmektedir. İçeriğinde florlu ya da floursuz versiyonlarının bulunması, dışarıdan bir ışığa gereksinimi kalmayan otopolimerizasyonlu türleri de bulunmaktadır. Ancak günümüzde çoğunlukla ortodonti pratiğinde, görünür ışıklar ile yapıştırıcı sertleşmesine izin veren yapıştırıcı ürünler ilk sıralardadır. Çalışma zamanlarının yeterli uzunlukta olması ve de polimerizasyon zamanının günümüzdeki uygulamalarda 2-3 saniyelere kadar indirilmesi ile ortodonti pratiğinde sağladığı rahatlıklar artmıştır (Chamda RA, Stein E.1996, Read MJF. 1984, Millet DT, Hallgreen A, Cattanach D, McFadzean R, Pattison J, Robertson 1998, Tavas MA, Watts DC. 1978).

İşinla polimerize olan yapıştırıcı ürünleri, kimyasal olarak polimerize olan yapıştırıcı ürünlere göre ortodontiste daha iyi süreli çalışma ve uygulama süresi tanınması, braket konumlandırılmalarının optimum oranda uygun şekilde sağlanabilmesi, braket yapıştırma prosedürleri esnasında olası bir hareketlenme ve pozisyon değişikliğine maruz kalmasının engellenebilmesi, yapıştırıcı sertleşmesinin ardından iç bükülmelerinin azalması, braket yapıştırılmasının ardından ortodonti tedavisi tellerinin hemen uygulanabilmesi ve de adeziv fazlalıklarının daha kolay uzaklaştırılabilmesi gibi birçok faydalara sahiptir (Bishara SE, VonWald L, Zamtua 1998, Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. 2001, Owens SE, Miller BH. 2000, Oesterle LJ, Shellart WC, Belanger GK. 1998).

Çalışmamızda birinci gruplara bonding işlemi uygulandıktan sonra, termal siklusla yaşlandırma uygulanmıştır. 5000 siklus sonrası de-bonding yapıp ikinci bondingler yapılmıştır. Her iki uygulamada da ışıkla sertleşen (3M™ Transbond™ XT Light Cure Paste Adhesive) (Transbond™ PLUS Color Change Adhesive) kompozitler kullanılmıştır.

Yapılan braketli ortodontik uygulamalarında, hesaplanan güçleri diş aktaran araçlar braketler, teller ve ligatürlerdir. Direkt yapıştırmalar ile kullanılan braket sistemleri ortaya çıkmadan önce, bantlı ve tüm diş yüzeyini saran braketler bulunmaktaydı. Ancak asitlemenin ve yapıştırma sistemlerinin geliştirilmesiyle braket tutuculuk oranları artmaya başlamış ve de braketlerin tutunmak için daha büyük yüzeylere ihtiyaçları kalmamıştı. Küçülen braket sistemleri metal, plastik ve seramik gibi birçok materyal yardımı ile ve de farklı formlarda üretilmeye başlamıştı. Ancak tercihler, dayanıklılık, hijyen ve ekonomik olmaları sebebiyle klinik pratiğinde tercih büyük oranda metal braket sistemlerinden yana olmuştur. Bu çalışmamızda da 0.022

inç slotlu standart santral braketleri (AO American Orthodontics Washington Avenue) kullanılmıştır.

Ağız ortamlarını örnekleyen deneylerde sıcaklık ve Ph hareketliliğini de örnekleyebilen termal siklus cihazları kullanılmaktadır. Ağız içerisinde günlük alınan besinler sırasındaki sıcaklıkları oldukça değişebilir. Bir dondurma -4 derece olabilirken, sıcak bir kahve ya da çay 60 derecelere yaklaşabilir (Şengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçioğlu F, Özer F. 2005).

Ağız dışı çalışmalarda örnek ortam amaçlayan termal siklus cihazları, uzun dönemlerde yapılacak çalışmaların ağız ortamını kısa sürelerle düşürürler, istenilen sıcaklık aralıklarını da ayarlayıp sıcaklıklar konusunda farklı bilgiler ile destek olabilirler (Jang K, Chung D, Shin D, Garcia-Godoy F. 2000, Von Fraunhofer J, Adachi E, Barnes D, Romberg E. 2000).

Ağız dışında yapılan deneylerde kullanılan dental materyal çalışmaları çoğunlukla 5°C-50°C arasında değişen termal siklus cihazı kullanılarak yapılmıştır (Consani S, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L, Leite RSB, Bortoletto 2012).

Aynı yapılacak termal siklus miktarı ile ilgili olarak 10.000 adet siklusun ağız ortamı ile karşılaştırdığımızda 1 yıllık bir bekleme süresine denk geldiği düşünülmektedir (Gale M, Darvell B. 1999).

Bu çalışmamızda örneklerimize iki ayrı yaşlandırma amaçlı olarak 5000 siklusluk 2 uygulama yapılmıştır. Bu sayede 6+6 aylık uygulamaya denk getirilmeye çalışılmıştır.

Ağız dışında yapılan çalışmaların neredeyse tamamında örnekler test cihazlarına yerleştirilirken belli standartlara ve sabitleyebilme işleyişlerine uyabilmek için metil metakrilat yada silikonize plastik kalıplara alınmıştır (Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Jakobsen JR. 2000, Dorminey JC, Dunn WJ, Taloumis L2003, Evans LJ, Peters C, Flickinger C, Taloumis L, Dunn W. 2002).

Çalışmalardaki bu uygulama dişlerin deney ve test cihazlarına yerleştirilirken kolaylık sağlamasından dolayı, çalışmamızda sadece sıyırma kopma testi uygulamasında sabit durabilmeleri için diş mine dokusuna zarar vermeyen istenildiğinde çıkartılabilen bir kılıfa yerleştirilmiştir. Bu işlem ile diş mine dokusu üzerinde etki yaratacak herhangi bir ihtimalin önüne geçilmiştir.

Sıyırma ve kopma deneylerinden, braketin diş yüzeyinden ayrıldığı ve normal kopmayı taklit edebilme yakınlığından ötürü sıyırma kuvvetleri uygulayan deney cihazları tercih edilmiştir (Arnold RW, Combe EC, Warford JH. 2002, Owens SE, Miller BH. 2000, Bounocore MG. 1955, Tan LS, Kew KKK, Toh SL.1997, Lindauer SJ, Browning H, Shroff B, Marshall F, Anderson RHB, Monn PC.1997).

Çalışmamızda ise öncelikli olarak yüzey pürüzlüğü ve aşınan madde miktarları karşılaştırılacağı için sadece sıyırma kuvvetleri uygulanarak, in-vivo olarak kopma taklidi yapılmaya çalışılmıştır.

Braketlerin dış mine yüzeyinden alınmasının sonra artık olarak kalan yapıştırma fazlalıklarının temizlenmesi ile alakalı olarak daha önce çalışılmış birçok deney olmuştur. Yapılmış deneylerde fazla olan kompozit artığının uzaklaştırma işlemi bir hekim tarafından yapılabildiği gibi ayrıca sadece bu iş için geliştirilmiş makinelerden de yardım alınabilmektedir (Mohebi S, Shafiee H-A, Ameli N. 2017, Yetkiner E. 2009, Campbell PM. 1995, Goel A, Singh A, Gupta T, Gambhir R-S.2017, Mhatre AC, Tandur AP, Reddy SS, Karunakara B, Baswaraj H.2015).

Biz çalışmamızda debonding sırasında kalan adeziv temizleme işlemlerimizi aynı birey tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu yapıştırma artıkları temizlenirken, mümkün olan en az zarar ile dış yüzeyinin geri döndürülmesi amaçlanmıştır.

Sabit ortodontik tedavilerde yapıştırılmış braketler tedavi bitiminde, dış yüzeyine bağlı olan braket ve ataşmanlarla beraber çıkartılması gerekmektedir. Yüzeyin tekrardan eski doğal haline gelebilmesi için yapılacak yöntemler ile ilgili olarak klinik pratiklerinde farklı bıçak sayılarına sahip birçok tungsten karpit frez çeşitleri kullanılmıştır (Eminkahyagil N, Arman A, Çetinşahin A, Karabulut E.2006, Ulusoy C. 2009, Tecco S, Tetè S, D'attilio M, Festa F. 2008).

Aynı zamanda yapılan deneylerde sıklıkla kullanılan tungsten karpit frezlerin, kullanılmış devir sayıları ile ilgili birçok deney olduğunu bilmekteyiz. Karpit frezlerin devir sayısı olarak 30000 rpm in üstünde kullanılması, klinikte hasta başı sürelerini azaltsa da mine yüzey bozulmalarının istenilmeyecek kadar çok olduğu görülmüştür (Ireland A, Hosein I, Sherriff M.2005, Campbell PM. 1995).

Tungsten karpit frezler kullanılarak yapılan deneyde 20.000 rpm devir olarak belirlenmesinin nedeni mine yüzey hasarının en az olabildiği ve en iyi temizlenme memnuniyetinin sağlandığı da belirtilmiştir (Sigilião LCF, Markezan M, Elias CN, Ruellas AC, Sant'Anna EF. 2015, Bonetti A, Cervi M, Tomei F, Marchini M, Ortolani F, Manno M.2011).

Bu çalışmada da hem klinik kolaylıkları hem de mine yüzey hasarının en az olduğu gerekçesiyle, tungsten karpit frezler mikro-motor a takılarak 20.000rpm devirde, dış mine yüzey temizlikleri yapılmıştır.

Ortodonti klinik pratiğinde, mine yüzeyinden kopan braketlerin tekrardan kazanılması ve re-bondunun gerçekleşebilmesi için braketin yapışan yüzeyinde artık yapıştırıcı adezivlerinin temizlenmesi gerekmektedir. Braketlerin tekrardan kullanılabilmesi için birçok teknik vardır. Yapılacak bu temizliğin sağlanabilmesi için kullanılan bir yöntem de kumlama yöntemidir. Kumlama işlemleri için işlem görmüş dış mine yüzeyine 0.1 mikrondan 500 mikrona kadar büyüklükte olan alüminyum oksit tozlarının, basınçlı bir şekilde (80-100psi) püskürtülmesi ile sağlanır (Eminkahyagil N, Arman A, Çetin Şahin A, Karabulut E.2002, Krell KV, Courey JM, Bishara SE. 1993, Kim SS, Park WK, Ahn HS, Ro JH, Kim YD.).

Deneylerin birçoğunda kumlama için istenilen parçacık büyüklüklerinin 50 mikron olan alüminyum oksit tozlarının tercih edildiği bildirilmiştir (Kim SS, Park WK, Ahn HS, Ro JH, Kim YD. 2007, Reisner KR, Levitt HL, Mante F. 1997, Canay Ş, Kocadereli İ, Akça E. 2000).

Yapılan bazı deneylerde 90 mikron büyüklüğünde alüminyum oksit tozları, bazı deneylerde ise 110 mikron büyüklüğünde alüminyum oksit tozları kullanılmış, bazılarında ise her ikisi de kullanıldığı görülmüştür (Arıcı S, Türk T, Özer M. 1999, Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR.1997).

Bizim çalışmamızda, braket yapıştırma yüzeyinin temizlenmesi için 50 mikron büyüklüğünde alüminyum oksit tozu içeren kuşlama materyalleri kullanılmıştır.

5.2 Bulguların Tartışılması

Çalışmamızda deneyde kullanılan tüm gruplar aralarında anlamlı düzeyde farklılıkları içermiştir. Alan değerlendirmeleri yapıldığında FN1, FN2E, FN2Y, FP1, FP2E ve FP2Y gruplarının kendi aralarında ve tüm gruplar içindeki değerleri için (F:25,96; $p<0,05$) anlamlı bulunan fark geniş etki düzeyindedir (Kısmi eta kare :0,82).

Florsuz grubun (FN1, FN2E, FN2Y) kontrol grubuna göre daha fazla yüzey bozunumuna sahip olduğu görüldüğünün yanında, florlu gruba göre (FP1, FP2E ve FP2Y) yine daha fazla yüzey bozulması etkisine sahiptir.

Florsuz yapıştırma materyeli ile ilk seferde sökülen braketten sonra, ikinci defa tekrar yeni braket yapıştırılan FN-2Y grubunda, braketler çıkartılması ile dişlerin yüzey alanlarına ait görüntülerde ve x4000 büyütmede çekilen fotoğraflar üzerinde gerçekleştirilen alan ölçümlerinde, kontrol grubuna göre anlamlı derecede azalma gözlemlenmiştir. ($p<0.0001$). Bu gruptaki alan kaybı, diğer deney gruplarına göre en fazla alan kaybı görülen gruptu. Ayrıca bu grupta meydana gelen kayıp, hem FP-1 ($p=0,0156$) hem de FP-2E ($p=0,0484$) grubuna göre de istatistiksel olarak anlamlı derecede fazlaydı.

Flor içeren yapıştırma materyeli ile ilk seferde sökülen braketten sonra, ikinci defa tekrar yeni braket yapıştırılan FP-2Y grubunda, braketlerin çıkartılması ile dişlerin yüzey alanlarına ait görüntülerde ve x4000 büyütmede çekilen fotoğraflar üzerinde gerçekleştirilen alan ölçümlerinde, kontrol grubuna göre anlamlı derecede azalma gözlemlendi ($p<0.0001$). Bu gruptaki alan kaybı, FN-2Y grubundan sonra diğer deney gruplarına göre en fazla alan kaybı görülen gruptu.

Yaptığımız çalışmanın neticesinde diş hekimliğinde ve modern ortodonti de kullanılan güncel yöntemler sayesinde diş mine yüzeylerinin değerlendirilmesinde katkısı olduğunu düşünmekteyiz. Kullanılan her grubun işlemler sonucunda kendi içinde ve tüm gruplar arasında karşılaştırdığımızda diş mine yüzeylerinin hepsinde bozulmalar görmekteyiz. Çalışmamızda seçilen dişin yapı ve şekline bağlı olarak her dişin kendi içinde değerlendirilebilmesi de karşılaştırma değerleri için ek bir fayda olarak görülmektedir (Tablo 4.4).

Bizim çalışmamızın sonuçları literatürdeki flor içeren ve flor içermeyen yapıştırma ürünleri ile yapılan başka deneyler ilişkilendirilmiştir. Ancak braketler diş yüzeyinden alındıktan sonra yüzey incelemeleri ile alakalı olarak yapılan deneylerde kullanılmış dişlerin özellikler, bekletme ortamları, kullanılan asit tipi ve uygulama

süresi, yapıştırıcı tipi, braket seçimi, tercih edilen ışık cihazı tipi ve ışıklandırma süresi, termal döngü uygulanıp uygulanmadığı ve uygulama şartları, sıyırma kuvvetinin uygulandığı açı ve hız, geride kalan yapıştırıcının ele alındığı indeks gibi pek çok etkende standardizasyon sağlanamaması sağlıklı bir karşılaştırma yapmayı zorlaştırmıştır.

Yapılan deneylerde florlu veya florsuz yapıştırma ajanları kullanılarak yapılan yapıştırma sonucunda bağlanma dirençlerinin etkisinin değişmediği öne sürülmüştür (Tuncer C, Tuncer BB, Ulusoy C.2009) (Korbmacher HM, Huck L, Kahl-Nieke B.2006). Çalışmamızda hem termal döngü uygulanmıştır hem de braket kopma işlemlerinden sonra mine yüzeyinin sadece bir kişi tarafından aynı alet ve ortamlarda yapılmıştır. Yine de florlu ve florsuz uygulama yapılan diş minelerinin arasında, florsuz grupta daha fazla mine hasarı görülmektedir (Tablo 4.2.)

Yapılan deneylerde kumlama işlemi kullanılmış yöntemlerde atık temizlikleri sonrası yeniden kazanılan braketlerin bağlanma dirençlerinin, yeni braketlerle farkı görülmemiş olsa da çalışmamızda mine yüzey hasarı açısından değerlendirildiğinde kullanılmış braketlerin etkisi daha az olarak bulunmuştur (Sonis A.L. 1996)

İlk braket yapıştırılma işlemleri sonrası kopan ya da braket ve bantların mine yüzey temizliklerinin yapılması ardından yeniden yapıştırıldıklarında diş mine yüzey dokusuna etkileri florsuz yapıştırma ajanlarında daha fazla olduğu görülmüştür. Koparılma kuvvetleri sabit kalarak yapılan ayırma işlemleri sonrası yüzey temizleme teknikleri bir çok çalışma ile uyumludur (Campbell PM. 1995), (Brantley WA, Eliades T. 200), (Burapavong V, Marshall GW, Apfel DA, Perry HT. 1978). Ancak çalışmaların değerlendirilmelerinde SEM görüntüleri ile Image-J programları kullanılmamıştır.

5.3. Sonuç ve Öneriler

1. Grupların kendi arası ve de her grupta karşılaştırma yapıldığında işlemler sonrasında artıkların, alışılmış ve en çok kullanılan klinik temizleme prosedürleri sonrasında cilalama işlemlerinin yapılmış olmasına rağmen mine yüzey bozulmaları konusunda anlamlı farklılıklar bulunmuştur. ($p<0.0001$)
2. Gruplardan en fazla yüzey pürüzlülüğüne ve doku bozulmasına sebep olan grup florsuz ikinci kez yeni olarak kullanılan braketlerin kullanıldığı grupta yapıştırma sonrası oluşmuştur.
3. Grupların kendi içinde florsuz olanların doku bozulmasının daha fazla olduğu görülmüş ve tüm grup içerisinde ikinci yapıştırmalar hep daha fazla doku bozulmasına sebep olduğu görülmüştür.
4. Florlu olan gruplar içinde en fazla yüzey pürüzlülüğü ve doku bozulması yine ikinci kez yeni yapıştırılan braketlerden oluşan gruplarda olmuştur.
5. Defalarca farklı ajanlar kullanılsa da yapılan tüm yapıştırmalar diş mine dokusunda bozulmalara mutlaka sebep olmuştur. Ortodonti pratiğinde yapılan tekrardan braketleme işlemlerinin her seferde diş mine dokusunun daha fazla bozulduğunu kanıtlayan in-vitro çalışmamızda, braket pozisyonlandırma hatalarının sonuçlarına dikkat çekmeye çalışılmıştır.
5. Çalışmamızın ağız için bir ortamda yapılamıyor olmasından kaynaklı sınırlarımız incelenerek, bu ve benzeri mine yüzeyini inceleyen deneylerin etkinliğinin çalışmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.

7. KAYNAKÇA

Adanir N, Türkkahraman H, Güngör AY. Effects of fluorosis and bleaching on shear bond strengths of orthodontic brackets. *Eur J Dent* 2007;1(4):230-235.

Albaladejo A, Montero J, Gomez de Diego R, López-Valverde A. Effect of adhesive application prior to bracket bonding with flowable composites. *The Angle orthodontist*. 2011;81(4):716-20.

Al Shamsi, A.H., Cunningham, JL., Lamey, P.J, Lynch, E. Three-Dimensional Measurement of Residual Adhesive and Enamel Loss on Teeth After Debonding of Orthodontic Brackets: an In-Vitro Study, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131: 9-301.

Arıcı S, Türk T, Özer M. Kopmuş braketlerin kuşlama ile yeniden kullanıma 120 hazırlanmasının yapışma kuvvetlerine olan etkileri: Bir in-vitro çalışma. *Türk Ortodonti Dergisi* 1999;12(1):28-35.

Arnold RW, Combe EC, Warford JH. Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2002; 122(3):274-276. 96

Arnold RW, Combe EC, Warford JH. Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self etching primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002; 122: 274-6.

Avery JK (2002). *Oral development and histology*. 3rd ed. (Ed: Steele Pauline F). Thieme, USA, 153-172)

Bisaz S, Russell RG, Fleisch H (1968) Isolation of inorganic pyrophosphate from bovine and human teeth. *Arch Oral Biol* 13, 683-696.

Berradja A, Bratu F, Benea L, Willems G, Celis JP. Effect of sliding wear on tribocorrosion behaviour of stainless steels in a Ringer's solution. *Wear* 2006;261(9):987-993.

Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *The Angle orthodontist*. 2006;76(1):123-6.

Burgess AM, Sherriff M, Ireland AJ. Self-etching primers: is prophylactic pumicing necessary? A randomized clinical trial. *The Angle orthodontist*. 2006;76(1):114-8.

Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *The Angle orthodontist*. 2006;76(1):123-6.

Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon J, Warren J. Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*. 2002;72(5):464-7.

Bishara SE, Olsen ME, VonWald L, Jakobsen JR. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1999;116(1):86-92.

Brantley WA, Eliades T. *Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects*. Thieme Stuttgart-New York 2001; 104-123.

Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of using a new cyanoacrylate adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2001; 71:466-69.

Björn U Z. Bonding In Orthodontics. In Graber T.M. And Vanarsdall R. L. *Current Principles And Techniques*. 1994;2nd Ed.:542-626.

Bishara SE, Chan D, Abadir EA. The effect on the bonding strength of orthodontic brackets of fluoride application after etching. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*.;95(3);259- 60,1989

Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a fluoride-releasing selfetch acidic primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2002; 72:199-202. 110

Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ: Effect of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2002;72: 464-467.

Bishara SE, Laffoon JF, VonWald L, Warren JJ. Effect of time on the shear bond strength of cyanoacrylate and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002; 121:297-300.

Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Denehy G. The effect of saliva contamination on shear bond strength of orthodontic brackets when using a selfetching primer. *Angle Orthod* 2002; 72:554-557.

Bishara SE, Soliman MMA, Oonsombat C, Laffoon JF, Ajlouni R. The effect of variation in mesh-base design on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2004;74:400-404.

Bishara SE, VonWald L, Zamtua J. Effects of different types of light guides on shear bond strength. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 1998; 114(4):447- 451.

Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a fluoride-releasing self-etch acidic primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle orthodontist* 2002; 72(3):199-202.

Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Jakobsen JR. Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin- reinforced glass ionomer adhesive. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2000; 118:288-94.

Bishara SE, VonWald L, Zamtua J. Effects of different types of light guides on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1998; 113:447-51.

Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a self-etch Primer /adhesive on the shear bond strength orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001;119(6):621-4.

Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman AI. Effect of self-etching primers on bond strength—are they reliable? *The Angle orthodontist* 2003; 73(1):64-70.

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34(6):849-853.

Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Archives of oral biology* 1968; 13(1):61-70.

Burapavong V, Marshall GW, Apfel DA Perry HT. 1978. Enamel surface characteristics on removal of bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod*, 74: 176–187.

Bonetti A, Cervi M, Tomei F, Marchini M, Ortolani F, Manno M. Ultrastructural evaluation of human metaphase II oocytes after vitrification: closed versus open devices. *Fertility and sterility* 2011; 95(3):928-935

Camargo CH, Bernardineli N, Valera MC de Carvalho CA, de Oliveira LD, Menezes MM, Afonso SE, Mancini MN (2006) Vehicle influence on calcium hydroxide pastes diffusion in human and bovine teeth. *Dent Traumatol* 22, 302-306.

Campoy MD, Vicente A, Bravo LA. Effect of saliva contamination on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a self-etching primer. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(5):865-9.

Chamda RA, Stein E. Time- related bond strengths of light-cured and chemically cured bonding systems: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996; 110: 378- 82.

Cacciafesta V, Sfondrini MF; Baluga L, Scribante A, Klersy C. Use of a self- etching primer in combination with a resin-modified glass ionomer: Effect of water and saliva contamination on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003;124:420-6.

Campbell PM. Enamel surfaces after orthodontic bracket debonding. *Angle Orthod* 1995; 65:103-10. 36.

Carstensen W. Effect of reduction of phosphoric acid concentration on the shear bond strength of brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1995; 108(3):274-277.

Consani S, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L, Leite RSB, Bortoletto KJ. An alternative method for thermal cycling test: effect on the marginal microleakage and bond strength of dental polymer bonded to dentin. *Materials Research* 2012; 15(6):1045-1049.

Canay Ş, Kocadereli İ, Akça E. The effect of enamel air abrasion on the retention of bonded metallic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2000; 117:15-19.

Davidson CL, Boom G, Arends J (1973) Calcium distribution in human and bovine surface enamel. *Caries Res* 7, 349-359.

Damon PL, Bishara SE, Olsen ME, Jakobsen JR. Effects of fluoride application on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.*;66(1);61-4,1996

Dorminey JC, Dunn WJ, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant and primer technique. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003; 124: 410-3.

Eliades T. Orthodontic materials research and applications:part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131(2):253-262.

Eliades T, Athanasiou AE. In vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. *The Angle Orthodontist*. 2002;72(3):222-37.

Eliades T, Brantley WA. *Orthodontic Applications of Biomaterials: A Clinical Guide*: Woodhead Publishing; 2016.

Eliades T, Gioka C, Eliades G, Makou M. Enamel surface roughness following debonding using two resin grinding methods. *The European Journal of Orthodontics* 2004; 26(3):333- 338.

Eminkahyagil N, Korkmaz Y, Gokalp S, Baseren M. Shear bond strength of orthodontic brackets with newly developed antibacterial self-etch adhesive. *The Angle Orthodontist* 2005; 75(5):843-848.

Evans LJ, Peters C, Flickinger C, Taloumis L, Dunn W. A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various lights sources, light guides and curing times. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002; 121:510-5.

Eminkahyagil N, Arman A, Çetinşahin A, Karabulut E. Effect of resin-removal methods on enamel and shear bond strength of rebonded brackets. *The Angle orthodontist* 2006; 76(2):314-321.

Feagin F, Koulourides T, Pigman W (1969) The characterization of enamel surface demineralization, remineralization, and associated hardness changes in human and bovine material. *Arch Oral Biol* 14, 1407-1417.

Fincham AG (1980) Changing amino acid profiles of developing dental enamel in individual human teeth and the comparison of the protein matrix of developing human and bovine enamel. *Arch Oral Biol* 25, 669-674.

Fincham AG, Belcourt AB, Lyaruu DM, Termine JD (1982) Comparative protein biochemistry of developing dental enamel matrix from five mammalian species. *Calcif Tissue Int* 34, 182-189.

Fonseca RB, Haiter-Neto F, Carlo HL, Soares CJ, Sinhoreti MA, Puppini-Rontani RM, CorrerSobrinho L (2008) Radiodensity and hardness of enamel and dentin of human and bovine teeth, varying bovine teeth age. *Arch Oral Biol* 53, 1023- 1029

Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106(3):265-272.

Faria-Júnior ÉM, et al. In-vivo evaluation of the surface roughness and morphology of enamel after bracket removal and polishing by different techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2015. PMID: 25726399 Clinical Trial

Flores DA Choi LK, Caruso JM, Tomlinson JL, Scott GE, Jeiroudi MT. Deformation of metal brackets: a comparative study. *Angle Orthod* 1994;64(4):283-290.

Fitzgerald I, Bradley GT, Bosio JA, Hefti AF, Berzins DW. Bonding with selfetching primers—pumice or pre-etch? An in vitro study. *The European Journal of Orthodontics*. 2011;34(2):257-61.

Field J, Waterhouse P, German M. Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *Journal of dentistry* 2010; 38(3):182-190.

Fritz UB, Diedrich P, Finger WJ. Self-etching primers-an alternative to the conventional acid etch technique? *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie* 2001; 62(3):238-245.

Gwinnett A. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Archives of Oral Biology*. 1971;16(7):731- IN15.

Gwinnett AJ, Buonocore MG, Sheykhoslam Z (1972) Effect of fluoride on etched human and bovine tooth enamel surfaces as demonstrated by scanning electron microscopy. *Arch Oral Biol* 17, 271-278.

Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KW, Huang GJ. *Orthodontics: current principles and techniques*: 6th ed.: Elsevier Health Sciences; 2016

Gange PA. Orthodontic Bonding. In Needham Press I. *Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. WL MAaB, editor2001. 169-87 p. 79

Gange PA. Orthodontic Bonding. In Needham Press I. *Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. WL MAaB, editor2001. 169-87.

Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry* 1999; 27(2):89-99

Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, et al. Self-etch adhesive systems: a literature review. *Brazilian dental journal*. 2015;26(1):3-10.

Goel A, Singh A, Gupta T, Gambhir R-S. 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* 2017; 9(5):e608. 173.

Hannig M, Reinhardt K, Bott B. Self-etching primer versus phosphoric acid: An alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2000; 12(2):114.

Haddad ACSS, Tortamano A, Souza ALd, Oliveira PVd. An in vitro comparison of nickel and chromium release from brackets. *Brazilian oral research*. 2009;23(4):399-406.

Hamula DW, Hamula W, Sernetz F. Pure titanium orthodontic brackets. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 1996;30(3):140-4.

Iijima M, Ito S, Yuasa T, Muguruma T, Saito T, Mizoguchi I. Bond strength comparison and scanning electron microscopic evaluation of three orthodontic bonding systems. *Dental materials journal*. 2008;27(3):392-9.

Ireland AJ, Knight H, Sherriff M. An in vivo investigation into bond failure rates with a new self-etching primer system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2003; 124(3):323-326.

Ireland A, Hosein I, Sherriff M. 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* 2005; 27(4):413-419.

Jameson MW, Tidmarsh BG, Hood JA (1994) Effect of storage media on subsequent water loss and regain by human and bovine dentine and on mechanical properties of human dentine in vitro. *Arch Oral Biol* 39, 759-767.

Joseph VP, Rossouw PE. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 97:121-5.

Joseph I, Dale E, Patrick E, David C, Romig A, Charles E, Charles F, Eric L. *Scanning electron microscopy and x-ray microanalysis*. Springer, USA 2003.

Jang K, Chung D, Shin D, Garcia-Godoy F. Effect of eccentric load cycling on microleakage of Class V flowable and packable composite resin restorations. *Operative dentistry* 2000; 26(6):603-608.

Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 1998; 42:613-27.

Khan H. *Orthodontic Brackets Selection, Placement and Debonding* 2015.

Kusy RP, Whitley JQ. Frictional resistances of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps. *The Angle Orthodontist*. 2001;71(5):364-74.

Kramer PF, Zelante F, Lorenzetti Simionato M. The immediate and long-term effects of invasive and noninvasive pit and fissure sealing techniques on the microflora in occlusal fissures of human teeth. *Pediatric dentistry* 1993; 15:108-108.

Korbmacher HM, Huck L, Kahl-Nieke B. Fluoride-releasing adhesive and antimicrobial self-etching primer effects on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.*;76(5);845-50,2006

Kim S-S, Park W-K, Son W-S, Ahn H-S, Ro J-H, Kim Y-D. Enamel surface evaluation after removal of orthodontic composite remnants by intraoral sandblasting: a 3-dimensional surface profilometry study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2007; 132(1):71-76.

Krell KV, Courey JM, Bishara SE. Orthodontic bracket removal using conventional and ultrasonic debonding techniques, enamel loss, and requirements. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1993; 103:258-66.

Kusy RP. Orthodontic biomaterials: from the past to the present. *The Angle Orthodontist*. 2002;72(6):501-12.

Lorena dos Santos Oliveira B, Rosa Costa A, Bortolazzo Correr A, Vinicius Crepaldi M, Sobrinho L, Cesar Bento dos Santos J. Influence of adhesive and bonding material on the bond strength of bracket to bovine tooth. 2018;16(3):1-7.

Linden LA. Microscopic observations of fluid flow through enamel in vitro. *Odontologisk Revy* 1968; 19:349-65. In: Eliades T, Brantley WA. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur J Orthod* 2000; 22(1): 13-23

Lindauer SJ, Browning H, Shroff B, Marshall F, Anderson RHB, Monn PC. Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997; 111: 599-605.

Legler L, Retief D, Bradley E. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;98(2):154-60.

Mellberg JR, Loertscher KL (1973) Fluoride acquisition in vitro by etched enamel from acidulated phosphate-fluoride preparations. *J Dent Res* 52, 447-450.

Michelberger D, Eadie RL, Faulkner MG, Glover KE, Prasad NG, Major PW. The friction and wear patterns of orthodontic brackets and archwires in the dry state. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2000;118(6):662-74.

McNamara JA, Brudon WL, Kokich VG. *Orthodontics and dentofacial orthopedics*: Needham Press; 2001.

McMordie R, King GE. Evaluation of primers used for bonding silicone to denture base material. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989;61(5):636-9.

Millet DT, McCabe JF. Orthodontic bonding with glass ionomer cement- a review. *Eur J Orthod* 1996; 18: 385-399

Millet DT, Hallgreen A, Cattanach D, McFadzean R, Pattison J, Robertson M, Love J. A 5-year clinical review of bond failure with a light-cured resin adhesive. *Angle Orthod* 1998; 68(4): 351-56.

Mohebi S, Shafiee H-A, Ameli N. Evaluation of enamel surface roughness after orthodontic bracket debonding with atomic force microscopy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2017; 151(3):521-527.

Mhatre AC, Tandur AP, Reddy SS, Karunakara B, Baswaraj H. Enamel Surface Evaluation after Removal of Orthodontic Composite Remnants by Intraoral Sandblasting Technique and Carbide Bur Technique: A Three-Dimensional Surface Profilometry and Scanning Electron Microscopic Study. *Journal of international oral health: JIOH* 2015; 7(Suppl 2):34.

Nanci A (2008). *Ten Cate's Oral Histology Development, Structure, and Function*. 7th ed. Mosby Elsevier, St. Louis, USA, 141-191.)

Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. Evaluation of Scotchbond multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997;111:498-501.

Özbilgen Ö. Farklı yapıştırıcı ve braket sistemlerinin sıyırma ve çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarının in vitro olarak karşılaştırılması. Doktora tezi. İstanbul Üniversitesi, İstanbul, 2000.

Øgaard B, Fjeld M. The Enamel Surface and Bonding in Orthodontics. *Seminars in Orthodontics*; 16(1):37-48.

Osorio R, Toledano M, Garcia-Godoy F. Bracket bonding with 15-or 60-second etching and adhesive remaining on enamel after debonding. *The Angle orthodontist* 1999; 69(1):45- 48.

O'Brien K, Watts D, Read M. Light cured direct bonding—is it necessary to use a primer? *The European Journal of Orthodontics* 1991; 13(1):22-26.

Owens SE, Miller BH. A comparison of shear bond strengths of three visible lightcured orthodontic adhesives. *Angle Orthod* 2000; 70: 352-356.

Oesterle LJ, Shellart WC, Belanger GK. The use of a bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1998; 113:514-9.

Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. Comparison of shear bond strength and surface structure between conventional acid-etching and air- abrasion of human enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997; 112:502-6.

Oh KT, Choo SU, Kim KM, Kim KN. A stainless steel bracket for orthodontic application. *Eur J Orthod* 2005;27(3):237- 244.

Øgaard B, Fjeld M, editors. *The enamel surface and bonding in orthodontics*. *Seminars in orthodontics*; 2010: Elsevier

Putt MS, Kleber CJ, Muhler JC (1980) A comparison of the polishing properties of human and bovine enamel. *J Dent Res* 59, 1177.

Perihan O. Titanyum ve Özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2015;25(1).

Patcas R, Eliades T. Enamel alterations due to orthodontic treatment. *Orthodontic Applications of Biomaterials*: Elsevier; 2017. p. 221-39.

Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. *Contemporary orthodontics*:5th edition: Elsevier Health Sciences; 2014.

Patcas R, Zinelis S, Eliades G, Eliades T. Surface and interfacial analysis of sandblasted and acid-etched enamel for bonding orthodontic adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2015;147(4): S64-S75.

Piacentini C, Sfondrini G. A scanning electron microscopy comparison of enamel polishing methods after air-rotor stripping. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 1996; 109(1):57-63.

Pignatta LMB, Duarte Junior S, Santos ECA. Evaluation of enamel surface after bracket debonding and polishing. *Dental Press Journal of Orthodontics* 2012;17(4):77-84

Pashley DH, Tay RF. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives Part II: etching effects on unground enamel. *Dental Mater* 2001; 17:430-444

Platt JA, Guzman A, Zuccari A, Thornburg DW, Rhodes BF, Oshida Y, Moore BK. Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112(1):69-79.

Robinson C, Lowe NR, Weatherell JA (1975) Amino acid composition, distribution and origin of "tuft" protein in human and bovine dental enamel. *Arch Oral Biol* 20, 29-42.

Reeh ES, Douglas WH, Levine MJ (1995) Lubrication of human and bovine enamel compared in an artificial mouth. *Arch Oral Biol* 40, 1063-1072.

Rouleau BD, Grayson WM, Cooley RO. Enamel surface evaluations after clinical treatment and removal of orthodontic brackets. *Am J Orthod* 1982; 81:423-6.

Retief DH, Denys FR. Finishing of enamel surface after debonding of orthodontic attachments. *Angle Orthod* 1979; 49:1-10.

Rouleau BD, Grayson WM, Cooley RO. Enamel surface evaluations after clinical treatment and removal of orthodontic brackets. *Am J Orthod* 1982; 81:423-6.

Retief DH, Denys FR. Finishing of enamel surface after debonding of orthodontic attachments. *Angle Orthod* 1979; 49:1-10.

Ryf S, Flury S, Palaniappan S, Lussi A, Van Meerbeek B, Zimmerli B. Enamel loss and adhesive remnants following bracket removal and various clean-up procedures in vitro. *Eur J Orthod* 2012; 34:25-32.

Rodriguez JM, Curtis RV, Bartlett DW. Surface roughness of impression materials and dental stones scanned by non-contacting laser profilometry. *Dental materials* 2009; 25(4):500-505.

- Reisner KR, Levitt HL, Mante F. Enamel preparation for orthodontic bonding: A comparison between the use of a sandblaster and current techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997; 111:366-73.
- Ryou D-B, Park H-S, Kim K-H, Kwon T-Y. Use of flowable composites for orthodontic bracket bonding. *The Angle Orthodontist*. 2008;78(6):1105-9.
- Rajagopal R, Padmanabban S, Gnanamani J. A comparison of shear bond strength and debonding characteristics of conventional, moisture-insensitive and self-etching primers in-vitro. *Am J Orthop* 2004; 74:264-68.
- Retief DH. The principles of adhesion. *J Dent Assoc S Afr* 1970; 25(9):285-295.
- Read MJF. The bonding of orthodontic attachments using a visible light cured adhesive. *Br J Orthod* 1984; 11:16-20 .
- Rix D, Foley FT, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives: Composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIS. . *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001; 119:36-42.
- Sturdevant JR (2000). *Art and science of operative dentistry*. 4th ed. (Ed: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ). Mosby Elsevier, St Louis,USA, 16-32,65-95.)
- Sunna S, Rock WP. Clinical performance of orthodontic brackets and adhesive systems: A randomized clinical trial. *Br J Orthod* 1998;25(4):283-287.
- Sydney-Zax M, Mayer I, Deutsch D (1991) Carbonate content in developing human and bovine enamel. *J Dent Res* 70, 913-916.
- Spitzer D, Bosch JT (1975) The absorption and scattering of light in bovine and human dental enamel. *Calcif Tissue Res* 17, 129-137.
- Spitzer D, Bosch JJ (1976) The total luminescence of bovine and human dental enamel. *Calcif Tissue Res* 20, 201-208.
- Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH (1994) Tensile properties of mineralized and 281 demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res* 73, 1205-1211.
- Schmalz G, Hiller KA, Nunez LJ, Stoll J, Weis K (2001) Permeability characteristics of bovine and human dentin under different pretreatment conditions. *J Endod* 27, 23-30.
- Soares CJ, Barbosa LM, Santana FR, Soares PB, Mota AS, Silva GR (2010) Fracture strength of composite fixed partial denture using bovine teeth as a substitute for human teeth with or without fiber-reinforcement. *Braz Dent J* 21, 235-240.
- Schaneveldt S, Foley TF. Bond strength comparison of moisture-insensitive primers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002;122(3):267-73.
- Smith RS, Spinelli JA, Tartakow DJ. Phosphoric acid penetration during direct bonding. *American journal of orthodontics*. 1976;70(5):543-50.

Smith R, Bellezza J, Capilouto M, Bradley E, Denys F, Retief D. A clinical study of the composite/bonding resin-tooth interface. *Dental Materials*. 1987;3(4):218-23. 80

Sparrius O, Grossman E. Marginal leakage of composite resin restorations in combination with dentinal and enamel bonding agents. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989;61(6):678-84.

Sezinando A. Looking for the ideal adhesive—a review. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*. 2014;55(4):194-206.

Standardization. 1997. Normalisation Oid. Geometrical Product Specifications (GPS)--Surface Texture: Profile Method--Terms, Definitions and Surface Texture Parameters: International Organization for

Silverstone L. The histopathology of enamel lesions produced in vitro and their relation to enamel caries. Phd Thesis, University of Bristol, UK. In: Eliades T, Brantley WA. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur J Orthod* 2000; 22(1): 13-23.

Sayinsu K, Isik F, Sezen S, Aydemir B. New protective polish effects on shear bond strength of brackets. *The Angle Orthodontist* 2006; 76(2):306-309.

Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. Effects of conventional and high- intensity light-curing on enamel shear bond strength of comosit resin and resin-modified glass-ionomer. *Am J Orthod Dentodac Orthop* 2001; 119:30-5.

Sigilião LCF, Marquezan M, Elias CN, Ruellas AC, Sant'Anna EF. Efficiency of different protocols for enamel clean-up after bracket debonding: an in vitro study. *Dental press journal of orthodontics* 2015; 20(5):78-85.

Stachowiak G, Batchelor AW. *Experimental methods in tribology*: Elsevier. 2004.

Şengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçiöğlü F, Özer F. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. *Acta Odontologica Turcica* 2005; 22(3):163.

Tanaka JL, Medici Filho E, Salgado JA, Salgado MA, Moraes LC, Moraes ME, Castilho JC (2008) Comparative analysis of human and bovine teeth: radiographic density. *Braz Oral Res* 22, 346-351. 48.

Tan LS, Kew KKK, Toh SL. Effects of dietary oil contamination and absence of prophylaxis on orthodontic bonding. *Eur J Orthod* 1997; 19: 109-114.

Theodore Mr, Harald H, Edward S. *Art and science of operative dentistry*. St Louis: Mosby;2002.

Tecco S, Tetè S, D'Attilio M, Festa F. Enamel surface after debracketing of orthodontic brackets bonded with flowable orthodontic composite. A comparison with a traditional orthodontic composite resin. *Minerva Stomatol* 2008; 57(3):81- 94.

Thompson RE, Way DC. Enamel loss due to prophylaxis and multiple bonding/debonding of orthodontic attachments. *American journal of orthodontics* 1981; 79(3):282-2

Tavas MA, Watts DC. Bonding of orthodontic brackets by transillumination of light-activated composite; an in-vitro study. *Br J Orthod* 1978; 6:207-8

Tuncer C, Tuncer BB, Ulusoy C. Effect of fluoride-releasing light-cured resin on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*;135(1);14.e1- 6,2009

Usumez S EN. Adhesives and bonding in orthodontics. In: Nanda R, Kapila S, eds. *Current therapy in orthodontics*. 1st ed St Louis: Mosby. 2010:45–67.

Uysal T, Eldeniz AU, Usumez S, Usumez A. Thermal changes in the pulp chamber during different adhesive clean-up procedures. *Angle Orthod* 2005; 75(2):220-5.

Uçtaslı MB, Arısu HD, Omürlü H, Eligüzeloölu E, Özcan S, Ergun G. The effect of different finishing and polishing systems on the surface roughness of different composite restorative materials. *J Contemp Dent Pract* 2007; 8:89-96.

Ulusoy Ç Comparison of finishing and polishing systems for residual resin removal after debonding. *J Appl Oral Sci.* 2009; 17(3):209-15.

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry-University Of Washington-*. 2003;28(3):215-35.

Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Operative Dentistry*. 2001; 26:119-44.

Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007;28(26):3757-85

Von Fraunhofer J, Adachi E, Barnes D, Romberg E. The effect of tooth preparation on microleakage behavior. *Operative dentistry* 2000; 25(6):526-533.

Yu B, Ahn JS, Lee YK (2009) Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand* 67, 57-64.

Yetkiner E. Farklı ortodontik bonding materyalleri ve debonding tekniklerinin mine yüzeyine etkilerinin incelenmesi Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü İzmir; 2009. 130 p.

Zijp JR, ten Bosch JJ (1991) Angular dependence of HeNe-laser light scattering by bovine and human dentine. *Arch Oral Biol* 36, 283-289.

Zinelis S, Annousaki O, Eliades T, Makou M. Metallographic structure and hardness of titanium orthodontic brackets. *J Orofac Orthop* 2003;64(6):426-433

Zachrisson BU. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *American Journal of Orthodontics*. 1977;71(2):173-89.

Zachrisson BU. Bonding in Orthodontics. In: Graber TM, Vanarsdall RI Jr. Current principles and techniques. Third edition. Mosby. 2000;557-645.

Zachrisson BU, Artun J Enamel surface appearance after various debonding techniques. Am J Orthod 1979; 75:121–137.

Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. The Journal of prosthetic dentistry. 2002;87(4):351-63.

Wang WN, Tarng TH. Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1991;100(3):209-11.



8. EKLER



T.C.
BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
HAYVAN DENEYLERİ YEREL ETİK KURULU
KARAR METNİ

SAYI: 2021/64
KONU: Sn. Dt. Hakan ÜNVER

31.03.2021

Sayın, Dt. Hakan ÜNVER

“Yeniden Braket Yapıştırma İşlemlerinde; Kullanılmış Geri Kazanılmış yada Yeni Braketleri, Florlu ve Florsuz Sistemler Kullanılarak Yapıştırılmasının, Demineralizasyon için Farklılıklarının SEM-EDS Analizi Yardımı ile Değerlendirilmesi” başlıklı projenize ait başvurunuz aşağıda belirtilen Tarım ve Orman Bakanlığının Hayvan Deneyleti Etik Kurulları Çalışma Usul ve Esaslarına Dair Yönetmeliğin 4. Maddesinin d bendinde yer alan deney hayvanı tanımına dahil olmaması sebebi ile HADYEK iznine tabi değildir.

MADDE 4

d) Denei hayvanı: Prosedürlerde kullanılan, serbest yaşayan veya çoğalan larva biçimleri, canlı kafadanbacaklılar ve normal fetal gelişimlerinin son üçte birlik döneminden itibaren memeliler dahil, insan olmayan herhangi bir omurgalı canlıyı ifade eder.

Çalışılacak Hayvanın	Türü	Sayısı

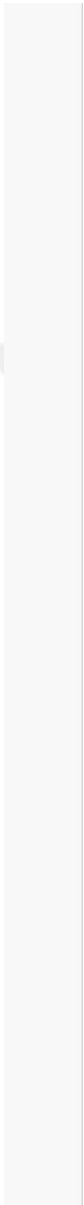
Prof. Dr. Fahri AKBAS Doç. Dr. ElİBOL Doç. Dr. Özgün Yusuf ÖZYILMAZ

Doç. Dr. Remzi DOĞAN Doç. Dr. Ömer Faruk ÖZER Dr. Öğr. Üye. Fatemeh BAHADORİ

Dr. Öğr. Üye. UYSAL Vet. Hek. Mert ÇELİK TEN Üye

Şe

Semra NİSANCI



9.ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Hakan ÜNVER

Doğum Tarihi ve Yeri:

Öğrenim Durumu : Üniversite

<u>Derece</u>	<u>Okul Adı ve Bölümü</u>	<u>Mezuniyet Yılı</u>
	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2006

İş Deneyimi:

<u>Unvan</u>	<u>Görev Yeri</u>	<u>Yıl</u>
Diş Hekimi	İstanbul Okmeydanı Ağız ve Diş Sağlığı Hastanesi	2007-2015
Araş. Gör.	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	2015-2017
Öğr. Gör.	Biruni Üniversitesi	2017-2022

Yayınları:

- 1) Ortodontik Tedavi Planlamasında Gömülü Kanin Dişlerin Pozisyonlarının Dental Volumetrik Tomografi ve Panoramik Röntgen İle Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi (16.Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, Poster Sunumu, 2018)
- 2) Yeniden Braket Yapıştırma İşlemlerinde Braketlerin Florlu ve Florsuz Sistemler kullanılarak yapıştırılmasının, Diş Minesine Etkisinin SEM ile Değerlendirilmesi (26.Ulusal Elektron Mikroskobu Kongresi, Sözlü Sunum,2023)

Ödülleri:

10.İNTİHAL RAPORU

YENİDEN BRAKET YAPIŞTIRMA İŞLEMLERİNDE BRAKETLERİN FLORLU VE FLORSUZ SİSTEMLER KULLANILARAK YAPIŞTIRILMASININ, DİŞ MİNESİNE ETKİSİNİN SEM İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

ORJİNALLIK RAPORU

% 15	% 14	% 8	% 4
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 7
2	mafiadoc.com İnternet Kaynağı	% 1
3	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	www.ultradent.com.tr İnternet Kaynağı	% 1
5	Yassen, Ghaeth H., Jeffrey A. Platt, and Anderson T. Hara. "Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature", Journal of Oral Science, 2011. Yayın	% 1
6	acikerisimarsiv.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
7	adudspace.adu.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1