



**T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI İKİ YÜZEY KORUYUCUNUN MİNE
YÜZEYİNDE OLUŞABİLECEK
DEMİNERALİZASYON ÜZERİNE ETKİLERİNİN
IN-VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. GÜLÇİN ACUN

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Tülin Arun**

İSTANBUL – 2007

TEŞEKKÜR

Ortodonti eğitimim sırasında sunmuş olduğu olanaklar ve desteği için Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Sayın **Prof. Dr. Türker Sandallı'** ya,

Ortodonti eğitimim boyunca bana büyük emeği geçen, her konuda destek ve yardımcı olan, değerli hocam ve tez danışmanım Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın **Prof. Dr. Tülin Arun'** a,

Tezimin konusunun hazırlanmasında benden hiçbir yardımını esirgemeyen ve doktora eğitimim sırasında eğitimime yaptığı katkılardan dolayı Sayın **Doç. Dr. Korkmaz Sayınsu'** ya,

Tezimin hazırlanması sırasındaki içten yardımları ve desteği, doktora eğitimime yapmış olduğu katkılarından dolayı Sayın **Yrd. Doç. Dr. Didem Nalbantgil Özdemir'** e

Tezimin hazırlanmasındaki içten yardımları ve doktora eğitimime yapmış olduğu katkılarından dolayı Sayın **Doç. Dr. Fulya Işık Özdemir'** e,

Doktora eğitimim sırasında bana destek ve yardımcı olan **Yrd. Doç. Dr. Göksu Trakyalı'**ya, **Yrd. Doç. Dr. Derya Germeç Çakan'**a ve **Uzm. Dt. Oğuz Öztoprak'**a,

4 yıllık doktora öğrenciliğim boyunca hep yanımda olup, yardım ve desteklerini esirgemeyen değerli arkadaşlarım **Dt. Berna Yüzbaş,** **Dt. Çiğdem Tabakoğlu,** **Dt. İdil Bozkuş,** **Dt. Sinan Atıcı,** **Dt. Resai Aydın,** **Dt. Ufuk Demir,** ve diğer çalışma arkadaşlarıma,

Tüm yaşamım boyunca bana hep destek olan ve yol gösteren değerli annem **Nuray Acun** ve babam **Hüseyin Acun'**a, her zaman yanımda olan sevgili kardeşim **Gülşah Acun'**a ve sevgili arkadaşım **Nurcan Demir'**e teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Bu araştırmanın amacı, farklı iki yüzey koruyucunun ortodontik tedavi sırasında meydana gelebilecek demineralizasyon üzerine etkilerinin in vitro olarak incelenmesidir.

Araştırmada üzerinde kırık ve çatlak içermeyen 60 insan premoları kullanılmış, bunlar 20' şer dişlik üç gruba ayrılmışlar ve tüm gruplardaki dişlere Transbond™ XT pastası ile braket yapıştırılmıştır. Bonding materyali olarak gruplardan birinde Transbond™ XT primeri, birinde ProSeal™ ve son grupta da BisCover™ LV kullanılmıştır. Tüm gruplar 30 gün süreyle demineralizasyon – remineralizasyon siklusuna (pH siklusu) tabi tutulmuşlardır. Örnekler, gün içerisinde 16 saat remineralizasyon, yedi saat de demineralizasyon solüsyonunda olmak üzere, vücut ısısını taklit edecek şekilde 37° C'de etüvde bekletilmişlerdir. Dişler üzerinde deneyin başlangıcında ve sonunda DIAGNOdent lazer floresans aygıtı ile ölçüm yapılmış ve dişler pH siklusu sonunda ayrıca kesit mikrosertlik testi ile incelenmişlerdir. Mikrosertlik testi, Vickers ucu bulunan mikrosertlik test cihazıyla (Micromet 5114, Buehler®) yapılmış olup, her bir kesit üzerinde 7 pozisyonda ve 5 derinlikte olmak üzere toplam 35 iz elde edilmiştir .

Çalışma sonucunda elde edilen bulgular başlangıç ile son floresans ölçümleri arasında anlamlı farklar olduğunu göstermiştir. Deney sonundaki floresans ölçümlerinin değerlendirmesi de gruplar arasında anlamlı farklar ortaya koymuş, ProSeal™ grubunun floresans değerleri diğer iki gruptan, BisCover™ LV grubunun floresans değerleri de Transbond™ XT grubunun değerlerinden düşük bulunmuştur. Kesit mikrosertlik testinin sonuçlarına göre de tüm derinliklerde ProSeal™ grubunun değerleri diğer iki gruptan, BisCover™ LV grubunun değerleri de Transbond™ XT grubunun değerlerinden yüksek bulunmuştur. Yapılan derinlikler arası incelemede ProSeal™ grubunda derinlikler arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. BisCover™ LV ve Transbond™ XT gruplarında da derinlikler arası farkın değerlendirilmesi için

yapılan analizler sonucunda her iki grupta da 10, 20 ve 40 µm' de daha fazla olmak üzere 90 µm' ye kadar ölçülebilir bir demineralizasyon tespit edilmiştir.

Bu araştırmanın sonucunda, ProSeal™ ve BisCover™ LV, ortodontik tedavi sırasında meydana gelebilecek demineralizasyonun oluşmasını engellemede istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar çıkarmıştır. Bonding materyali Transbond™ XT, yapılan in vitro demineralizasyon – remineralizasyon siklusunun sonucunda demineralizasyonu engellemede etkin bir sonuç gösterememiştir.

Anahtar sözcükler: Mine demineralizasyonu, lazer floresans aygıtı, kesit mikrosertlik testi

SUMMARY

IN-VITRO EVALUATION OF EFFECTS OF TWO DIFFERENT SEAL MATERIALS ON ENAMEL DEMINERALIZATION

The aim of this in vitro study was to evaluate the effects of two different seal materials on enamel demineralization which can occur during orthodontic treatment.

In this study, 60 caries-free human premolars are allocated to three groups and brackets were placed on the teeth with Transbond™ XT paste. As a bonding material, in one of the groups Transbond™ XT primer is used, in the other group ProSeal™ and in the last group BisCover™ LV is used. All samples were then cycled for 30 days through a daily procedure of demineralization for seven hours and remineralization for 16 hours at 37°C to simulate the body temperature. Teeth were examined by laser fluorescence device, DIAGNOdent at the beginning and the end of the pH cycling procedure. In addition, at the end of the pH cycling procedure the teeth were sectioned and evaluated quantitatively by cross-sectional microhardness testing. Each sample was assessed by microhardness profiles across the cut surface with a microhardness tester (Micromet 5114, Buehler®) fitted with a Vickers diamond. On each sample indentations were made on 7 positions and 5 depths.

According to the data obtained, when used in combination with the beginning and the end of DIAGNOdent readings, significant differences are observed. The analysis of the end of DIAGNOdent readings showed significant differences that the fluorescence degrees of ProSeal™ group were lower than the other two groups, the fluorescence degrees of BisCover™ LV were lower than the Transbond™ XT group. According to the cross-sectional microhardness test results, it is found that hardness numbers of ProSeal™ group were higher than the other two groups and hardness numbers of BisCover™ LV group were higher than the Transbond™ XT group. In the statistical analyses of the hardness numbers between depths, no significant results are obtained in the ProSeal™ group. Beyond this, in both groups,

BisCover™ LV and Transbond™ XT, a significant demineralization is observed through 90 µm from the outer enamel surface.

The sealants, ProSeal™ and BisCover™ LV, result in a significant reduction of enamel demineralization in vitro. Bonding material Transbond™ XT, showed no significant results in reduction of enamel demineralization in vitro.

Key words: Enamel demineralization, laser fluorescence device, cross-sectional microhardness test

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
TEŞEKKÜR	I
ÖZET	II
SUMMARY	IV
İÇİNDEKİLER	VI
KISALTMALAR VE SİMGELER	VIII
RESİM LİSTESİ	IX
TABLO VE ŞEKİL LİSTESİ	X
GİRİŞ VE AMAÇ	1
GENEL BİLGİLER	3
2.1. Diş minesi, beyaz nokta lezyonlarının oluşumu ve yapısı	3
2.2. Sabit ortodontik tedavi ve mine demineralizasyonları	7
2.3. Çürük oluşumunun engellenme mekanizmaları	10
2.3.1. Antimikrobiyal ajanların kullanımı	11
2.3.1. Fluorür Uygulamaları	12
2.3.2. Yapıştırıcı maddeler	17
2.3.2.1. Cam iyonomer simanlar	17
2.3.2.2. Kompozit simanlar	18
2.3.3. Yüzey koruyucuları	19
2.4. Demineralizasyon ve diş minesi mineral yapısının incelenme yöntemleri	22
2.4.1. Klinik gözleme dayalı hazırlanan skalalar	22
2.4.2. Polarize ışık mikroskobu	23
2.4.3. Transvers mikroradyografi	23
2.4.4. Asit biyopsisi	23
2.4.5. Mikrosertlik testi	24
2.4.6. Kantitatif ışık etkili floresans (QLF™)	26
2.4.7. Diyoğlu lazer floresans (DIAGNOdent)	27
2.4.8. Dijital fiber optik transillüminasyon	28

GEREÇ VE YÖNTEM	
3.1. Gereç	30
3.1.1. Braketler	30
3.1.2. Bonding Materyali	30
3.1.3. Yüzey Koruyucuları	31
3.1.4. LED Işın Cihazı	32
3.1.5. DIAGNOdent	32
3.1.6. Mikrotom Cihazı	34
3.1.7. Cilalama Aygıtı	35
3.1.8. Mikrosertlik Test Cihazı	36
3.2. Yöntem	37
3.2.1. Dişlerin hazırlanması ve saklanması	37
3.2.2. Başlangıç DIAGNOdent Ölçümleri	37
3.2.3. Grupların oluşturulması ve braketlerin yapıştırılması	38
3.2.4. Demineralizasyon ve remineralizasyon solüsyonları	39
3.2.5. Deney Düzenegi	39
3.2.6. Değerlendirme metodu	41
3.2.6.1. Deney sonrası DIAGNOdent Ölçümleri	41
3.2.6.2. Mikrosertlik Ölçümleri	41
3.3. İstatistiksel Değerlendirme	44
BULGULAR	45
4.1. DIAGNOdent Ölçümlerinin Sonuçları	45
4.2. Mikrosertlik Testi Sonuçları	47
4.2.1. Derinlik içinde yapılan değerlendirmeler	47
4.2.2. Derinlikler arası yapılan değerlendirmeler	52
TARTIŞMA	57
5.1. DIAGNOdent Ölçümlerinin Değerlendirilmesi	60
5.2. Mikrosertlik Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi	62
SONUÇLAR	68
KAYNAKLAR	69
ÖZGEÇMİŞ	83

KISALTMALAR ve SİMGELER

1. μm : mikrometre
2. $^{\circ}$: derece
3. $<$: 'den küçüktür
4. $>$: 'den büyüktür
5. % : yüzde
6. gr : gram
7. $\bar{\text{kg}}$: kilogram
8. sn : saniye
9. ppm : parts per million (milyonda bir birim)
10. CIS : cam iyonomer siman
11. RMCIS : rezin modifiye cam iyonomer siman
12. = : eşittir
13. QLF : Quantitative light induced fluorescence (kantitatif ışık etkili floresans)
14. CCD : charged coupled device (çift şarj edilebilen aygıt)
15. mm : milimetre
16. nm : nanometre

RESİM LİSTESİ

Resim 2.1. Beyaz nokta lezyonları

Resim 2.2. Zamanla renkleşen ve kaviteleşen beyaz nokta lezyonları

Resim 2.3. Sağlıklı bir dişin QLF™ görüntüsü

Resim 3.1. Transbond™ XT primeri ve pastası

Resim 3.2. BisCover™ LV ve ProSeal™ yüzey koruyucu

Resim 3.3. Mectron Starlight LED ışın cihazı

Resim 3.4. Lazer floresans aygıtı, DIAGNOdent

Resim 3.5. Aygıtın A ve B tipindeki uçları

Resim 3.6. Mikrotom

Resim 3.7. Cilalama aygıtı

Resim 3.8. Mikrosertlik Test Cihazı

Resim 3.9. Örneklerin yerleştirildiği silikon kalıplar

Resim 3.10. Örneklerin bekletildiği cam esaslı tüpler

Resim 3.11. 37° C'de etüvde bekletilen örnekler

Resim 3.12. Akrilik içerisine gömülmüş kesit örneği

TABLO ve ŞEKİL LİSTESİ

Tablo 4.1. Her bir diş üzerinde servikal, oklüzal, mesial ve distal olmak üzere dört noktadan başlangıçta ve siklus sonunda alınan değerlerin grup içi ve gruplar arası değerlendirmesi. Değerler 'Ortalama \pm Standart Sapma' olarak verilmiştir.

Tablo 4.2. Deney sonundaki DIAGNOdent ölçümlerine göre gruplar arası farkın belirlenmesi için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Tablo 4.3. 10 μm ' de yapılan varyans analizi sonuçları

Tablo 4.4. 20 μm ' de yapılan varyans analizi sonuçları

Tablo 4.5. 40 μm ' de yapılan varyans analizi sonuçları

Tablo 4.6. 70 μm ' de yapılan varyans analizi sonuçları

Tablo 4.7. 90 μm ' de yapılan varyans analizi sonuçları

Tablo 4.8. 10 μm için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Tablo 4.9. 20 μm için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Tablo 4.10. 40 μm için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Tablo 4.11. 70 μm için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Tablo 4.12. 90 μm için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Tablo 4.13. Braket altı değerlerin gruplar arası karşılaştırması için yapılan varyans analizi sonuçları

Tablo 4.14. Üç gruba ait braket altı, oklüzal ve servikal bölgede yapılan ölçümlerin derinliklere göre karşılaştırmasının yapıldığı varyans analizi sonuçları

Tablo 4.15. Oklüzal kısımda Transbond™ XT grubu ile BisCover™ LV grubunun değerlerinin derinlikler arası incelemesinin yapıldığı Newman-Keuls çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Tablo 4.16. Servikal kısımda Transbond™ XT grubu ile BisCover™ LV grubunun değerlerinin derinlikler arası incelemesinin yapıldığı Newman Keuls çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Şekil 2.1. Knoop ucunun şekli ve ucu oluşturan açılar

Şekil 2.2. Vickers ucunun şekli ve ucu oluşturan açılar

Şekil 3.1. Mikrosertlik ölçümlerinin yapıldığı pozisyonlar ve derinlikler

Şekil 4.1. Dört ölçüm bölgesinde başlangıç değerleri ile son değerlerin gruplar arası grafiksel karşılaştırması

Şekil 4.2. Oklüzal bölgede yapılan ölçümlerin derinlikler arası karşılaştırmasının grafiksel olarak gösterimi

Şekil 4.3. Servikal bölgede yapılan ölçümlerin derinlikler arası karşılaştırmasının grafiksel olarak gösterimi

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Sabit ortodontik tedavi sırasında braketlerin etrafında oluşan demineralizasyon alanları hem hastada estetik problem teşkil eden, hem de hekim için yapılan tedavinin başarısını etkileyen önemli bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır. Ortodontik tedavi gören hastalar üzerinde yapılan çalışmalarda, braket çevresinde bir ay içerisinde demineralizasyon alanlarının olduğu gözlenmiştir (1,2). Ortodontik tedavi sırasında kullanılan braketler ve diğer ataşmanlar plak birikimini arttıran retantif sahalar oluştururlar (3-5). Mine üzerinde meydana gelen demineralizasyon alanları, klinik olarak beyaz renkli, yaygın lezyonlar olarak teşhis edilirler. Bu lezyonlar, asit üreten karyojenik bakteriler tarafından oluşturulmaktadır. Braketler etrafında retansiyon alanlarının fazla olması, bu bakterilerin hızlı ve kolay kolonize olmalarına, dolayısıyla da kısa sürede demineralizasyon alanları oluşturmalarına neden olur (4).

Ortodontik tedavi sırasında meydana gelen demineralizasyon alanlarının önlenmesi için fluorürlü preparatların kullanımı önerilmektedir (3,5-10). Fluorürün, gargara, jel ve buna benzer şekillerde hastalara verilebilmesine karşılık bu yöntemler ile hasta kooperasyonuna gereksinim olması demineralizasyonu engellemede başarı oranını azaltmaktadır. Bu sebeple, son yıllarda demineralizasyon sorunu hasta kooperasyonu gerektirmeden, fluorürün ağız ortamına getirilmesiyle çözümlenmeye çalışılmaktadır. Bu amaçla cam iyonomer simanlar ve fluorür serbestleyen kompozit simanlar ortodontide klinik kullanıma sunulmuştur. Bu özelliği taşıyan yapıştırıcılar düşük konsantrasyonda, uzun süreli ve hasta kooperasyonuna bağlı olmaksızın fluorür serbestleme özelliklerinden dolayı klasik ortodontik yapıştırıcılara bir alternatif teşkil etmektedirler. Günümüzde fluorür salgılayan pek çok adeziv bulunmasına rağmen yapılan uzun dönem klinik çalışmalarında bunların da çok etkili olmadığı gözlenmiştir (11,12).

Son yıllarda kullanılan bir diğer yöntem de braketleme öncesi mine yüzeyine rezin yüzey koruyucu uygulanmasıdır. Resin yüzey koruyucu

uygulamasının mine yüzeyini demineralizasyona karşı koruduğu düşünülmektedir. İlk başlarda yapılan çalışmalarda, rezin yüzey koruyucularının mine demineralizasyonunu önlemede anlamlı sonuçlar ortaya koyduğu görülmüştür (13,14). Zamanla, özellikle kimyasal olarak polimerize olan yüzey koruyucularının bir takım dezavantajları ortaya çıkmış ve yüzey koruyucu tabakasında oksijen baskılaması nedeniyle tam olarak polimerize olamayan katmanlar kaldığı tespit edilmiştir (15). Son yıllarda üretici firmalar, doldurulmuş rezinlerin geliştirilmesine ağırlık vermiş ve oksijenin baskıladığı tabaka oluşturmeyen yüzey koruyucuları piyasaya sürmüşlerdir. Çalışmamızda kullanılan ProSeal™ ve BisCover™ LV yüzey koruyucuları da üretici firmaları tarafından bu yan etkileri ortadan kaldıracak şekilde üretilmiş izolasyon maddeleridir.

Bu çalışmada iki farklı rezin yüzey koruyucu olan ProSeal™ ve BisCover™ LV' nin ortodontik tedavi sırasında braketlerin etrafında oluşan demineralizasyon alanlarının oluşumu üzerine etkileri in vitro olarak değerlendirilecektir.

2.GENEL BİLGİLER

Sabit ortodontik tedavi sırasında kuvvetler, braketler ve çeşitli yardımcı ataşmanlar aracılığıyla dişlere iletilirler. Bu ataşmanların tedavi süresince ağız içinde sabit olarak durması, ortodontik tedaviyi uygulanan mekanikler açısından iyi bir seviyeye taşısa da bir takım problemleri de beraberinde getirmiştir. Ortodontik tedavi uygulanması amacıyla ağız içine yerleştirilen bantlar, braketler, ark telleri, ligatürler gibi diğer tüm ataşmanlar, plak retansiyonunu arttırmakta ve aynı zamanda ağız hijyeninin sağlanmasını zorlaştırarak iatrojenik yan etkilere neden olmaktadır. Kullanılan braket ve diğer yardımcı unsurlar önceleri dişi çepeçevre saran bantların üzerine lehimlenerek ya da puntolanarak uygulanmıştır. İlk olarak **Buonocore'un (16)** 1955 yılında asitleme tekniğini ortodontide uygulamaya başlamasıyla braketler ve diğer ataşmanlar dişlere direkt olarak yapıştırılmaya başlanmıştır. Dişlerin üzerine doğrudan yapıştırma ile yapılan bu yöneme direkt yapıştırma adı verilmiştir. Direkt yapıştırma işlemi, tüm dişlerin bantlanarak tedavi uygulanmasına göre demineralizasyon riskini azaltsa da, mine demineralizasyonu hala günümüzde sabit ortodontik tedavinin bir yan etkisi olarak varolmaktadır.

2.1. Diş minesini, Beyaz Nokta Lezyonlarının Oluşumu ve Yapısı

Diş minesini, ana bileşeni kalsiyum fosfat kompleksi olan hidroksiapatitten oluşmuş bir matriks içinde yer alan kristalize yapıda poröz bir dokudur. Normal mine dokusu hacminin %85' ini mineral (kalsiyum ve fosfat bileşiği olan hidroksiapatit), %3' ünü eşit hacimlerde protein ve lipitler yani organik maddeler ve geri kalan kısmını su oluşturmaktadır. Minenin organik yapısı içerisinde başlıca metionin ve histidin olmak üzere 16 değişik aminoasit bulunmaktadır. Enomelin ve amelogenin minenin organik bölümünün organizasyonunu sağlayan önemli proteinler olmakla birlikte lösün de diş minesinin organik yapısına katılan proteinlerdendir. Ayrıca organik kısımda, kalsifikasyona yardımcı olan fosfor yüksek oranda bulunur. Minedeki suyun %25 lik kısmı apatit kristallerine bağlı olup

diğer kısmı da apatit kristallerini bir kabuk gibi sarar. Minenin en küçük yapı birimi olan ve mine prizması olarak adlandırılan yapılardan 1 mm^3 minede 3000 ila 4000 arasında gözlenir. Mine prizmaları arasında yer alan boşluklar geniş olup organik madde ve sudan oluşan matriks ile doldurulmuştur. Mine, küçük asit molekülleri, florür, kalsiyum, fosfat gibi çeşitli iyonları ölçülebilir oranda yapısına alacak kadar poröz yapıda olması itibariyle demineralizasyon ve remineralizasyon potansiyeli gösteren bir dokudur (17). Demineralizasyon, diş minesinden minerallerin iyon formunda ayrılmasıdır ki bu durum minenin çözülmesi olarak da tanımlanabilir (18). Remineralizasyon da minenin matriksinden ayrılan iyonların, uygun pH' ta tekrar minenin yapısına katılmaları işlemidir. Diş minesinin mineral yapısı, hidroksiapatit kristalinin teşekkülü için gerekli elementleri içeren tükürük ile denge halinde olmakla birlikte doğal denge ortamında remineralizasyon ve demineralizasyon birbirini takip ederek yer alan süreçlerdir.

Demineralizasyon, mikroorganizmalar, diyet ve diş etkeninin beraber sebep olduğu multifaktöriyel bir olaydır. Diş yüzeyinde mikrobiyal aktivite ile başlayıp, dentin ve sement dokularının progresif olarak yıkımı ile devam eder (19). Demineralizasyonun başlaması ve diş çürüğünün oluşumu üzerine proteolitik, asidojenik, proteolizisşelasyon, oto-immunite ve sükroz-şelasyon olmak üzere çeşitli teoriler öne sürülmüştür. Bunlar içinde bugün en çok kabul edileni asidojenik teoridir (19,20). İnsan dental plağı şekere maruz kaldığında, plak bakterileri diyet karbonhidratını fermente ederek asit oluştururlar. Bu durumda plak, başlangıç pH'ını durağan seviyesinden hızla minimuma düşürür, belli bir periyotta bu pH düzeyini korur ve pH'ın başlangıç düzeyine doğru yavaş artışı içeren tipik pH cevabını gösterir (21). Dental plak miktarındaki artışla beraber plağın her miligramındaki karbonhidrat konsantrasyonu ve bakteri sayısında artış görülür. Karbonhidrat miktarındaki bu artış plak yapışkanlığında artışa ve diş yüzeylerinin tükürükle efektif olarak yıkanmasında azalmaya neden olarak oluşan asidin tükürükle nötralizasyonunu azaltmakta ve daha asidojenik bir plak yapısı oluşmasına neden olmaktadır (22). Plak pH' ının tekrarlayan şekilde 1-3 dakikalık

süreyile 5'in altına düşmesinin diş yüzeyindeki hassas bölgelerin demineralize olmasına ve çürüğün başlamasına neden olabileceği bildirilmiştir (23,24).

Yapılan mikrobiyolojik çalışmalarda çürüğün oluşumunda en çok rol oynayan mikroorganizma gruplarının oral streptokoklar, laktobasiller ve aktinomiçesler olduğu gösterilmiştir (25). *Streptococcus mutans*, tükürük ve dental plaktan en yaygın olarak izole edilen mutans streptokoklar grubunun bir üyesidir (26). Yapılan çalışmalarda tükürüğün her milimetresinde 2×10^5 ' ten daha fazla sayıda *Streptococcus mutans* olmasının çürük gelişme riskine neden olduğu belirtilmektedir (27). **Thylstrup ve Fejerskov (28)** streptokok grubundan *Streptococcus mutans* ve *Streptococcus sobrinus*'u çürüğün oluşumundan birinci derecede sorumlu olarak görürken, her çürük lezyonunda görülen laktobasillere ikinci sırada değinmişlerdir. **Soet ve arkadaşları (29)** oral streptokokların asit üretme yeteneklerini değerlendirdikleri çalışmalarında *Streptococcus mutans*'ın, *sobrinus* ve *mitis* türlerine göre daha yüksek düzeyde asit oluşturduğunu ve diş çürüğü oluşumunda en önemli etiyolojik faktör olduğunu belirtmişlerdir. **Stralfors (30)**, laktobasil ve streptokokların plak pH'ını 4.5 düzeyine düşürebilecek şekilde asit oluşturabilen tek mikroorganizma olduklarını bildirmiştir.

Plak bakterilerinin oluşturduğu asit ile mine yüzeyinde 20 µm ile 50 µm derinliklere kadar çözülme meydana gelmektedir. Demineralizasyon ilerledikçe, mineral kaybıyla ilintili bir şekilde mine yapısındaki farklılaşma klinik olarak gözlemlenebilir değişikliklere neden olmaktadır (31,32). İlk etapta mine yüzeyi yer yer opak bir görünüm alır. Diş çürüğünün erken dönemdeki görüntüsü mat beyaz çizgiler veya yeşilimsi beyaz noktalar şeklindedir. Başlangıç halindeki bu çürük lezyonuna klinik görünümünden dolayı beyaz nokta lezyonları (white spot lesion) adı verilir (Resim 2.1). Diş yüzeyinin hava ile kurutulmasıyla daha belirgin hale gelen bu lezyonların yüzeyi çevre mine dokusuna oranla biraz daha yumuşamıştır. Beyaz nokta lezyonları aktif, inaktif ya da iyileşme prosesinde olabilmekle birlikte klinikte tebeşirimsi bir görünüme ve poröz bir yüzeye sahip olanlar genellikle aktif lezyonlardır. Demineralizasyon lezyonları ilerledikçe plak, tükürük ve

yiyeceklerden alınan organik maddelerin mine boşluklarına çökmesiyle daha koyu renkli bir hale dönüşebilirler (Resim 2.2) (33).

Beyaz nokta lezyonlarının ışık mikroskobu ile incelenmesiyle yüzeyden dentine doğru 4 tabaka gözlenmiştir.

- 1) Yüzeysel tabaka: Demineralizasyonun az olduğu bölgedir. Normal minede mine prizmaları arasında % 0.1 boşluk bulunurken, lezyonun bu kısmında boşluklar % 1-5 olarak tespit edilmiştir.
- 2) Lezyonun gövdesi: Lezyonun en geniş ve demineralizasyonun en fazla olduğu kısımdır.
- 3) Karanlık ya da pozitif alan: Mine prizmaları arasında % 2-4 boşluk içerir.
- 4) Translusent alan: Mine prizmaları arasında % 1 boşluk içerir. Bu tabaka her lezyonda görülmeyebilir.



Resim 2.1. Beyaz nokta lezyonları



Resim 2.2. Zamanla renkleşen ve kaviteleşen beyaz nokta lezyonları

2.2. Sabit Ortodontik Tedavi ve Mine Demineralizasyonları

Mine demineralizasyonu, sabit aygıtlarla yapılan ortodontik tedavi sırasında karşılaşılan önemli yan etkilerden biridir. Daha önce yapılan çalışmalarda ortodontik tedavi gören bireylerin mine yüzeyinde, ortodontik tedavi görmemiş bireylere oranla daha fazla dekalsifikasyon gösterdikleri belirtilmiştir (2,3,34). Buna ek olarak **Arthur ve Brobakken (4)**, yaptıkları çalışmada genç popülasyonun, erişkinlere oranla daha fazla demineralizasyon riski altında olduğunu saptamışlardır. Ortodontik tedavi gören bireylerin % 15 ile % 85 oranında dişlerinin labial yüzeylerinde demineralizasyon alanlarına rastlanmaktadır (1).

Ortodontik tedavi gören hastalar üzerinde yapılan çalışmalarda, braket çevresinde bir ay içerisinde demineralizasyon alanlarının olduğu gözlemlenmiştir (1,2). Aparent dizaynı, braketin etrafında bulunan taşkın yapıştırıcı maddeler, tükürük akış hızı ve tükürüğün kompozisyonu, minenin mineral kompozisyonu ve diyet içeriği, beyaz nokta oluşumu üzerinde etkili olan faktörlerdendir (35). Ortodontik tedavi sırasında kullanılan braketler ve diğer ataşmanlar plak birikimini arttıran retantif sahalar oluşturmakta (6,10,36) ve bakteri plağı genellikle, dişlerin kole bölgesinde, yapıştırıcı maddelerin üzerinde, yapıştırıcı madde ile asitlenmiş mine bileşiminde birikmektedir (6). Ortodontik ataşmanların ve yapıştırıcı maddelerin kimyasal ve yüzey özellikleri plak retansiyonunu etkileyebilmektedir

(37,38). Özellikle braketlerin çevresindeki düzensiz kompozit yüzeyi oral mikroorganizmaların yerleşmesi için uygun ortam sağlamaktadır (10,38). Ağız hijyenini iyi sağlayan bireylerde dahi braketlerin üzerinde biriken bakteri plağının uzaklaştırılması oldukça güç olmaktadır. **Chatterjee ve Kleinberg (39)**, ortodontik tedavi gören bireylerde bakteri düzeyindeki artışın, düşük pH düzeyi veya karbonhidrat içeriğinin artmasının sonucu olarak geliştiğini bildirmişlerdir.

Mine yüzeyinde demineralizasyon oluşturan ana etken, plak içerisindeki bakterilerin oluşturduğu organik asitlerdir (40,41). Ortodontik apareyler, ağız ortamının biyolojik yapısını da değiştirerek özellikle *streptococcus mutans* ve *lactobacilli* sayısında olmak üzere, bakteri sayısında artışa neden olurlar (42,43). **Rosenbloom ve Tinanoff (44)**, ortodontik tedavi öncesinde, tedavi sürerken ve tedavi sonrasında tükürükteki *Streptococcus mutans* seviyesini inceledikleri çalışmalarında ortodontik tedavi sırasında *Streptococcus mutans* değerlerinde anlamlı bir artış olduğu ve apareyler terkedildikten sonra *Streptococcus mutans* seviyelerinin kontrol grubu değerlerine gerilediği gözlemlemişlerdir. **Beyth ve ark (45)**, 2003 yılında yaptıkları çalışmada, ortodontik tedavi öncesi ve braketlerin yapıştırılmasından 2 hafta sonra tükürük üzerinde yaptıkları *streptococcus mutans* ve total bakteri sayımlarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış tespit etmişlerdir. Benzer şekilde **Balensefien ve Madonia (22)** yaptıkları çalışmada sabit ortodontik tedavi gören hastaların dental plağında bulunan streptokok ve laktobasil sayısının tedavi süresince, tedavi öncesine ve sonrasına göre daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. **Sakamaki ve Bahn (46)** da ortodontik tedavi amacıyla bant ve ark teli yerleştirilen hastalarda diş yüzeylerindeki laktobasil sayısında önemli miktarda artış olduğunu bildirmişlerdir. **Bloom ve Brown (47)** ortodontik bantlar ve ark telleri yerleştirildikten sonra streptokok, laktobasil ve stafilokokları içeren fakültatif mikrobiyal popülasyonda artış olduğunu bildirmişlerdir. **Scheie ve ark. (43)** yaptıkları çalışmada ortodontik aparey yerleştirildiğinde bantlama işlemi nedeniyle *Streptococcus mutans* rezervuarlarının elimine edilmesinden dolayı plak ve tükürükte *Streptococcus mutans* düzeyinde bir düşüş olduğunu, ancak tedavinin 3.

ayından sonra *Streptococcus mutans* oranının tedavi öncesi düzeyini aştığını belirtmişlerdir.

Ortodontik tedavi gören bireylerde, demineralizasyon alanlarının fazla görülmesinin nedenlerinden biri de dişlerin braketlenmesinin mine yüzeyinde oluşturduğu etkilerdir. Braketleme işleminin başlangıç safhasındaki asitleme işlemi, söküm safhasındaki braketlerin mineden ayrılması ve mine yüzeyindeki yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi esnasında minenin dış yüzeyinden kayıplar olmakta ve sonuç olarak mine yüzeyi demineralizasyona daha elverişli hale gelmektedir. Braket yapıştırmadan önce yapılan yüzey temizliği ile 5 µm, asitleme işlemi sonunda 10 µm ve braketlerin sökülmesi ve diş yüzeyinin temizlenmesi esnasında ortalama 50 µm' lik mine tabakasının zarar gördüğü belirtilmiştir (48,49).

Demineralize alanların ortodontik tedavinin sona ermesini takip eden beş sene gibi bir süre içerisinde de estetik problem yaratmaya devam ettiği bildirilmiştir (50). **Artun ve Thylstrup (5)** çalışmalarında ortodontik aparatların çıkarılmasından sonra karyojenik etkilerin azalması nedeniyle beyaz lezyonların oluşumunun yavaşlayacağını, hatta bazı inaktif çürük lezyonlarında gerileme ve daha az belirgin hale gelme durumunun ortaya çıkabileceğini, bununla beraber kalan skar dokularının estetik probleme neden olabileceğini rapor etmişlerdir. Yapılan bazı çalışmalarda sabit ortodontik aparat yerleştirilen dişlerin çürüklere daha hassas olduğu belirtilmektedir (51,52). **Taylor ve ark.'nın (53)** 280 ortodontik tedavi gören hastada yaptıkları çalışmada, 5 hastadan birinde tedavi edilmemiş çürük lezyonuna rastlanmış; hastaların yarısından çoğunda oral hijyenin kötü olduğu ve buna bağlı olarak yüksek çürük riski taşıdıkları belirtilmiştir. Bazı araştırmacılar braketlerin çıkartılmasından sonra lezyonlarda %50 oranında iyileşme görüldüğünü ancak bu iyileşmenin, lezyonun remineralizasyonundan çok mine yüzeyinin zamanla dış etkenlere bağlı olarak aşınmasından kaynaklandığı saptamışlardır (5,48). Başlangıç safhasındaki lezyonlar florürlerin bulunduğu ortamda remineralize olabilirken, ortodontik tedavinin sonunda belirginleşmiş olan ilerlemiş lezyonlar, minede daha derin tabakaları etkilediklerinden

remineralizasyonları mümkün olmamakta ve bu sebeple de uzun süre klinik olarak iyileşme görülememektedir. Dolayısıyla ortodontik tedavi sırasında hedef, demineralizasyonun başlamasını engellemek ve remineralizasyon potansiyelini arttırmak olmalıdır.

Ortodontik tedavi sırasında meydana gelen demineralizasyondan en çok hangi dişlerin etkilendiğini tespit etmek için çeşitli çalışmalar yapılmıştır. **Gorelick ve ark. (3)**, yaptıkları çalışmalarında ortodontik tedavi görmüş bireylerde görmemiş bireylere oranla demineralizasyon lezyonlarında anlamlı bir artış olduğunu ve özellikle üst yan kesici dişin labiogingivalinde bu lezyonların daha sık görüldüğünü bildirmişlerdir. Üst yan kesici dişin klinik kurununun küçük olmasına ve braket ile dişeti arasında kalan bölgenin dar olmasına bağlı olarak iyi temizlenememesinden dolayı bu dişin özellikle etkilendiği düşünülmektedir. Benzer şekilde **Geiger ve ark. (54)**, demineralizasyonların en sık üst ön bölgede ve alt arka bölgede yer alan dişlerde görüldüğünü bildirmişlerdir. **Banks ve Richmond (55)** da in vivo olarak yaptıkları çalışmalarında, üst yan kesici dişler ve kaninler ile alt kanin ve ikinci premolarların dekalsifikasyondan en çok etkilenen dişler olduklarını tespit etmişlerdir.

2.3. Çürük Oluşumunun Engellenme Mekanizmaları

Tükürük, çürük oluşumunun engellenmesinde en önemli rolü oynayan yapıdır. İçerik olarak organik kısım, inorganik kısım ve sudan oluşan bir bileşik olan tükürüğün organik kısmını oluşturan proteinler % 0.1 ila % 0.2 oranında bulunurken, tükürüğün yapısında eser miktarlarda da lipit ve karbonhidratlar bulunur. İnorganik kısmı oluşturan moleküller ise elektrolit halindedirler ve bunların çeşitli işlevleri söz konusudur. Diş yapısının temelini oluşturan kalsiyum bir çözünürlük ürünüdür ve alfa amilaz gibi bazı enzimlerin aktivatörüdür. Diş fosfat yapısının esasını oluşturan inorganik fosfat da bir çözünürlük ürünü olup tampon sistem olarak pH dengelenmesinde rol alır ve remineralizasyona katılır. Fluorür, remineralizasyona katılarak diş yapısını güçlendirir. Bu elektrolitlerin işlevlerine

ilaveten tükürüğün yapısında bulunan bikarbonat ve fosfat tampon sistemleri pH dengesinin sağlanmasında rol oynayarak dişleri asit ataklarına karşı korurlar. Tükürüğün içinde bikarbonat iyonunun daha çok olması nedeniyle bikarbonat tampon sistemi daha çok çalışır. Tükürükteki bikarbonat iyonu HCO_3^- şeklindedir, ağza alınan asit ise H^+ olarak etkiler ve dolayısıyla bu ikisi birleşip H_2CO_3 oluştururlar. Ancak bu bileşik stabil bir bileşik olmadığından yapısından CO_2 buharlaşır ve H_2O kalır. Tükürüğün yapısındaki tiyosiyanatlar da laktoperoksidazlar yardımıyla peroksit varlığında hipotiyosiyanatlara dönüşerek antibakteriyel etki gösterirler. Ayrıca tükürük içindeki üre ve ürik asitin amonyağa parçalanması sonucu amonyak da antibakteriyel etki gösterir (56,57). Tükürükte bulunan lizozim ve laktoferrin enzimlerinin de antimikrobiyal rolü olduğunu gösteren çalışmalar vardır (58). Tükürük, immünoglobulinler içermektedir ve yapılan çalışmalarda çürük görülme sıklığı olan hastaların serumlarında yüksek IgG antikorlarının bulunması çürüğe dirençli bireylerin MS'e karşı IgG antikorlarını daha kolay oluşturabildiklerini düşündürmektedir (59).

Demineralizasyon oluşumu, antimikrobiyal ajanlar (gargara, cila, vb. formlarda) ile fluorür preparatlarının kullanımı, ağız hijyeni eğitimi ve diyetin kontrol edilmesi ile azaltılabilmektedir (1,60).

2.3.1. Antimikrobiyal Ajanların Kullanımı

Mine demineralizasyonunu oluşturan ana etkenlerden biri patojen mikroorganizmalar olduğundan, demineralizasyonu engellemek için uygulanan yöntemlerden biri de, bu mikroorganizmaların elimine edilmesine yönelik antimikrobiyal ajanların kullanımı olmuştur. *Streptococcus mutans* ampisilin, penisilin, eritromisin, sefalotin, metisilin ve diğer antimikrobiyal ajanlara duyarlıdır. Bunların yanında vankamisin, kanamisin, bis-guanidin, fluoride, sürfaktan ve klorheksidin ile baskılanmaktadır (61,62).

Klinikte klorheksidin ve benzalkonyum klorid bu amaçla kullanılan antimikrobiyal ajanların başlıcalarıdır (27,45,63-65). Yapılan çalışmalarda ortodontik tedavi gören hastalarda klorheksidin cila kullanımının *Streptococcus*

mutans düzeyinde ve çürük insidansında önemli düzeyde azalmaya neden olduğu gösterilmiştir (45,65).

2.3.2. Fluorür Uygulamaları

Diş çürüğü, bakteri plağının oluşturduğu asitlerin diş minesini çözmesi sonucunda oluşur ve bu çözünme ortamda fluorürlerin varlığında azalmaktadır. Fluorür bilinen en karyostatik ajan olmakla birlikte etki mekanizması karmaşıktır. Fluorürün sistemik ve topikal olarak uygulanabilmesinin yanında, topikal uygulamanının etkileri sistemik uygulamanın etkilerine oranla çok daha etkilidir. Fluorür, bakterilerin hücre duvarı formasyonunda önemli bir enzim olan enolazı inhibe eder ve bakteri üremesini durdurmaya yardımcı olur. Aynı zamanda, fluor diş minesinin mineral yapısına katılabilen bir elementtir. Bireyler; su, yiyecekler, endüstriyel ve kimyasal ürünler ve diğer kaynaklar yoluyla çeşitli düzeyde fluorür almaktadırlar.

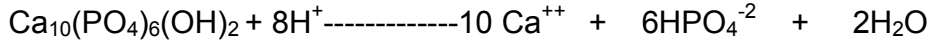
Mine prizmaları arasında kalan boşluklar geniş olup organik madde ve sudan oluşan matriks ile doldurulmuş olduğundan minenin bu poröz yapısı, küçük asit molekülleri, fluorür, kalsiyum, fosfat gibi çeşitli iyonları ölçülebilir oranda yapısına almasını sağlar (17). Yapılan çalışmalar, fluorürün minenin hidroksiapatit yapısına katılmasıyla aside direnci daha yüksek ve çözülmeye karşı daha dayanıklı bir mineral yapısı ortaya çıktığını göstermiştir (66,67).

Demineralizasyonun engellenmesinde minenin en dış tabakasındaki fluorür miktarının önemli bir faktör olduğu bildirilmiştir (68). Fluorür konsantrasyonu minenin yüzeyinde daha yüksektir ve dıştan içe doğru gidildikçe azalmakta ve minenin derin katmanlarında daha stabil hale gelmektedir. Bu durum, mine yüzeyinin dış ortamdaki fluorürle temas etmesi sonucunda yüzeyine yeni fluor iyonlarının bağlanması ile açıklanabilmektedir (69). Fluorür uygulamasıyla beyaz nokta lezyonlarının iyileşmesinin sağlanabileceği ancak lezyonun hipermineralizasyonuna neden olup lezyonu daha görünür bir hale getireceğinden

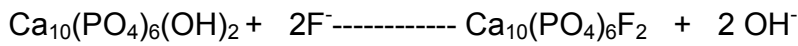
yüksek konsantrasyonlarda fluorür uygulamasından kaçınılması gerektiği bildirilmiştir (70).

Diş minesinin sürekli olarak düşük seviyede fluor iyonlarıyla temas etmesi minenin fluorür içeriğini arttırmaktadır. Asit ortamda bulunan düşük konsantrasyondaki (1 ppm kadar) fluorürün, hidroksiapatit kristalleri üzerinde ince bir fluorapatit katmanı oluşturarak dekalsifikasyonu azalttığı bildirilmiştir (71). Yapılan çeşitli araştırmalarda düşük konsantrasyonda uzun süre fluor salınımının, tek ve yüksek konsantrasyonlu fluorür uygulamalarından daha etkili olduğu rapor edilmiştir (72,73). Bu çalışmaları destekleyecek şekilde **Ten Cate (66)** de çalışmasında fluorürlerin 0.02 ila 0.06 ppm gibi oldukça düşük konsantrasyonlarda bile, sürekli bulunmaları halinde mine demineralizasyonunu engellediğini bildirmiştir.

Mine, pH'ı 5.5'in altında asit bir ortama maruz kaldığında aşağıdaki formülde belirtildiği şekilde çözünür;



Ortamda fluorür varlığında fluorür, çözünürlüğü çok fazla olan kalsiyum fosfat oluşumunu engelleyerek fluorapatit oluşturur (33).



Hidroksiapatit

Fluorapatit

Fluorapatit kristalinin miktarı ne kadar çok olursa mine yüzeyinin asit saldırısına direnci o kadar yüksek olacaktır. Fluorapatit başlangıç haldeki demineralize alanların remineralizasyonunu sağlamakta ve yeni lezyon oluşumunu engellemektedir (17,74,75).

Yapılan tüm bu çalışmalarda, fluorürün çözünen mine yüzeyinde, plakta ya da tükürükte yeterli miktarlarda bulunduğu, çürüğe elverişli bir ortamda

demineralizasyonun engellenmesini ve remineralizasyonun hızlandırılmasını sağladığı gösterilmiştir.

Sabit ortodontik tedavi sırasında karşılaşılan demineralizasyonların engellenmesinde de bireysel ve/veya profesyonel olarak yapılan fluorür uygulamaları önerilmektedir (3,5-10). Hastaların kolay ve sıklıkla uygulayabileceği şekilde fluorür diş macunlarının yapısına eklenmiştir. **Marinho ve ark. (76)** fluorür içeren diş macunlarını inceledikleri çalışmalarında bunların fluorürlü gargara ve cilalar kadar çürük oluşumunu engellemede etkili olduklarını belirtmişlerdir. Buna karşılık, sadece diş macunu kullanımının demineralizasyon oluşumunu engellemede yeterli olmadığını gösteren çalışmalar mevcuttur (1,3,11). Bu nedenle diş macunu kullanımına ek olarak ağız gargarası veya jel şeklinde, farklı konsantrasyonlarda fluorür içeren preparatlar hastaların kullanımına sunulmuştur. **Stratemann ve Shannon (8)**, ortodontik tedavi gören hastalar üzerinde fluorürlü bir jelin etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında deney grubunda hastaların %2' sinde beyaz nokta lezyonu oluşumu görülürken, herhangi bir fluorür uygulamasının yapılmadığı kontrol grubunda hastaların %58'inde beyaz nokta lezyonu oluşumunu tespit ettiklerini bildirmişlerdi. **Geiger ve ark. (77)** in vivo çalışmalarında fluorürlü bir gargaranın ortodontik tedavi sırasında meydana gelebilecek demineralizasyon üzerine etkilerini değerlendirmiş deney grubunda saptanan beyaz nokta lezyonlarının kontrol grubundakilere oranla % 25 daha az olduğunu tespit etmişlerdir. Bunlara karşılık **Willmot (18)**, 2004 yılında ortodontik tedavi sonrası görülen beyaz nokta lezyonlarını incelediği çalışmasında düşük fluorür konsantrasyonlu diş macunu ve ağız gargarası kullanan grup ile kontrol grubu arasında lezyonların remineralizasyonu açısından anlamlı bir fark saptanmadığını bildirmiştir.

Bu tarz topikal fluorür uygulamaları yararlı olmakla birlikte tamamen hasta kooperasyonuna bağlı olduğundan her zaman iyi netice alınamamaktadır (54,77-79). **Geiger ve ark. (77)**, çeşitli ağız hijyeni programı uyguladıkları hastalardan %13' ünün kooperasyonunun iyi olduğunu, geri kalan hastaların gereken

uygulamaların çok azını ya da hiçbirini gerçekleştiremediklerini bildirmişlerdir. Yine **Geiger ve ark. (54)** benzer şekilde fluorürlü gargara kullanımını değerlendirdikleri bir diğer çalışmalarında hastaların % 50'sinde kooperasyonun yetersiz olduğunu belirtmişlerdir. Bu yüzden, ortodontik tedavi sırasında hasta kooperasyonu gerekmeden demineralizasyonun engellenebilmesi için yeni yollar arayışına gidilmiş ve zaman içerisinde braket çevresindeki mine dokusunu güçlendirmeye yönelik klinikte uygulanan profesyonel yaklaşımlar daha ağırlıklı olarak tercih edilmeye başlanmıştır. Bazı araştırmacılar braket yapıştırma işleminden önce ve sonra fluorürlü jel ya da lak uygulaması yapmışlardır. Asitleme işleminden sonra fluorür jeli uygulamasının minenin demineralizasyona olan direncini güçlendirdiğini ve bu uygulamanın braketin tutunma direncini etkilemeden mine yüzeyinde fluorür miktarını arttırdığını bildiren çalışmalar mevcuttur (48,80,81). **Ogaard ve ark. (7)**, pH'ı düşük olan fluorür jellerinin yüksek pH'lı jellere kıyasla daha etkili olduğunu belirtmişlerdir. Duraphat ve Duraflor gibi fluorür salgılayan lakların kullanıldığı çalışmalarda ise sadece kompozit uygulanmış dişlere oranla bu gruplarda mine çözünürlüğünde, braketlerin etrafında görülen mineral kaybında azalma olduğu bildirilmiştir (82-84). Benzer şekilde **Demito ve ark. (85)**, 2004 yılında yaptıkları çalışmada, ortodontik braketler etrafında meydana gelen demineralizasyonun önlenmesinde fluorürlü bir cilanın (Duraflor) etkinliğini değerlendirmişlerdir. Sığır dişleri üzerinde yapılan çalışmada, 20 diş üzerinde braketlerin etrafına Duraflor uygulanmış, 20 diş de sadece braketler yapıştırılarak kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Tüm dişler 35 gün boyunca, 37°C'de yapay tükürük ve yapay çürük solüsyonlarında bekletilmiştir. 15 gün sonunda deney grubunda Duraflor uygulaması tekrarlanmıştır. Siklusun sonunda dişlerden kesit alınarak, bu kesitlerin polarize ışık mikroskobu aracılığıyla fotomikrografları elde edilmiş ve fotomikrograflar Image ProPlus yazılımıyla incelenmiştir. İncelemenin sonunda, deney grubunda kontrol grubuna göre % 38 oranında daha az lezyon derinliği saptanmıştır.

Sudjalim ve ark. (86) 2007 yılında yaptıkları çalışmada sodyum fluorür (Colgate Neutrofluor 9000ppm)(NaF) ve %10 kazein fosfopeptid-amorf kalsiyum

fosfat (GC Tooth Mouse)(TM) kullanımının braketler etrafında meydana gelen demineralizasyonun önlenmesi üzerindeki etkinliğini karşılaştırmışlardır. 40 dişin kullanıldığı çalışmada, braketler 20 dişe Transbond XT (kompozit rezin) ile 20 dişe de Fuji Ortho LC (rezin modifiye cam iyonomer siman) ile yapıştırılmıştır. Örnekler rastgele seçilerek, deney maddeleri braket kenarlarına uygulanmak üzere kontrol, TM, TM/NaF ve NaF şekline dört çalışma grubu oluşturulmuştur. Gruplar 37°C'de karbopol demineralizasyon solüsyonunda 96 saat süreyle bekletilmiştir. 8 saatlik aralarla örneklerin kantitatif ışık floresansı görüntüleri alınmış ve 96 saat sonunda floresans değişiklikleri değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonunda, fluorür salgılayan rezin modifiye cam iyonomer siman, kompozit rezine göre demineralizasyonu azaltmakla birlikte, TM/NaF 'nin RMCIS ile birlikte kullanımı da çok belirgin olarak demineralizasyonu engellemiştir. Yine TM, NaF, TM/NaF'nin kompozit rezin ile kullanımı da kontrol grubuna göre demineralizasyonu azaltmıştır.

Diğer taraftan bu tür lakların fırçalama ve benzeri etkenlerle meydana gelen abrazyon nedeniyle etkilerini yitirmeleri ve sıklıkla uygulamalarının tekrarlanması gereksinimi kullanımlarını sınırlandırmaktadır (84,87).

Ortodontik tedavi sırasında kullanılacak bir başka fluorürlü araç ise fluorür içeren elastik ligatürlerdir. Elastik ligatürlerin mine demineralizasyonunu engelleme açısından özelliklerinin incelendiği çalışmalarda çeşitli sonuçlar bulunmuştur. Fluor-I-Tie ile yapılan çalışmada bu elastikten salgılanan fluorür miktarı incelenmiş ve serbestlenen fluorürün önemli miktarda olduğu ve klinikte demineralizasyonları engelleyebileceği bildirilmiştir (88). Buna karşılık **Doherty ve ark (89)**, fluorür salgılayan elastik ligatürlerin klinik performanslarını değerlendirdikleri çalışmalarında bu ligatürlerin anlamlı bir anti-karyojenik etki göstermediklerini tespit etmişlerdir. Bu durum ligatürlerin fluorür salgılayabilme sürelerinin yetersizliğine bağlanmıştır.

2.3.3. Yapıştırıcı Maddeler

Fluorürün sürekli olarak ortamda bulunması ve hasta kooperasyonu gerekmeden uygulanabilmesi gereksinimi, yapıştırıcı maddelerin özelliklerini ön plana çıkarmış ve yapıştırıcı maddelerin fluorür serbestleme özelliğine sahip olmaları dikkate alınmıştır. **Valk ve Davidson (90)**, sabit ortodontik tedavi sırasında yapıştırıcı maddelerden salınan fluorür etkisiyle braket çevresindeki 1 mm'lik alanda koruma sağlandığını, fluorür serbestleme özelliği olmayan yapıştırıcı maddelerin ise braket kenarlarında ve altında demineralizasyonu engelleyemediklerini belirtmişlerdir.

Piyasada, fluorür salgılayan ve ortodontik amaçla kullanılan pek çok yapıştırıcı madde mevcuttur. Bunları genel olarak cam iyonomer simanlar, rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve kompozit simanlar olarak gruplayabiliriz.

2.3.3.1. Cam İyonomer Simanlar

1972 yılında **Wilson ve Kent (91)** tarafından bulunan cam iyonomer simanlar, mine, dentin ve değersiz metallere aynı zamanda plastik maddelere yapışma özelliğine sahiptirler (92,93). Çevre dokulara fluorür serbestleyebilme özellikleri nedeniyle, ortodontide bantların simantasyonu ve braketlerin yapıştırılması işlemlerinde kullanımları avantajlı hale gelmiştir (94).

Cam iyonomer simanların kompozit simanlara göre pek çok avantajlı özelliği olmasına rağmen tutunma dirençlerinin düşük olması kompozitleri daha tercih edilir kılmaktadır. Şimdiye kadar yapılan pek çok çalışmada cam iyonomer simanların çekme ve sıyırma kuvvetlerine karşı olan dirençlerinin kompozit simanlara oranla oldukça düşük olduğu bulunmuştur (74,95-100). Bu durum cam iyonomerlerin braket yapıştırma işlemi için çok uygun olmadığı sonucunu getirmiş ve bu sebeple yeni geliştirilen cam iyonomer simanların klinik performansının artırılması amacıyla özellikleri geliştirilmeye çalışılmıştır (101).

Geleneksel cam iyonomer simanlarda görülen bu tür sorunlar nedeniyle son yıllarda bu simanların modifiye bir şekli olan ve ikili sertleşme reaksiyonları ile polimerize edilen rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) geliştirilmiştir (102-104). Bu simanların polimerizasyonları için normal asit-baz reaksiyonlarının yanı sıra, bir ışık cihazının aktivasyonu da gereklidir. Bu simanlar, fotokimyasal reaksiyonlarının başlatılmasının klinisyen tarafından kontrol edilebilmesi ve minede rezinlerin infiltre oldukları bir tabaka oluşturmaları gibi klinik avantajı olan bazı özelliklere sahiptirler. Ayrıca içeriklerindeki rezin monomerlerin polimerizasyonlarına bağlı olarak bu simanların; sıkışma ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıklılıklarının, kırılma dirençlerinin, elastisite modüllerinin ve retansiyon oranlarının arttığı ve geleneksel CİS'lerden daha fazla olduğu da bildirilmiştir (102,104-107). **Sudjalim ve ark.'nın (86)** çalışmalarında rezin modifiye cam iyonomer simanın kompozit rezine göre mine demineralizasyonunu azaltmadaki etkinliği anlamlı olarak farklı bulunmuştur.

2.3.3.2. Kompozit Simanlar

Kompozit simanlar, ortodontide braket ve diğer ataşmanların yapıştırılması amacıyla 1970'li yılların ortalarından beri kullanılmaktadırlar (6,10,108). Kompozitler akrilik ya da diakrilat reçineler olarak ikiye ayrılırlar. Bu iki tip yapıştırıcı arasındaki en önemli fark, akrilik reçineler düz bağlar oluştururken, diakrilatların üç boyutlu çapraz bağlar kurmalarıdır. Bu çapraz bağ sayesinde su absorpsiyonu düşük daha güçlü bir yapı oluşur ve kompozit polimerizasyon sırasında daha az büzölmeye uğrar (109). Bu materyallerin asitlenmiş mine yüzeyine uygulanıyor olmaları da, materyalin mekanik retansiyonunu arttıran bir unsurdur.

Kompozitlerin yapılarına fluorür eklenerek demineralizasyon sorununun çözümü için yeni bir alternatif yaratılmıştır. Yapılarına fluorür ilave edilmiş kompozitlerin fluorür serbestleme özellikleri ve mekanik özellikleri ile ilgili çok sayıda araştırma yapılmıştır (11,12,82,110-118). Bazı araştırmacılar fluorür ihtiva eden kompozitlerin demineralizasyonu engellemede etkin olduğunu belirtirken

(12,110,115,117), bazı araştırmacılar ise tam aksini savunmuşlardır (11,82,114,116). Bu farklı sonuçlar, araştırmalarda kullanılan kompozitlerin fluorür serbestleme özelliklerindeki farklılara bağlanmaktadır. Genellikle kompozitlerin oldukça kısa süreli ve az miktarda fluorür serbestledikleri belirtilmiştir (112,113,119). Bunun yanında bir materyalin mine demineralizasyonunu engelleyebilmesinde retansiyon kuvvetinin fluorür salgılama potansiyelinden daha önemli olduğunu belirten araştırmacılar vardır (120).

Sonis ve Snell (116), 1989 yılında yaptıkları çalışmada ışıkla sertleşen klasik bir *bonding* sistemi ile ışıkla sertleşen ve fluorür salgılayan bir *bonding* sisteminin mine demineralizasyonu üzerindeki etkilerini karşılaştırmışlardır. Braket yapıştırılmış 206 dişin kontrol grubu ve braket yapıştırılmış 206 dişin de deney grubu olarak kullanıldığı 22 hasta üzerinde yapılan çalışmada ortalama 25 aylık tedavi süresinin sonunda kontrol grubunda oluşan demineralizasyonda anlamlı bir artış gözlenmiştir.

Kompozit simanların klinik performansları nedeniyle daha fazla tercih edilmeleri doğrultusunda bu simanlarla birlikte kullanılacak demineralizasyon önleyici yöntemler geliştirilmiştir. Mine yüzeyinin izolasyonuna yönelik yüzey koruyucuları geliştirilmiş ve üretici firmaları tarafından bunların kompozit yapıştırıcıların primerleri olarak da kullanılacağı belirtilmiştir.

2.3.4. Yüzey Koruyucuları

Günümüzde yüzey koruyucu olarak kullanılan reçinelerin ana maddesi 1963 yılında Bowen tarafından tanıtılmış olan bis GMA olup, Bis GMA, bis (4-hidroksifenil) dimetiltetan ve glisidilmetakrilatın reaksiyonundan oluşan bir üründür. Yüzey koruyucuların kimyasal ve ışıkla sertleşen olmak üzere iki tipi mevcuttur.

Ortodontik tedavi sırasında meydana gelen demineralizasyonların önlenmesinde yüzey koruyucu kullanılması ile ilgili çalışmalar günümüzden önce başlamıştır (121-123). **Reynolds (123)**, 1976 yılında yaptığı çalışmada mine

izolasyon materyalleri (yüzey koruyucu) olarak doldurulmamış rezinleri ve silanları tanımlamıştır. **Banks ve Richmond (55)** çalışmalarında silanların, mine ve kompozit arasındaki bağlanma dayanımını arttırmalarına rağmen demineralizasyonu önlemede yeterince etkin olmazken, minenin korunmasını sağlayan asıl yüzey koruyucuların doldurulmamış rezinler olduğunu belirtmişlerdir. Buna karşılık doldurulmamış ya da yarı doldurulmuş rezinlerin abrazyon dirençlerinin düşük olduğunu dolayısıyla demineralizasyonu engellemede yeterince etkin olmadıklarını belirten araştırmacılar mevcuttur (120,124). İlk başlarda yapılan çalışmalarda, rezin yüzey koruyucularının mine demineralizasyonunu önlemede anlamlı sonuçlar ortaya koyduğu görülmüştür (13,14). Zamanla, özellikle kimyasal olarak polimerize olan yüzey koruyucularının bir takım dezavantajları ortaya çıkmıştır. Yüzey koruyucu tabakasında oksijen baskılaması nedeniyle tam olarak polimerize olamayan katmanlar kaldığı tespit edilmiştir (15). Yüzey koruyucunun ince bir tabakada hava ile teması sonucu oksijenin baskıladığı bir tabaka oluşmakta ve bu yüzden mine yüzeyi tam olarak izole edilememektedir (15,125). **Ceen ve Gwinnett (126)**, yüzey koruyucuların mikroskobik olarak kalınlıklarını inceledikleri çalışmalarında, kimyasal yolla polimerize olan yüzey koruyucularında 50–100 µm kalınlığında polimerize olamamış tabakalar olduğunu göstermişlerdir. Bunun yanında yüzey koruyucunun retansiyonu, materyalin uygulanma şekliyle de yakından ilgilidir. Yüzey koruyucu uygulanmadan önce çok iyi izolasyon sağlanıp kuru bir ortam elde edilmelidir (120). Yüzey koruyucuların asıl işlevi mine yüzeyini izole ederek plak asitlerinin mineyi etkilemelerini engellemek ve dolayısıyla demineralizasyon oluşumunu ortadan kaldırmaktır. Ancak son yıllarda materyallerin etkinliğini arttırmak için yapılarına florür eklenmesi de söz konusu olmuştur.

Banks ve Richmond (55), çalışmalarında visköz yapıda ve kimyasal sertleşen bir yüzey koruyucu olan Maximum Cure ile ışıkla sertleşen Transbond XT rezinini kıyaslamış ve Maximum Cure' ün Transbond XT' ye oranla demineralizasyonu engellediği tespit etmişlerdir. Maximum Cure' ün yaklaşık %13 oranında gösterdiği demineralizasyonu azaltma oranının yetersizliği, yüzey

koruyucunun polimerizasyonu sırasında mine yüzeyinde oluşan oksijenin baskıladığı tabakaya bağlanmıştır. Transbond XT' nin, demineralizasyonu engellemede etkin bir sonuç gösteremediği belirtilmiştir.

Frazier ve ark. (127), 1996 yılında yaptıkları çalışmada ışıkla sertleşen doldurulmamış bir rezin bonding ajanı olan Concise ile ışıkla sertleşen pit ve fissür yüzey koruyucu olan Delton'un ortodontik tedavi sırasında oluşan demineralizasyonu engelleme üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. 40 insan dişinin kullanıldığı çalışmada tüm dişlere braketler Concise kullanılarak yapıştırılmış ve deney grubundaki dişlere ayrıca Delton yüzey koruyucu uygulanmıştır. 95 saat 45 dakika süren demineralizasyon periyodunun ardından, dişlerden alınan kesitler polarize ışık mikroskobu ile incelenmiş ve kontrol grubunu oluşturan tüm dişlerde demineralizasyon gözlenirken, deney grubunu oluşturan dişlerin %80' inde demineralizasyon gözlenmemiştir. Yüzey koruyucu uygulanan grubun %20' sinde izole mine kaybının bulunduğu alanlar tespit edilmiştir. Araştırmacılar bu durumu yüzey koruyucu tabakasında meydana gelen polimerizasyon problemlerine bağlamışlardır.

Bunlara karşılık **Wenderoth ve ark. (128)** 'nın fluorür serbestleyen, ışıkla sertleşen ve hafif doldurulmuş bir yüzey koruyucusunu inceledikleri in vivo çalışmalarında ise kontrol grubu ve deney grubu arasında meydana gelen mine demineralizasyonu açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu sonuç, yüzey koruyucunun abrazyon direncinin yetersiz olmasına ve klinik uygulamasında karşılaşılan izolasyon problemlerine bağlanmıştır.

Son yıllarda üretici firmalar, içerisinde doldurucu partiküller ihtiva eden doldurulmuş rezinlerin geliştirilmesine ağırlık vermişler ve bu sayede hem oksijenin baskıladığı tabaka oluşturmayan hem de abrazyon direnci daha yüksek olan yüzey koruyucuları piyasaya sürmüşlerdir. Çalışmamızda kullanılan ProSeal™ ve BisCover™ LV seal materyalleri de üretici firmaları tarafından bu yan etkileri ortadan kaldıracak şekilde üretilmiş yüzey koruyucularıdır.

Hu ve Featherstone (78) 2005 yılında yaptıkları bir çalışmada, in vitro olarak ışıkla sertleşen doldurulmuş bir yüzey koruyucu olan ProSeal' in etkinliğini ortodontik tedavi sırasında dişlerin bukkal yüzeylerinde oluşan demineralizasyonu önleme açısından değerlendirmişlerdir. Çalışmada, 10'ar adet insan üçüncü molarından oluşan 5 grup kullanılmıştır. Gruplar, işlem görmemiş mine yüzeyi, asitlenmiş mine yüzeyi, florürlü bir cila uygulanmış mine yüzeyi, asitlenmiş ve doldurulmamış yüzey koruyucu (Transbond XT) uygulanmış mine yüzeyi ve doldurulmuş yüzey koruyucu (ProSeal) uygulanmış mine yüzeyine sahip dişlerden oluşmaktadır. Tüm dişler, 14 gün süreyle günde 6 saat demineralizasyon ve 17 saat remineralizasyon solüsyonlarında bekletilmiştir. Dişlere standart bir kuvvet uygulanarak her gün 15000 fırça darbesi uygulanmıştır. Remineralizasyon ve demineralizasyon siklusunun sonunda dişler, kesit mikrosertlik testiyle değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda, ProSeal uygulanan grupta diğer gruplara oranla anlamlı olarak daha az demineralizasyon gözlenmiştir.

2.4. Demineralizasyonların ve Diş Minesi Mineral Yapısının İncelenme Yöntemleri

Ortodontide günümüze kadar yapılan çalışmalarda, minenin mineral yapısının incelenmesi ve mine demineralizasyonlarının tespiti için çeşitli yöntemler kullanılmıştır.

2.4.1. Klinik Gözleme Dayalı Hazırlanan Skalalar

Bazı araştırmacılar demineralizasyon lezyonlarını klinik görünümünün şiddetine göre sınıflandırmışlardır (3,115). **Gorelick ve ark.' nın (3)**, hastalardan alınan intraoral fotoğrafların çeşitli ebatlarda büyütülmesi ve değerlendirilmesi sonucu yaptıkları sınıflamaya göre '1=yok, 2=hafif, 3=siddetli, 4=kavite oluşumunu' göstermektedir.

2.4.2. Polarize Işık Mikroskobu

Dişlerden alınan kesitlerin polarize ışık mikroskobu ile maksimum aydınlatma altında ve belirli katsayılarla büyütülerek fotoğraflanması ve bu fotoğraflar üzerinde lezyon derinliklerinin incelenmesiyle demineralizasyonun değerlendirildiği bir yöntemdir (83,84,127).

Schmit ve ark (84), 2002 yılında rezin modifiye cam iyonomer siman ve kompozit rezinle yapıştırılmış braketlerin etrafına uygulanan fluorürlü cilanın demineralizasyon üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, 31 günlük de- ve remineralizasyon siklusunun sonunda dişlerden alınan kesitleri polarize ışık mikroskobu altında incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda rezin modifiye cam iyonomer simanla yapıştırılmış braketlerin etrafında oluşan lezyon derinliklerinde cilalı ve cilasız gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

2.4.3. Transvers Mikroradyografi

Dişlerden alınan transvers kesitlerin mikroradyografilerinin çekilmesi ve bu radyografilerin çeşitli bilgisayar yazılımlarıyla incelenmesi sonucunda tanımlanan formüllerle meydana gelen mineral kaybının belirlenmesine yönelik bir tekniktir. **Doherty ve ark. (89)**, 2002 yılında yaptıkları çalışmalarında transvers mikroradyografi değerlendirmesinin minenin mineral içeriğinin belirlenmesinde etkin ve pratik bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir.

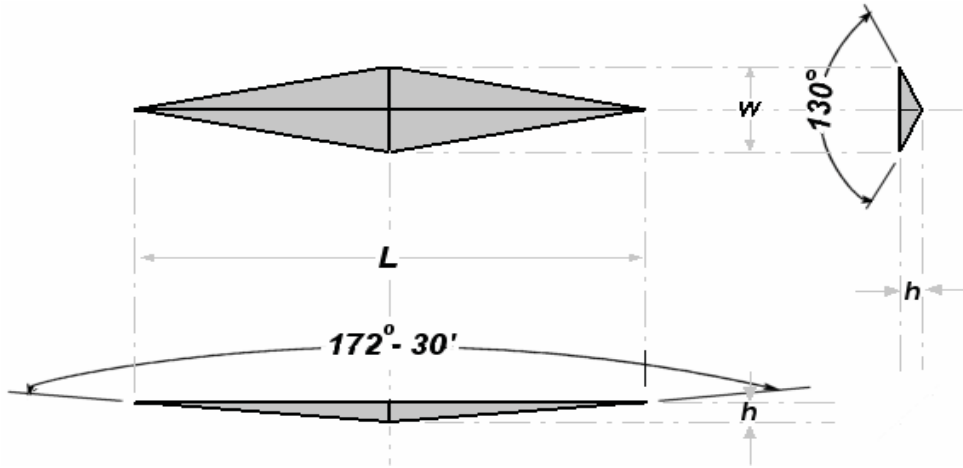
2.4.4. Asit Biyopsisi

Minedeki fluorür konsantrasyonunun belirlenmesinde kullanılan bir yöntemdir. 1968 yılında **McCann (129)** tarafından bulunmuş ve zamanla geliştirilmiştir. Mine yüzeyinden perklorik asit kullanımıyla biyopsi alınmasının ardından, çözünen sıvı içerisinde fluorür, kalsiyum ve fosfat miktarı tespit edilip, kalsiyum ve fosfat ölçümü ile minenin çözülme miktarı da belirlenebilmektedir. Asit biyopsisinin, diş minesindeki fluorür tespitinde kullanılabilinecek güvenilir bir yöntem olduğu çeşitli araştırmalarla gösterilmiştir (69,130).

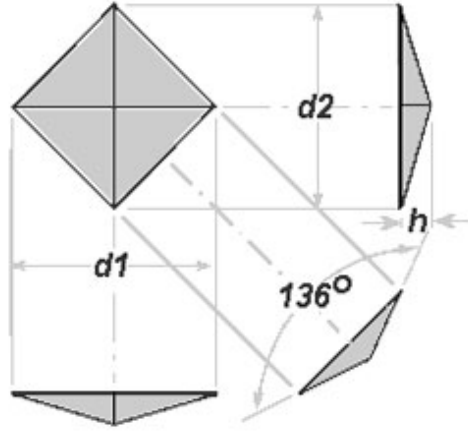
2.4.5. Mikrosertlik Testi

Mikrosertlik ölçme cihazı, elmas bir uç ile ışık mikroskobu altında cisimlerin yüzeylerine belirli ağırlıkların belirli sürelerde uygulanmasıyla yüzeyler üzerinde izler oluşturulması ve bu izlerin derinliklerinin değerlendirilmesi ile test edilen cismin sertlik değerinin belirlenmesi şeklinde çalışan bir cihazdır. Mikrosertlik terimi aslında yanlış anlaşılan bir terimdir çünkü test edilen malzemelerin sertlikleri ile ilgili 'mikro' diyebileceğimiz hiçbir özellik olmayıp, sadece elde edilen izler mikro düzeydedir. Mikrosertlik ölçümlerinin yapılması esnasında 1 gr ila 3 kg yük uygulanabilmektedir.

Temel olarak iki çeşit mikrosertlik ölçme şekli vardır. Bu yöntemler arasındaki fark, aygıtların iz oluşturmaya yarayan uçlarının şekilleridir (Şekil 2.1 ve Şekil 2.2). Bunlardan ilki olan Vickers 1925 yılında İngiltere'de geliştirilmiş olup ayrıca 'elmas piramit' olarak da isimlendirilmektedir. Bu yöntemde eşkenar piramit esaslı elmas bir uç kullanılmaktadır. Mikrosertlik ölçümleri için kullanılan diğer bir yöntem ise, 1939 yılında National Bureau Standarda (USA) tarafından geliştirilen Knoop'tur. Knoop ucu, aynı yük kullanılarak yapılan Vickers sertlik ölçümleri ile karşılaştırıldığında nispeten daha derin izler bırakır.



Şekil 2.1. Knoop ucunun şekli ve ucu oluşturan açılar



Şekil 2.2. Vickers ucunun şekli ve ucu oluşturan açılar

Yukarıda bahsedilen demineralizasyon tespiti için kullanılan yöntemlerin çoğu dişlerden kesit alma ya da benzer bir yöntemle geri dönüşü olmayan yıkım işlemlerini içeren yöntemlerdir. Demineralize alanların klinikte, rahat uygulanabilen ve güvenilir yöntemlerle tespit edilebilmesi için son yıllarda yeni teknikler geliştirilmiştir (131). Bu tekniklerin pek çoğu dişlerin floresans özellik göstermeleri prensibine dayanarak geliştirilmiş cihazların kullanıma dayanmaktadır. Floresans, soğuk cisimlerde moleküler fotonun yutulmasının daha uzun bir dalga boyunda diğer bir fotonun yayılmasını tetiklemesiyle gerçekleşen ışık verme olayıdır.

İnsan dişlerinin organik komponentlerinin floresans özellik göstermeleri konusuna ilk değinen **Benedict (131)** olup çalışmasında sağlam ve çürük minenin floresans özellikleri arasındaki farka da değinmiştir. Sağlıklı mine ve dentin, demineralize dokularla kıyaslandığında farklı floresans özellik gösterir. Bunun nedeni, demineralize dokuların boyayı daha fazla absorbe ederek daha güçlü floresan özelliği göstermeleridir.

Lazer floresans yöntemi ilk olarak, 1982 yılında **Bjakhagen (132)** tarafından 488 nm' lik mavi yeşil argon lazer ışığıyla sağlam ve çürük insan minesini arasında karşılaştırma yapılarak denenmiş ve bu yöntemle sağlam ve çürük mine arasındaki farkların kolaylıkla izlenebileceği gösterilmiştir. Pit ve fissürlerdeki yeni

başlamış bir demineralizasyon alanının ısırma radyografiden önce lazer floresans yöntemiyle gözlenebildiği ilk kez **Stookey' nin (133)** çalışmasında belirtilmiştir.

2.4.6. Kantitatif Işık Etkili Floresans (QLF™)

Kantitatif ışık etkili floresans, diş dokularının floresans özelliği göstermeleri prensibine dayanarak çalışan bir aygıttır. Floresans özelliği yani ışık verme olayı, absorbe edilen ışığın renginden başka bir renkte ışık verme şeklinde gerçekleşir. Sağlıklı bir diş belli bir dalgaboyundaki mavi ışıkla aydınlatılırsa, dişin yapısında bulunan ve flofor (fluophore) adı verilen yapılar mavi ışığı absorbe edip, yeşil ışık şeklinde geri yansıtırlar (Resim2.3).



Resim 2.3. Sağlıklı bir dişin QLF™ görüntüsü

QLF™ görüntülerinde demineralize alanlar, erken çürük lezyonları yeşil fon üzerinde koyu renkli alanlar olarak görünürler. QLF™ ile 30 mikron derinliğe kadar (0.03 mm) yayılan erken çürük lezyonlarının teşhis edilebileceği bildirilmiştir (310). Lazer floresans yönteminde çift şarj edilebilen aygıt (CCD: charged coupled device), mikro video kamera ve bilgisayar destekli görüntü analizi kullanılır. Bu yöntem ortodontik tedavi maksatlı çekimi tasarlanan premolarlar üzerindeki plak birikimi sağlayan braketter kullanılarak in vivo olarak denenmiş ve lazer floresans, farklı zamanlarda lezyonun boyutundaki mineral içeriğindeki değişiklikleri de saptayabilmiştir (134). **Hafstorm-Bjorkman ve ark. (135)** çalışmalarında QLF™ kullanımını değerlendirmiş ve longitudinal mikroradyografi ile kıyaslandığında

mineral kaybının gösterilmesinde lazer floresans tekniğinin doğruluğunu göstermişlerdir.

Işığın dağıtılması ya da saçılması, mineral kaybıyla ilişkili olarak çürük lezyonunun ölçümünde kullanılır. Yapılan çalışmalarda beyaz nokta lezyonlarının ışık dağıtım tekniğiyle teşhisinde eşik başlangıç değeri bulunamamıştır. İn vitro çalışmalarda sadece 25 µ derinliğe sahip lezyonlar ölçülebilmektedir. Düz yüzey çürüklerinde ise, ışık yansıtma tekniğinin kullanımının sınırlı olması bu tekniğin önemli bir dezavantajıdır. Ancak QLF™ sistemi ile oklüzal çürüklerin ve düz yüzey çürüklerinin teşhisinin geliştirilmesi için çalışmalar hala devam etmektedir.

2.4.7. Diyetli Lazer Floresans (DIAGNOdent)

Hibst ve Gall (136), yapmış oldukları çalışmada çürüklerin floresansa olan hassasiyetlerinin çürük ilerledikçe arttığını ortaya koymuşlardır. Bu noktadan yola çıkılarak taşınabilir diyetli lazer sistemi (DIAGNOdent, Kavo, Biberach, Germany) geliştirilmiştir. Ayrıca bu cihaz ile QLF™ gibi elde edilen görüntülerin analizi sonucunda değil klinik ortamında hemen sonuç alınabilmektedir (79).

Bu cihazda dişler organik ve inorganik kısımlar tarafından absorbe edilebilen 655 nm'lik lazer ışığıyla aydınlatılırlar. Çürük yapısındaki gelişmeyle ilişkili olarak dişin yapısındaki değişiklikler floresans ışığın yansımada bir artışa neden olurlar (137). Aygıtın verdiği sayısal değerlerle demineralizasyon ölçülebilir. Buna bağlı olarak, tekrarlanan ölçümlerle zaman içerisindeki farklılıklar kaydedilebilir.

DIAGNOdent, lazer ışığı demineralize bölgelere uygulandığında oluşan floresans özelliği değerlendirmektedir. Farklı diş renklerinden ve anatomik yapılardan dolayı hastaların tümünde bütün dişlerin aynı şekilde kalibre edilemediği, bu nedenle çürük teşhisinde şüpheli alanlardan elde edilen maksimum değerlerin kaydedilip, tekrar değerlendirilmede referans olarak kullanılması gerektiği bildirilmiştir (137). Böylece farklı zamanlarda yapılan

ölçümler arası farklar göz önünde bulundurularak tedavi seçenekleri değerlendirilebilmektedir.

DIAGNOdent, oklüzal yüzeylerde ve düz yüzeylerde kullanılmak üzere iki tip uca sahiptir. Yapılan çalışmalarda DIAGNOdent'in oklüzal yüzeylerde kullanımının güvenli olduğu, pit ve fissür çürüklerinin erken dönemde saptanmasında etkili olduğu bulunmuştur (137-141).

Shi ve ark (142), 2001 yılında yaptıkları çalışmada düz yüzeylerde oluşan demineralizasyon alanlarının değerlendirmesini in vitro olarak DIAGNOdent ölçümleri ve mikroradyografik - histopatolojik incelemelerle kıyaslamışlar ve DIAGNOdent'in düz yüzey çürük lezyonlarının tanımlanmasında etkili olduğunu ve tekrarlanabilir ölçümler sunduğunu saptamışlardır.

Benzer şekilde **Pinelli ve ark. (143)**, 2002 yılında 50 birey üzerinde 220 lezyonu in vivo çalışmalarında, DIAGNOdent ile yapılan aynı ve farklı gözlemci ölçüm değerlerini tekrarlanabilir bulmuşlar ve bu ölçümlerin klinik gözlem sonuçları ile anlamlı bir ilişki gösterdiğini saptamışlardır.

Staudt ve ark. (79), 2004 yılında yaptıkları çalışmada in vitro olarak DIAGNOdent'in beyaz nokta lezyonlarının incelenmesinde etkinliğini değerlendirmiş, braket ve bonding ajanlarının kaydedilen floresans değerleri üzerinde anlamlı etkiler oluşturmadığını saptamış ve DIAGNOdent'in in vitro olarak demineralizasyon tespitinde kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

2.4.8. Dijital Fiber-Optik Transilüminasyon (DIFOTI)

Bu yöntem, fiber optik transilüminasyon ve dijital kameranın birleştirildiği yeni bir yöntemdir. Fiber optik aydınlatma ile dişlerden alınan görüntülerin bir bilgisayar programıyla analiz edilmesi ve demineralize alanların tespit edilmesini sağlar. **Schneiderman ve ark. (144)** DIFOTI'yi değerlendirdikleri in vitro çalışmalarında aydınlatmanın ışık kaynağından diş yüzeyine fiber optiklerle taşındığını ve ışığın diş enine katetmesi sırasında ışığın saçılmasındaki

değişikliklerin görüntü alınmasında kullanıldığını belirtmişlerdir. DIFOTI sisteminde görüntüler bir dijital CCD kamera ile alınmakta ve CCD kullanımı, anlık görüntülerin projeksiyonunu sağladığı için farklı zamanlarda yapılan muayenelerdeki değişikliklerin kıyaslanmasına olanak sağlamaktadır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. GEREÇ:

3.1.1. Braketler

Çalışmamızda 0.018 inch slotlu Standart Edgewise premolar braketleri (Dynalock™, 3M Unitek, Monrovia, California) kullanılmıştır.

3.1.2. Bonding Materyali

Çalışmamızda bütün deney gruplarında Transbond™ XT (3M, Unitek, Pucheim, Germany) yapıştırıcı madde olarak kullanılmıştır (Resim 3.1).

Transbond™ XT:

3M Unitek firmasının ürünüdür. Işıkla sertleşen ve florür salgılamayan pasta-likit (no-mix) yapıda bir kompozit yapıştırıcıdır. %14 Bis GMA, %9 Bis EMA'dan oluşup içinde %77 oranında quartz ve sub-mikron silika partikülleri vardır.

Transbond™ XT Primer:

3M Unitek firmasının ışıkla sertleşen bir ürünüdür. İçeriğinde %45-55 oranında Bis EMA, %45-55 oranında Triethilen-GMA bulunmaktadır.



Resim 3.1. Transbond™ XT primeri ve pastası

3.1.3. Yüzey Koruyucuları

Çalışmamızda üç deney grubu bulunmaktadır. Birinci gruptaki dişlere braketler sadece Transbond™ XT ile yapıştırılmış ve bu grup kontrol grubu olarak kullanılmıştır. İkinci grupta braketler yapıştırılmadan önce dişlerin bukkal yüzeylerine BisCover™ LV (Bisco Inc, Schaumburg) uygulaması yapılmıştır (Resim 3.2). Üçüncü grupta ise braketler yapıştırılmadan önce dişlerin bukkal yüzeylerine ProSeal™ (Reliance Orthodontic Products, Itasca) uygulaması yapılmıştır (Resim 3.2).

3.1.3.1. BisCover™ LV:

Bisco firmasının bir ürünüdür. İçeriğinde %20 – 50 oranında ethoxylated bisfenol A, %20 – 40 oranında diakrilat, %20 – 40 oranında üretan akrilat ester, polietilenoglikol diakrilat bulunmaktadır. Işıkla sertleşen bir yüzey koruyucudur.



Resim 3.2. BisCover™ LV ve ProSeal™ yüzey koruyucu

3.1.3.2. ProSeal™:

Reliance Orthodontics firmasının bir ürünüdür. İçeriğinde %10 – 50 oranında ethoxylated bisfenol A diakrilat, %10 – 40 oranında urethane acrylate ester, %10-40 oranında polyethyleneglycol diacrylate bulunmaktadır. Fluorür salgılama özelliğine sahip bir yüzey koruyucudur.

3.1.4. LED Işın Cihazı

Yapıştırıcı maddenin ve yüzey koruyucuların polimerizasyonu için 440 – 480 nm dalgaboyunda ışık veren bir LED ışın cihazı olan Mectron Starlight pS kullanılmıştır. (Resim 3.3)



Resim 3.3. Mectron Starlight LED ışın cihazı

3.1.5. DIAGNOdent

Çalışmamızda dişlerin floresans ölçümleri için DIAGNOdent (KaVo, Biberach, Germany) diyotlu lazer aygıtı kullanılmıştır (Resim 3.4). Aygıt, 0 ila 99 arasında floresans değerleri vermektedir. Aygıtın düz yüzeyler ve oklüzal yüzeyler için tasarlanmış A ve B olmak üzere iki tip ucu bulunmaktadır (Resim 3.5).



Resim 3.4. Lazer floresans aygıtı, DIAGNOdent



Resim 3.5. Aygıtın A ve B tipindeki uçları

3.1.6. Mikrotom Cihazı

Mikrosertlik testinin uygulamasında köklerin ayrılması ve braketin orta kısmından geçecek şekilde dişlerin bukkolingual olarak ayrılmaları için Buehler® (Lake Bluff, Illinois, USA) su soğutmalı mikrotom cihazı, çift taraflı kesen elmas disk ile birlikte kullanılmıştır (Resim 3.6).



Resim 3.6. Mikrotom

3.1.7. Cilalama Aygıtı

Elde edilen diş kesitlerinin akrilik içine gömülmesinin ardından hazırlanan örneklerin yüzey dzeltimleri 320, 600 ve 1200 gridlik Al₂O₃ kağıt diskler kullanılarak Buehler® Phoenix Beta (Lake Bluff, Illinois, USA) cilalama aygıtı ile yapılmıştır (Resim 3.7).



Resim 3.7. Cilalama aygıtı

3.1.8. Mikrosertlik Test Cihazı

Mikrosertlik analizleri, Vickers elmas ucu bulunan Buehler® Micromet 5114 (Lake Bluff, Illinois, USA) mikrosertlik test cihazı ile yapılmıştır (Resim 3.8).



Resim 3.8. Mikrosertlik Test Cihazı

3.2. YÖNTEM

3.2.1. Dişlerin hazırlanması ve saklanması

Çalışmamızda, ortodontik tedavi amacıyla çekilmiş çürüksüz, minesinde çatlak veya kırık içermeyen 60 adet insan premolar dişi kullanılmıştır. Çekilmiş dişlerin yüzeyindeki yumuşak doku kalıntıları bir küret yardımıyla temizlenmiş ve deney başlatılana kadar dişler % 0.1'lik timol solüsyonu içinde, buzdolabında saklanmıştır. % 0.1'lik timol solüsyonu, yapay demineralizasyonun histolojik sonuçları üzerinde yıkıcı etkiler oluşturmadan antimikrobiyal etki gösteren bir solüsyondur (145). Dişlerin mine yüzeyleri fluorür içermeyen bir pomza ile temizlenmiş ve deionize su ile yıkanmıştır.

3.2.2. Başlangıç DIAGNOdent Ölçümleri

Tüm dişler, deneye başlamadan önce gözden kaçan demineralizasyon alanları olmaması için DIAGNOdent ile incelenmiştir. Aygıtın kalibrasyonu, üretici firmanın belirttiği şekilde, diş üzerinde güvenilir bir noktadan yapılmıştır. Çalışmamızda bu nokta, demineralizasyon riski daha az olduğu için dişlerin lingual yüzeylerinden bir nokta olacak şekilde seçilmiştir. Başlangıçta ve deneyin sonunda yapılan ölçümlerin aynı noktadan yapılabilmesi için, ortasında braket tabanının genişliği kadar boşluk bulunan plastik bir şablon hazırlanmıştır. Boşluğun dört kenarında gingival, insizal, mezial ve distal kenarları belirtmek üzere DIAGNOdent'in ucu genişliğinde delikler açılmıştır. Ölçümler, aletin düz yüzey değerlendirmesi için tasarlanmış olan B tipi ucu ile yapılmıştır. İlk ölçümleri yapmadan önce, şablon üzerindeki braket boşluğunun köşelerine işaret kalemi ile noktalar konulmuş ve braketin yapıştırılacağı alan belirlenmiştir. Deneyin sonunda da şablon braketin etrafına yerleştirilerek aynı noktalardan fluoresans ölçümü yapılması sağlanmıştır.

Tüm dişler, onarlı gruplar halinde bukkal yüzeyleri açıkta kalacak şekilde silikon esaslı ölçü maddesinden hazırlanmış kalıplar içerisine yerleştirilmişlerdir. Bu şekilde sabitlenen dişlerin DIAGNOdent ölçümleri, yüzey koruyucu uygulamaları ve dişlere braketlerin yapıştırılması işlemleri bu kalıplar üzerinde yapılmıştır (Resim 3.9).



Resim 3.9. Örneklerin yerleştirildiği silikon kalıplar

3.2.3. Grupların oluşturulması ve braketlerin yapıştırılması

Dişler, yirmişerlik üç eşit gruba ayrılmışlardır. Bu şekilde iki çalışma grubu ve bir kontrol grubu oluşturulmuştur. Dişlerin bukkal yüzeyleri hem yüzey koruyucularının uygulanabilmesi, hem de klinik uygulamaların taklidi için tamamen asitlenmiştir. Dişler, % 37'lik fosforik asit kullanılarak 30 saniye süre ile asitlenmiş, 15 saniye boyunca su ile yıkanmış ve 15 saniye boyunca da hava ile kurutulmuştur. Kullanılan yapıştırıcı madde, üretici firmanın direktifleri doğrultusunda uygulanmıştır. Kontrol olarak kullandığımız Transbond™ XT grubunda asitlenmiş mine yüzeyi üzerine Transbond™ XT primeri uygulanmış ve diğer gruplarla standardizasyon sağlamak için 20 saniye süre ile polimerize edilmiştir. Kontrol grubunda ayrıca bir işlem uygulanmadan braketler Transbond™ XT ile yapıştırılmış ve 20 saniye polimerize edilmiştir. İkinci grupta asitleme işleminin ardından, dişlerin mine yüzeylerine ProSeal™ yüzey koruyucu uygulaması yapılmış ve 20 saniye polimerize edilmiştir. Daha sonra braketler Transbond™ XT ile birinci gruba aynı şekilde yapıştırılmıştır. Üçüncü grupta da asitleme işleminin ardından, dişlerin mine yüzeylerine BisCover™ LV yüzey koruyucu uygulanmış ve 20 saniye polimerize edilmiştir. Daha sonra braketler aynı şekilde Transbond™ XT ile yapıştırılmıştır. Deney gruplarında, ProSeal™ ve BisCover™ LV'nin kullanım direktiflerinde belirtildiği üzere ayrıca Transbond™ XT primeri kullanılmamıştır. Braketler; meziodistal olarak kontur yüksekliğinde, okluzogingival olarak orta 1/3'lük kısma ve dişin uzun aksına paralel yerleştirilmiştir. Braketin etrafından taşan yapıştırıcı madde

bir sond yardımıyla temizlenmiştir. Polimerizasyon işlemi için Mectron Starlight pS LED kullanılmıştır.

3.2.4. Demineralizasyon ve Remineralizasyon Solüsyonları

Çalışmamızda kullanılan demineralizasyon ve remineralizasyon solüsyonlarının içeriği **Gillgrass ve ark. (146)** çalışmalarında kullandıkları solüsyonlarla aynı yapıdadır. Çalışmalarında aynı solüsyon içeriklerini kullanan başka araştırmacılar da (85,147) söz konusu olmakla birlikte in vitro çalışmalarda kullanılan solüsyonların içeriğinin ana bileşenleri ortaktır.

Çalışmamızda kullanılan demineralizasyon solüsyonunun içeriği aşağıdaki gibi olup asetik asit solüsyonun pH' ını düşürerek plak bakterilerinin oluşturduğu asidik ortama benzer bir ortam oluşturmaktadır.

2.2 mM Ca^{+2}

2.2 mM PO_4^-

50 mM asetik asit

Solüsyonun pH değeri 4.4'tür.

Çalışmamızda kullanılan remineralizasyon solüsyonunun içeriği aşağıda belirtildiği gibidir:

20 mM $NaHCO_3$

2.2 mM NaH_2PO_4

1 mM $CaCl_2$

Solüsyonun pH değeri 7'dir.

3.2.5. Deney Düzeneği

Her bir grupta yirmişer tane olmak üzere toplam altmış adet braket uygulanmış diş, her biri içinde 2 ml solüsyon bulunan cam esaslı tüplerde bekletilmiştir (Resim 3.10). Dişler bir gün içerisinde toplam 16 saat remineralizasyon, 7 saat de demineralizasyon solüsyonunda vücut ısısını taklit

edecek şekilde 37°C'de etüvde tutulmuştur (Resim 3.11). Dişler solüsyon değiştirilmeden önce deionize su ile yıkanmış ve hafifçe kurutulmuştur. Demineralizasyon solüsyonundan çıkarılan dişler fırçalama ile oluşan mekanik abrazyonu taklit etmek için elde, fırça (Oral B®, ortho brush) ile 30 saniye boyunca fırçalanmıştır. Demineralizasyon ve remineralizasyon siklusu 30 gün boyunca devam ettirilmiştir. Bu süre içerisinde ağızdaki tükürük akışını taklit etmek amacı ile solüsyonlar her değişimde yenilenmiştir.



Resim 3.10. Örneklerin bekletildiği cam esaslı tüpler



Resim 3.11. 37° C' de etüvde bekletilen örnekler

3.2.6. Değerlendirme metodu

3.2.6.1. Deney sonrası DIAGNOdent Ölçümleri

Demineralizasyon – remineralizasyon siklusu tamamlandıktan sonra, dişler musluk suyu altında yıkanmış ve her bir diş 30 saniye boyunca hava spreyi ile kurutulmuştur. Dişler deneye başlamadan önce hazırlanan silikon kalıplara tekrar yerleştirilmiştir. Başlangıç DIAGNOdent ölçümlerinin yapılmasında kullanılan plastik şablon yardımıyla, her bir diş üzerinde mezial, distal, oklüzal ve servikal olmak üzere dört noktadan ölçümler tekrarlanmıştır.

3.2.6.2. Mikrosertlik Ölçümleri

Çalışmamızda mine yüzeylerindeki demineralizasyon miktarının belirlenmesi için DIAGNOdent ölçümlerinin ardından, dişlere kesit mikrosertlik testi uygulanmıştır. Mikrosertlik testinin uygulanabilmesi için, su soğutmalı Buehler® mikrotom cihazı (Lake Bluff, Illinois, USA) ile dişler, braketin orta kısmından geçecek şekilde bukkolingual doğrultuda ikiye ayrılmış ve sonrasında dişlerin kökleri ayrılmıştır. Her diş örneği için alt ve üst yüzeyi birbirine paralel, iç çapı 15 mm ve

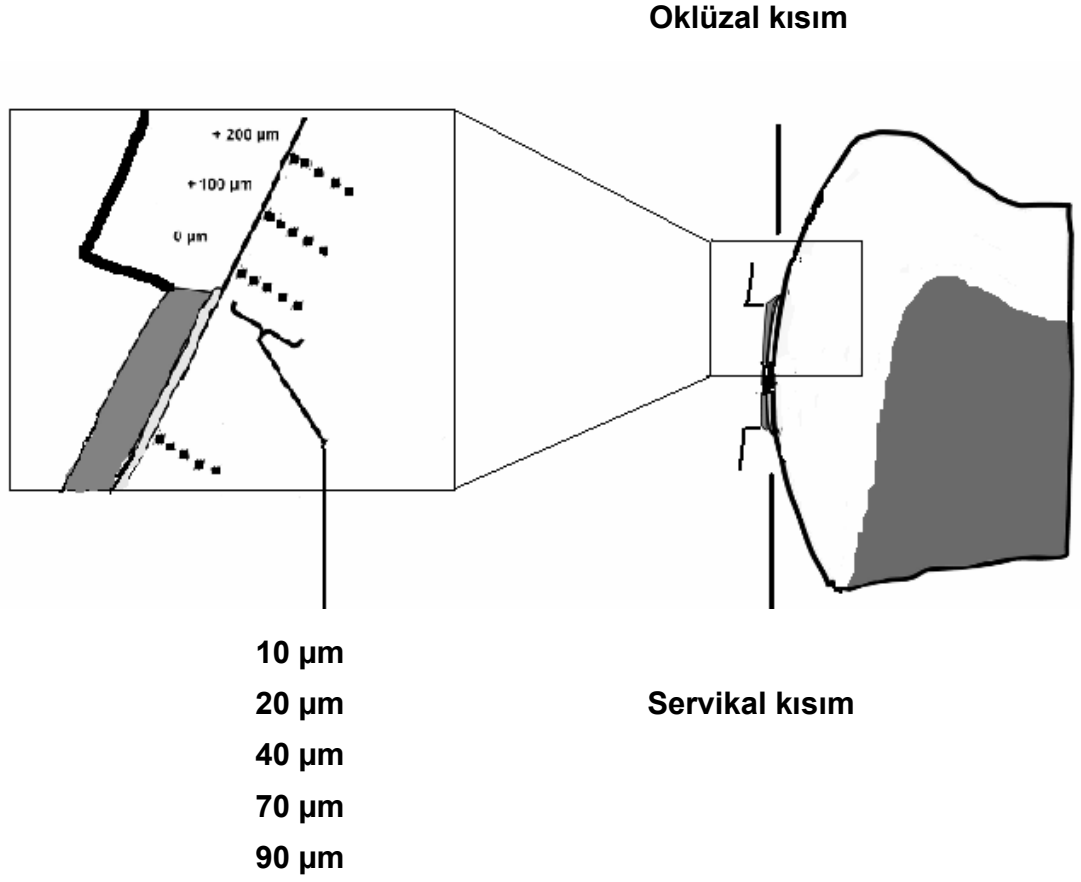
yüksekliği 10 mm olan özel metal halkalar hazırlanmıştır. Elde edilen yarım kuronlar, kesit yüzeyleri cam yüzeyine gelecek şekilde cam üzerine yerleştirildikten sonra üzerlerine metal halkalar geçirilerek akriliğe gömülmüştür. Bu yöntemle tüm diş kesitlerinin akrilik yüzeyleri ile aynı seviyede olması sağlanmıştır. Dişlerin cam yüzeyinden temasının kaybolmaması ve sabitlenmesi amacıyla ilk aşamada az miktarda soğuk akrilik halkaların içine konulmuştur. Yarım kuronun sabitlendiğinden emin olunduktan sonra, halkanın kalan kısmı soğuk akrilik ile doldurulmuştur. Akriliğin polimerizasyonunun tamamlanmasının ardından metal halkalar cam yüzeyinden uzaklaştırılmıştır. Örnekler sırasıyla 320, 600 ve 1200 grite kadar abrazyv kağıt disklerle (Al_2O_3) zımparalanmıştır. Zımparalama esnasında zımparalama yönü değiştirilerek bir önceki zımparanın sebep olduğu izler ortadan kaldırılmış ve eşit miktarda cilalama yapılabilmiştir. Zımparalama ve cilalama işlemleri sonucunda her örnekte düz bir yüzey elde edilmiştir (Resim 3.12). Elde edilen mine yüzeyleri mikroskop altında incelenmiş ve istenilen pürüzsüz yüzeyin elde edilemediği durumlarda zımparalama işlemleri tekrarlanmıştır. Cilalama sonrasında örnekler su ile yıkanıp kurutulmuştur. Çalışmanın her aşamasında örnekler kurumayı önlemek amacıyla kapaklı kaplarda, ıslatılmış pamuklar ile nemli ortamda saklanmıştır. Örnekler sadece ölçümler için kurutulmuş ve sonrasında tekrar nemli kaplara konulmuştur.

Mikrosertlik analizi, bir Vickers ucu bulunan Buehler® Micromet 5114 (Lake Bluff, Illinois, USA) mikrosertlik analiz cihazı ile yapılmıştır. Mikrosertlik ölçüm cihazı üzerindeki tablaya alt ve üst yüzeyi birbirine paralel hazırlanan metal halka içerisinde akriliğe gömülmüş diş kesit örneği yukarıya bakacak şekilde yerleştirilmifitir. Örnekler üzerine, suda çıkmayan mürekkepli kalem ile braketin orta kısmı işaretlenmiş ve diğer ölçüm noktaları tablanın üzerindeki dijimetre ile tayin edilmiştir. Vickers elmas ucunun oluşturduğu çentiğin diagonal uzunluğu cihazın üzerinde yer alan mikroskoptaki ölçüm sistemi aracılığıyla saptanmıştır. Vickers sertlik değerini, aygıt üzerinde bulunan hesaplama cihazı ile otomatik olarak hesaplanmıştır. Yapılan ön çalışmada 5 saniye süre ile 100 gr kuvvet uygulaması yapılarak izler oluşturulmuştur. Fakat bu kuvvet değerini ile değerlendirilebilir izler

tespit edilememiştir. 200 gr'ın üzerindeki kuvvet uygulamalarıyla da mine yüzeyinde 10 μm ' den fazla ilerleyen çatlaklar tespit edilmiştir. Bu yüzden ölçümler **Moura ve ark.' nin (148)** çalışmalarındaki yöntemle benzer şekilde 5 saniye boyunca 200 gr kuvvet uygulaması ile yapılmıştır. Her bir yarım kuron üzerinde 7 pozisyonda ve 5 derinlikte olmak üzere toplam 35 iz elde edilmiştir. Pozisyonlar, **Moura ve ark.' nin (148)** çalışmalarında tasarladıklarına benzer biçimde braket yüzeyinin orta kısmının altı, oklüzal ve servikal kısımlarda da ayrı ayrı olmak üzere braketin hemen kenarı, 100 μm ilerisi ve 200 μm ilerisi olarak belirlenmiştir. Her pozisyonda da dış yüzeyden iç kısımlara doğru olacak şekilde 10 μm , 20 μm , 40 μm , 70 μm ve 90 μm derinliklerde ölçümler yapılmıştır (Şekil 3.1).



Resim 3.12. Akrilik içerisine gömülmüş kesit örneği



Şekil 3.1. Mikrosertlik ölçümlerinin yapıldığı pozisyonlar ve derinlikler

3.3 İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada istatistiksel analizler GraphPad Prisma V.3 paket programı ile yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metodların (ortalama, standart sapma) yanı sıra, çoklu grupların tekrarlayan ölçümlerinde tekrarlayan varyans analizi, grup karşılaştırmalarında Newman Keuls çoklu karşılaştırma testi, gruplar arası karşılaştırmalarda tek yönlü varyans analizi, alt grup karşılaştırmalarında Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

BULGULAR

4.1. DIAGNOdent Ölçümlerinin Sonuçları

DIAGNOdent ölçümleri tüm gruplarda, braketlerin yapıştırılmasının hemen ardından ve yapay demineralizasyon - remineralizasyon siklusunun tamamlanmasının ardından olmak üzere iki kez yapılmıştır. Başlangıç ve son ölçümlerin istatistiksel analizi, varyans analizi ile yapılmış ve analiz sonuçları Tablo 4.1' de verilmiştir.

Tablo 4.1. Her bir diş üzerinde servikal, oklüzal, mesial ve distal olmak üzere dört noktadan başlangıçta ve siklus sonunda alınan değerlerin grup içi ve gruplar arası değerlendirmesi. Değerler 'Ortalama \pm Standart Sapma' olarak verilmiştir.

		Transbond Grubu	ProSeal Grubu	BisCover Grubu	p
Servikal	Başlangıç	3,3 \pm 0,47	3,25 \pm 0,44	3,2 \pm 0,41	0,775
	Son	7,6 \pm 0,68	4,55 \pm 0,69	6,6 \pm 0,94	0,0001
	p	0,0001	0,0001	0,0001	
Oklüzal	Başlangıç	3,3 \pm 0,47	3,15 \pm 0,37	3,2 \pm 0,41	0,517
	Son	7,6 \pm 0,75	4,45 \pm 0,51	6,45 \pm 0,69	0,0001
	p	0,0001	0,0001	0,0001	
Mezial	Başlangıç	3,25 \pm 0,44	3,2 \pm 0,41	3,15 \pm 0,37	0,742
	Son	6,8 \pm 0,89	4,4 \pm 0,68	6,25 \pm 0,44	0,0001
	p	0,0001	0,0001	0,0001	
Distal	Başlangıç	3,15 \pm 0,37	3,3 \pm 0,47	3,25 \pm 0,44	0,535
	Son	6,95 \pm 0,76	4,4 \pm 0,68	6,25 \pm 0,55	0,0001
	p	0,0001	0,0001	0,0001	

Tüm gruplarda, grup içi değerlendirmelerde dört bölgede de başlangıç ölçümleri ve son ölçümler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

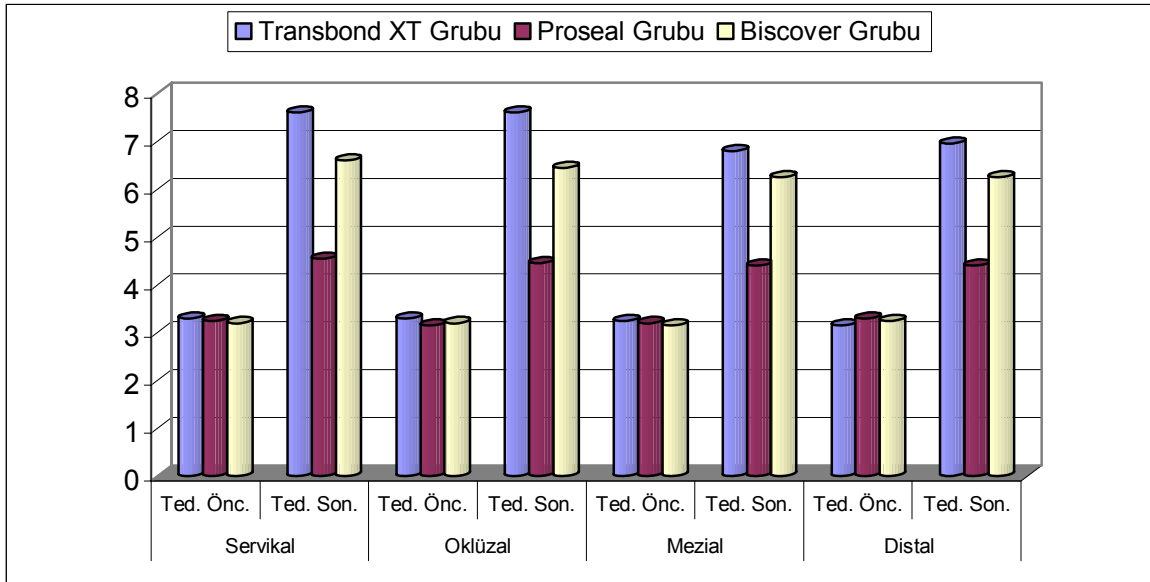
Ölçümlerin gruplar arası değerlendirmesinde, başlangıç ölçümleri homojen dağılım göstermiş ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark izlenmemiştir. Son ölçümlerin analizinde, gruplar arası fark saptanmıştır. Gruplar arasında

görülen farklılığı değerlendirmek üzere yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları Tablo 4.2' te görülmektedir.

Tablo 4.2. Deney sonundaki DIAGNOdent ölçümlerine göre gruplar arası farkın belirlenmesi için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	Servikal S	Oklüzal S	Mezial S	Distal S
Transbond Grubu / ProSeal Grubu	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
Transbond Grubu / BisCover Grubu	0,0001	0,0001	0,041	0,005
ProSeal Grubu / BisCover Grubu	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001

Ölçüm yapılan dört bölgede de, ProSeal™ grubunun değerleri hem BisCover™ LV grubu değerlerinden hem de Transbond™ XT grubu değerlerinden, BisCover™ LV grubunun değerleri de Transbond™ XT grubunun değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı olmak üzere düşük çıkmıştır. Başlangıç değerleri ile son değerlerin gruplar arası karşılaştırılması grafiksel olarak Şekil 4.1' de verilmiştir.



Şekil 4.1. Dört ölçüm bölgesinde başlangıç değerleri ile son değerlerin gruplar arası grafiksel karşılaştırması

4.2. Mikrosertlik Testi Sonuçları

Çalışmamızda, dişlerden alınan bukkolingual kesitler üzerinde mikrosertlik ölçümleri yapılmıştır.

4.2.1. Derinlik içinde yapılan değerlendirmeler

Beş derinlik için ayrı ayrı yapılan varyans analizi sonuçları Tablo 4.3, Tablo 4.4, Tablo 4.5, Tablo 4.6 ve Tablo 4.7' de gösterilmektedir.

Tablo 4.3. 10 µm' de yapılan varyans analizi sonuçları

10 µm	Transbond XT	ProSeal	BisCover	p
Oklüzal 0	310,74±34,18	400,97±34,73	361,72±18,37	0,0001
Oklüzal 100	303,04±19,07	390,42±8,64	348,86±22,23	0,0001
Oklüzal200	307,03±44,48	388,66±6,21	342,58±20,41	0,0001
p	0,801	0,308	0,059	
Servikal 0	300,88±22,34	401,92±37,91	346,29±19,55	0,0001
Servikal 100	287,13±39,53	371,37±54,62	344,96±20,05	0,0001
Servikal 200	284,27±34,57	388,16±7,63	336,89±24,52	0,0001
p	0,242	0,361	0,215	

Tablo 4.4. 20 µm' de yapılan varyans analizi sonuçları

20 µm	Transbond XT	ProSeal	BisCover	p
Oklüzal 0	303,9±24,26	400,04±31,64	355,6±13,75	0,0001
Oklüzal 100	325,71±43,65	393,24±12,64	355,31±33,38	0,0001
Oklüzal200	316,36±64,47	388,78±7,02	347,15±27,88	0,002
p	0,176	0,345	0,543	
Servikal 0	302,34±24,67	399,89±32,51	348,65±18,7	0,0001
Servikal 100	307,22±43,39	401,17±35,7	345,91±22,89	0,0001
Servikal 200	267,47±82,33	390,96±9,03	341,46±26,95	0,0001
p	0,17	0,305	0,658	

Tablo 4.5. 40 µm' de yapılan varyans analizi sonuçları

40 µm	Transbond XT	ProSeal	BisCover	p
Oklüzal 0	306,86±30,76	395,32±10,14	362,25±16,05	0,0001
Oklüzal 100	323,88±33,87	390,95±8,16	352,71±25,39	0,0001
Oklüzal200	314,26±61,55	389,29±6,49	348,22±21,17	0,001
p	0,322	0,19	0,203	
Servikal 0	301,63±25,75	394,44±13,8	353,6±13,33	0,0001
Servikal 100	313,41±34,82	401,59±32,55	349,4±21,86	0,0001
Servikal 200	298,49±51,08	389,68±4,84	344,59±24,61	0,0001
p	0,284	0,325	0,461	

Tablo 4.6. 70 µm' de yapılan varyans analizi sonuçları

70 µm	Transbond XT	ProSeal	BisCover	p
Oklüzal 0	325,16±22,33	400,34±22,97	367,77±12,81	0,0001
Oklüzal 100	324,23±19,53	393,3±7,12	354,19±18,04	0,0001
Oklüzal200	330,64±57,89	388,07±12,9	353,34±25,25	0,007
p	0,857	0,324	0,089	
Servikal 0	317,44±31,36	391,69±5,24	362,58±20,72	0,0001
Servikal 100	317,45±27,48	393,3±5,71	352,91±12,62	0,0001
Servikal 200	314,13±61,09	391,78±7,32	349,47±25,11	0,0001
p	0,968	0,771	0,27	

Tablo 4.7. 90 µm' de yapılan varyans analizi sonuçları

90 µm	Transbond XT	ProSeal	BisCover	p
Oklüzal 0	329,25±22,84	397,39±8,9	374,74±15,9	0,0001
Oklüzal 100	339,86±32,71	395,2±7,45	363,24±28,5	0,0001
Oklüzal200	337,18±54,01	389,47±12,18	360,54±20,51	0,007
P	0,528	0,255	0,072	
Servikal 0	316,48±26,71	391,3±7,71	365,77±20,24	0,0001
Servikal 100	326,28±33,26	395,65±5,49	362,3±17	0,0001
Servikal 200	323,05±57,31	393,24±4,94	352,85±25,06	0,001
P	0,739	0,233	0,286	

Her bir derinlikte, oklüzal ve servikal bölgelerdeki grup içi dağılım homojenlik göstermiş olup, gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testlerinin sonuçlarına göre, her derinlikte aynı olmak üzere, ProSeal™ grubu değerleri her iki grubun değerlerinden, BisCover™ LV grubu değerleri de Transbond™ XT grubu değerlerinden yüksek çıkmıştır. Tukey çoklu karşılaştırma testlerinin sonuçları Tablo 4.8, Tablo 4.9, Tablo 4.10, Tablo 4.11 ve Tablo 4.12' de verilmiştir.

Tablo 4.8. 10 µm için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	Oklüzal 0	Oklüzal 100	Oklüzal 200	Servikal 0	Servikal 100	Servikal 200
Transbond XT Grubu/ ProSeal Grubu	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
Transbond XT Grubu/ BisCover LV Grubu	0,002	0,0001	0,025	0,003	0,01	0,0001
ProSeal Grubu/ BisCover LV Grubu	0,019	0,0001	0,003	0,0001	0,328	0,0001

Tablo 4.9. 20 µm için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	Oklüzal 0	Oklüzal 100	Oklüzal 200	Servikal 0	Servikal 100	Servikal 200
Transbond XT Grubu/ ProSeal Grubu	0,0001	0,0001	0,001	0,0001	0,0001	0,0001
Transbond XT Grubu/ BisCover LV Grubu	0,0001	0,024	0,038	0,001	0,05	0,008
ProSeal Grubu/ BisCover LV Grubu	0,001	0,038	0,075	0,0001	0,004	0,089

Tablo 4.10. 40 µm için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	Oklüzal 0	Oklüzal 100	Oklüzal 200	Servikal 0	Servikal 100	Servikal 200
Transbond XT Grubu/ ProSeal Grubu	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
Transbond XT Grubu/ BisCover LV Grubu	0,0001	0,039	0,129	0,0001	0,034	0,011
ProSeal Grubu/ BisCover LV Grubu	0,004	0,005	0,045	0,0001	0,002	0,013

Tablo 4.11. 70 µm için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	Oklüzal 0	Oklüzal 100	Oklüzal 200	Servikal 0	Servikal 100	Servikal 200
Transbond XTGrubu/ ProSeal Grubu	0,0001	0,0001	0,005	0,0001	0,0001	0,0001
Transbond XT Grubu/ BisCover LV Grubu	0,0001	0,001	0,005	0,0001	0,0001	0,118
ProSeal Grubu/ BisCover LV Grubu	0,003	0,0001	0,005	0,016	0,0001	0,05

Tablo 4.12. 90 µm için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	Oklüzal 0	Oklüzal 100	Oklüzal 200	Servikal 0	Servikal 100	Servikal 200
Transbond XT Grubu/ ProSeal Grubu	0,0001	0,0001	0,005	0,0001	0,0001	0,0001
Transbond XT Grubu/ BisCover LV Grubu	0,0001	0,001	0,005	0,0001	0,0001	0,118
ProSeal Grubu/ BisCover LV Grubu	0,003	0,0001	0,112	0,016	0,0001	0,05

4.2.2. Derinlikler arası yapılan değerlendirmeler

Braket altında tüm derinliklerde yapılan ölçümlerin hem gruplar arası ve hem de grup içi karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Braket altı değerlerin grup içi karşılaştırılmasının yapıldığı varyans analizi sonuçları Tablo 4.13' te verilmiştir.

Mikrosertlik testi ölçümlerinin, derinlikler arası karşılaştırılmasının sonuçları Tablo 4.14' te verilmiştir.

. ProSeal™ grubunda hem oklüzal hem de servikal bölgede yapılan ölçümlerin derinlikler arası değerlendirilmesinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

BisCover™ LV grubuna ait ölçümler için yapılan Newman-Keuls çoklu analiz sonuçlarına göre hem oklüzal hem de servikal bölgede, 10, 20 ve 40 µm'ye ait ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 4.15). Benzer şekilde 70 ve 90 µm'ye ait ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bununla birlikte 10, 20 ve 40 µm ölçüm sonuçları ile 70 ve 90 µm ölçüm sonuçları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. 10, 20 ve 40 µm'de gözlenen demineralizasyon miktarı 70 ve 90 µm' de gözlenen demineralizasyon miktarından daha fazladır.

Transbond™ XT grubuna ait ölçümler için yapılan Newman-Keuls çoklu analiz sonuçlarına göre hem oklüzal hem de servikal bölgede, 10, 20 ve 40 µm'ye ait ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 4.16). Benzer şekilde 70 ve 90 µm'ye ait ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bununla birlikte 10, 20 ve 40 µm ölçüm sonuçları ile 70 ve 90 µm ölçüm sonuçları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. 10, 20 ve 40 µm'de gözlenen demineralizasyon miktarı 70 ve 90 µm' de gözlenen demineralizasyon miktarından daha fazladır.

Derinlikler arası karşılaştırmaların oklüzal ve servikal bölgelere göre grafiksel olarak gösterimi Şekil 4.2 ve Şekil 4.3' te verilmiştir.

Tablo 4.13. Braket altı değerlerin gruplar arası karşılaştırması için yapılan varyans analizi sonuçları

Braket altı	Transbond Grubu	ProSeal Grubu	BisCover Grubu	p
10	399,94±6,93	396,53±9,33	406,45±28,54	0,459
20	398,69±6,47	401,74±28,76	396,19±16,73	0,819
40	398,57±3,42	407,57±33,27	395,55±7,32	0,381
70	396,45±2,41	409,43±46,63	394,11±6,21	0,41
90	396,41±3,41	387,66±20,54	390,33±16,86	0,442

Tablo 4.14. Üç gruba ait braket altı, oklüzal ve servikal bölgede yapılan ölçümlerin derinliklere göre karşılaştırmasının yapıldığı varyans analizi sonuçları

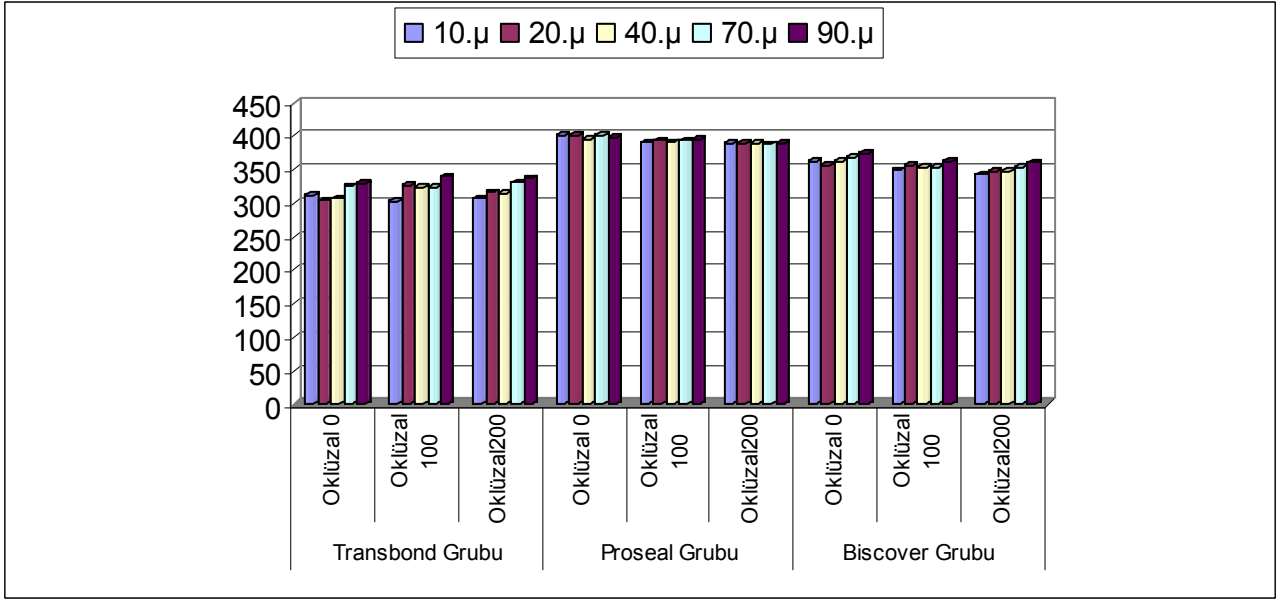
		10	20	40	70	90	p
Transbond Grubu	Braket altı	399,94±6,93	398,69±6,47	398,57±3,42	396,45±2,41	396,41±3,41	0,138
	Oklüzal 0	310,74±34,18	303,9±24,26	306,86±30,76	325,16±22,33	329,25±22,84	0,0001
	Oklüzal 100	303,04±19,07	325,71±43,65	323,88±33,87	324,23±19,53	339,86±32,71	0,002
	Oklüzal200	307,03±44,48	316,36±64,47	314,26±61,55	330,64±57,89	337,18±54,01	0,0001
	Servikal 0	300,88±22,34	302,34±24,67	301,63±25,75	317,44±31,36	316,48±26,71	0,001
	Servikal 100	287,13±39,53	307,22±43,39	313,41±34,82	317,45±27,48	326,28±33,26	0,016
	Servikal 200	284,27±34,57	267,47±82,33	298,49±51,08	314,13±61,09	323,05±57,31	0,045
	Braket altı	396,53±9,33	401,74±28,76	407,57±33,27	409,43±46,63	387,66±20,54	0,338
	Oklüzal 0	400,97±34,73	400,04±31,64	395,32±10,14	400,34±22,97	397,39±8,9	0,83
	Oklüzal 100	390,42±8,64	393,24±12,64	390,95±8,16	393,3±7,12	395,2±7,45	0,244
ProSeal Grubu	Oklüzal200	388,66±6,21	388,78±7,02	389,29±6,49	388,07±12,9	389,47±12,18	0,984
	Servikal 0	401,92±37,91	399,89±32,51	394,44±13,8	391,69±5,24	391,3±7,71	0,663
	Servikal 100	371,37±54,62	401,17±35,7	401,59±32,55	393,3±5,71	395,65±5,49	0,333
	Servikal 200	388,16±7,63	390,96±9,03	389,68±4,84	391,78±7,32	393,24±4,94	0,291
	Braket altı	406,45±28,54	396,19±16,73	395,55±7,32	394,11±6,21	390,33±16,86	0,204
	Oklüzal 0	361,72±18,37	355,6±13,75	362,25±16,05	367,77±12,81	374,74±15,9	0,001
	Oklüzal 100	348,86±22,23	355,31±33,38	352,71±25,39	354,19±18,04	363,24±28,5	0,114
	Oklüzal200	342,58±20,41	347,15±27,88	348,22±21,17	353,34±25,25	360,54±20,51	0,002
	Servikal 0	346,29±19,55	348,65±18,7	353,6±13,33	362,58±20,72	365,77±20,24	0,003
	Servikal 100	344,96±20,05	345,91±22,89	349,4±21,86	352,91±12,62	362,3±17	0,001
BisCover Grubu	Servikal 200	336,89±24,52	341,46±26,95	344,59±24,61	349,47±25,11	352,85±25,06	0,0001

Tablo 4.15. Oklüzal kısımda Transbond™ XT grubu ile BisCover™ LV grubunun değerlerinin derinlikler arası incelemesinin yapıldığı Newman Keuls çoklu karşılaştırma testi sonuçları

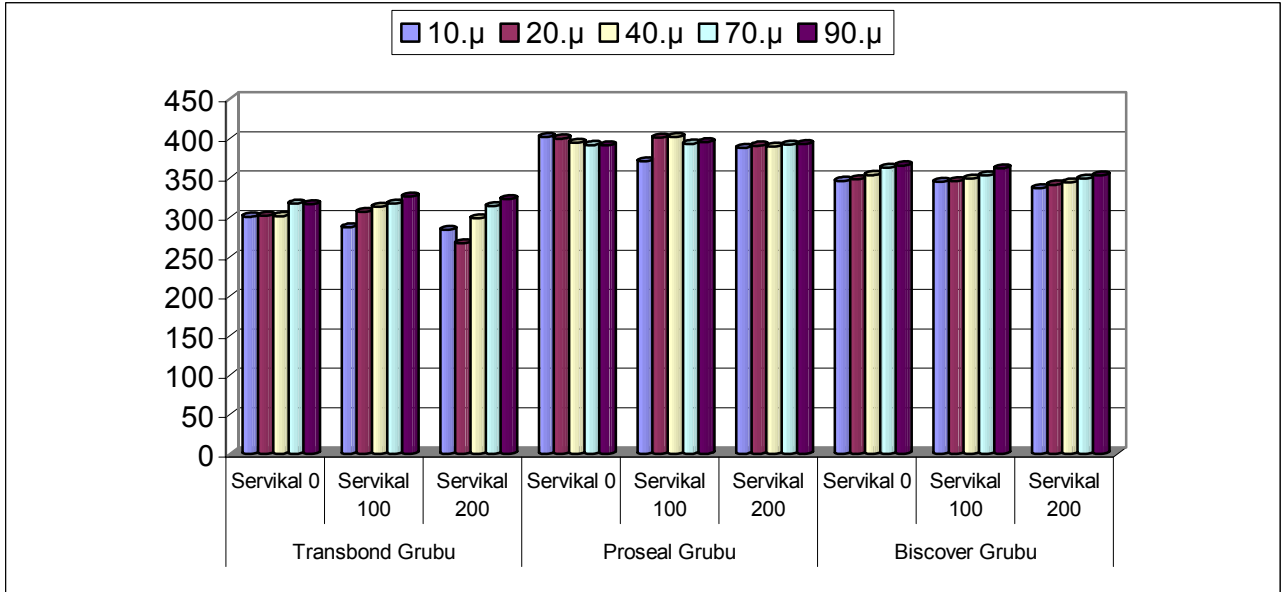
Newman Keuls Çoklu Karşılaştırma Testi	Oklüzal 0		Oklüzal 100		Oklüzal 200	
	Transbond	BisCover	Transbond	Transbond	Transbond	BisCover
10 / 20	0,162	0,253	0,132		0,212	0,341
10 / 40	0,421	0,889	0,061		0,352	0,002
10 / 70	0,032	0,282	0,001		0,011	0,001
10 / 90	0,011	0,006	0,006		0,001	0,004
20 / 40	0,45	0,112	0,712		0,738	0,851
20 / 70	0,0001	0,002	0,885		0,074	0,024
20 / 90	0,0001	0,003	0,028		0,017	0,05
40 / 70	0,006	0,009	0,956		0,055	0,043
40 / 90	0,001	0,003	0,0001		0,013	0,024
70 / 90	0,364	0,057	0,042		0,229	0,144

Tablo 4.16. Servikal kısımda Transbond™ XT grubu ile BisCover™ LV grubunun değerlerinin derinlikler arası incelemesinin yapıldığı Newman Keuls çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Newman Keuls Çoklu Karşılaştırma Testi	Servikal 0		Servikal 100		Servikal 100	
	Transbond	BisCover	Transbond	BisCover	Transbond	BisCover
10 / 20	0,754	0,262	0,317	0,755	0,482	0,29
10 / 40	0,879	0,13	0,138	0,116	0,48	0,117
10 / 70	0,02	0,049	0,045	0,015	0,209	0,028
10 / 90	0,007	0,025	0,036	0,003	0,115	0,013
20 / 40	0,867	0,193	0,295	0,08	0,218	0,116
20 / 70	0,007	0,042	0,278	0,262	0,081	0,003
20 / 90	0,0001	0,028	0,012	0,002	0,053	0,001
40 / 70	0,05	0,05	0,416	0,527	0,018	0,004
40 / 90	0,009	0,002	0,0001	0,011	0,001	0,0001
70 / 90	0,785	0,064	0,064	0,027	0,07	0,06



Şekil 4.2. Oklüzal bölgede yapılan ölçümlerin derinlikler arası karşılaştırmasının grafiksel olarak gösterimi



Şekil 4.3. Servikal bölgede yapılan ölçümlerin derinlikler arası karşılaştırmasının grafiksel olarak gösterimi

5. TARTIŞMA

Mine demineralizasyonunun sabit ortodontik tedavi sırasında, özellikle ağız hijyeninin yetersiz olduğu durumlarda karşımıza çıkan istenmeyen bir yan etki olduğu bilinmektedir (97). Mine demineralizasyonları, çoğunlukla braketlerin etrafında görülmektedir. Dört hafta gibi kısa bir sürede, bu bölgelerde mine çözünerek, klinikte teşhis edilebilen erken çürük lezyonları ortaya çıkmaktadır (1,2). Estetik olarak da problem yaratan bu demineralizasyon lezyonları, herhangi bir önlem alınmadığı durumlarda hızla ilerleyerek kavite oluşumuna sebep olan ciddi mine kayıpları ile sonuçlanabilmektedir (97).

Ortodontik tedavi sırasında meydana gelen bu demineralizasyonların ana etkenleri minenin mineral içeriği, bakteri plağının kompozisyonu ve hastanın diyet içeriğidir (35). Mine demineralizasyonunun azaltılması da bu etkenlerin etkilerinin azaltılmasına yönelik çalışmalarla mümkün olabilmektedir. Hasta kooperasyonunun gerektiği yöntemler yeterince efektif olamamakta ve demineralizasyon oluşumunu engellemede ciddi oranda bir başarı sağlanamamaktadır (78,79). Dolayısıyla son yıllarda hasta kooperasyonundan bağımsız olarak demineralizasyonun engellenmesine yönelik yöntemler geliştirilmeye çalışılmaktadır. Mine yüzeyine yüzey koruyucu uygulanması yöntemi, hasta kooperasyonundan bağımsız olması ve klinikte uygulamasının kolay olması itibarıyla son yıllarda demineralizasyonun engellemesinde tercih edilen bir yöntemdir (121,122). Yüzey koruyucunun demineralizasyonu engelleme kapasitesi, yüzey koruyucunun kalınlığı ve abrazyon direnci ile ilgilidir (78). Daha önce yapılan çalışmalarda, bazı kimyasal sertleşen yüzey koruyucuların, polimerizasyon reaksiyonlarının oksijen baskılaması nedeniyle tamamlanamadığı ve asitlenmiş mine yüzeyini tam olarak kaplayamadıkları tespit edilmiştir (15,125). Bu tarz yüzey koruyucularının mine demineralizasyonunu engellemeleri söz konusu değildir. Yapılan in vitro çalışmalarda ışıkla sertleşen yüzey koruyucularının, geniş mine yüzeylerini kaplayabildiği ve demineralizasyonu engellemede efektif sonuçlar ortaya

çıkardığı görülmüştür (125,127). Ancak bunların çoğu, yapılan klinik çalışmalarda aynı başarıyı gösterememiş ve kimyasal sertleşen yüzey koruyucularından daha etkin sonuçlar sunamamışlardır (55,128). Bunun nedeninin, ışıkla sertleşen bu yüzey koruyucularının doldurulmamış ya da az doldurulmuş rezinlerden üretilmiş olmaları ve yine bu materyallerin doldurulmuş yüzey koruyucularına göre daha düşük abrazyon direncine sahip olup daha çabuk aşınmaları olarak düşünülmektedir (149).

Bu araştırmada iki farklı yüzey koruyucu ve bir bonding materyalinin demineralizasyon üzerine etkileri in vitro olarak kıyaslanmıştır. ProSeal™, fluorür serbestleyen ve ışıkla sertleşen, doldurulmuş bir rezin yüzey koruyucu ve BisCover™ LV de fluorür serbestleme özelliği olmayan doldurulmuş bir rezin yüzey koruyucudur.

Yapılan çalışmalarda hem ProSeal™ in hem de BisCover™ LV' nin, braket yapıştırma sırasında kullanıldığında kopma ve sıyırma direncini etkilemediği saptanmıştır (150-152). Bu açıdan klinik kullanımlarında dayanıklılık bakımından herhangi bir problem teşkil etmemektedirler.

Çalışmamız, insan premolarları üzerinde tasarlanmış bir çalışmadır. Seçilen dişlerin çekildiği hastalar, benzer yaş gruplarında ve aynı çevrede gelişimlerini tamamlamış hastalardır. Dolayısıyla, dişlerin başlangıçtaki mineral kompozisyonlarının benzer olduğu düşünülmektedir.

Mine üzerinde meydana gelen demineralizasyonun incelendiği in vitro ve in vivo pek çok çalışma mevcuttur. Yapılan in vivo çalışmalarda, demineralizasyon ortamı doğal olmakla birlikte hasta kooperasyonu, hastaların tükürük kompozisyonu, hastaların diyet içeriği gibi unsurlarda standardizasyon sağlamak zor olmakta, bunlar gibi değişkenlerin fazlalığı araştırmanın kontrolünü güçleştirmekte ve sonuçların yorumlanmasında problemler yaratmaktadır (4,18,50,55,77,116,128). Ayrıca, deney sürecinin sonunda demineralizasyonun incelenme yöntemleri yetersiz kalabilmektedir. Buna karşın in vitro çalışmalarda yorumlanması daha kolay genel sonuçlara ulaşabilmektedir. Demineralizasyon tespiti için yapılan in vitro çalışmalar ise

genellikle insan ya da dana dişlerinin kullanıldığı ve yapay de- ve remineralizasyon sikluslarının uygulandığı çalışmalardır (78,79,85,127,146,147)

Underwood ve ark (153), ortodontik tedavi amaçlı çekimi yapılacak premolarlar üzerine braket yapıştırmak suretiyle demineralizasyon periyodunu ağız içerisinde oluşturmuş ve 60 gün sonunda dişlerin çekiminin ardından demineralizasyon tespitini in vitro olarak polarize ışık mikroskobu altında gerçekleştirmişlerdir. **O'Reilly ve Featherstone' un (1)** çalışmalarında da benzer yöntem kullanılmış, dişlerin çekiminin ardından demineralizasyon tespiti mikrosertlik testi ile gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda, hastaların hijyen sağlama alışkanlıkları ve diyet içeriklerinin oluşturacağı farkların elimine edilebilmesi için, demineralizasyon siklusu in vitro olarak gerçekleştirilmiştir.

In vitro çalışmalarda kullanılan çeşitli yapay demineralizasyon ve remineralizasyon solüsyonu içerikleri sözkonusudur. Çalışmamızda kullanılan demineralizasyon ve remineralizasyon solüsyonlarının içeriği **Gillgrass ve ark.'nın (146)** çalışmalarında kullandıkları solüsyonlarla aynı yapıdadır. Bu solüsyonlar, demineralizasyon ve remineralizasyon sikluslarını ağız ortamına benzer şekilde taklit etmeleri ile içeriklerinin sade ve net olmasından dolayı çalışmamızda tercih edilmişlerdir.

Hazırlanan deney örnekleri, demineralizasyon solüsyonu içerisinde yedi saat, remineralizasyon solüsyonu içerisinde 16 saat bekletilmiştir. Yedi saat demineralizasyon süresi ile, ortalama olarak yemek sonrası asit atağı süresi taklit edilmiştir. On altı saat remineralizasyon süresi ile de tükürüğün tamponlama süresi taklit edilmiştir.

O'Reilly ve Featherstone (1), yaptıkları çalışmada ortodontik apareyler etrafında bir ay sonrasında kaydedilebilir demineralizasyon alanlarının oluştuğunu saptamışlardır. Bu sebeple çalışmamızda demineralizasyon – remineralizasyon siklusu, toplam 30 gün süre ile devam ettirilmiştir.

Solüsyon içerisindeki örnekler, benzer çalışmalarda yapıldığı şekilde vücut ısısını taklit etmek üzere 37° C' de etüvde bekletilmiştir (78,85,86).

Yapılan in vitro çalışmalarda, fırçalama nedeniyle oluşan mekanik abrazyonu taklit etmek için çeşitli yöntemler kullanılmıştır. Ortodontik tedavi gören hastalarda, iyi bir ağız hijyeni sağlanması için her bir diş yüzeyine günde 3 kez olmak üzere 5-7 fırça darbesi uygulanması gerekmektedir (78). **Hu ve Featherstone (78)**, yaptıkları çalışmada iki yıllık bir tedavi süresinde her bir diş yüzeyine ortalama 15000 fırça darbesi uygulandığını düşünerek çalışmalarında pistonlu bir fırçalama makinesi kullanmışlar ve örneklerini bu sayıda fırça darbesine maruz tutmuşlardır. Deney sürelerinin 14 gün olduğunu göz önüne alırsak, bu kadar mekanik abrazyon, fazla bulunabilir. Bu çalışmada, in vivo ortamı taklit edecek şekilde dişler, aynı araştırmacı tarafından elde fırça ile demineralizasyon solüsyonundan çıkarıldıktan sonra 30 saniye süre ile fırçalanmıştır.

Çalışmamızda, örnekler pH siklusunun tamamlanmasının ardından DIAGNOdent aygıtı ve kesit mikrosertlik testi ile incelenmiş ve demineralizasyon tespiti yapılmıştır.

5.1. DIAGNOdent Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

Demineralizasyon tespitinde kullanılan ve güvenilir sonuçlar veren yöntemlerin bir çoğu dişlerden kesit alınması gibi işlemler sonucu uygulanabilen invaziv yöntemlerdir. Lazer floresans aygıtı olan DIAGNOdent, klinik ortamında minenin mineral içeriği ile ilgili bilgi edinilmesini sağlayan bir aygıt olması itibarıyla kullanımı kolay ve avantajlı olan bir ölçüm cihazıdır. Aygıtın iki tipte olan uçları sayesinde düz yüzeylerde ve oklüzal yüzeylerde ölçüm yapılabilmektedir. Yapılan in vivo ve in vitro çalışmalarda DIAGNOdent'in düz yüzey çürük lezyonlarının tanımlanmasında etkili olduğu ve tekrarlanabilir ölçümler sunduğu gözlenmiştir (142,143).

Bu aygıt ile yapılan araştırmalardakine benzer şekilde çalışmamızda da demineralizasyon siklusuna tabi tutulan dişlerin, siklusun başlangıcında ve tamamlanmasının ardından DIAGNOdent ölçümleri yapılmıştır. Ölçümler mezial, distal, oklüzal ve gingival olmak üzere dört noktadan yapılmıştır. Başlangıç ve son ölçümlerin aynı noktadan yapılabilmesi için üzerinde braket

genişliği kadar boşluk bulunan plastik bir şablon kullanılmıştır. şablon şeffaf bir plastik materyalinden seğilmiş ve bu sayede herhangi bir rengin floresans değerlerini etkilemesi engellenmiştir. Aygıtın kalibrasyonu, üretici firmanın belirttiği şekilde, diş üzerinde güvenilir bir noktadan yapılmıştır. Çalışmamızda bu nokta, demineralizasyon riski daha az ve daha güvenilir olduğundan dişlerin lingual yüzeylelerinden bir nokta olacak şekilde seğilmiştir. Ölçümler aynı gözlemci tarafından üç kez tekrarlanmış ve birbirinden bağımsız iki gözlemci tarafından yapılmıştır. Kaydedilen ölçüm sonuçları benzerlik göstermiştir. Daha önce çeşitli araştırmacılar tarafından yapılan çalışmalarda DIAGNOdent ölçümlerinin tekrarlanabilirliği denenmiş ve güvenli bulunmuştur (137-143).

Çalışmamız için seçilen dişler, üzerinde herhangi bir demineralize alan bulunmayan dişlerdir. Başlangıç DIAGNOdent ölçümlerinin değerlendirildiği analiz sonuçlarında da, tüm gruplar arası dağılım homojenlik göstermiş ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Staudt ve ark. (79) yaptıkları çalışmada bonding materyali uygulanmış mine yüzeyinin işlem görmemiş mine yüzeyine göre 0.5' lik bir ortalama ile daha yüksek floresans değeri gösterdiğini bildirmişler fakat bu farkın aynı noktadan ölçüm yapılamamasına bağlı olabileceğini belirtmişlerdir. Deney sürecinin sonunda yapılan DIAGNOdent ölçümleri, aygıtın üretici firması tarafından belirtilen demineralizasyon tespit eşiğinin altında kalmıştır. Bununla birlikte, başlangıç ölçümleri ile son ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Dolayısıyla, klinikte tedavi öncesinde, tedavinin devamında ve tedavi sonrasında ölçümler kayıt edilerek, birbiriyle kıyaslama suretiyle yorumlanabilir. **Lussi ve ark. (137)** da çalışmalarında çürük teşhisinde şüpheli alanlardan alınan maksimum değerlerin kaydedilip, tekrar değerlendirmede referans olarak alınması gerekliliğini vurgulamışlardır. Deney sürecinin sonunda yapılan DIAGNOdent ölçümleri için yapılan analiz sonuçlarına göre gruplar arası fark anlamlı bulunmuştur. Tukey karşılaştırma testi sonuçlarına göre ölçüm yapılan dört bölgede de ProSeal™ grubunun değerleri BisCover™ LV ve Transbond™ XT grubu değerlerinden; BisCover™ LV grubunun değerleri de Transbond™ XT grubunun değerlerinden düşük çıkmıştır.

Çalışmamıza benzer şekilde **Staudt ve ark.(79)** da in vitro olarak yaptıkları çalışmalarında braket etrafında meydana gelen demineralizasyon alanlarının DIAGNOdent ile tespit edilebileceğini belirtmişlerdir. Diğer taraftan bu konuyla ilgili klinik çalışmaların artırılması gerekmektedir.

5.2. Mikrosertlik Testi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Çalışmamızda, Diagnodent ölçümlerinin ardından kesit mikrosertlik testi uygulanmıştır. **Featherstone ve ark. (154)**, yaptıkları çalışmada minenin mikrosertlik değerleri ile çürük lezyonlarındaki mineral oranı arasında anlamlı bir ilişki saptamışlar ve mikrosertlik ölçümünün diş minesinin erken demineralizasyonunu tespit etmek için yeterince duyarlı olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda su soğutmalı mikrotom ile hazırlanan diş kesitleri **Grobler ve ark. (155)** ile **Herkstöter ve ark.'nın (156)** yaptıkları şekilde nemli ortamda bekletilmiştir. Bunun yapılmasındaki amaç, dişin suyunu kaybederek kuruması ve yapılacak çalışmanın sonuçlarında oluşabilecek sapmaları önlemektir.

Mikrosertlik testinin uygulanabilmesi için, hazırlanan örneklerin yüzeylerinin yere paralel, düzgün ve pürüzsüz olması gerekmektedir. Mine yüzeyinin, bu tür bir inceleme için hazırlanması oldukça güç olmaktadır. İncelenecek muhtemel demineralizasyon alanlarının tahribatı söz konusu olabilmektedir. Dolayısıyla çalışmamızda kesit mikrosertlik testi uygulanmıştır. Mikrosertlik ölçümü için kesit örneklerinde cilalı ve düz bir yüzey oluşturulması amacıyla, bazı araştırmacılar kesitleri sırasıyla 400, 800, 1500 gridlik (157) veya yalnızca 600 gridlik (158) silikon karbid ile zımparalarken, **Herstöter ve ark. (156)** yüzeye cilalama yapmamışlardır. Çalışmamızda **Pascotto ve ark. (101)** ile **Moura ve ark.'nın (148)** çalışmalarına benzer şekilde örnekler sırasıyla 320, 600 ve 1200 gridlik alüminyum oksit disklerle zımparalanmıştır. Zımparalama sonrasında artık kalmaması için örnekler tam olarak su ile yıkanıp kurutulmuştur. Zımparalama ve cilalamanın yapıldığı açı mikrosertlik ölçüm farklılıklarına sebep olabilmektedir. Bazı araştırmacıların (156,159) yaptığı şekilde çalışmamızda da diş kesitlerinin sadece akrilik içerisinde değil, standart kalınlıkta metal halkalar içerisine akrilik ile gömülmesi uygun bulunmuştur.

Zımparalama ve cilalama işlemleri sırasında da kuvvet yanlış açılı uyguladığında metal halka üzerinde bir bölgede metalin daha fazla parladığı gözlemlenmiştir. Bu sayede zımparalama sırasında uygulanan kuvvetin kontrolü mümkün olmuştur.

Mikrosertlik ölçümü için kullanılan mikrosertlik ölçüm cihazındaki direkt aydınlatma yoğunluğu ya da aydınlatma açısı değiştirildiğinde, çentiğin yanlış ölçülmesi sonucu değişik mikrosertlik değerleri elde edilebileceği bildirilmiştir (160). Bu nedenle mikrosertlik cihazının üzerindeki mikroskobun aydınlatma yoğunluğu araştırmamız boyunca sabit tutulmuştur. Mikroskobun netlik ayarında bir sapma olması sonucunda çentiğin genişliği farklı görülebilmektedir (160). Ölçümlerimizde netliğin oluşturulması için, çentiğin ortasından en uç köşesine kadar ışığın yoğunlaştırılarak ölçümün alınmasına dikkat edilmiştir.

Phillips ve Swartz' ın (160) çalışmalarında belirttiği şekilde örnekler tam kurutularak çentik uzunlukları ölçülmüş ve ıslak mine yüzeyinden ışığın kırılması nedeniyle yanlış ölçümler yapılması engellenmiştir.

Ortodonti literatüründe, mine demineralizasyonunun tespiti için kesit mikrosertlik testinin uygulandığı çeşitli çalışmalar mevcuttur (1,2,78,101,148). Bunların pek çoğu Knoop mikrosertlik test cihazı ile yapılmıştır. Knoop ölçümlerinde, çentiklerin çok net olarak ölçülebildiği durumlarda dahi araştırmacılar arasında farklı sertlik saptaması olabileceği **Phillips ve Swartz (160)** tarafından bildirilmiştir.

Çalışmamızda mikrosertlik testi, Vickers ucu bulunan bir test cihazı ile yapılmıştır. Kesitler üzerinde, ölçüm yapılacak her bir noktaya 5 saniye süre ile 200 gr kuvvet uygulanmıştır. Aynı kuvvetin uygulandığı durumlarda Vickers ucunun oluşturduğu izler, Knoop ucu ile oluşturulan izlere göre daha sığ izlerdir. Knoop ucu kullanılarak yapılan çalışmalarda 50 gr'lık bir kuvvet uygulanırken, çalışmamızda 100 gr ile değerlendirilebilir izler tespit edilememiş ve 200 gr kuvvet uygulaması ile ölçümler yapılmıştır. Çalışmamızda baklava şeklinde olması gereken Vickers çentiği elde edildiği zaman mikrosertlik değeri okunmuştur. Çentiğin baklava şekline uygun olmadığı görüldüğünde cilalamanın

eğiminde bir yanlışlık olduğu düşüncesiyle bir kez daha yapılan zımparalama ve cilalama sonrasında mikrosertlik ölçümü tekrarlanmıştır. Örnekler üzerindeki ilk çentikler, çalışmamızda sertliğin ölçülmesi gereken noktalardan uzakta belirlenen mine kısımlarında oluşturulmuştur.

Kesitler üzerinde mikrosertlik ölçümlerinin yapılacağı noktalar, **Moura ve ark.'nın (148)** çalışmalarında tasarladıkları noktalara benzer şekilde belirlenmiştir. Braketin altındaki noktalarda yapılan ölçümler, meydana gelebilecek olası demineralizasyonun asitleme işlemine değil demineralizasyon solüsyonunun yani plak asitlerinin etkisine bağlı olarak geliştiğini gösterebilmek için yapılmış ve kontrol değerleri olarak belirlenmiştir. Braket altındaki ölçümlerin analiz sonuçlarına göre de hem gruplar arasında hem de grup içinde derinlikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Değerlendirmeler, Vickers sertlik değerleri (VSD) üzerinden yapılmıştır. Mikrosertlik değerleri ile birlikte **Featherstone ve ark.'nın (154)** çalışmalarında tanımladıkları bir formül yardımıyla minede meydana gelen mineral kaybı hesaplanabilmektedir. Çalışmamızda yapılan kıyaslama işlemi için, mikrosertlik değerlerinin ya da hesaplanan mineral kayıplarının kullanılmasının ortaya koyduğu sonuçlar birbirini destekler niteliktedir (148).

Barlett ve ark. (161) çalışmalarında Vickers elmas ucu kullanarak uyguladıkları 300 gr'lık kuvvet sonucunda ulaşılan mikrosertlik ölçümlerinin ortalamasının 356.0 ± 33.0 VSD olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda braket altında yapılan ölçümlerden elde edilen Vickers sertlik değerleri de bu sınırların biraz üzerinde çıkmakla birlikte bu durumun uygulanan bonding ve seal materyallerine bağlı olduğu düşünülmektedir. Diğer taraftan minenin Vickers sertlik değerlerinin bölgelere göre farklılık gösterdiğini ve yüzeyde 400, orta bölgelerinde 350-370, mine-dentin sınırında 250-270 birim sertlikte olabileceğini belirten araştırmacılar mevcuttur. Çalışmamızda belirlenen ölçüm noktaları mine yüzeyine yakın kısımda olduğundan braket altı sertlik değerleri normal kabul edilmiş ve kontrol değerleri olarak kullanılmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre, her bir derinlik için yapılan değerlendirmelerde tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edilmiştir. Tukey çoklu analiz sonuçlarına göre her derinlikte ProSeal™ grubu değerleri diğer iki grubun değerlerinden, BisCover™ LV grubunun değerleri de Transbond™ XT grubunun değerlerinden yüksek çıkmıştır. Oklüzal ve servikal bölgelerdeki ölçüm değerleri arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu durum, deneyin in vitro ortamda yapılması ve demineralizasyon - remineralizasyon solüsyonlarının her iki bölgeye de aynı oranda etkimesine bağlanabilir.

Ölçümlerin derinlikler arası değerlendirmesinde, ProSeal™ grubunda ölçümler arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. ProSeal™, demineralizasyonu engellemede etkin sonuçlar göstermiştir. **Hu ve Featherstone'un (78)** 2005 yılında yaptıkları in vitro çalışmada da, bu çalışmanın sonuçlarına benzer şekilde ProSeal™'in mine demineralizasyonunu engelleme kapasitesi Transbond™ XT grubuna göre anlamlı derecede farklılık göstermiştir. **Salar ve ark.'nin (162)** fluorür salgılamayan bir yüzey koruyucu, fluorür salgılayan bir yüzey koruyucu (ProSeal™) ve cam iyonomer bir yüzey koruyucunun mine demineralizasyonu üzerine etkilerini polarize ışık mikroskobu ile değerlendirdikleri in vitro çalışmada da ProSeal™ grubunun fluorür salgılamayan yüzey koruyucu grubuna göre anlamlı derecede demineralizasyonu azalttığını belirtmişlerdir. Çalışmada fluorür salgılayan cam iyonomer yüzey koruyucunun demineralizasyonu engelleme potansiyeli ProSeal™ grubundan daha fazla çıkmakla birlikte bu durum materyalin fluorür serbestleme miktarındaki farka bağlanmıştır. Diğer taraftan cam iyonomer yüzey koruyucunun braket yapıştırımda kullanıldığında daha düşük kopma ve sıyırma direnci göstermesi nedeniyle klinik kullanımda ProSeal™'in daha etkin olacağı düşünülmektedir.

BisCover™ LV grubunun ölçümlerinin derinlikler arası değerlendirmesi için yapılan Newman-Keuls çoklu analiz testi sonuçlarına göre, 10, 20 ve 40 µm' deki ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Benzer şekilde 70 ve 90 µm' deki ölçümler arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir

fark bulunamamıştır. Bununla birlikte 10, 20 ve 40 µm ölçüm sonuçları ile 70 ve 90 µm ölçüm sonuçları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. 10, 20 ve 40 µm'de gözlenen demineralizasyon miktarı 70 ve 90 µm' de gözlenen demineralizasyon miktarından daha fazladır.

Transbond™ XT grubunda da ölçümlerin derinlikler arası değerlendirmesi için yapılan Newman-Keuls çoklu analiz testi sonuçlarına göre, 10, 20 ve 40 µm' deki ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Benzer şekilde 70 ve 90 µm' deki ölçümler arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bununla birlikte 10, 20 ve 40 µm ölçüm sonuçları ile 70 ve 90 µm ölçüm sonuçları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. 10, 20 ve 40 µm'de gözlenen demineralizasyon miktarı 70 ve 90 µm' de gözlenen demineralizasyon miktarından daha fazladır. Transbond™ XT grubunda 10, 20 ve 40 µm'de gözlenen demineralizasyon ile 70 ve 90 µm'de gözlenen demineralizasyon arasındaki fark BisCover™ LV grubuna göre daha azdır. Transbond™ XT grubunda yüzeyde meydana gelen demineralizasyon miktarı ile daha derinlerde meydana gelen demineralizasyon miktarı birbirine benzerdir.

ProSeal™ da BisCover™ LV da doldurulmuş rezin seal materyalleri olmakla birlikte çalışmamızda tespit edilen farkın, ProSeal™' in florür serbestleme özelliğine bağlı olabileceği düşünülmektedir. **Soliman ve ark. (163)** 2006 yılında yaptıkları çalışmada ProSeal™' in 17 haftalık bir süre boyunca salgıladığı florür miktarını ve tekrar florür depolayabilme özelliğini değerlendirmişler ve ProSeal™' in bu süre boyunca devam eden fakat azalan bir şekilde florür salgıladığını bununla birlikte ortama ilave edilen florür iyonlarını tekrar depolayabildiğini tespit etmişlerdir.

Çalışmamızın sonuçlarıyla uyumlu bir şekilde **Gorton ve Featherstone (2), Banks ve Richmond (55), Schmit ve ark. (84), Sudjalim ve ark. (86),** Transbond™ XT' yi mine demineralizasyonunun engellenmesinde etkisiz bulmuşlardır.

Çalışmamızın aksine **Wenderoth ve ark.'nın (128)** fluorür serbestleyen, ışıkla sertleşen ve hafif doldurulmuş bir yüzey koruyucusunu inceledikleri in vivo çalışmalarında kontrol grubu ve deney grubu arasında meydana gelen mine demineralizasyonu açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu durum, çalışmanın in vivo olarak gerçekleştirilmesi nedeniyle, özellikle gingival bölgelerde yüzey koruyucunun uygulamasının düzgün gerçekleştirilememesine ve yüzey koruyucunun hafif doldurulmuş olması itibarıyla abrazyon direncinin düşük olmasına bağlanabilir. Ayrıca, demineralizasyon incelemesinin intraoral fotoğraf slaytları üzerinde yapılması, demineralize alanların tespitinde yetersiz kalınmasına neden olmuş olabilir.

Çalışmamızın sonuçları göstermiştir ki, ProSeal™ ortodontik tedavi sırasında meydana gelen demineralizasyonun engellenmesinde diğer gruplara göre anlamlı farklar göstermiştir. BisCover™ LV de Transbond™ XT' ye oranla anlamlı derecede düşük demineralizasyon göstermiştir.

ProSeal™ yüzey koruyucunun mine demineralizasyonunu engelleme kapasitesini inceleyen in vitro çalışmalar az sayıda olmakla birlikte bu çalışmaların sonuçları çalışmamızın sonuçlarını destekler niteliktedir. ProSeal™ in klinik etkinliğini değerlendirmek amacıyla in vivo çalışmaların da yapılması gerekmektedir.

Ortodonti literatüründe BisCover™LV yüzey koruyucunun mine demineralizasyonu üzerine etkilerini değerlendiren çalışmalar bulunmamaktadır. Mevcut çalışmalar bu materyalin restorasyonlar üzerine cila materyali olarak uygulanmasını değerlendiren çalışmalardır. BisCover™LV' nin ortodontik tedavide kullanımını ve mine demineralizasyonu üzerine etkilerini değerlendirmek için in vitro ve in vivo araştırmaların yapılması gerekmektedir.

Klinikte, ortodontik tedavi gören tüm hastalar için geçerli olmakla birlikte özellikle ağız hijyenini sağlamakta güçlük çeken hastalar için ProSeal™ ve BisCover™ LV gibi yüzey koruyucularının kullanımının tedavi sırasında oluşabilecek demineralizasyonun engellenmesinde etkili olabileceği düşünülebilir.

6. SONUÇLAR

1. Lazer floresans aygıtı DIAGNOdentin, in vitro olarak demineralizasyon tespitinde tekrarlanabilir ve güvenilir sonuçlar ortaya koyduğu tespit edilmiştir.
2. ProSeal™ yüzey koruyucu, yapılan in vitro demineralizasyon – remineralizasyon siklusunun sonucunda demineralizasyonu engellemede istatistiksel olarak anlamlı bir etkinlik göstermiştir.
3. BisCover™ LV yüzey koruyucu, yapılan in vitro demineralizasyon – remineralizasyon siklusunun sonucunda demineralizasyonu engellemede Transbond™ XT grubuna göre anlamlı derecede ($p < 0,05$) etkinlik göstermiştir.
4. Transbond™ XT bonding materyali, yapılan in vitro demineralizasyon – remineralizasyon siklusunun sonucunda demineralizasyonu engellemede etkin bir sonuç gösterememiştir.
5. Yapılan mikrosertlik testi incelemelerinde, BisCover™ LV ve Transbond™ XT grubunda 10, 20 ve 40 μm ' de daha fazla olmak üzere 90 μm ' ye kadar ölçülebilir bir demineralizasyon tespit edilmiştir.
6. Yapılan mikrosertlik testi incelemelerinde, tüm gruplarda oklüzal ve servikal bölgeler arasındaki ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p > 0,05$) tespit edilmemiştir.

7.KAYNAKLAR

1. O'Reilly MM, Featherstone JDB, Demineralization and remineralization around orthodontic appliances an in vivo study, Am J Orthod Dentofacial Orthop. 92:33-40, 1987.
2. Gorton J, Featherstone JDB, In vivo inhibition of demineralization around orthodontic brackets, Am J Orthod Dentofacial Orthop. 123:10–14, 2003.
3. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ. Incidence of white spot formation after bonding and banding. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 81:93-8 1982.
4. Artun J, Brobakken BO. Prevalence of carious white spot lesions after orthodontic treatment with multibonded appliances. Eur J Orthod. 8:229-34, 1986.
5. Artun J, Thylstrup A. A 3-year clinical and SEM study of surface changes of carious enamel lesions after inactivation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 95:327-33 1989.
6. Gwinnett AJ, Ceen RF. Plaque distribution on bonded brackets. A scanning electron microscope study. Am J Orthod. 75:667-77 1979.
7. Ogaard B, Rolla G, Arends J, ten Cate JM. Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part II. Prevention and treatment of lesions. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 94:123-8 1988
8. Stratemann MW, Shannon IL. Control of decalcification in orthodontic patients by daily self-administrated application of a water-free 0.4 per cent stannous fluoride gel. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 66:273-279 1974.
9. Zachrisson BU. Oral hygiene for orthodontic patients. Current concepts and practical advise. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 66:487-497, 1974.
10. Zachrisson BU, Brobakken BO. Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 74:62-78. 1978.
11. Ogaard B, Rezk-Lega F, Ruben J, Arends J. Cariostatic effect and fluoride release from a visible light-curing adhesive for bonding of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 101:303-7, 1992.

- 12.** Turner PJ. The clinical evaluation of a fluoride containing orthodontic bonding material. *Br J Orthod.* 20:307-313, 1993.
- 13.** Zachrisson BU. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 71:173-189, 1977.
- 14.** Newman GW. A posttreatment survey of direct bonding of metal brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 74:197-206, 1978.
- 15.** Zachrisson BU, Heimgard E, Ruyter IE, Mjor IA. Problems with sealants for bracket bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 75:641-9, 1979.
- 16.** Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 34:849-853, 1955.
- 17.** Ten Cate JM, Featherstone JDB. Physicochemical aspects of fluoride enamel interactions. In: Fejerskov O, Ekstrand J, Burt BA (eds). *Fluoride in Dentistry* (2nd ed.) Munksgaard, Copenhagen, pp. 252-69, 1996.
- 18.** Willmot, DR. White lesions after orthodontic treatment: does low fluoride make a difference? *Journal of Orthod.* 31:235-42, 2004.
- 19.** Silverstone M, Johnson NW, Hardie JM, Williams R. *Dental caries. Aetiology, pathology and prevention.* The Mac Millian Press Ltd, Hong Kong pp.71-97, 1981.
- 20.** Newburn E. *Cariology.* (3rd ed.), Quintessence Publishing Co Inc, Chicago, Illionis, pp. 63-89, 197-231, 29-61, 1989.
- 21.** Stephan RM. Intra-oral hydrogen-ion concentrations associated with dental caries activity. *J Dent Res* 23: 257-66, 1944.
- 22.** Balensefien JW, Madonia JV. Study of dental plaque in orthodontic patients. *J Dent Res* 49: 320-4, 1970.
- 23.** Nolte WA. *Ağız mikrobiyolojisi.* 2.Baskı. Çeviren: Prof. Dr. Özdem Arığ, Mosby Co , Saint Louis, s. 314-35, 1978.
- 24.** Kidd EAM, Joystan-Bechal S. *Essential of dental caries the disease and its management.* Bristol: Wright pp. 1, 11, 13, 62-8, 120-42, 1987.
- 25.** Krasse L, Jordan HV, Edvardsson S, Svensson I, Trel I. The occurrence of certain caries-inducing streptococci in human dental plaque material. *Archs Oral Biol.* 13: 911-8, 1968.

26. Holbrook WP, Beighton D. *Streptococcus mutans* levels in saliva and distribution of serotypes among 9-year-old Icelandic children. Scand J Dent Res. 95: 37-42, 1987.
27. Maltz M, Zickert I, Krasse B. Effect of intensive treatment with chlorhexidine on the number of *Streptococcus mutans* in saliva. Scand J Dent Res. 89: 445-9, 1985.
28. Thylstrup A, Fejerskov O. Textbook of cariology. Munksgaard. Copenhagen. pp. 74-106, 1986.
29. Soet JJ, Nyvad B, Killian M, Graff J. Acid production by oral streptococci. Caries Res. 30 (Abst 64): 228, 1996.
30. Stralfors A. Investigations into the bacterial chemistry of dental plaques. Odontol Tidskr. 58: 153-341, 1950.
31. Darling AI. Studies of the early lesions of enamel caries. Br Dent J. 105:119-35, 1985.
32. Fehr FR, Loe H, Theilade E. Experimental caries in man. Caries Res. 4:131-48, 1970.
33. Mellberg JR, Ripa LW. Fluoride in preventive dentistry. Theory and clinical applications. Quintessence Publishing Co Inc, Chicago, pp.15-87, 1983.
34. Wisth PJ, Nord A. Caries experience in orthodontic treated individuals. Angle Orthod. 47:59-63, 1977.
35. Murray JJ, Nunn JH, Steele JG. The prevention of oral disease. Oxford: Oxford University Press, pp.79-95, 2003.
36. Artun J, Brobakken BO. Prevalance of carious white spots after orthodontic treatment with multibonded appliances. Eur J Orthod. 8:229-34, 1986.
37. Weitman RT, Eames WB. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. Am Dent Assoc. 91: 101- 1975.
38. Svanberg M, Ljunglöf S, Thilander B. *Streptococcus mutans* and *Streptococcus sanguis* in plaque from orthodontic bands and brackets. Eur J Orthod. 6: 132-8, 1984.

39. Chatterjee R, Kleinberg I. Effect of orthodontic band placement on the chemical composition of human incisor tooth plaque. *Arch Oral Biol.* 100: 24-97, 1979.
40. Featherstone JDB. The science and practice of caries prevention. *J Am Dent Assoc.* 131:887-99, 2000.
41. Schwaninger B, Schwaninger NV. Developing an effective oral hygiene program for the orthodontic patient: review, rationale and recommendations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 75:447-52, 1979.
42. Lundstrom F, Karasse B. Caries incidence in orthodontic patients with high levels of *Streptococcus mutans*. *Eur J Orthod.* 9:117-21, 1987.
43. Scheie AA, Arneberg P, Krogstad O. Effect of orthodontic treatment on prevalence of *Streptococcus mutans* in plaque and saliva. *Scand J Dent Res.* 92:211-7, 1984.
44. Rosenbloom RG, Titanoff N. Salivary *Streptococcus mutans* levels in patients before, during and after orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 100:35-7, 1991.
45. Beyth N, Redlich M, Harari D, Freidman M, Steinberg D. Effect of sustained-release chlorhexidine varnish on *Streptococcus mutans* and *Actinomyces viscosus* in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 123:345-8, 2003.
46. Sakamaki ST, Bahn AN. Effect of orthodontic banding on localized oral lactobacilli. *J Dent Res.* 47: 275-9, 1968.
47. Bloom RH, Brown LR. Study of the effects of orthodontic appliances on the oral microbial flora. *Oral Surg.* 17: 658-67, 1969.
48. Lehman R, Davidson C, Dujisters P. In vitro studies on susceptibility of enamel to caries attack after orthodontic bonding procedures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 110:590-7, 1996.
49. Pus MD, Way DC. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 77:269-83, 1980.

- 50.** Ogaard B. Prevalance of white spot lesions in 19 year olds. A study on untreated and orthodontically treated persons 5 years after treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 96:423-7, 1989.
- 51.** Ingervall B. The influence of orthodontic appliances on caries frequency. *Odontolog. Revy.* 13: 175-90, 1962.
- 52.** Zachrisson BU, Zachrisson S. Caries incidence and orthodontic treatment with fixed appliances. *Scand J Dent Res.* 79: 183-92, 1971.
- 53.** Taylor GS, Kerr WJ, Buchanan IB. The general dental status of patients referred to the orthodontic department of the Glasgow Dental Hospital. *Community Dent Health.* 10: 381-7, 1993.
- 54.** Geiger AM, Gorelick L, Gwinnett AJ, Grisold PG. The effect of a fluoride program on white spot formation during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 93:29-37, 1988.
- 55.** Banks PA, Richmond S. Enamel sealants: a clinical evaluation of their value during fixed appliance therapy. *Eur J Orthod.* 16:19-25, 1994.
- 56.** Lazzari PE. *Dental Biochemistry.* Lea and Febiger co, Philadelphia, 1968.
- 57.** Paterson RC, Watts A, Saunders WP, Pitts NB. *Modern concepts in the diagnosis and treatment of fissure caries.* Quintessence Pub co, Chicago, 1989.
- 58.** Edgar WM. Saliva: its secretion, composition and functions. *Br Dent J* 172: 305-312, 1992.
- 59.** Lenz W. *Medical genetics.* The University of Chicago Press, Chicago, pp. 87-115, 1963
- 60.** Millett DT, Nunn JH, Welbury RR, Gordon PH. Decalcification in relation to brackets bonded with glass ionomer cement or a resin adhesive. *Angle Orthod.* 69:65-70, 1999.
- 61.** Stanley JT. *Bergey's manual systematic bacteriology.* Baltimore: Williams &Wilkins pp. 1055-62, 1989.
- 62.** Röllä GA, Melsen N. On the mechanism of plaque inhibition by chlorhexidine. *J Dent Res* 67: 9-14, 1988.

63. Kahraman AI, Uysal T. Effectiveness of a hydrophilic primer when different antimicrobial agents are mixed. *Angle Orthod.* 74:414-19, 2004.
64. Othman HF, Wu CD, Evans CA, Drummond JL, Matasa CG. Evaluation of antimicrobial properties of orthodontic composite resins combined with benzalkonium chloride. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 122:288-94, 2002.
65. Madlena M, Vitalyos G, Marton S, Nagy G. Effect of chlorhexidine varnish on bacterial levels in plaque and saliva during orthodontic treatment. *J Clin Dent* 11(2): 42-6, 2000.
66. Ten Cate, JM. Current concepts on the theories of the mechanism of action of fluoride. *Acta Odontol Scand.* 57:325-9, 1999.
67. De Leeuw NH. Resisting the onset of hydroxyapatite dissolution through the incorporation of fluoride. *J Phys Chem*, 2003.
68. Heifetz SB, Mellberg JR, Winter SJ, Doyle J. In vivo fluoride uptake by enamel of teeth of human adults from various topical fluoride procedures. *Arch of Oral Biology.* 15:1171-1181, 1970.
69. Soyman M, Şirin Ş, Akıncı T. Determination of enamel fluoride concentration by mathematical calculations of demineralized tooth enamel. *Journal of Marmara University Dental Faculty*, 1:17-27, 1984.
70. Zero DT. Application of clinical models in remineralization research. *J Clinical Dent.* 10:74-85, 1999.
71. Levine RS. The action of fluoride in caries prevention. *Br Dent J.* 140:9-14, 1976.
72. Margolis HC, Moreno EC, Murphy BJ. Effect of low levels of fluoride in solution on enamel demineralization in vitro. *J Dent Res.* 65:23-9, 1986.
73. Linton JL. Quantitative measurements of remineralization of incipient caries. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 110:590-7, 1996.
74. Miller JR, Mancl L, Arbuckle G, Baldwin J, Phillips RW. A three year clinical trial using a glass ionomer cement for the bonding of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 66:309-312, 1996.
75. Wefel JS. Effects of fluoride on caries development and progression using intraoral models. *Dent Res.* 69:626-33, 1990.

- 76.** Marinho VCCC, Higgins JPT, Sheiham A, Logan S. One topical fluoride (toothpastes, or mouthrinses, or gels, or varnishes) versus another for preventing dental caries in children and adolescents. Cochrane Library, Chichester, UK, John Wiley & Sons, Ltd, Issue 2, 2005.
- 77.** Geiger AM, Gorelick L, Gwinnett AJ, Benson J. Reducing white spot lesions in orthodontic populations with fluoride rinsing. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 101:403-7, 1992.
- 78.** Hu W, Fetherstone JDB. Prevention of enamel demineralization: An in vitro study using light-cured filled sealant. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 128:592-600, 2005.
- 79.** Staudt CB, Lussi A, Jacquet J, Kiliaridis S. White spot lesions around brackets: in vitro detection by laser fluorescence. *Eur J Oral Sci* 112:237-243, 2004.
- 80.** Meng CL, Wang WN, Yen SI. Fluoridated etching on orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112:259-262, 1997.
- 81.** Büyükyılmaz T, Tangugsorn V, Ogaard B, Arends J, Ruben J, Rolla G. The effect of TiF_4 application around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 105:293-6, 1994.
- 82.** Kindelan JD. In vitro measurement of enamel demineralization in the assessment of fluoride leaching orthodontic bonding agents. *Br J Orthod.* 23:343-349, 1996.
- 83.** Todd MA, Staley RN, Kanellis MJ, Donly KJ, Wefel JS. Effect of a fluoride varnish on demineralization adjacent to orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 116:159-67, 1999.
- 84.** Schmit JL, Staley RN, Wefel JS, Kanellis M, Jakobsen JR, Keenan PJ. Effect of fluoride varnish on demineralization adjacent to brackets bonded with RMGI cement. *Am J Ortod Dentofacial Orthop.* 122:125-34, 2002.
- 85.** Demito CF, Vivaldi-Rodrigues G, Ramos AL, Bowman SJ. The efficacy of a fluoride varnish in reducing enamel demineralization adjacent to orthodontic brackets: an in vitro study. *Orthod Craniofacial Res.* 7:205-210, 2004.

- 86.** Sudjalim TR, Woods MG, Manton DJ, Reynolds EC. Prevention of demineralization around orthodontic brackets in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 131:705,e1-705,e9, 2007.
- 87.** Ogaard B, Duschner H, Ruben J, Arends J. Microradiography and confocal laser scanning microscopy applied to enamel lesions formed in vivo with and without fluoride varnish treatment. *Eur J Oral Sci.* 104:378-83, 1996.
- 88.** Wiltshire WA. Determination of fluoride from fluoride-releasing elastomeric ligature ties. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 110:383-7, 1996.
- 89.** Doherty UB, Benson PE, Higham SM. Fluoride-releasing elastomeric ligatures assessed with the in situ caries model. *Eur J Orthod.* 24:371-378, 2002.
- 90.** Valk JWP, Davidson CL. The relevance of controlled fluoride release with bonded orthodontic appliances. *J Dent.* 15:257-60, 1987.
- 91.** Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J.* 132:133-35, 1972.
- 92.** Hotz P, McLean JW, Sced I, Wilson AD. The bonding of glass ionomer cements to metal and tooth substrates. *Br Dent J.* 142:41-47, 1977.
- 93.** McLean JW, Wilson AD. The clinical development of glass ionomer cements formulations and properties. *Aust Dent J.* 22:31-36, 1977.
- 94.** Kvam E, Brosch J, Nissen-Meyer IH. Comparison between a zinc phosphate cement and a glass ionomer cement for cementation of orthodontic bands. *Eur J Orthod.* 5:307-313, 1983.
- 95.** Cook PA, Youngson CC. An in vitro study of the bond strength of a glass ionomer cement in the direct bonding of orthodontic brackets. *Br J Orthod.* 15:247-253, 1988.
- 96.** McSherry PF. An in vitro evaluation of the tensile and shear strengths of the tensile and shear strengths of four adhesives used in orthodontics. *Eur J Orthod.* 18:319-27, 1996.
- 97.** Mitchell L. Decalcification during orthodontic treatment with fixed appliances. An overview. *Br J Orthod.* 19:199-205, 1992.

- 98.** Örtendahl TW, Thilander B. Use of glass ionomers for bracket bonding an in vitro study evaluating a testing device for in vivo purposes. *Eur J Orthod.* 20:201-8, 1998.
- 99.** Rezk-Lega F, Ogaard B. Tensile bond force of glass ionomer cements in direct bonding of orthodontic brackets. An in vitro comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 100:357-61, 1991.
- 100.** Trimpeneers LM, Verbeeck RMH, Dermaut LR, Moors MG. Comparative shear bond strength of some orthodontic bonding resins to enamel. *Eur J Orthod.* 18:89-95, 1996.
- 101.** Pascotto RC, de Lima Navarro MF, Filho LC, Cury JA. In vivo effect of a resin-modified glass ionomer cement on enamel demineralization around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 125:36-41, 2004.
- 102.** Rosenstiel SF, Land MF, Crispin MJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 80:280-301, 1998.
- 103.** Yap A, Lee CM. Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. *J Oral Rehabil.* 1997; 24: 310-4.
- 104.** Nicholson JW, McLean JW. A preliminary report on the effect of storage in water on the properties of commercial light-cured glass-ionomer cements. *Br Dent J.* 173:98-101, 1992.
- 105.** Mitra SB, Kedrowski BL. Long-term mechanical properties of glass ionomers. *Dent Mater.* 10:78-82, 1994.
- 106.** Kovarik RE, Muncy MV. Fracture toughness of resin-modified glass ionomers. *Am J Dent.* 8:145-8, 1995.
- 107.** Uno S, Finger WJ, Fritz U. Long-term mechanical characteristics of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater.* 12:64-9, 1996.
- 108.** Retief DH, Sadowsky PL. Clinical experience with the acid etch technique in orthodontics. *Am J Orthod.* 68:645-654, 1975.
- 109.** Zachrisson BU. Bonding in orthodontics. In: Graber TM, Vanarsdall RL (eds). *Orthodontics current principles and techniques.* (2nd ed.) Mosby, St.Louis, pp.542-626, 1994.

- 110.** Banks PA, Burn A, O'Brien K. A clinical evaluation of the effectiveness of including fluoride into an orthodontic bonding adhesive. *Eur J Orthod.* 19:391-395, 1997.
- 111.** Bishara SE, Swift EJ, Chan DC. Evaluation of fluoride release from an orthodontic bonding system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 100:106-109, 1991.
- 112.** Chadwick SM, Gordon PH. An investigation into the fluoride release of a variety of orthodontic bonding agents. *Br J Orthod.* 1995;22:29-33.
- 113.** Fox NA. Fluoride release from orthodontic bonding materials. An in vitro study. *Br J Orthod.* 17:293-298, 1990.
- 114.** Ghani SHA, Creanar SL, Luffingham JK, Foye RH. The influence of fluoride releasing bonding composites in the development of artificial white spot lesions. An ex vivo study. *Br J Orthod.* 21:375-378, 1994.
- 115.** Mitchell L. An investigation in to the effect of a fluoride releasing adhesive on the prevalence of enamel surface changes associated with directly bonded orthodontic attachments. *Br J Orthod.* 19:207-214, 1992.
- 116.** Sonis AL, Snell W. An evaluation of a fluoride releasing visible light activated bonding system for orthodontic bracket placement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 95:306-311, 1989.
- 117.** Trimpeneers LM, Dermaut LR. A clinical evaluation of the effectiveness of a fluoride releasing visible light activated bonding system to reduce demineralization around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 110:218-222, 1996.
- 118.** Underwood ML, Rawis HR, Zimmermann BF. Clinical evaluation of a fluoride exchanging resin as an orthodontic adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 96:93-9, 1989.
- 119.** Basdra EK, Huber H, Komposch G. Fluoride released from orthodontic bonding agents alters the enamel surface and inhibits enamel demineralization in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 109:466-472, 1996.
- 120.** Eliades G, Watts DC, Eliades T *Dental Hard Tissues and Bonding: Interfacial phenomena and related properties*, Springer, p.65, 2005.

- 121.** Zachrisson BU. Cause and prevention of injuries to teeth and supporting structures during orthodontic treatment. *Am J Orthod.* 69:285-300, 1976.
- 122.** Tillery TJ, Hembree JH jr, Weber FN. Preventing enamel decalcification during orthodontic treatment. *Am J Orthod.* 70:435-9, 1976.
- 123.** Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod.* 2:171-178, 1976.
- 124.** Ireland R, *Clinical Textbook of Dental Hygiene and Therapy*, Blackwell Professionell, p.89, 2006.
- 125.** Joseph VP, Rossouw RE, Basson NJ. Some 'sealants' seal-a scanning electron microscopy (SEM) investigation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 105:362-8, 1994.
- 126.** Ceen RF, Gwinnett AJ. Microscopic evaluation of the thickness of sealants used in oerthodontic bonding. *Am J Orthod.* 78:623-629, 1980.
- 127.** Frazier MC, Southard TE, Doster PM. Prevention of enamel demineralization during orthodontic treatment: An in vitro study using pit and fissure sealants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 110:459-65, 1996.
- 128.** Wenderoth CJ, Weinstein M, Borislow AJ. Effectiveness of a fluoride releasing sealant in reducing decalcification during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 116:629-34, 1999.
- 129.** McCann HG. Determination of fluoride in mineralized tissues using the fluoride ion electrode. *Archs Oral Biol.* 13:475-77, 1968.
- 130.** Chadwick SM, Gordon PH. An investigation to estimate the fluoride uptake adjacent to a fluoride-releasing bonding agent *Br J Orthod.* 22:113-122, 1995.
- 131.** Benedict HC. Notes on the fluorescence of teeth in ultraviolet rays. *Science* 67:422,1928. In Stookey GK, Jackson RD, Ferreira Zandona AG, Analoui M. Dental caries diagnosis. *Dent Clin North Am.* 43:665-77, 1999.
- 132.** Bjackhagen H, Sundstrom F, Angmar-Mansson B. Early detection of enamel caries by the luminescence excited by visible light. *Swed Dent.* 6:1-7, 1982.

- 133.** Stookey GK, Jackson RD, Ferreira Zandona AG, Analoui M. Dental caries diagnosis. *Dent Clin North Am.* 43:665-77, 1999.
- 134.** Josselin A, Jong E, Sundstrom F. A new method for in vivo quantification of changes in initial enamel caries with laser fluorescence. *Caries Res.* 29:2-7, 1995.
- 135.** Hafstrom- Bjorkman U, Sundstrom F, Josselin A. Comparison of laser fluorescence and longitudinal microradiography for quantitative assessment of in vitro enamel caries. *Caries Res.* 26:241-7, 1992.
- 136.** Hibst R, Gall R. Development of a diode laser-based fluorescent caries detector. *Caries Res.* 32:294, 1998.
- 137.** Lussi A, Imwinkelried S, Pitts N, Longbottom C, Reich E. Performance and reproducibility of a laser fluorescence system for detection of occlusal caries in vitro. *Caries Res.* 33:261-266, 1999.
- 138.** Heinrich-Weltzien R, Kühnisch J, Oehme T, Ziehe A, Stösser L, Garcia-Godoy F. Comparison of different DIAGNOdent cut-off limits for in vivo detection of occlusal caries. *Oper Dent.* 28:672-80, 2003.
- 139.** Sanchez-Figueras A, Jr. Occlusal pit and fissure caries diagnosis: A problem no more. *Compend Educ Dent.* 24(suppl):3-11, 2003.
- 140.** Antonnen V, Seppa L, Hausen H. Clinical study of the use of the laser fluorescence device DIAGNOdent for detection of occlusal caries in children. *Caries Res.* 37:17-23, 2003.
- 141.** Bamzahim M, Shi X-Q, Angmar-Mansson B. Occlusal caries detection and quantification by DIAGNOdent and electronic caries monitor: in vitro comparison. *Acta Odontol Scand.* 60:360-4, 2002.
- 142.** Shi X-Q, Tranæus S, Angmar-Mansson B. Validation of DIAGNOdent for quantification of smooth-surface caries: an in vitro study. *Acta Odontol Scand.* 59:74-8, 2001.
- 143.** Pinelli C, Serra MC, Loffredo LCM. Validity and reproducibility of a laser fluorescence system for detecting the activity of white spot lesions on free smooth surfaces in vivo. *Caries Res.* 36:19-24, 2002.
- 144.** Schneiderman A, Elbaum M, Schultz T. Assessment of dental caries with DIFOTI: In vitro study. *Caries Res.* 31:103-10, 1997.

- 145.** Shapiro S, Meier A, Guggenheim B. The antimicrobial activity of essential oils and essential oil components towards oral bacteria. *Oral microbiology and Immunology* 9:202-8, 1994.
- 146.** Gillgrass TJ, Creanor SL, Foye RH, Millett DT. Varnish or polymeric coating for the prevention of demineralization? An ex vivo study. *Journal of Orthod.* 28:291-295, 2001.
- 147.** Corry A, Millett DT, Creanor SL, Foye RH, Gilmour WH. Effect of fluoride exposure on cariostatic potential of orthodontic bonding agents: an in vitro evaluation. *Journal of Orthod.* 30:323-329, 2003.
- 148.** Moura MS, de Melo Simplicio AH, Cury JA. In vivo effects of fluoridated antiplaque dentifrice and bonding material on enamel demineralization adjacent to orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 130:357-63, 2006.
- 149.** Strang R, Cummings A, Stephen KW, McMenemy P. Further abrasion resistance and bond strength studies of fissure sealants. *J Oral Rehabil.* 13:257-62, 1986.
- 150.** Bishara SE, Oonsombat C, Soliman M, Warren J. Effects of using a new protective sealant on the bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 75:243-246, 2005.
- 151.** Paschos E, Okuka S, Illie N, Huth KC, Hickel R, Rudzki-Janson I. Investigation of shear-peel bond strength of orthodontic brackets on enamel after using ProSeal™. *J Orofac Orthop.* 67:196-206, 2006.
- 152.** Sayinsu K, Işık F, Sezen S, Aydemir B. New protective polish effects on shear bond strength of brackets. *Angle Orthod.* 76:306-309, 2006.
- 153.** Underwood ML, Rawis HR, Zimmerman BF. Clinical evaluation of a fluoride-exchanging resin as an orthodontic adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 96:93-9, 1989.
- 154.** Featherstone JDB, Ten Cate JM, Shariati M, Arends J. Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative microradiography and microhardness profiles. *Caries Res.* 17:382-91, 1983.

- 155.** Grobler SR, Du Toit IJ, Basson NJ. The effect of honey on human tooth enamel in vitro observed by electron microscopy and microhardness measurements. *Arch Oral Biol.* 39:147-153, 1994.
- 156.** Herkströter FM, Witjes M, Ruben J, Arends J. Time dependency of microhardness indentations in human and bovine dentine compared with human enamel. *Caries Res.* 23:342-344, 1989.
- 157.** Nakajima E. Effect of fluoride on rehardening of artificially softened bovine enamel. *Bull of Kanagawa Dent Col.* 21:16-24, 1993.
- 158.** Zero DT, Rahbek I, FuJ, Proskin HM, Featherstone JDB. Comparison of the iodide permeability test, the surface microhardness test and mineral dissolution of bovine enamel following acid challenge. *Caries Res.* 24:181-188, 1990.
- 159.** Kelly MP, Smith BGN. The effect of remineralizing solutions on tooth wear in vitro. *J Dent.* 16:147-149, 1988.
- 160.** Phillips RW, Swartz ML. Effect of fluorides on hardness of tooth enamel. *JADA* 37:1-13, 1948.
- 161.** Barlett DW, Smith BGN, Wilson RF. Comparison of the effect of fluoride and nonfluoride toothpaste on tooth wear in-vitro and the influence of enamel fluoride concentration and hardness of enamel. *Br Dent J.* 176:346-348, 1994.
- 162.** Salar DV, Garcia-Godoy F, Flaitz CM, Hicks MJ. Potential inhibition of demineralization in vitro by fluoride-releasing sealants. *J Am Dent Assoc.* 138:502-6, 2007.
- 163.** Soliman MM, Bishara SE, Wefel J, Heilman J, Warren JJ. Fluoride release rate from an orthodontic sealant and its clinical implications. *Angle Orthod.* 76:282-288, 2006.

ÖZGEÇMİŞ

1980 yılında Eskişehir’de doğdu. İlk öğrenimini Adapazarı’nda Ahmet Akkoç İlkokulu’nda tamamladı. 1998 yılında Sakarya Anadolu Lisesi’nden, 2003 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden mezun oldu. Aynı yıl Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı’nda doktora öğrenimine başladı.