



**FARKLI REMİNERALİZASYON AJANLARININ  
VE ER:YAG LAZER KULLANIMININ  
MİNE YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE  
MİKROSERTLİĞİ ÜZERİNE ETKİSİNİN  
İNCELENMESİ**

**Dt. Yiğit Kaan POLAT**

**Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Tez Danışmanı  
Doç. Dr. Nurcan ÖZAKAR İLDAY  
Uzmanlık Tezi - 2016**

T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FARKLI REMİNERALİZASYON AJANLARININ VE  
ER:YAG LAZER KULLANIMININ MİNE YÜZEY  
ÖZELLİKLERİ VE MİKROSERTLİĞİ ÜZERİNE  
ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Dt. Yiğit Kaan POLAT

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı  
Doç. Dr. Nurcan ÖZAKAR İLDAY

ERZURUM  
2016

T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

FARKLI REMİNERALİZASYON AJANLARININ VE ER:YAG  
LAZER KULLANIMININ MİNE YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE  
MİKROSERTLİĞİ ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Dt. Yiğit Kaan POLAT

Tez Savunma Tarihi : 03.10.2016

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Nurcan ÖZAKAR İLDAY (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Nilgün SEVEN (Atatürk Üniversitesi)


Jüri Üyesi : Prof. Dr. Mehmet YILDIZ (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Çağatay BARUTCİGİL (Akdeniz Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

  
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı  
Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM

Uzmanlık Tezi  
ERZURUM – 2016

## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR .....	III
ÖZET .....	IV
ABSTRACT.....	V
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VIII
TABLOLAR DİZİNİ.....	XI
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Minenin Yapısı .....	3
2.2. Diş Sert Dokularında Demineralizasyon-Remineralizasyon Süreci .....	4
2.3. Çürük .....	6
2.4. Mine Çürüğünün Yapısı.....	8
2.5. Yapay Çürük Yöntemleri.....	11
2.6. Çürük Teşhis Yöntemleri.....	12
2.7. Çürükten Korunma Yöntem ve Teknikleri .....	15
2.7.1. Minimal İnvaziv Diş Hekimliği (MID) .....	15
2.7.2. Çürükten Korunmanın Temeli .....	16
2.7.3. Plak Uzaklaştırma .....	17
2.7.4. Diyetin Düzenlenmesi.....	18
2.7.5. Asit Atağına Karşı Diş Dokularının Direncinin Arttırılması.....	19
2.7.5.1. Florit kullanımı .....	19
2.7.5.2. TiF <sub>4</sub> kullanımı .....	23
2.7.5.3. Kazein Fosfopeptid-Amorf Kalsiyum Fosfat (CPP- ACP).....	23
2.7.5.4. Bioaktif Cam.....	25

2.7.5.5. TCP (Triksiyum fosfat).....	25
2.7.5.6. Lazer Uygulamaları .....	26
2.8. Diş Sert Dokularının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler .....	30
<b>3. GEREÇ ve YÖNTEM .....</b>	<b>33</b>
3.1. Çalışmada Kullanılacak Dişlerin Hazırlanması.....	33
3.1.1. Dişlerin Toplanması.....	33
3.1.2. Diş Yüzeylerinin Hazırlanması.....	33
3.1.3. Hazırlanan Örneklerin Gruplara Ayrılması .....	35
3.1.4. Lazer Uygulaması .....	38
3.1.5. Materyallerin Uygulamaların Yapılması .....	39
3.1.6. Ph Siklusu modeli kullanılarak başlangıç lezyonu oluşturulması: .....	40
3.1.7. Mikrosertlik Ölçümü.....	41
3.1.8. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) için Hazırlanması .....	42
3.1.9. İstatistiksel Değerlendirme .....	44
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>45</b>
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>67</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>87</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>89</b>
<b>EKLER .....</b>	<b>103</b>
<b>EK-1. ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>103</b>
<b>EK-2. TEZ ETİK ONAY FORMU .....</b>	<b>104</b>

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık sürem boyunca tezimin planlanma aşamasından bitimine kadar yardım ve desteklerini hiç esirgemeyen, tüm bilgisini, tecrübelerini ve önerilerini içtenlikle benimle paylaşan, değerli hocam Doç. Dr. Nurcan ÖZAKAR İLDAY'a,

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim dalında aldığım eğitimim boyunca öğrendiklerimi borçlu olduğum değerli hocalarım Prof. Dr. Nilgün SEVEN'e, Prof. Dr. Mehmet Yıldız'a, Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR'a, Yrd. Doç. Dr. Nilgün AKGÜL'e, Yrd. Doç. Dr. Pınar GÜL'e, Yrd. Doç. Dr. Neslihan URVASIZOĞLU ÇELİK'e, Yrd. Doç. Dr. Ömer SAĞSÖZ'e ve Yrd. Doç. Dr. Merve İŞCAN YAPAR'a,

Tez savunma komitesinde yer alan değerli hocam Doç. Dr. Çağatay BARUTCİGİL'e,

Hep yanımda olan ve yardımlarını benden hiçbir zaman esirgemeyen asistan arkadaşlarım ve mesai arkadaşlarıma,

Benim günlere gelmemi sağlayan, varlıklarıyla bana güç veren ve her zaman arkamda olduklarını hissettiğim aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Yiğit Kaan POLAT

## ÖZET

### Farklı Remineralizasyon Ajanlarının ve Er:Yag Lazer Kullanımının Mine Yüzey Özellikleri ve Mikrosertliği Üzerine Etkisinin İncelenmesi

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı çekilmiş molar dişlerde remineralizasyon ajanlarının tek başına ve Er:YAG ile birlikte kullanımının demineralizasyona karşı koruyucu etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesidir.

**Materyal ve Metot:** Çalışmamızda çürüksüz 180 adet insan molar dişi kullanılmıştır. Seçilen dişler gruplara ayrılmadan önce ölçümleri DIAGNOdent Pen ile yapılarak 0-13 arası skora sahip örnekler çalışmaya dahil edilmiştir. Dişler pozitif ve negatif kontrol grupları da dahil olacak şekilde toplam da 15 gruba ayrılmıştır. Gruplara Sodyum Florür (NaF), Trikalsiyum Fosfat ( $Ca_3PO_4$ ), Titanyum Tetraflorür ( $TiF_4$ ), Tooth Mousse (CPP-ACP), MI Paste Plus (CPP-ACP), Novamin (Biyoaktif Cam) ajanları ve bunların Er:YAG lazer ile birlikte kullanımları uygulanmıştır. Lazer uygulamasının etkinliğinin araştırılması için bir gruba sadece Er:YAG lazer uygulanmıştır. Negatif kontrol grubu hariç gruplar de-remineralizasyon solüsyonuna maruz bırakılmıştır. Grup etkinlikleri mikrosertlik, SEM ve EDS taraması değerlendirilmeleri üzerinden yapılmıştır. İstatiksel analizler SPSS 20.0 paket programı kullanılarak yapılmıştır.

**Bulgular:** Mikrosertlik değerlendirmesinin sonuçlarına göre en yüksek değeri  $TiF_4$ 'ün Er:YAG lazer ile birlikte kullanıldığı Grup TFL göstermiştir. Bütün gruplar pozitif kontrol grubu (Grup K+) ile istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir. ( $p<0.05$ ) Ajanların tek başına uygulandığı gruplar ile Er:YAG lazer ile birlikte uygulandığı gruplar karşılaştırıldığında birlikte kullanımın Grup TML (Tooth Mousse + Er:YAG Lazer) hariç istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek mikrosertlik değerleri verdiği gözlemlenmiştir. ( $p<0.05$ ) SEM değerlendirmesi sonucunda tüm grupların mine yüzeyleri kontrol gruplarına göre morfolojik değişimler göstermiştir. EDS taraması verilerine bakıldığında yüzdece en yüksek florit ihtiva eden grup  $TiF_4$ 'ün Er:YAG lazer ile birlikte kullanıldığı Grup TFL olduğu görülmüştür. En yüksek  $Ca^{+2}$  ise Grup TL 'ye ait örnekte gözlemlenmiştir.

**Sonuç:** Bu çalışmanın sınırları dahilinde demineralizasyona karşı direnç etkisi karşılaştırıldığında remineralizasyon ajanlarının Er:YAG lazer ile birlikte kullanımları tek başına kullanımlarına oranla daha yüksek sonuçlar vermiştir. Kullanılan remineralizasyon ajanları arasında en etkili ajan  $TiF_4$  olmuştur. Er:YAG lazer kullanımı koruyucu diş hekimliğinde alternatif bir yöntem olarak düşünülebilir. Remineralizasyon ajanları demineralizasyon karşı dirençte etkili olsa da güncel ajanlar için daha çok çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.

**Anahtar Kelimeler:** Mine, Remineralizasyon, Er:YAG Lazer, Bioaktif cam , Titanyum tetraflorür, Kazein fosfopeptit amorf kalsiyum fosfat

## ABSTRACT

### Investigation of Effect on Enamel Surface Properties and Microhardness Using Different Remineralization Agents and Er:Yag Laser

**Purpose:** The aim of this study in vitro evaluation of protective effect against demineralization, by using remineralization agent alone and with Er:YAG laser combination on extract molar teeth.

**Material and method:** In our study, noncarious 180 human molar teeth were used. Example measurements were made by DIAGNOdent Pen with score between 0-13 were included in the study before leaving the group. The teeth, included positive and negative control groups, were divided into 15 groups in total. Sodium Fluoride(NaF), Tricalcium Phosphate( $\text{Ca}_3\text{PO}_4$ ), Titanium Tetrafluoride ( $\text{TiF}_4$ ), Tooth Mousse (CPP-ACP), MI Paste Plus (CPP-ACP), Novamin(Bioactive Glass) agents and their Er:YAG laser combination were applied into groups. Er:YAG laser was used only in one group for investigating effectiveness of laser application. Groups except the Negative control group was subjected to de-remineralization solution. Group activities was measured through microhardness, SEM and EDS values. Statistical analyzes were performed by using SPSS 20.0 software package.

**Results:** According to the results of microhardness in Group TFL which  $\text{TiF}_4$  and Er:YAG laser used in combination has shown highest value. All groups showed a statistically significant difference with positive control group, (Group K+) ( $p < 0.05$ ). With a group of agents administered alone compared with the group administered with combined Er:YAG laser has been observed that the combined use has higher microhardness values ( $p < 0.05$ ). Result of SEM evaluation shows enamel surface of all groups had morphological changes compared to the control group. Considering the EDS data Group TFL which  $\text{TiF}_4$  and Er:YAG laser used in combination was found to be highest percent of fluoride-containing groups. The highest  $\text{Ca}^{+2}$  was observed in the sample belonging to the Group TL.

**Conclusions:** In the limitations of this study compared impact resistance to demineralization of the remineralization agents: the combined use with Er:YAG laser has higher results compared to stand-alone use. Among the remineralization agents the most effective agents were  $\text{TiF}_4$ . Er: YAG lasers used in preventive dentistry can be considered as an alternative method. Remineralization agents, although effective in resistance to demineralization more work is needed for the current agents.

**Key Words:** Enamel, Remineralization, Er: YAG laser, Bioactive glass, Titanium tetrafluoride, Casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate



## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<b>Nd:YAG</b>	: Neodymium doped: Yttrium-Aluminum-Garnet
<b>Er:YAG</b>	: Erbium: Yttrium-Aluminum-Garnet
<b>Er,Cr:YAG</b>	: Erbium, Chromium: Yttrium-Scandium-Gallium-Garnet
<b>CO<sub>2</sub></b>	: Karbon dioksit
<b>nm</b>	: Nanometre
<b>cm</b>	: Santimetre
<b>C</b>	: Santigrat
<b>He-Ne</b>	: Helyum Neon
<b>GaAlAs</b>	: Galyum/Alüminyum/Arsenit
<b>NaF</b>	: Sodyum florür
<b>SnF</b>	: Kalay florür
<b>AmF</b>	: Amin florür
<b>APF</b>	: Aside fosfat florür
<b>NaMFP</b>	: Sodyum monoflorofosfat
<b>Ca<sup>+2</sup></b>	: Kalsiyum
<b>PO<sub>4</sub></b>	: Fosfat
<b>OH<sup>-</sup></b>	: Hidroksil
<b>HAP</b>	: Hidroksiapatit
<b>FAP</b>	: Florapatit
<b>HCA</b>	: Hidroksi karbonapatit
<b>CaF<sub>2</sub></b>	: Kalsiyum florür
<b>TCP</b>	: Trikalsiyum fosfat
<b>TiF<sub>4</sub></b>	: Titanyum tetraflorür

**CPP-ACP** : Kazein fosfopeptid – amorf kalsiyum fosfat

**SEM** : Scanning electron microscopy

**EDS** : Enerji Dağılımı Spektrometresi

**FDA** : Food and drug administration

**ECM** : Electrical caries monitör

**KHN** : Knoop sertlik değeri

**VHN** : Vickers sertlik değeri

**W** : Watt

**Hz** : Hertz

**J** : Joule

**ml** : Mililitre

**µm** : Mikrometre

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Hidroksiapatitin kristal yapısı .....	4
Şekil 2.2. Stephan Eğrisi.....	9
Şekil 2.3. DIAGNOdent Pen Cihazı.....	14
Şekil 2.4. Çürük Denge Şeması .....	17
Şekil 3.1. Örneklerin akriliğe gömülmesi ve ajan uygulanacak yüzeylerin hazırlanması .....	34
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan remineralizasyon materyalleri .....	38
Şekil 3.3. Çalışmada kullanılan Er:YAG lazer (Fotona Fidelis) .....	39
Şekil 3.4. Materyallerin fırça yardımıyla mine yüzeyine uygulanması .....	40
Şekil 3.5. Örneklerin re-demineralizasyon solüsyonunda bekletilmesi .....	41
Şekil 3.6. Mikrosertlik ölçüm cihazı Fm800e(Tokyo/Japan).....	42
Şekil 3.7. SEM Cihazı .....	43
Şekil 3.8. EDS tarama Cihazı .....	44
Şekil 4.1. Grup K- (Negatif Kontrol) Uygulama öncesi ve sonrasının karşılaştırılması .....	49
Şekil 4.2 Grup K+ (Pozitif Kontrol) Uygulama öncesi ve sonrasının karşılaştırılması .....	49
Şekil 4.3 Grup L (Er:YAG Lazer) Uygulama öncesi ve sonrasının karşılaştırılması ...	49
Şekil 4.4 Grup N (NaF) Uygulama öncesi ve sonrasının karşılaştırılması.....	49
Şekil 4.5. Grup NL (NaF + Er:YAG) Uygulama öncesi ve sonrasının karşılaştırılması .....	50
Şekil 4.6. Grup BG (Biyoaktif Cam (Novamin)) Uygulama öncesi ve sonrasının karşılaştırılması .....	50

<b>Şekil 4.7.</b> Grup BGL (Biyoaktif Cam (Novamin) + Er:YAG Lazer) Uygulama öncesi ve sonrasının karşılaştırılması.....	50
<b>Şekil 4.8</b> Grup M (MI Paste Plus) Uygulama öncesi ve sonrasının karşılaştırılması.....	50
<b>Şekil 4.9</b> Grup ML (MI Paste Plus + Er: YAG lazer) Uygulama öncesi ve sonrasının karşılaştırılması .....	51
<b>Şekil 4.10.</b> Grup TM (Tooth Mousse) Uygulama öncesi ve sonrasının karşılaştırılması .....	51
<b>Şekil 4.11.</b> Grup TML (Tooth Mousse + Er:YAG Lazer) Uygulama öncesi ve sonrasının karşılaştırılması.....	51
<b>Şekil 4.12.</b> Grup T (Ca <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> ) Uygulama öncesi ve sonrasının karşılaştırılması.....	51
<b>Şekil 4.13.</b> Grup TL (Ca <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> + Er:YAG Lazer) Uygulama öncesi ve sonrasının karşılaştırılması .....	52
<b>Şekil 4.14.</b> Grup TF (TiF <sub>4</sub> ) Uygulama öncesi ve sonrasının karşılaştırılması.....	52
<b>Şekil 4.15.</b> Grup TFL (TiF <sub>4</sub> + Er:YAG Lazer) Uygulama öncesi ve sonrasının karşılaştırılması.....	52
<b>Şekil 4.16.</b> Demineralizasyon sonrası elde edilen mikrosertlik değerlerinin grafiksel gösterimi .....	53
<b>Şekil 4.17.</b> Mikrosertlik değerlerinde demineralizasyon sonrasında gözlenen değişikliklerin grafiksel gösterimi.. .....	53
<b>Şekil 4.18.</b> Grup K + SEM Görüntüsü.....	54
<b>Şekil 4.19.</b> Grup K- SEM Görüntüsü .....	55
<b>Şekil 4.20.</b> Grup L (Er:YAG Lazer) SEM Görüntüsü.....	56
<b>Şekil 4.21.</b> Grup TF SEM Görüntüsü .....	57
<b>Şekil 4.22.</b> Grup TFL (TiF <sub>4</sub> + Er:YAG Lazer) SEM Görüntüsü. ....	57
<b>Şekil 4.23.</b> Grup N (NaF) SEM Görüntüsü .....	58

<b>Şekil 4.24.</b> Grup NL (NaF+Er:YAG Lazer) SEM Görüntüsü.....	59
<b>Şekil 4.25.</b> Grup M (MI Paste Plus + Er:YAG Lazer) SEM Görüntüsü. ....	60
<b>Şekil 4.26.</b> Grup TM (Toothmousse) SEM Görüntüsü .....	60
<b>Şekil 4.27.</b> Grup T SEM Görüntüsü .....	61
<b>Şekil 4.28.</b> Grup BG SEM Görüntüsü .....	62
<b>Şekil 4.29.</b> Grup TL SEM Görüntüsü.....	63
<b>Şekil 4.30.</b> Grup BGL SEM Görüntüsü.....	63
<b>Şekil 4.31.</b> Grup TML SEM Görüntüsü .....	64
<b>Şekil 4.32.</b> Grup ML SEM Görüntüsü.....	64
<b>Şekil 4.33.</b> EDS Tarama Sonuçları.....	66

## TABLolar DİZİNİ

<b><u>Tablo No</u></b>	<b><u>Sayfa No</u></b>
<b>Tablo 3.1.</b> Çalışmamızda Kullanılan Koruyucu Ajanlar ve İçerikleri .....	36
<b>Tablo 4.1.</b> Demineralizasyon uygulaması öncesi ve sonrası gruplardan elde edilen mikrosertlik verilerinin Ortalama $\pm$ Standart sapma değerleri .....	46
<b>Tablo 4.2.</b> Gruplarda elde edilen mikrosertlik ortalamalarının (VHN) demineralizasyon önce ve sonra ikili karşılaştırılması (Pair T Test) .....	47
<b>Tablo 4.3.</b> Lazer uygulaması yapılan gruplar ile uygulama yapılmayan grupların birbiri ile karşılaştırılması (İndependent Sample T Test sonuçları ).....	48
<b>Tablo 4.4.</b> EDS Analizi Sonuçları (%).....	65

# 1. GİRİŞ

Son yıllarda modern diş hekimliğinin ilgi alanları; çürük riskinin belirlenmesi, koruyucu uygulamalar ve diş yapılarının mümkün olduğunca korunduğu non-invaziv konservatif yaklaşımlar olmuştur.<sup>1</sup> Buna bağlı olarak günümüzde çürük görülme sıklığında ciddi azalma gözlenirken biçim ve ilerleme hızı bakımından da değişikliğe uğramıştır.<sup>2</sup>

Çürük patogenezinin ve çürükten korunma yöntemlerinin anlaşılmasıyla mine yüzeyindeki demineralizasyonu önlemeye, remineralizasyonu aktive etmeye yönelik uygulamalar önem kazanmış ve son yıllarda tedavi yaklaşımlarında girişimsel işlemler yerini çürük riskini azaltmaya yönelik minimal hatta non-invaziv stratejilere bırakmaya başlamıştır.<sup>1</sup>

Florit uygulamaları da bu anlamda en popüler yöntemlerdendir. Ancak florit içeren ürünler ve topikal florit uygulamaları ile diş çürüğü insidansında önemli bir azalma sağlanmasına rağmen halen çürüğün etkilediği büyük bir nüfus bulunmaktadır.<sup>3</sup>

Diş dokularının yerel florit ajanlarından florit alınımının arttırılabilmesi için floritin metal iyonlarına bağlanması önerilmektedir. Titanyumun florit ile birleşimi sonucu oluşan  $TiF_4$ 'ün yüzeyde oluşturduğu cila benzeri tabakanın diş yüzeyine güçlendirdiği bildirilmiştir.<sup>4</sup>

Bilinen koruyucu uygulama protokollerine ek olarak son dönemlerde kalsiyum-fosfat içeren sistemler geliştirilmiş ve klinik kullanıma sunulmuştur. Süt kazeininden elde edilen kalsiyum-fosfat sistemi olan “kazein fosfopeptid amorf kalsiyum fosfat” (CPP-ACP) bu ürünlerden biridir. İn vitro ve in situ çalışmalarda CPP-ACP'nin profesyonel kullanıma sokularak başarı sağlanabileceği yönünde olumlu sonuçlar elde edilmiştir.<sup>5</sup>

Bunun yanı sıra geliştirilen korunma yöntemlerinde farklı ajanların kullanımlarına yönelik çalışmalar yapılmaktadır. Trikalsiyum fosfat ajanının çürük önleme ve remineralizasyonu geliştirme özelliklerinin araştırıldığı çalışmalar mevcuttur.<sup>6</sup> Biyoaktif cam içeren ürünlerle ilgili yapılan çalışmalarda remineralizasyon potansiyeli bulunan, çürüğe karşı direnci arttıran bir ajan olduğu görülmektedir.<sup>7</sup>

Teknolojik gelişmeler sonucunda lazer kullanımı diş hekimliğinde giderek artmaktadır. Bu gelişmeler sonucu diş sert doku lazer uygulamaları güncel klinik yaklaşımlardan biri olmaktadır.<sup>8</sup> Sert doku lazer türlerinden biri olan Er:YAG lazerin diş minesini asit ataklarına karşı güçlendirdiği ve mineral kaybına engel olduğunu belirten çalışmalar bulunmaktadır.<sup>9-11</sup>

Bu çalışmanın amacı, diş sert dokularına uygulanan çeşitli çürükten koruyucu ajanların ve diş sert doku lazerlerinden Er:YAG lazerin tek başına ve bu ajanlarla birlikte uygulanmaları sonucu demineralizasyona maruz bırakılan minedeki mikro sertlik değerlerinin karşılaştırılması ve mineral içeriğinin değerlendirilmesidir.



## 2. GENEL BİLGİLER

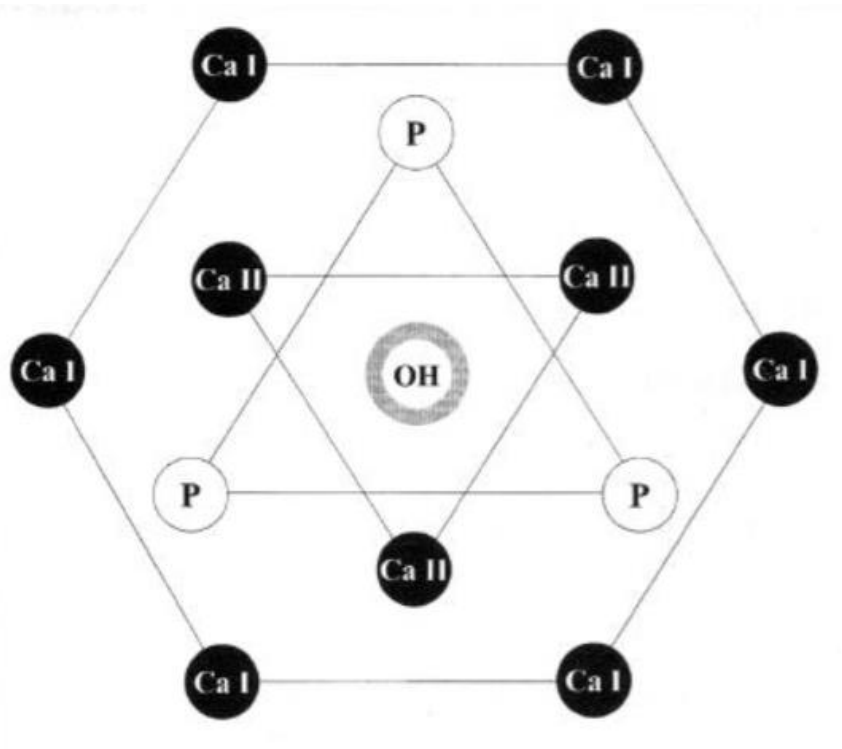
### 2.1. Minenin Yapısı

Mine dişin kordonunu çepeçevre sararak değişik bölgelerde farklı kalınlık göstermektedir. Mine oklüzal ve insizal bölgelerde en kalın haldeyken, kole bölgesine doğru kalınlığı azalarak en ince halini alır. Posterior dişlerde tüberkül tepelerinin birleşim bölgelerinde mine kalınlığı incedir, hatta bazen birleşim bölgelerinin tam kaynaşmamış olan fissürlerde sıfıra yaklaşır.<sup>12</sup>

Diş minesi ağırlığının %95-98 hacmi oranında inorganik materyal içeren insan iskeletinden daha fazla mineralize bir yapıdır. Bu inorganik yapının ağırlık olarak %90-92'sini kristal örgü şeklinde hidroksiapatit mineralinden oluşur. Geri kalan ağırlığın %1-2'lik kısmı organik yapı oluştururken, su %4'ünü oluşturur.<sup>12</sup>

Histolojik olarak mine-dentin sınırından başlayan ve mine dış yüzeyine kadar uzanan, genişliği 4-6 µm arasında değişen mine prizmaları ile prizma kınları ve interprizmatik organik matristen oluşmaktadır.<sup>13</sup> Minenin yüzeye yakın kısmında inorganik maddeler daha yoğun iken, dentine yaklaştıkça organik madde miktarı artmaktadır.<sup>14</sup>

Minenin inorganik yapısını hegzagonal şekilde yerleşmiş kalsiyum ( $Ca^{+2}$ ), fosfat ( $PO_4^{-3}$ ), hidroksil gruplarından oluşan hidroksiapatit kristalleri oluşturmaktadır. (Şekil 2.1) Bu hidroksiapatit kristalleri içerisinde mine kristalinin uzun aksı boyunca organize olmuş olan çok sayıda küçük kristalitler mevcuttur. Bu kristalitler  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$  formülasyonundaki  $Ca^{+2}$ ,  $PO_4^{-3}$  ve  $OH^-$  gruplarından oluşur.<sup>13, 14</sup> Her bir hidroksiapatit kristali, komşu kristallerden mikro düzeydeki kristaller arası boşlukla ayrılır. Bu boşluklar su ve organik materyal ile doludur.<sup>15</sup>



Şekil 2.1. Hidroksiapatitin kristal yapısı

Minerin geçirgenliğini organik materyal şekillendirir. Kristaller arası boşlukların birleşmesi ile minerde mikropor ya da por olarak adlandırılan bir difüzyon ağı oluşmaktadır. Mikroporların çapı bazı etkenlere bağlı olarak değişebilmektedir. Örneğin asit atakları ile kristal yapının çözünmesi, kristal boyutlarının azalmasına, kristaller arası boşlukların artmasına ve dokunun poröz yapısının artmasına yol açar.<sup>16</sup> Sonuç olarak mine vücudun en sert dokusu olsa da, bazı bakteri ve sıvılara karşı geçirgenliği bulunmaktadır. Bu nedenle mine prizmaları ve kristaller arasındaki mikroporlar ile mine yapısında bulunan çatlaklar sızıntıya neden olmaktadır.<sup>15</sup>

## 2.2. Diş Sert Dokularında Demineralizasyon-Remineralizasyon Süreci

Diş çürüğü demineralizasyon ve remineralizasyon fazlarının değişimiyle karakterize bir hastalıktır.<sup>17</sup> Normal koşullarda ağız sıvısı hem hidroksiapatit hem de florapatitten aşırı doymun halde bulunur. pH düştüğü zaman tükürük ve plak sıvılarında bulunan hidroksiapatit miktarı azalarak kritik pH 'ya ulaşınca doymun hale geçer. Kritik

pH'nın altında sıvılar hidroksiapatitten aşırı doymun hale gelir; çünkü florapatit, hidroksiapatitten daha az çözünlüğe sahiptir. Mine yüzeyinde florhidroksiapatit oluşumu sürerken, yüzey altı hidroksiapatit çözünmeye başlar. Florapatitin eşzamanlı aşırı doymunluğu yüzey tabakalarının devamlılığı için önemlidir. Florapatitin solüsyondaki aşırı doymun olduğunda, kalan yüzey tabakası daha az demineralize olur ve kalınlığı fazla olur. Mine yüzeyindeki hidroksiapatitin çözünmesinde florapatitin bu formasyonu, çürük lezyonunun yüzey tabakasında florhidroksiapatit içeriğinin artmasına yol açar.<sup>18</sup>

Demineralizasyon ajan ve iyonlarının sağlam mine yüzey tabakasından lezyon gövdesine difüzyonu yavaştır. Lezyon sıvısının pH'nın plak pH düşüş ve yükselişinden etkilenebilirliği düşüktür. Fakat yüzey tabakası bozulduğunda ya da kaybolduğunda plak pH düşüşünün lezyon pH'sını etkileyebilirliği artar. Bu bağlamda topikal florit uygulamalarıyla porların doldurulması mümkün değildir. Bunun sonucunda da yüzey altı lezyonun çok yavaş bir süreçte remineralize olması en iyisidir.<sup>18</sup>

Demineralizasyon sürecinde florit iyonu ile yer değiştirme diş yapısı için koruyucu bir etki yapmaktadır. Kalsiyum florapatit,  $Ca_5(F)(PO_4)_3(S)$ , (FAp) kalsiyum fosfatlar arasında en düşük çözünlüğe sahip gruptur.<sup>19</sup>

Diş sert dokusunda oluşan lezyonun remineralizasyonu için iki durum gereklidir. Bunlardan birincisi eski haline geri dönebilen demineralize apatit kristallerin bulunuyor olması; ikincisi de apatitle aşırı doymun bir tükürüğe maruz kalmasıdır.<sup>18</sup>

Lokal pH 5,5'ten yüksek olduğunda  $Ca^{+2}$  ve  $PO_4^{-3}$  ortamda bulunması ile demineralizasyon süreci, hasarlı mine yüzey tabakasının remineralizasyonu ile değiştirilebilir.<sup>17</sup> Lokal pH 5,5'ten yüksek olduğunda  $Ca^{+2}$  ve  $PO_4^{-3}$  varlığında demineralizasyon süreci, hasar görmüş minenin yüzey tabakasının remineralizasyonuna baskın hale gelebilir.<sup>17</sup> Lezyonun yüzey tabakası, altında bulunan lezyon gövdesini

sadece demineralizasyondan değil aynı zamanda remineralizasyondan da korumaktadır. Difüzyonun yavaş olması yüzünden lezyon sıvılarında önemli miktarda aşırı doygunluk oluşamadığı için lezyon gövdesinin remineralizasyonu sağlanamamaktadır. Lezyon gövdesinin remineralizasyonu yüzey tabakası kalktığında ya da plak kontrolü sağlandığında gerçekleşebilir. Tükürükten gelen  $Ca^{+2}$  ve  $PO_4^{-3}$  ve  $F^-$  rahatlıkla geçerek lezyon üzerine çöker. Ancak yüzey tabakasının kaybıyla birlikte lezyon gövdesine aynı zamanda karyojenik asitlerin geçişi de kolaylaşır. Bunun sonucunda demineralizasyon sürecinin artması durumu göz önüne alınmalıdır.<sup>18, 20</sup>

### **2.3. Çürük**

Diş çürüğü iç ve dış faktörlere bağlı olarak ağız mikro florası, gıda artıkları ve diş yapıları arasında meydana gelen geniş kapsamlı karmaşık olaylar zinciri olarak tanımlanır.<sup>21</sup>

Dişler ağız içerisine sürmeye başladığında tükürükteki glikoproteinler mine yüzeyini kaplayarak pelikül oluşturur.<sup>22</sup> Pelikül streptokokların tutunması için ideal bir alandır.<sup>21</sup> Pelikül diş yüzeyinden uzaklaştırılmazsa eğer dinamik değişimler gösteren biyofilm tabakası oluşur.<sup>23</sup>

Sürme süreci devam eden dişler fonksiyonel okluzyona gelip çiğnemeye katılana kadar daha kolay bakteriyel birikim gösterirler. Diş sürme süreci boyunca plak ile mine arasında ki mineral çözülmesi ve tekrar depolanması sürekli olarak bir döngü şeklinde devam eder. Dişin sürmesi sonlandığında ise çiğneme kuvvetleri sayesinde fonksiyonel olarak diş temizlenebilme özelliğini kazanır ve dolayısıyla plak birikimi azalır.<sup>24</sup>

Karbonhidratların bakteriyel fermantasyonu sonucu ortaya çıkan organik asitler ve ortamın pH 'sının kritik pH olan 5.5' in altına düşmesi ile diş sert yapısında bulunan apatit kristallerinin çözünürlüğü artar.<sup>25, 26</sup> Plak bakterilerinin oluşturduğu asit bileşenler plak sıvısı içerisinde hidrojen iyon konsantrasyonunu yükselterek minede

demineralizasyon sürecinin başlamasına neden olur.<sup>25, 27</sup>

Plak konsantrasyonu  $Ca^{+2}$  ve  $PO_4^{-3}$  ile doymuş halde olmasına rağmen, bakterilerden sızan asitler sayesinde ortamdaki  $H^+$  konsantrasyonundaki hızlı artış,  $H^+$  minenin yüzey ve yüzey altı bölgelerindeki hidroksiapatit kristallerini çevreleyen porlarda bulunan sıvıda ki  $H^+$  konsantrasyonunu hızlı bir şekilde arttırarak porlara difüzyonuna sebep olur. Bu reaksiyon sonucunda yüzeysel minede bulunan  $Ca^{+2}$  ve  $PO_4^{-3}$  da komşu biyofilm tabakasının içerisine doğru, konsantrasyonun tersi yönünde bir ilerleme gösterir. Bu olay mine yüzeyinde demineralizasyon sürecinin başlangıcı olarak ifade edilmektedir. Özetle demineralizasyon,  $H^+$  plaktan mine yüzeyine geçişi, dış yüzeyinden çözünen mineral iyonlarının ise plağa doğru geçişi şeklinde özetlenebilir.<sup>28</sup>

Mine yapısında bulunan hidroksiapatit kristalleri arası bölgeler asitlerin mine içerisine difüzyonuna neden olan kanal görevi görür. Minede kristal düzeyinde gerçekleşen bu demineralizasyon için minenin kristal çözünürlüğü büyük bir öneme sahiptir. Ayrıca lezyonun oluşması için, asitlerin mine içine difüzyonu, çözülmüş minerallerin mine dokusunu terk etmesi yani kristal düzeyinde bir çözünmenin gerçekleşmesi gerekmektedir.<sup>25</sup>

Demineralizasyonla birlikte zamanla mine kristallerinin çapları daralır. Mine prizmalarında bulunan kristallerin çözünmesini prizma kınlarının çözünmesi takip eder ve mine bu süreç boyunca daha poröz bir yapıya dönüşür.<sup>15</sup> Demineralizasyon ilerledikçe prizma periferileri ile mine yapısındaki mine çatlakları, lamelleri gibi gelişimsel orijinli yapılar daha da genişler ve minenin derin tabakalarına açılan difüzyon yollarını artırırlar.<sup>25</sup>

Kristaller arası küçük boşluklarda su, taşıyıcı olarak rol oynar. Basit geçirgenlik sürekli devam etmekle birlikte matriste meydana gelen bazı değişikliklerle minenin geçirgenliği azalır. Bu olaya mine olgunlaşması adı verilmektedir. Minenin asitlerle

temas etmesiyle çözünmesi düzenli değildir. Çözünürlük minenin dış yüzeyinden iç yüzeyine doğru gidildikçe artar. Minenin oluşumu sırasında ortamda florit varsa minenin kimyasal ve fiziksel özelliklerini geliştirir, apatit yapıları korur, minenin sertliğine kimyasal reaksiyonlarına ve sağlamlığına katkıda bulunur.<sup>12</sup>

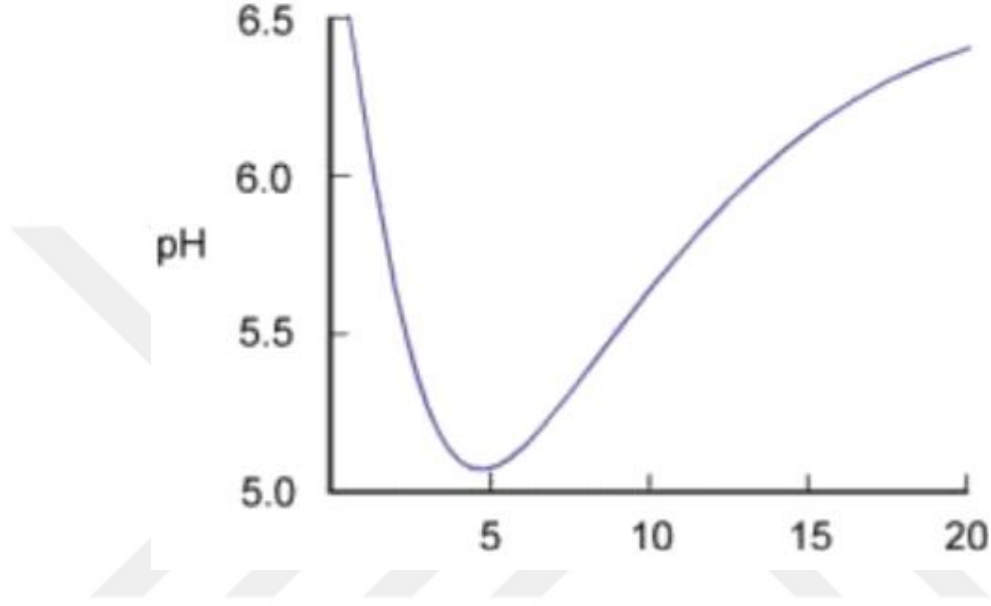
Minede çürük kavitesi oluşumu, patolojik olaylar dizisinin son safhasıdır. İlk safhalardan biri olan “White Spot” lezyonlar klinik olarak görülebilen küçük ve beyaz tebeşirimsi lekelerdir. Başlangıç çürük lezyonları mine ile sınırlıdır. Yüzey tabakası kısmi olarak pürüzlü hale geldiği için opağa dönüşmekte ve lezyon tebeşirimsi beyaz bir görüntü almaktadır. Her ne kadar translüsensi, minedeki demineralizasyonun erken işaretlerinden birisi olsa da tükürük tarafından maskelenebileceği için pek çok araştırmacı teşhis amaçlı hava ile kurutma işlemi tavsiye etmektedir. İlerleyen aşamalarda ise opaklık artmakta ve lezyon nemli koşullar altında bile görülebilmektedir.<sup>29</sup> Lezyonlar kesit olarak lezyonun apeksi dentine doğru olacak şekilde koniktir.<sup>30</sup> Daha sonra bu lezyonların altında demineralizasyonun ilerlemesiyle mine çürüğü tabakası oluşur. Bakteri penetrasyonu dekalsifiye olmuş mine prizmalarının içerisine ya da etrafına doğru yönelir.<sup>31</sup>

#### **2.4. Mine Çürüğünün Yapısı**

Mine çürüğündeki temel mekanizma mine kristallerinin çözünerek erimesidir.<sup>32</sup> pH, kritik pH olan 5,5’den düşük olduğu zaman dişte bulunan  $Ca^{+2}$ ,  $PO_4^{-3}$  gibi mineraller tamponlanmayı sağlamak için plağın içine doğru hareket ederler. Bu tamponlanma olayıyla lokal pH yaklaşık 5’te tutulur. pH 3-4 olduğunda mine yüzeyi pürüzlerin ve iyon kaybı başlar. pH 5’te ise yüzey bozulmadan kalır ve yüzey altı bölgelerden mineral kaybı olur.<sup>21</sup> Yani erken aşamalarda mine dış yüzeyinde kayıplar olsa da, henüz yüzey lezyonu oluşmamıştır.<sup>33</sup>

Tüketilen yiyecek ve içeceklere bağlı olarak plakta sürekli bir pH değişimi

gerçekleştiği bildirilmiştir.<sup>34</sup> Şekerli besinlerin tüketimi sonrasında pH seviyesinde anlık bir düşüş meydana geldiği ve geriye dönüşünün çok uzun zaman aldığı belirtilmiştir. Bu düşüşleri ve geri dönüşleri gösteren eğri Dr. Robert Stephan tarafından ‘Stephan eğrisi’ olarak tanımlanmıştır. (Şekil 2.2) Stephan R farklı yiyecek ve içeceklerin tüketimi sonrasında ortaya çıkan pH değişimlerini inceleyen ilk kişidir.<sup>35</sup>



Şekil 2.2. Stephan Eğrisi

Mine lezyonunun klinikte gözlenebilir hale gelebilmesi için 300-500 µm derinliğe kadar ilerlemiş olması gerekmektedir. Minede başlangıç lezyonlarının beyaz lezyon olarak gözlenebildiği aşama aslında, yıkımın çoktan derinlere kadar ilerlediğini gösteren geç bir aşamadır.<sup>26</sup>

Başlangıç çürük lezyonları hipokalsifiye mine defektleri ile karıştırılabilir. Bu lezyonların ayırıcı tanısında hava spreyi ile lezyonun kurutulması, gözle ve sondla muayene edilmesi önemlidir. Başlangıç çürük lezyonları yüzey nemli iken translusent görünür, hava spreyi ile kurutulduklarında opak beyaz renkte gözlenir. Hipokalsifiye defektler ise yüzey nemli iken de opak beyaz renktedir. Her iki lezyonun da yüzeyinde kavite olmamasına rağmen, başlangıç çürük lezyonlarının yüzeyi daha yumuşak ve porözdür. Başlangıç çürük lezyonlarının bulunduğu yüzeylerde genellikle plak birikimi

göze çarparken, hipokalsifiye defektlerin bulunduğu yüzeylerde plak birikimi gözlenmez.<sup>36-38</sup>

Histolojik olarak incelendiğinde, başlangıç çürük lezyonları dıştan içe doğru dört tabakadan oluşmaktadır.<sup>39</sup>

**1-Yüzeyel tabaka:** Mine çürüğünün en dış, en sert ve çözünmesi en zor tabakasıdır.<sup>36</sup> Kalınlığı 20-100 µm arasında değişir. Aktif çürük lezyonlarında, aktif olmayan lezyonlara oranla daha incedir.<sup>39</sup> Sağlıklı mineye göre daha poröz yapıdadır. Porlar normal mine yapısındaki porlardan daha geniştir.<sup>36</sup> Porların hacmi ortalama %5'den azdır.<sup>40</sup> Bu tabaka çözülmüş haldeki minerallerin minenin iç ve dış kısmına hareket etmesine izin verir. Böylece alt katmanda çözünen mine yapılarına ait  $Ca^{+2}$ ,  $PO_4^{-3}$  minerallerinin yüzeye migrasyonu, bir yandan da dışarıdan mine yüzeyine olan florit göçü, yüzeyel tabakayı asit ataklarına karşı daha dirençli kılar.<sup>41</sup> Dış kısımda oluşan remineralizasyon ve daha derin çürük tabakalarından yıkılan yapıların bu tabakada birikmesi ile yüzey tabaka hipermineralize bir hal alır.<sup>36</sup>

**2-Lezyon gövdesi:** Mine çürüğünün en geniş kısmını oluşturmaktadır. Sağlıklı mineye göre hacim olarak %24 daha az mineral içerir. Bu bölge oldukça porözlüdür. Mikro radyografide radyolusent görülür. Retzius çizgileri belirgindir ve genişlemiştir.<sup>39</sup> Gözenek hacmi dış yüzeyde %5'ten, merkezde %25'e kadar değişiklik gösterir.<sup>40</sup> Başlangıç halindeki çürük lezyonlarında kavite oluşmadan önce yüzeyel mine tabakasında çok az bir mineral kaybı görülmesine karşın, lezyon gövdesinde % 20-50 mineral kaybı mevcuttur. Tükürük minerale doymun ise remineralizasyon gerçekleşeceğinden mineral kaybı kalıcılık göstermez. Bir sonraki asit atağı esnasında demineralizasyon daha etkin olursa çürük ilerler.<sup>42</sup>

**3-Karanlık tabaka:** Başlangıç mine lezyonlarında, minedeki yapısal değişikliğin ikinci tabakasıdır. Karanlık tabakanın genişliği lezyonun ilerleme hızı ile



ilişkili olarak değişebilmektedir. Çürük hızlı ilerlerse ince, yavaş ilerlerse kalın ve belirgin olur. Karanlık tabaka, lezyonun birçok demineralizasyon ve remineralizasyon aşamalarından geçtiğini ifade eder. Çürüğün remineralizasyonu ile bu tabakada, geniş porların bir kısmı mineral birikimine bağlı olarak, minenin geçirgenliği azalır. Por hacmi ortalama % 2-4 arasındadır.<sup>40</sup>

**4-Saydam tabaka:** Çürük mine dokusunu normal sağlıklı mineden ayırır. Retzius çizgileri ve prizmaların enine çizgileri tümüyle yok olmuş ya da çok azalmıştır. Saydam tabaka normal mineye göre on kat daha fazla poröz yapı gösterir. Hem geniş porlar hem de mikroporlar saptanmıştır.<sup>36</sup> Ortalama por hacmi %1'dir.<sup>40</sup>

Başlangıç aşamasındaki lezyonun ilerlemesine yönelik herhangi bir önlem alınmazsa dentine doğru ilerlemeye devam eder. Lezyon mine-dentin sınırına yaklaştığında lateral yönde yayılarak daha önce sağlam olan yüzey tabakasının kırılmasına ve böylece lezyonun klinik olarak tespit edilebilir hale gelmesine neden olur.<sup>43</sup>

## 2.5. Yapay Çürük Yöntemleri

Diş hekimliğinde materyaller ve kabiliyetleri konusunda daha fazla bilgi edinebilmek amacıyla birçok simülasyon modeli kullanılmaktadır. Özellikle florit salınımı, remineralizasyon yetenekleri ve antibakteriyel özelliklerinin test edilmesi amacı ile yapay çürük modelleri kullanılmaktadır. 3 farklı model bulunmaktadır;<sup>44</sup>

### 1- Asit tamponların kullanıldığı m-vitro demineralizasyon modeli;

Asitli jelatin jeli veya kalsiyum, fosfat ve florid içeren, pH seviyesi dikkatlice ayarlanmış solüsyonların kullanıldığı en basit çürük oluşturma yöntemidir.

### 2- Bakteriler tarafından üretilen asitlerin kullanıldığı m-vitro demineralizasyon modeli; Bu yöntemde dişler mine veya diş köklerinde

pencereler hazırlanarak, *S. mutans* gibi bakterilerden oluşturulan bir ortama konulmaktadır.

**3- pH siklus modelinin kullanıldığı in vitro demineralizasyon/remineralizasyon modelleri;** İn-vitro pH siklus modeli, lokal çözünme fazının apatit mineral fazı ile aşırı doymuş olması nedeniyle demineralize minenin tamirinin gerçekleştiği (remineralizasyon) veya lokal çözünme fazının apatit mineral fazıyla doymamış olduğu asidik koşullarda mine kristallerinin çözünmesinin gerçekleştiği (demineralizasyon) in-vivo şartları taklit edebilmek amacıyla oluşturulmuştur.

## **2.6. Çürük Teşhis Yöntemleri**

Çürük teşhisi geleneksel olarak çürüğün diş üzerinde varlığı ve yokluğu, derinliği ve boyutunun değerlendirilmesi anlamına gelmektedir. Aydınlatılmanın iyi yapıldığı yüzeyde gözle muayene, sond ile muayene ve radyografik muayene uzun yıllardır teşhis amacıyla kullanılmaktadır. Gözle muayene klinik pratiği açısından kolay uygulanması nedeniyle en sık başvuru olan yöntemdir.<sup>45</sup>

Gözle muayene yüksek spesifite düşük sensitivite göstermektedir. Ayrıca öznel olması nedeniyle tekrar aynı sonuca ulaşma ihtimali düşüktür.<sup>46</sup> Ayrıntılı görsel indekslerin kullanımı ile muayene eden kişinin yorumunu en aza indirmek ve tekrarlanabilirliği arttırmak mümkün olsa da gözle muayenede bireysel teşhis farklılıkları ve diş/yüzey değerlendirme metotlarında farklılıklar yüksek orandadır.<sup>47</sup> Araştırmacılar arasında görüş ayrılığının en fazla opak lezyonların teşhis edilmesinde görüldüğü ve yapılan değerlendirmede daha fazla zaman ve eğitim gerekliliğine ihtiyaç olduğu bildirilmiştir.<sup>48</sup>

Geçmişte sondla muayene, restorasyon endikasyonu koymak amacıyla kullanılsa da günümüzde kavitasyon göstermeyen tedavi edilebilecek yüzeylere zarar verebileceği gerekçesiyle tercih edilmemektedir.<sup>48</sup> Bite-wing radyografiler ara yüz çürüklerinin teşhisinde avantajlı olarak kabul edilmektedir. Oklüzal çürüklerde sağlam tüberkül görüntüsünün süperpozisyonu nedeniyle radyografiler yetersiz kalabilmektedir. Buna rağmen bite-wing radyografilerin gözle muayeneye ek olarak kullanılabilceğini söyleyen araştırmacılar vardır.<sup>49</sup>

Genel taramalarda diş hekimlerinin geleneksel olarak kullandıkları bu metotlar ile çürüklerin ancak yarısını teşhis edebildiklerini, radyografilerin dentinde ilerlemiş lezyonlar dışında özellikle oklüzal ve başlangıç halindeki çürüklerde çok yardımcı olmadığı belirtilmiştir.<sup>50</sup>

Başlangıç lezyonlarının tanısı ve tedavisi, son yıllarda üzerine çok sayıda araştırmaların yapıldığı konulardan biridir.<sup>51</sup> Çürük tanı yöntemleri sayesinde, çürüğün erken dönemlerde belirlenmesi sağlanarak demineralizasyondan kavitasyona giden aşamaların ortadan kaldırılması sağlanmaktadır. Uygun teşhis yöntemlerinin geliştirilmesiyle diş sert dokularındaki erken değişikliklerin saptanması, non-invaziv tedavileri daha mümkün hale getirecektir.<sup>52</sup>

Son yıllarda geliştirilen non invaziv çürük teşhis metotları arasında kantitatif ışık etkili floresans, fiber optik transilüminasyon, ultrasonik görüntüleme sistemi, elektronik çürük monitörü sayılabilir.<sup>53</sup>

Lazer Floresans sistemi içerisinde en bilinen marka DIAGNOdent'tir (KaVo Dental Corporation, East Main Street Lake Zurich, IL.) Bu aletle diş yüzeyi kırmızı lazer ışığı yardımıyla aydınlatılmakta ve yüzeyden yayılan floresans analiz edilip ölçülmektedir. Çürüğün diş dokusunda neden olduğu değişiklikler uyarılmış dalga boyunda floresans özelliğın artmasına neden olmaktadır. 655 nm dalga boyundaki

kırmızı ışık ana fiber tarafından açıldırılmış uca taşınır. Ana fiberin çevresine ışık kabloları ve saçılan ışığı emebilen filtre bulunur. Filtreden geçen ışığı bir fotodiod sayısal olarak ölçer ve monitöre ulaştırır. Bu sistem, sağlıklı standart mine göz önüne alınarak kalibre edilmiştir. DIAGNOdent sistemde yüzeyin temiz olması gereklidir. Diş dokusu yüzeyindeki eklentiler hatalı değerlere sebep olabilir. 0-99 arasında bir numerik değer ortaya çıkmaktadır. Numerik değerler derin çürüklerde daha yüksektir.<sup>54</sup>

Muayene sonucu sistemden elde edilen 5 ile 21 arasındaki sayısal veri başlangıç mine çürüklerini, 35'e kadar olan daha büyük değerler başlangıç dentin çürüklerini, 35'den büyük değerler ise ilerlemiş dentin çürüklerini ifade etmektedir.<sup>54</sup>



**Şekil 2.3.** DIAGNOdent Pen Cihazı

Son zamanlarda dişin oklalar ve aproksimal yüzeylerinde bulunan çürük ve demineralizasyon alanlarını belirlemeye yarayan pille çalışan ve taşınabilir olan DIAGNOdent Pen (KaVo Dental Corporation, East Main Street Lake Zurich, IL.) kullanılmaktadır.<sup>55</sup>(Şekil 2. 3) DIAGNOdent düz yüzey ve oklüzal yüzeylerdeki çürük teşhisinde kullanılırken,<sup>56</sup> DIAGNOdent Pen aproksimal yüzeylerdeki çürük teşhisinde de kullanılabilir.<sup>57</sup> DIAGNOdent Pen, DIAGNOdent gibi tüm ölçüm aralıkları

için tekrarlanabilirlik göstermektedir.<sup>58</sup> DIAGNOdent ile yapılan bir çok çalışma plak, diş taşı, yemek artıkları, diş macunu ve lekelerin diş yüzeyinde bulunması ölçümlerde yalancı pozitif okumalara neden olduğunu belirtilmektedir. DIAGNOdent Pen ürünü yeni bir cihaz olmasına karşın aynı fiziksel prensiplerle çalıştığı için bu dezavantajları yine sürdürmektedir.<sup>59-61</sup>

## **2.7. Çürükten Korunma Yöntem ve Teknikleri**

Son yıllarda, diş çürüğünün patolojik sürecinin anlaşılması ve remineralizasyon ve demineralizasyon süreçlerine etki eden faktörlerin belirlenmesi sayesinde koruyucu uygulamalar ön plana çıkmıştır. Demineralizasyon ve remineralizasyon olarak adlandırılan diş sert dokularında mineral dengesinin değişimini yansıtan iki süreç arasındaki denge, oral çevreyi etkileyen birçok faktör nedeniyle bozulabilmektedir.<sup>62</sup>

Koruyucu uygulamaların amacı, demineralizasyonu oluşmadan engellemek veya demineralize olan alanları kavitasyon oluşmadan remineralize ederek diş sert dokularını eski sağlığına kavuşturmadır.<sup>63</sup>

### **2.7.1. Minimal İnvaziv Diş Hekimliği (MID)**

Minimal invaziv dişhekimliği kavramı “Mikro moleküler seviyede mümkün olan en erken geniş kapsamlı koruyucu uygulamalarla birlikte kronik hastalıkların teşhis ve risk değerlendirmelerinde uzun dönemli yaklaşımları esas alan ve herhangi bir girişimsel işlem gerekliliğinde bunu minimal invaziv yöntemlerle gerçekleştiren uygulamalarla ağız sağlığının devamlılığının ve takibinin sağlanması” şeklinde tanımlanabilir.<sup>64</sup> Minimal invaziv tedavinin diş hekimliğinde kullanımına 1970’li yılların başında gümüş diamin florit ajanının kullanılması ön ayak olmuştur.<sup>65</sup> Bu gelişmeyi 1978’de koruyucu rezin restorasyonlar, 1980’lerde atravmatik restoratif tedavi ve 1990’larda kemo-mekanik çürük uzaklaştırma konseptleri izlemiştir.<sup>66-68</sup> Minimal invaziv diş hekimliğinde bulunan ultra konservatif yaklaşımlar mümkün

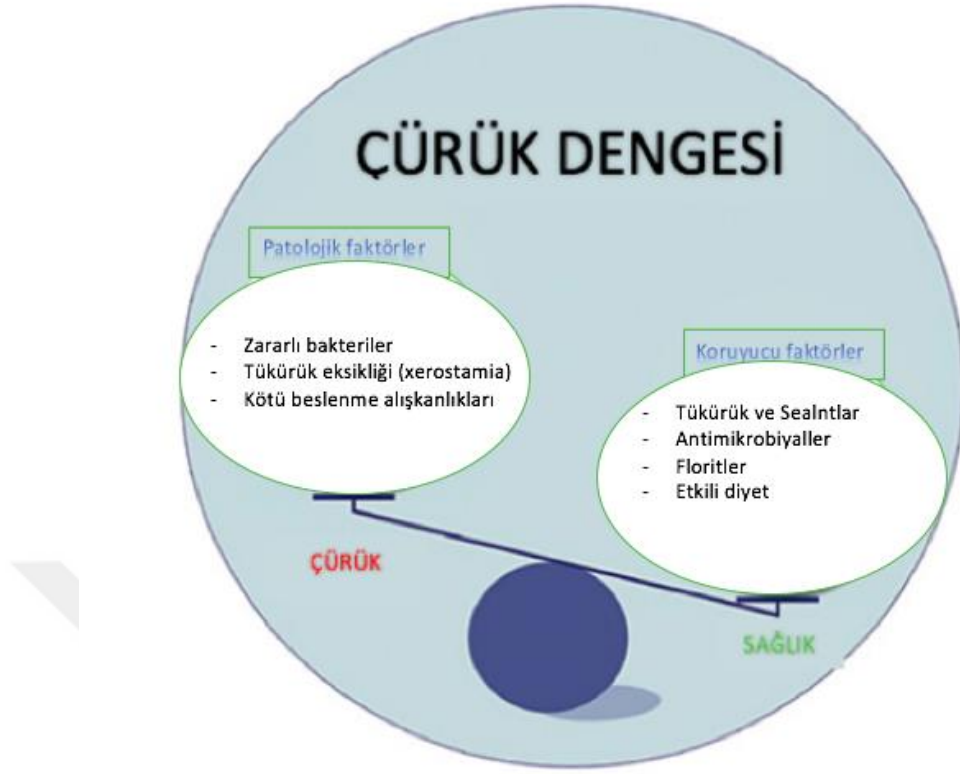
olduğunca diş dokusunu korumayı ve korkulu hastalara yaklaşımda hasta dostu bir yol izlenmesini sunmaktadır.<sup>69</sup>

Minimal m¼dahalenin iãerdiđi hedefler;

- ¼r¼klerin ¼nlenmesi
- Karyojenik bakterilerin azaltılması
- Erken lezyonların remineralizasyonu
- Kavite lezyonuna m¼mk¼n olan en az m¼dahalede bulunması
- Kusurlu restorasyonların yenilenmesi yerine tamirinin tercih edilmesidir.<sup>70</sup>

### **2.7.2. ¼r¼kten Korunmanın Temeli**

Araştırmacılar diş ¼r¼đ¼n¼n azaltılabilmesi iãin ¼r¼k mikrobiyolojisi, biyofilm tabakası, demineralizasyon-remineralizasyon, florit uygulamaları, beslenme, t¼k¼r¼k, florit salınımı yapan dental materyaller gibi konular ¼zerinde yoğunlaşılmasına rağmen pop¼lasyondaki ¼r¼k basamaklarını tamamen azaltmak m¼mk¼n olamamıştır.<sup>71, 72</sup>  
(şekil 2. 4)



Şekil 2.4. Çürük Denge Şeması<sup>73</sup>

Mekanik plak kontrolü plağın uzaklaştırılması amacı ile kullanılan en yaygın yöntemdir. Bu amaçla başta diş fırçaları ve diş ipi olmak üzere plak boyayıcı ajanlar, ağız içerisindeki yiyecek artıklarını temizlemek için yüksek basınçta su püskürten cihazlar (Water Pik®,U.K.) ve dil temizleyicileri kullanılmaktadır.<sup>74</sup>

Floritin içme suyuna eklenmesi, florit içeren ürünlerin kullanımı, son dönemde popülerite kazanan dental lazer cihazlarının düz yüzey çürüklerinde ve başlangıç mine çürük lezyonlarında kullanımıyla lezyon oluşumunda azalmalar gözlenmektedir.<sup>75</sup>

### 2.7.3. Plak Uzaklaştırma

Diş fırçalamanın plağı uzaklaştırarak çürük riskini anlamlı olarak azalttığı bilinmektedir. Yapılan bir çalışmada dişlerini günde 2 kez fırçalayanların daha az fırçalayanlara göre ve bu alışkanlığı erken yasta edinenlerin daha sonradan kazananlara göre daha az çürüğü olduğu gösterilmiştir.<sup>76</sup>

Düzenli diş fırçalama ve diş ipi kullanımı alışkanlığının diş yüzeyindeki plak miktarının azaltılması ve çürük oluşumunun önlenmesinde etkili yöntem olduğu gösterilmiş olsa da, tam olarak çürük kontrolü için mekanik uygulamalarla birlikte florit ve diğer kemoprofilaktik ajanların kullanılması da büyük önem taşımaktadır.<sup>77, 78</sup>

Bu ajanlar içerisinde en çok kullanılan ajanlardan klorheksidin pozitif yüklüdür ve muköz membran, pelikül, hidroksiapatit gibi yapılara bağlanabilir. Bakteri yüzeyini negatif yükle yükler ve bakteri zarının yapısını bozar. Gram negatif ve gram pozitif bakterilere karşı etkilidir. 4-6 aylık süreyle kullanımında mutans streptokokların miktarında önemli derecede azalma olduğu kaydedilmiştir.<sup>77</sup>

Diğer kemoprofilaktik ajanlardan biri de genellikle ağız garagaralarına eklenen fenoldür. Klorheksidine göre antibakteriyel etkisi düşüktür, tadının kötü olması ve yanma hissi oluşturması gibi istenilmeyen yan etkileri vardır.<sup>77</sup>

Diş macunları, pek çok çeşidi olan en etkin çürük önleyici ajanlardandır. Diş macunlarının içinde Sodyum florit (NaF), Kalay florit (SnF), Amin Florit (AmF), Sodyum monoflorofosfat (NaMFP) gibi floritler yer alır.<sup>79</sup>

Ksilitol eklenmiş ya da kazein fosfopeptid- amorf kalsiyum fosfat (CPP-ACP) ile diş macununun birlikte kullanılmasının, oluşacak remineralizasyon etkisini arttırdığı savunulmaktadır.<sup>79</sup>

Diş macununun içine katılan triklosan, geniş spektrumlu bir biosiddir. Supragingival plağı ve gingivitisini azalttığı bildirilmektedir. Diş macununun çürük önleyici özelliğini arttıran bir ajandır.<sup>74, 80</sup>

#### **2.7.4. Diyetin Düzenlemesi**

Fermente olabilen karbonhidratların sık tüketilmesi ile çürük gelişimi arasındaki ilişki fermente olabilen karbonhidrat tüketiminin miktarı ve tipine bağlı olduğu kadar tükürük akış hızı, plak formasyonu ve florit gibi antikaryojenik ajanların kullanımına da



bağlıdır. Araştırmacılar sükröz tüketiminde artışın çürük lezyonlarının ilerlemesini artırdığını bunun yerine ksilitol kullanımının beyaz nokta lezyonlarının remineralizasyonunu sağladığını bildirmişlerdir.<sup>81-83</sup>

### **2.7.5. Asit Atağına Karşı Diş Dokularının Direncinin Arttırılması**

Diş dokularının direncinin arttırılması için uygulamada kullanılan çeşitli ajanlar bulunmaktadır. Bu ajanlar çürük oluşumunu önlemede ve diş dokularının eski sağlığına kavuşmasında yardımcı bulunur.<sup>63</sup> Çürük önleyici ajanlar ve remineralizasyon ajanları, içeriğinde bulunan kimyasal olarak aktif bileşiğe ya da özel üretim yöntemlerine göre sınıflandırılmaktadırlar. Buna göre materyaller, mineral ve iyon teknolojileri, şeker alkolleri, bitkisel kaynaklı ajanlar, biyoaktif materyaller ve nanoteknolojik ürünler ile diğer kalsiyum ve fosfat kaynaklı remineralizasyon ajanları olmak üzere beş temel başlıkta toplanabilir.<sup>84</sup>

#### **2.7.5.1. Florit kullanımı**

Doğada bazı eser elementler kalsiyum tuzlarının yapısına girerek bunların asitlere karşı daha dirençli hale gelmesini sağlarlar. Bu türden etkinliği olan elementlerin başında florit iyonu gelmektedir.<sup>85</sup> Floritin çürüğün oluşmasını ve ilerlemesini engellemedeki etkinliği 1930'lu yıllardan bu yana bilinmektedir.<sup>86</sup>

Florit atomu en elektro negatif ve reaktif bir elementtir. Saf halde az bulunur. En çok iyonik florit kombinasyonu şeklinde ve kovalent formdadır.<sup>87</sup>

Florit, insan vücudunda sert dokularda ve bir miktar yumuşak dokularda bulunur. Florit yüksek reaktif bir ajandır ve mineralize dokularla kolaylıkla reaksiyona girer. Florit zamanla flourhidroksiapatit şeklinde kristal yapıya katılır. İskelet gelişim döneminde yüksek oranda florit depo edilir ve bebeklerde bu tutulum %80 civarındayken yetişkin kemiklerinde %50 kadardır.<sup>3</sup>

Floritin dentisyon üzerinde doza bağlı hem yararlı hem de zararlı etkileri

bulunmaktadır. Diş çürüğü üzerindeki yararlı etkileri dişin oral kaviteye sürmesinden sonra topikal florit uygulamalarıyla olmaktadır. Tam tersine zararlı etkileri ise diş gelişimi sırasında sistemik olarak absorpsiyonundan meydana gelmektedir. Dişin gelişimi sırasında sistemik emilimi minimuma indirerek topikal etkileşimi maksimuma çıkararak floritin çürük önleyici etkisinden yararlanılabilir.<sup>3, 26</sup>

Diş gelişimi ve mineralizasyonu sırasında sistemik alınan floritin diş yapısına girerek diş çürüğünü önlemedeki etkisinden çok topikal olarak uygulanmasının çürüğü geciktirici etkisinin daha etkili olduğu bildirilmektedir.<sup>26</sup> Topikal floritlerin sadece mineden mineral çözünmesini azaltmadığı bunun yanı sıra  $Ca^{+2}$  ve  $PO_4^{-3}$ 'ün iyon mekanizmasını düzenleyerek bu minerallerin mineden çözünmesi ya da çökmesinde dinamik bir role de sahip olduğu gösterilmiştir.<sup>88</sup>  $F^-$  iyonunun hidroksiapatit yapısına katılması ya kristal yapısındaki iyon boşluklarına girmesi ile ya da  $OH^-$  gruplarının bir kısmının  $F^-$  ile yer değiştirmesi ile oluşmaktadır.<sup>77</sup>

Hidroksiapatit yapısına katılan  $F^-$  ile oluşan florapatit asitler karşısında HAP'e oranla daha az çözünür.<sup>89</sup> Florapatit yapısının tükürük ve plak sıvısında bulunan  $Ca^{+2}$  ve  $PO_4^{-3}$  doygunluğu hidroksiapatite oranla daha fazladır. Bu farklılık mine yüzeyinde minerallerin çökmesi için gerekli olan itici gücün sağlanmasına neden olur.<sup>88</sup>

Oluşan florapatit yapısı dişte demineralizasyonun önlenmesinde ve remineralizasyonun oluşmasında görev almakta, diş asit atağına karşı daha dirençli hale getirmektedir.<sup>77</sup>

Minenin florit konsantrasyonu yüzeyde en yüksektir, fakat kademe kademe düşer. Dentinde ise mineden fazladır ve genellikle dişin derinlerine gittikçe artmaktadır. Minenin dış yüzeyindeki florit seviyesi posterüptif dönemdeki kimyasal ve mekanik değişimlere bağlıdır. Yani minenin oluşumu sırasında alınan floritin minenin dış yüzeyinde bulunan floritle ilişkisi yoktur.<sup>90</sup>

Kimyasal etkileşimlerle birlikte pH 'da önemli dalgalanmalar olmadığı sürece mine yüzeyinde florit değişimi görülmez. Fakat servikal bölgede dental plak birikimi ile florit konsantrasyonunun zamanla artması nedeniyle yüzeyel tabakada demineralizasyon ve remineralizasyon sürecinde de florit miktarı artmaktadır. Bu sebeple yüzey altı çürük lezyonunu kaplayan yüzey alanında, onun etrafındaki normal mineden daha fazla florit vardır. Erken beyaz lezyonlar kaviteye dönüşebilir, duraksayabilir veya remineralize olabilir. Florit salınımı beyaz lezyonların remineralize olmasını sağlar ve iyileşmiş lezyonlar çürük ataklarına benzer etkilenmemiş kısımlardan daha dirençlidir. Floritin antibakteriyel etkisi de bilinmektedir. Karyojenik bakterilerin karbonhidratı metabolize edip asit üretilmesini inhibe etmektedir.<sup>3, 91, 92</sup>

Floritin mine apatitlerine karşı güçlü afinitesi, iyonik boyutunun küçük olması ve elektronegatif karakterinden ileri gelmektedir. Florit solüsyonlarıyla apatit kristallerinin asit çözünürlüğü başlamadan önce karşılaşması, asit ataklarında apatit kristallerinin çözünürlüğüne karşı direncini önemli derecede arttırmaktadır. Yüzey tarafından florit alınımının iki tipi vardır. Bir tanesi spesifik olmayan bağlanma; florit iyonları kristal yüzey tarafından hiçbir kimyasal reaksiyon olmadan absorbe etmesi şeklindedir. İkinci ise iyon değişimi sayesinde florit iyonlarının kristal yüzeyle etkileşimi şeklindedir.<sup>87</sup>

İyon değişimi sonucunda mine yüzeyi üzerinde kalsiyum florit ( $\text{CaF}_2$ ) benzeri reaksiyon ürünleri oluşur ki bunlar çürük önleme mekanizmasındaki ilk basamağı oluştururlar.<sup>93</sup>  $\text{CaF}_2$ 'in ağız sıvıları içindeki düşük çözünme oranının sebebi, nötral pH 'da tükürük proteinleri ve fosfat ile kaplanmış olmasıdır. Karyojenik ortamlardaki daha düşük pH derecelerinde, fosfat ve protein bağlı çözünme inhibisyonu ortadan kaybolarak kalsiyum floritin çözünürlüğü artar. Bu sebepten dolayı,  $\text{CaF}_2$ 'in flor rezervi olarak görev yapması pH'a bağlı bir özellik olup, pH'ın 6'dan daha düşük değerlere ulaştığı karyojenik ortamlarda ortaya çıkar.<sup>94</sup>

CaF<sub>2</sub> florit rezervuarı görevi görüp florapatit oluşumunu desteklemektedir.<sup>94</sup> Düşük pH 'ta ya da asit atağında CaF<sub>2</sub> globülleri üzerinde oluşan bu örtücü tabakanın yok olduğu ve CaF<sub>2</sub>'ün çözünmeye uğradığı belirtilmektedir.<sup>95</sup> Çözünme sonucu açığa çıkan flor iyonlarının mine yüzeyine adsorbe olduğu ve minede demineralizasyonu önlediği ya da remineralizasyonu sağladığı belirtilmektedir.<sup>94</sup>

Floritlerin diş hekimliğinde sistemik ve topikal olmak üzere iki ana uygulama prensibi bulunmaktadır. İçme suyunun florlanması, tuz ve sütün florlanması, florit tabletleri kullanımı sistemik florit uygulamalarına örnek olarak verilebilir. Topikal florit uygulamaları klinik ortamda uygulanan ve ev ortamında uygulanan uygulamalar olarak iki ana başlık altında incelenmektedir. Klinik ortamda uygulanan topikal florit uygulamaları içerisinde florit içeren solüsyonlar, jeller, proflaksi patları, vernikler, kontrollü florit salan sistemler ve dental materyallere florit ilavesi yer almaktadır. Ev ortamında uygulanan topikal florit uygulamalarına örnek olarak da florit içeren gargaralar, diş ipleri ve diş macunları sayılabilir.<sup>3, 96, 97</sup>

Flor iyonunun mine yüzeyinde birikme eğilimi vardır. Bu durum lezyonun en dış bölgesiyle sınırlı kalır ve yüzey sertliği artar. Mine yüzeyinde F<sup>-</sup>'un aşırı miktarda birikimi, difüzyon kanallarının tıkanmasına yol açarak, lezyonun alt kısmındaki demineralizasyonun daha yavaş ilerlemesine neden olur ve lezyon hapsedilir.<sup>88</sup>

Çürük durdurucu özelliği açısından en önemli florit kaynağı kalsiyumflorür ve plağa bağlı florittir. Floritin topikal kullanımının en önemli etkisi demineralizasyonu durdurması ve remineralizasyonu artırmasıdır. Florit sadece prizmalar arası sıvılar, interkristalin sıvılar, pelikül sıvısı, plak sıvısı ve tükürük gibi ağız sıvılarında değil kalsiyumflorür, florapatit ve florhidroksiapatit kristalleri şeklinde fizikokimyasal etkiler gösterir.<sup>87</sup>

Floritin çürük prevalansını düşürmesine karşın çürüğü tam olarak önlemede

yetersiz kaldığı da bir gerçektir. Ayrıca florit kullanımının yaygınlaşmasıyla florozis riski önemli bir sorun olarak gündeme gelmiştir. Bu nedenle floritlerin yanı sıra diğer çürük önleyici yöntemlerle ilgili arayışlar devam etmekte olup, araştırmalar floritlerin diğer çürük önleyici ajanlarla birlikte edilmesi yönünde yoğunlaşmaktadır.<sup>98</sup>

#### **2.7.5.2. TiF<sub>4</sub> kullanımı**

Diş dokularının yerel florit ajanlarından florit alınımının artırılabilmesi için floritin titanyum ve kalay gibi polivalan(çok değerlikli) katyonlara bağlanması etkili olmaktadır.<sup>99-101</sup> Polivalan katyonlardan olan titanyum toksik olmayan bir elementtir. Metalik formu insan vücudunun pek çok yerinde kullanıma elverişlidir ve kalaydan daha güçlü bir bağlayıcıdır.<sup>99, 102</sup>

TiF<sub>4</sub> solüsyonu diş yüzeylerine uygulanan çeşitli yerel florit ajanları ile karşılaştırıldığında ilginç özellikler gösterir.<sup>103</sup> In vitro ve in vivo çalışmalarda TiF<sub>4</sub> solüsyonunun karyostatik etkiye sahip olduğu gösterilmiştir.<sup>4, 104</sup> TiF<sub>4</sub> solüsyonunun topikal uygulaması sonucu mine yüzeyinde titanyumdan zengin bir parlak yüzey oluşmaktadır.<sup>105</sup> Yapılan çalışmalarda TiF<sub>4</sub> uygulaması sonrasında oluşan titanyumdan zengin glaze tabakanın mekanik etkilere ve şiddetli asit ve alkali değişimlerine dirençli olduğu gösterilmiştir.<sup>104-106</sup>

Bu ajan antikaryojenik etkisini diş yüzeyine TiF<sub>4</sub> uygulaması sonrasında oluşan alkali ve asit ataklarına dirençli, titanyumdan zengin parlak yüzeye ve flor konsantrasyonundaki artışa bağlı olarak özellikle *S. mutans*'ın diş yüzeyine tutunmasını ve asit üretimini engelleyerek göstermektedir.<sup>103, 107</sup>

#### **2.7.5.3. Kazein Fosfopeptid-Amorf Kalsiyum Fosfat (CPP- ACP)**

İnsanlarda tüm yaş grupları için gerekli aminoasitleri ve organik nitrojeni içeren süt ve süt ürünleri, aynı zamanda içerisindeki kalsiyum, fosfat, kazein ve lipit gibi faktörler sayesinde diş çürüğünden korunmada etkili bir yiyecek grubudur.<sup>77</sup>

Kazein süt proteininin yaklaşık %80' ini oluşturan<sup>108</sup> ve yeni bir remineralizasyon teknolojisi olarak kullanılmaya başlanan bir fosfoproteindir.<sup>109</sup> Amorf kalsiyum fosfat moleküler formülü  $[Ca_3(PO_4)_2 \cdot nH_2O]$  olan bir trikalsiyum fosfattır. ACP sert dokuların temel yapısı değildir. Ancak, biyoapatitin prokrsr olarak özel bir role sahip olup biyomineralizasyon için geçici bir faz oluşturur.<sup>110</sup>

Kazein fosfopeptitler (CPP), amorf kalsiyum fosfat (ACP) solüsyonunda nanokompleks yapıda kalsiyum fosfatı sabitlemektedir. ACP'yi stabil hale getiren CPP diş yüzeyinde amorf kalsiyum fosfatı lokalize ederek dişin mineral doğunluğunu devam ettirmesini sağlamaktadır. Böylece demineralizasyonu önleyip remineralizasyonu arttırlar. CPP-ACP, asit etkisine maruz kaldığında ortama ACP salınımı olmaktadır. Ortama salınan  $Ca^{+2}$  ve  $PO_4^{-3}$ , asidik ortamı tamponlayarak plak pH'sını dengelemektedir. Bu da demineralizasyonu önlemeye yardımcı olmaktadır.<sup>111-</sup>  
<sup>113</sup> Plak içerisinde artan kalsiyum fosfat seviyesi, serbest haldeki  $Ca^{+2}$  ve  $PO_4^{-3}$  aktivitesini destekleyici bir etki göstermektedir. Plağın dişe yakın bölümünde artan iyon süper saturasyonu bu bölgeyi daha dirençli kılmaktadır.<sup>113</sup>

Kalsiyum fosfat remineralizasyon sistemleri 2000 yılından sonra piyasaya sürülmüştür ve farklı rn Őekillerinde bulunmaktadırlar. Sistemin öncülüğünü yapan ilk ürün kazein fosfopeptidin stabilize ettiği amorf kalsiyum fosfat içermektedir. (CPP-ACP).<sup>114</sup> Günümüzde topikal jeller (ToothMousseTM; GC Corp., Japan, MI Paste Plus (GC Corp. USA)), Şekersiz ikletler ( RecaldentTM, GC Corp., Japan ve Trident WhiteTM; Cadbury Adams USA, Parsippany, New Jersey,USA) ve naneli drajeler (Recaldent MintsTM;Cadbury Japan altd., USA) seklinde bir çok üründe bulunmaktadırlar.<sup>115</sup>

Tooth Mousse kazein fosfopeptid ve amorf kalsiyum fosfat içeren su bazlı, Şekersiz bir kremdir. Kazein esaslı taşıyıcılar diş yüzeyinde remineralizasyonu teşvik

etmek için gerekli olan optimum seviyedeki  $Ca^{+2}$  ve  $PO_4^{-3}$  barındırır. Yapılan çalışmalarda asit içerikli içecekler nedeniyle oluşan mine erozyonunun ardından tooth mousse kullanılması ile remineralizasyonun teşvik edildiği bildirilmiştir.<sup>116, 117</sup>

MI Paste Plus (GC Corp. USA) kazein fosfopeptid ve amorf kalsiyum fosfat içeren su bazlı, şekerli bir diğ er p at tır. İ ç er di ğ i CPP-ACP ile do ğ al  $Ca^{+2}$  ve  $PO_4^{-3}$  rezervi görevi görür Bu ajanın tooth mousse ajanından farkı 900 ppm florit ihtiva etmesidir. MI Paste Plus 6 yaşından altındaki çocuklarda, hamile kadınlarda, tükürük akış hızının düşük olduğu hastalarda, ağız bakımını tek başına yapamayan yüksek çürük risk grubu hastalara önerilmektedir.<sup>111</sup>

#### **2.7.5.4. Bioaktif Cam**

Bir diğ er çürüğe karşı direnci arttırmada kullanılan preparat ise biyoaktif cam içerikli kalsiyum sodyum fosfosilikatdır (NovaMin®). Bütün ürünler kalsiyum fosfat bileşiminden oluşmakta ve etkilerini, tükürüğün remineralizasyonu sağlayacak do ğ al kapasitesini arttırarak göstermektedir. Plak  $Ca^{+2}$  ve  $PO_4^{-3}$  düzeyinde belirgin artış olmasına rağmen CPP tarafından stabilize edilen bu iyonlar diğ yüzeyinde kristal forma geçmemekte ve diğ taşı oluşturmamaktadır.<sup>114</sup>

Kalsiyum sodyum fosfasilikatlar vücut sıvılarına maruz kaldığında reaktiflenerek diğ mineraline kimyasal olarak benzeyen hidroksikarbonapatit (HCA) oluşturur.<sup>118, 119</sup> Diğ macunlarına eklendiklerinde NovaMin partikülleri dentin yüzeyini kaplayarak, dentin tübüllerini mekanik olarak tıkamaktadır.<sup>120</sup> Dentin hassasiyetinde kullanılan bu materyal aynı zamanda demineralize dokularda remineralizasyon etkisi gösterebilir ve oluşacak demineralizasyonu engellemede önemli rol oynayabilir.<sup>121</sup>

#### **2.7.5.5. TCP (Trikalsiyum fosfat)**

Bir diğ er ajan Trikalsiyum fosfat'ın  $(Ca_3PO_4)_2$  ise  $\alpha$  (Alfa) ve  $\beta$  (Beta) olmak üzere iki formu mevcuttur. Daha az çözünen  $\beta$  formu yaygın olarak tercih edilmektedir.

$\alpha$  trikalsiyum fosfatın ağız ortamındaki serbest  $Ca^{+2}$  ve  $PO_4^{-3}$  seviyesini arttırarak diş sert dokularının remineralizasyonunu sağladığı düşünülmektedir.<sup>122, 123</sup> Bir çalışmada, %2.5  $\alpha$  trikalsiyum fosfat içeren sakızların plak sıvısı ve tükürük içerisindeki  $Ca^{+2}$  ve  $PO_4^{-2}$  seviyelerinde küçük bir artış oluşturduğu bildirilmiştir.<sup>124</sup>

#### 2.7.5.6. Lazer Uygulamaları

LAZER kelimesi “Light Amplication by Stimulated Emission of Radiation” kelimelerinin ilk harflerinden oluşan bir kelime olup, “radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi” anlamına gelmektedir. Lazer tarihinin temeli Einstein’ın 1916 yılında yayınladığı “İzafiyet Teorisi”ne dayanmaktadır.<sup>125</sup> 1960 yılında Theodore Harold Maiman ilk lazer aygıtını hazırlamıştır. İlk sert doku lazerleri ise 1990’lı yıllarda geliştirilmiş ve diş hekimliğinde ilk olarak 1997 yılında kullanılmıştır. Diş hekimliğinde kullanılan ilk lazer ise yakut (ruby) lazerdir.<sup>126</sup>

Lazer organik dokuyla etkileşime girdiğinde absorpsiyon, paralel transmisyon, dağılmış transmisyon, paralel refleksiyon, dağılmış refleksiyon ya da saçılma olayları görülür.<sup>75</sup>

Lazerin biyolojik dokulara uygulanmasını takiben lazerin fotobiyolojik etkileri oluşur. Bunlar; fotokimyasal, fototermal, fotomekanik-fotoelektrik etkileşimlerdir.<sup>127</sup> Fotokimyasal etkileşimde lazer ışığının biyokimyasal ve moleküler yapısı üzerinde uyarıcı etkileri ve patolojik dokuların tedavisinde lazerin dokudaki reaksiyonları indüklemesi gözlenir. Bu etkileşim herhangi bir termal etki oluşturmadan istenen dokuda kimyasal reaksiyonlara yaptığı etkidir. Kompozit polimerizasyonu gibi kimyasal reaksiyonların başlatılması için gereklidir.<sup>126</sup> Lazerin fotodinamik etkisi de bu gruba dahil olup tümör hücrelerinin yok edilmesi için ışığa duyarlı ilaçların aktivasyonunda rol alır.<sup>128</sup> Fototermal etkileşim, dokunun ısınarak termal etki gösterdiği, klinik olarak ise dokunun fotoablasyonu ya da buharlaşma ile



uzaklaştırılması, doku sıvılarının aşırı ısınması, protein denatürasyonu, koagülasyon ve hemostaz gibi etkilerin görüldüğü etkileşimdir. İnsizyon ve eksizyonda kullanılmaktadır. Ayrıca lazer ışığının yüzeyde oluşturduğu ısıdan dolayı mikroorganizmaların parçalanması ve yüzey sterilizasyonu sağlanmaktadır.<sup>126</sup> Ablasyon mekanizması fototermal ve fotoakustik sürecin kombinasyonudur.<sup>126</sup>

Lazer enerjisinin esas etkisi fototermaldir. Dokular üzerinde bu termal etki, ısı derecesi ve intersitisyel (bağ doku), intrasellüler sıvı etkileşimi ile ilişkilidir. 60°C'de proteinler denatüre olmaya başlar, doku beyazlaşır. 70-80°C'de yumuşak doku kenarları kaynaşabilir. 100°C'de buharlaşma olur. Solid ve likit komponentler buharlaşır. Çünkü yumuşak doku fazla miktarda su içerir. Bu sıcaklıkta sert doku apatit kristalleri ve diğer mineraller ayrışmaz. 200°C'de dehidrate olup havanın varlığında yanar. Karbon tüm dalga boylarını absorban eder. Lazer enerjisi uygulanmaya devam ederse yüzey karbonize olur.<sup>126</sup>

Bütün dental lazerler ya görünen ışık ışını yada termal radyasyon denilen noniyonize spektrum bölümündeki görünmeyen kızıl ötesi ışık ışını salınımı yaparlar.<sup>129</sup>

Dental lazerler elementlere moleküllere ya da stimüle edilmiş çekirdeği (aktif ortam) oluşturan bileşiklere göre isimlendirilmiştir. Bu aktif ortam katı kristal çubuk şeklinde gaz muhafaza eden yer yada katı haldeki elektronik alet olabilir. Bugün diş hekimliğinde kullanılan iki tane gaz aktif ortama sahip lazer: Argon lazer ve CO<sub>2</sub> lazerdir. Geri kalanlar ise katı hal yarı iletkenlerdir ki bunlar: Gallium, Alumunium ile yapılan katı garnet kristal çubukları (Chromium, Neodymium, Holmium veya Erbium elementleri eklenmiş) içerir.<sup>130</sup>

Diş sert dokularında farklı dalga boyları değişken sonuçlar ile test edilmiştir ve yetersiz kesim olmasının yanında dentin ve mine dokularında ciddi yan etkilerin ortaya çıktığı bildirilmiştir. Er<sup>+3</sup>'ün uyarılarak itriyum, alüminyum ve garnet kristalleri ile

birleşmesi sonucunda Er:YAG denilen yeni bir lazer 1975 yılında ortaya çıkmıştır.<sup>131</sup> 2940 nm dalga boyuna sahip olan bu lazer su tarafından en yüksek absorpsiyona sahiptir. Bu CO<sub>2</sub> lazerin su absorpsiyonundan 15 kat fazlayken, Nd:YAG lazerden 20.000 kat fazladır.<sup>132</sup> Hidroksiapatit tarafından da iyi absorbe edilen Er:YAG lazer mine ve dentinde sıcaklık artışı gibi minimal derecede yan etki ortaya çıkarmaktadır.<sup>133</sup> FDA 1997 yılında çürük temizleme, kavite preparasyonları ve adezyon öncesi mine ve dentin modifikasyonu gibi sert doku tedavilerinde, 1999 yılında yumuşak doku cerrahisinde ve 2004 yılında kemik cerrahisinde kullanımını kabul etmiştir.<sup>134</sup> Sert doku işlemlerinde kullanılırken ortaya çıkan ısı kanül yardımıyla su ile soğutması sağlanarak ortadan kaldırılmıştır.<sup>135</sup>

Sert dokularda kullanılan lazerlerin etki mekanizması şu şekilde açıklanmaktadır; diş sert dokularının %92'sini oluşturan hidroksiapatit kristalinin merkezinde bulunan OH<sup>-</sup> ve interkristalin boşluklarda bulunan su molekülleri ve OH<sup>-</sup> grupları ışınım sonucunda yüklendikleri enerji ile hızla buharlaşmaya çalışırken mikro patlamalar oluşmaktadır. Dokular arası bağları çözen bu patlamalar ile birlikte ablasyon gerçekleşmektedir. Dental ablasyon, diş yüzeyinden buharlaşma veya kopma yoluyla doku kaybı olarak adlandırılmaktadır.<sup>126</sup> Ablasyon sonrası mine ve dentin yüzeylerinde boşluklar oluşmaktadır. Su sprej mekanizması ile el aplikatörü ucundaki kanülden püskürtülen su dental dokuyu soğutmakta, kurumanın önüne geçmekte, ablasyonu hızlandırmakta ve yan etkileri azaltmaktadır. Ablasyon esnasında açığa çıkan küçük ısı artışlarını diş kendisi tolere edebilmektedir. Yapılan klinik çalışmaların çoğu pulpa odasındaki olası ısı artışının çok düşük olduğunu ve herhangi bir tehlike oluşturmadığını ortaya koymuştur.<sup>136-138</sup> Özellikle pulpaya yakın çalışılan bölgelerde lazer kullanımı esnasında atım sayısının azaltılması ile ısı artışının önüne geçilmektedir. Sonuç olarak lazerle yüzeysel absorpsiyon elde edebilmektedir, fakat penetrasyon çok

olmadığı için dişin derin dokularında beklenmedik bir etki oluşmamaktadır.<sup>139</sup> Bu nedenle sert dokuya lazer uygulamalarında etkili bir kullanım sağlamak için, ışığın dalga boyu doku tarafından absorbe edilebilecek şekilde ayarlanmalıdır. Bu, lazerin hidroksiapatitin maksimum miktarda ışığı absorbe edeceği dalga boyunda ışık üretmesi anlamına gelir.<sup>134</sup>

Lazerler ile diş hekimliği arasında lazerlerin ilk kullanıldığı zamandan bu yana çürük önleme üzerine olan etkisi araştırmacılar tarafından incelenmiştir.<sup>140-143</sup> Lazerin koruyucu diş hekimliğindeki etkisi, lazer ışığı ile diş sert dokuları arasında bulunan ilişkisi ile açıklanabilir. Lazer uygulaması minenin yüzey yapısını ve fiziksel özelliklerini değiştirerek hidroksiapatit kristallerinin rekristalizasyonuna, hidroksiapatit kristallerinde erime ve birleşmeye neden olarak asit direncini artırmaktadır.<sup>144, 145</sup> İlaveten minenin organik matris kompozisyonu lazer tedavisi sonrası değişmekte, asitlere karşı direnci artmakta ve karbon bağı çözülmektedir.<sup>145</sup>

Bu doğrultuda, farklı lazerlerin minenin asitlere karşı direnci ve demineralizasyonu üzerine olan etkisi araştırılmıştır. In vitro ve in situ çalışmalarda CO<sub>2</sub> lazerin yüzey altı minenin demineralizasyonunu azalttığı ve florit uygulamalarıyla birlikte kullanıldığında bu etkinin arttığı bildirilmiştir.<sup>36</sup> Chen ve Huang<sup>146</sup> başlangıç çürük lezyonlarının CO<sub>2</sub> lazeri, Nd:YAG lazer ve APF uygulamaları sonucu aside direncini değerlendirdikleri in vitro çalışmalarında test edilen tüm uygulamaların aside direnci arttırdığını, ancak lazerlerin florit uygulamasından daha etkili olduğunu saptamışlardır.<sup>147</sup> Cecchini ve arkadaşları<sup>148</sup> ise çalışmalarında düşük enerji seviyelerinde kullanılan Er-YAG lazerin mine çözünürlüğünü azalttığını gözlemlemişlerdir.

Er:YAG lazer enerjisi, su molekülleri ve hidröz organik bileşenlerin absorpsiyonu ile açığa çıkar, ısı etkisinden dolayı buharlaşmaya neden olmaktadır. Buna

“fototermal buharlaşma” denir.<sup>149</sup> Sert doku prosedürlerinde, su buharı oluşması doku içinde internal basıncı artırır ve mikropatlamalar olarak adlandırılan patlayıcı genişlemeler ile sonuçlanır.<sup>134</sup> Bu patlayıcı genişlemeler mekanik doku çöküşüne neden olur ve termomekanik ya da fotomekanik ablasyon ile sonuçlanır. Bu olaya su aracılığı ile patlayıcı ablasyon da denir.<sup>149</sup> Etki yüzeysel ve mekaniktir. Mikropatlamalar çevre dokulardaki hücreler üzerinde yüksek bir basınç oluşturarak dokuların ablasyonunu sağlarlar.<sup>150</sup>

Liu ve Hsu<sup>151</sup> yaptıkları çalışmada Er-YAG lazerin çürük önleme üzerine etkisine bakmışlar ve karbon bağlarını azalttığı ve organik yapıyı modifiye ettiği için çürük önleyici özelliği olduğunu bildirmişlerdir. Cecchini ve ark<sup>148</sup> ise yaptıkları çalışmalarında Er-YAG lazerin çeşitli parametrelerde incelemiş, sonuç olarak düşük enerji seviye kullanımların mine çözünürlüğünü azalttığını göstermişlerdir. Bu sonuçlar ışığında diş sert dokusunda lazer uygulaması sonrası ısı artışı sayesinde; mine ve dentinin erimesi, karbon bağının ayrılması elde edilerek kristal yapının modifikasyonu sağlanır. Bu sayede florit ile birlikte uygulandığı zaman yapıda daha fazla asit direnci oluşmasına yardımcı olur.<sup>152</sup>

## **2.8. Diş Sert Dokularının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler**

Mikrosertlik ölçümleri ile minedeki mineral miktarının kantitatif olarak hesaplanması ve elde edilen veriler ışığında demineralizasyon ve remineralizasyonun belirlenmesi sağlanabilmektedir.<sup>153</sup> Bunun yanında başlangıç mine lezyonunun tedavisinde kullanılan yöntemlerin etkinliğinin araştırıldığı çalışmalarda da mikrosertlik analizi sıklıkla tercih edilen yöntemlerden birisidir.<sup>154-156</sup>

Minede mikrosertlik ölçümü mine dış yüzeyine dik olarak veya mineden alınan enine kesitlerde dış yüzeye paralel olacak biçimde minenin daha alt katlarına doğru

inilerek yapılabilmektedir.<sup>157</sup>

Mikrosertlik ölçümünde kullanılan Vickers ve Knoop yöntemleri en çok tercih edilen yöntemlerdir. Her iki yöntemde de aynı yükü yüklenen farklı elmas uç belirli bir süre örnek üzerinde kalarak Vickers'ta kare, Knoop'ta ise eşkenar dörtgen şeklinde iz oluşturur. Oluşan çentiğin derinliği her iki yöntem içinde aynı olmakla birlikte kullanılan aletin elmas ucunun farklılığına bağlı olarak bıraktıkları iz uzunluğu farklılık gösterir. Uygulanan bu yöntem oldukça hassastır. Tekrarlanabilir ölçümlere olanak verir ve aynı örnek üzerinde uygulanacak işlemlerden önce ve sonra ölçüm yapılabilmektedir.<sup>27</sup>

Taramalı elektron mikroskobu (SEM Jeol, JSM T330), örnekleri üç boyutlu inceleme imkanı sağlayan bir elektron mikroskobudur. Gerek ayırım gücü, gerek odak derinliği ve gerek görüntü ve analizi birleştirme özelliği taramalı elektron mikroskobunu araştırma ve incelemelerde geniş ölçüde kullanılan bir aygıt haline getirmiştir. Bunun yanında mikro işlemci ve bilgisayarların mikroskopa birlikte kullanılmaları cihaza kullanım kolaylığı sağlamıştır. Diğer yöntemlerle çok uzun sürebilecek ayrıntılı veri toplama ve toplanan veri üzerinde yapılan istatistiksel değerlendirmelerin otomatik olarak, çok kısa zamanda tamamlanabilmesini sağlamaktadır. Böylece incelenen numunelerin yüzey özellikleri daha kesin ve daha ayrıntılı olarak görüntülenebilmektedir.<sup>158-160</sup>

Taramalı elektron mikroskobunun diğer mikroskoplardan üstün olduğu bazı özellikler vardır. Bunlardan en önemlisi odak derinliğidir. Özellikle topografik ayrıntıların görüntülenmesinde bu özellikten yararlanılmaktadır.<sup>160-162</sup> Mine yüzeyinin topografik yapısını ve meydana gelen değişikliklerin detaylıca incelenmesine olanak tanıyan taramalı elektron mikroskobu (SEM) ilk kez 1965 yılında kullanılmıştır.<sup>163</sup>

Taramalı elektron mikroskobunda sağlıklı bir görüntü elde etmek için elektron

demetinin, numune yüzeyini düzgün bir şekilde taraması gerekmektedir. Numunenin yüzeyinin iletken olmaması veya iletken yüzeylerde bulunan iletken olmayan bölgeler, toz ve kir gibi maddeler düzgün taramaya ve algılamaya engel olmaktadır.<sup>162, 164, 165</sup>

Diş sert dokularının morfolojik ve ultrastrüktürel değişimleri taramalı elektron mikroskobu (SEM), X- ışını difraksiyonu, infrared absorpsiyon spektroskopisi, mikrosertlik ölçümü ve SEM-EDS (Scanning Electron Microscopy with X-ray microanalysis) atomik analiz yöntemleri ile incelenmektedir.<sup>166</sup> SEM-EDS atomik analiz yönteminde ışının atomlarla etkileşimi sonucunda X- ışın emisyonu oluşmaktadır. Açığa çıkan X- ışını ana elementlerin enerji karakteristiğine sahiptir. Enerjinin ölçümü elementer analiz olanağını sağlar. EDS, örneğin yüzeyinde (1-2 mikron derinlik) bulunan elementer bileşimin miktarını hızlı bir şekilde analiz etmektedir.<sup>165-167</sup> Bu yöntemle diş sert dokularının inorganik yapısını oluşturan hidroksiapatit kristallerinde bulunan Ca ve P'nin % ağırlıkları ve Ca/P oranı belirlenmektedir. Ca/P oranındaki değişim organik ve inorganik komponentler arasındaki orijinal oranın değişimi sonucu oluşmakta ve dokunun geçirgenliği, eriyebilirliği ve dental materyallerin diş sert dokularına adezyonunu etkileyebilmektedir.<sup>167</sup>

### **3. GEREÇ ve YÖNTEM**

Bu çalışma için Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulunda 27.10.2015 tarihli, 14/05 sayılı karar ile olur raporu verilmiştir. Etik kurul onayı alındıktan sonra “Farklı remineralizasyon ajanlarının ve Er:YAG lazer kullanımının mine yüzey özellikleri ve mikrosertliği üzerine etkisinin incelenmesi” başlıklı çalışmaya başlandı.

#### **3.1. Çalışmada Kullanılacak Dişlerin Hazırlanması**

##### **3.1.1. Dişlerin Toplanması**

Çalışmada standart etkilenmiş mine yüzeyleri elde edebilmek için 180 adet gömülü insan yirmi yaş dişi kullanıldı. Dişlerin üzerindeki doku artıkları periodontal küret, polisaj lastiği ve pomza kullanılarak uzaklaştırıldı. Dişlerin bukkal ve lingual yüzeylerinde herhangi bir gelişimsel defekt olup olmadığı stereomikroskopta (x30 büyütme ile) kontrol edildi. Temizliği takiben dişler %0,1 timol solüsyonunda +4C°’de bekletilerek dezenfekte edildi. Bir hafta sonra dişler timol solüsyonundan çıkartılarak çalışma boyunca bidistile su içerisinde bekletildi.<sup>168</sup>

##### **3.1.2. Diş Yüzeylerinin Hazırlanması**

Dişlerin kökleri su soğutması altında elmas bir separe yardımıyla ayrıldıktan sonra kron kısımları da meziodistal doğrultuda ikiye bölündü. 600 gridlik silikon karbid kullanılarak zımparalama yöntemi ile düzgün ve pürüzsüz bir yüzey elde edildi. Ardından dişlerin bukkal ve lingual yüzeylerinde 4x5mm’lik bir dikdörtgen alan bırakılarak diğer tüm yüzeyler çift kat dayanıklı bir tırnak cilası ile kaplandı.(Şekil 3.1) Yüzeyinde çatlak, defekt olmayan örneklerin hepsinin başlangıç mikrosertlik değerleri 15 saniye süreyle 100 Newton kuvvet uygulanarak mikrosertlik cihazı ile (FM800e Microhardness Tester, Japan) ölçüldü.(Şekil 3-6)

Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim

Dalı'ndaki lazer floresans cihazı (Diagnodent PEN®, KaVo, Zürih ) ile ölçümleri yapılarak sağlam skoru alan örnekler (0-13) çalışmaya dahil edildi.

Bu ölçüm için diş yüzeyinde oluşturulan 3x4 mm<sup>2</sup>'lik pencerenin dört kösesinden geçecek şekilde asetat şablon hazırlanıp 2 farklı noktada aletin düz yüzey ölçüm ucu kadar delikler oluşturuldu. Böylece oluşturulan bu şablonla demineralizasyon sonrası aynı noktalardan tekrar ölçüm yapılabilirdi. Diagnodent PEN® (KaVo, Zürih) cihazıyla ölçümler farklı zaman aralıklarında yapıldı. İlk ölçüm demineralizasyon işlemine başlamadan önce sağlıklı minede, sonraki ölçümler ise 9 gün sonunda demineralizasyon işlemi tamamlanana kadar yapıldı.



**Şekil 3.1.** Örneklerin akriliğe gömülmesi ve ajan uygulanacak yüzeylerin hazırlanması

Tüm dişlerde DIAGNOdent PEN®(KaVo, Zürih) cihazı ile yapılan ölçümlerde skor değerleri elde edildi. Üretici firma tarafından belirlenen 0-13 arası değerler sağlıklı mineyi, 14-20 arası değerler başlangıç demineralizasyonunu, 21-29 arası değerler ileri demineralizasyonu, 30'dan büyük değerler ise dentin çürüğünü göstermektedir. Yapılan bu ölçümler sayesinde oluşturulan başlangıç mine lezyonlarının tespiti sağlandı. Demineralizasyon uygulaması sonrasında yapılan ölçümlerde 18-20 arası değer veren örnekler çalışmaya dahil edildi.

Diagnodent PEN (KaVo, Zürih) cihazı ile ölçüm sırasında düz yüzeylerde kullanılmak üzere geliştirilen 3'nolu prop ucu kullanıldı ve tüm ölçümler aynı alet ve



aynı düz yüzey ucu ile gerçekleştirildi. Diagnodent PEN ile yapılan ölçümler esnasında her örnek için öncelikle üretici firmanın uyarıları doğrultusunda cihazın seramik standartı ile kalibrasyonu yapıldı. Kalibrasyonun ardından, mine yüzeyleri 5 saniye hava ile kurutularak ölçümleri yapıldı.

### **3.1.3. Hazırlanan Örneklerin Gruplara Ayrılması**

Dişler,

- Grup TM (Tooth Mousse),
- Grup TML (Tooth Mousse + Er:YAG Lazer),
- Grup N (NaF),
- Grup NL (NaF + Er:YAG Lazer),
- Grup TF (TiF<sub>4</sub>),
- Grup TFL (TiF<sub>4</sub> + Er: YAG Lazer),
- Grup L (Er: YAG lazer),
- Grup M (MI Paste Plus),
- Grup ML (MI Paste Plus + Er:YAG Lazer),
- Grup T (Trikalsiyum Fosfat),
- Grup TL (Trikalsiyum Fosfat + Er:YAG Lazer)
- Grup BG (Bioaktif Cam (Novamin)),
- Grup BGL (Bioaktif Cam (Novamin) + Er:YAG Lazer),
- Grup K+ (Pozitif Kontrol),
- Grup K- (Negatif Kontrol)

olmak üzere 15 gruba ayrılmıştır.

**Tablo 3.1.** Çalışmamızda Kullanılan Koruyucu Ajanlar ve İçerikleri

Kullanılan Ajan	Üretici Firma	Lot No	İçeriği
Tooth Mousse	GC, Japan	151017S	CPP-ACP
MI Paste Plus	GC, Japan	150413S	CPP-ACP, Florit
Novamin	Sensodyne, U.K.	245D	Bioaktif cam, Florit
Titanium(IV) floride	Sigma Aldrich, USA	MKBS9207V	Titanyum, Florit
Calcium phosphate	Sigma Aldrich, USA	BCBR7535V	Trikalsiyum fosfat, Florit
Sodium Fluoride	Sigma Aldrich, USA	MKBW6844V	Sodyum, Florit

Grup TM de dişin mine yüzeyine kazein fosfat içeren Tooth Mousse ajanı üretici firmanın önerdiği şekilde 4 dakika boyunca diş yüzeyine uygulandı.

Grup TML de yüzeye Er:YAG lazer uygulamasını takiben Tooth Mousse ajanı üretici firmanın önerdiği şekilde 4 dakika boyunca diş yüzeyine uygulandı.

Grup N’de toz halindeki NaF distile su ile pat formuna getirilerek diş yüzeyine 4 dakika boyunca uygulandı.

Grup NL’de yüzeye Er:YAG lazer uygulamasını takiben NaF distile su ile pat formunda hazırlanarak 4 dakika boyunca diş yüzeyine uygulandı.

Grup TF’de mine yüzeyine toz halindeki  $TiF_4$  ajanı distile su ile pat formunda hazırlanarak 4 dakika boyunca diş yüzeyine uygulandı.

Grup TFL’ de mine yüzeyine Er:YAG lazer uygulamasının ardından toz halindeki  $TiF_4$  ajanı hazırlanarak 4 dakika boyunca uygulandı.

Grup M’de dişin mine yüzeyine MI Paste Plus ajanı üretici firmanın önerdiği şekilde 4 dakika boyunca diş yüzeyine uygulandı.

Grup ML’de ise yüzeye Er: YAG lazer uygulamasını takiben MI Paste Plus ajanı üretici firmanın belirttiği şekilde 4 dakika boyunca diş yüzeyine uygulandı.

Grup T’de yüzeye toz halindeki Trikalsiyum Fosfat distile su ile hazırlanarak 4 dakika boyunca uygulandı.

Grup TL’de ise Trikalsiyum Fosfat distile su ile hazırlanarak 4 dakika boyunca Er:YAG lazer uygulamasını takiben uygulandı.

Grup BG’de Bioaktif Cam içeren Novamin yüzeye diş fırçası yardımı ile 4 dakika boyunca diş yüzeyine uygulandı.

Grup BGL’De Novamin, Er:YAG lazeri takiben diş fırçası ile 4 dakika boyunca yüzeye uygulandı.

Grup K+’da örnekler hazırlandıktan sonra herhangi bir işlem yapılmayarak çürük oluşumu için hazırlanan demineralizasyon solüsyonunda bekletildi.

Grup K-’da örneklere herhangi bir işlem uygulanmadan çalışma boyunca ağız ortamını taklit etmek üzere etüvde (37 ° C) yapay tükürük içerisinde bekletildi.

Grup L’de ise herhangi bir materyal uygulanması yapılmadan sadece Er:YAG lazer diş yüzeyine uygulandı.



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan remineralizasyon materyalleri

### 3.1.4. Lazer Uygulaması

Lazer gruplarında Er:YAG lazer (Fotona Fidelis<sup>®</sup> III AT, Slovenya) ile aşağıda belirtilen değerler kullanılarak çalışılmıştır. (Şekil 3.3)

[Mod (pulse atım süresi)= VLP (Very Long Pulse),

Pulse genişliği= 1000  $\mu$ s (1sn=10<sup>-6</sup>  $\mu$ s), Atım enerjisi= 80 mJ,

Frekans= 10 hertz, Güç= 0,8 W, Hava= %40, Su= %30,

El aleti= R14-C, Fiber uç= 12 mm boyunda ve 1.3 mm çapında

Uygulama alanı= 4x5 mm, Uygulama süresi= 30 sn,  $\Phi$ = 6.15 J/cm<sup>2</sup>

Rehber ışık= 650 nm'lik diode lazer (1 mW)

Enerji Yoğunluğu=Enerji/Alan=0.08J/ $\pi r^2$ =0.08/3.14(0.065)<sup>2</sup> ]

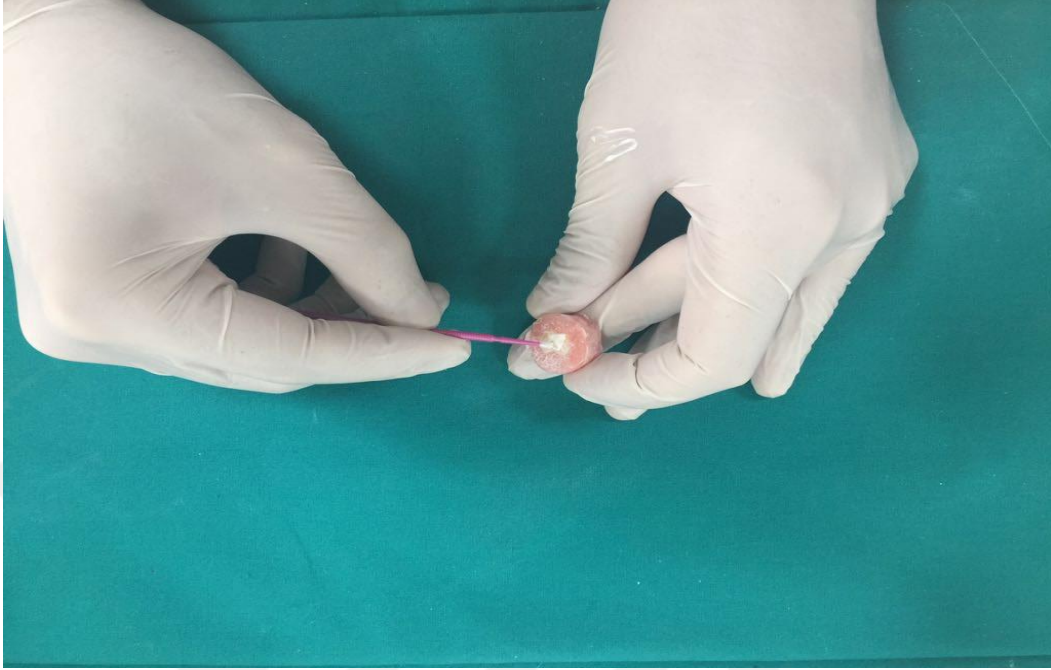


**Şekil 3.3.** Çalışmada kullanılan Er:YAG lazer (Fotona Fidelis)

### **3.1.5. Materyallerin Uygulamaların Yapılması**

Lazer kullanılmayacak olan her bir gruptaki (Grup N (NaF), Grup TM (Tooth Mousse), Grup TF (TiF<sub>4</sub>), Grup M (MI Paste Plus), Grup T (Trikalsiyum Fosfat), Grup BG (Bioaktif Cam (Novamin)), grubu oluşturan örneklerin mine yüzeyini örtecek kadar uygulandıktan sonra 4 dakika yüzeyde bekletildi. Uygulama süreleri arasındaki farklılıkları ortadan kaldırmak için tüm gruplarda topikal ajanı uygulama süresi 4 dakika olarak belirlendi. Bu sürenin sonunda materyalin fazlalığı örnek yüzeylerinden fırça yardımıyla uzaklaştırıldı. Lazer uygulaması yapılacak olan gruplar Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda bulunan Er:YAG lazer (Fotona Fidelis® III AT, Slovenya) ile hazırlanan yüzeylerdeki bukkal ya da lingual orta üçlülerinde 4x5 mm'lik dikdörtgen alana, safir uçlu el aleti yardımıyla non-kontakt modda 30 saniye süreyle, yüzeyi sağdan sola süpürür tarzda hareket ettirilerek tarama işlemi yapıldı. Bu işlemlerin ardından her bir grup kendi içerisinde yer alan koruyucu ajan kullanılarak mine yüzeyi tamamen örtünecek şekilde uygulandıktan

sonra diğer gruplarla fark oluşmaması için 4 dakika boyunca yüzeyde bekletildi. Bu sürenin sonunda materyalin fazlalığı örnek yüzeylerinden fırça yardımıyla uzaklaştırıldı.



**Şekil 3.4.** Materyallerin fırça yardımıyla mine yüzeyine uygulanması

Grup K- hariç diğer 14 grup klinik koşullara benzer pH siklusuna konularak dişlerde çürük oluşturulmaya çalışıldı. pH siklusu demineralizasyon–remineralizasyon fazlarının taklitini yaparak laboratuvar koşullarında çürük mekanizmasında rol oynayan materyallerin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır.<sup>167, 168</sup> Bu model 5, 9 ve 14 günlük periyotlar şeklinde değişmektedir.

Çalışmamızda pH siklusu 24 saatlik periyotlar şeklinde 9 gün boyunca düzenlenmiştir. Örneklerin bekletileceği solüsyonlar Atatürk Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Kimya bölümünde hazırlanmıştır.

#### **3.1.6. Ph Siklusu modeli kullanılarak başlangıç lezyonu oluşturulması:**

- 1- İlk olarak örnekler 8 saat boyunca 37°C’de 2.0 mmol/L Ca, 2.0 mmol/L P, 0.075 mol/L asetat içeren ve pH’sı 4.3 olan demineralizasyon solüsyonunda, her bir örnek için ayrı cam şişeler içerisinde bekletildi.(Şekil 3.5)
- 2- Daha sonra örnekler bu solüsyondan çıkarılarak çift bidistile su ile yıkandı.

- 3- Örnekler sonraki 16 saat boyunca 37°C'de 1.5 mmol/L Ca, 0.9 mmol/L P, 150 mmol/L KCl, 20 mmol/L kakodilat tamponu içeren ve pH'sı 7.0 olan remineralizyon solüsyonunda, her grup için ayrı olan cam şişeler içerisinde bekletildi.
- 4- Örnekler, daha sonra bu solüsyondan çıkarılarak çift bidistile su ile yıkandı ve tekrar demineralizasyon solüsyonuna konuldu.

pH siklusu uygulamasına 9 gün boyunca devam edildi. Herhangi bir saturasyon oluşmasının engellenmesi amacıyla üç günde bir solüsyonlar değiştirildi.<sup>142</sup>



**Şekil 3.5.** Örneklerin re-demineralizasyon solüsyonunda bekletilmesi

### **3.1.7. Mikrosertlik Ölçümü**

Bütün örneklerin mikrosertlik ölçümleri 15 saniye süre ve 100µ Newton kuvvet uygulanarak yapıldı. Ölçümler örnek yüzeylerinden vickers ucu bulunan FM800e (Tokyo/Japan) mikrosertlik ölçüm cihazı ile yapılmıştır. (Şekil 3.6) Ölçümler örnek üzerinde üç farklı bölgeden alınan değerlerin ortalaması alınarak yapılmıştır.



**Şekil 3.6.** Mikrosertlik ölçüm cihazı

### **3.1.8. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) için Hazırlanması**

Toplam 30 diş örneği oklüzo-gingival yönde uygulama alanının tam ortasından ikiye elmas bir separe yardımıyla ayrıldıktan sonra sırasıyla 400-800-1000-1200 ve 2000'lik zımparalardan geçirildikten sonra bitirme ve polisaj diskleriyle (Pogo Enhance, Dentsply, Kanada) polisajlandı ve distile su ile yıkandı. Daha sonra SEM için kurumaya bırakıldı. Çalışmamızın Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) değerlendirmesi Erzurum Teknik Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Elektron Mikroskop Laboratuvarında (Erzurum, Türkiye) SEM (Quanta FEG 250 FEI / U.S.A.) cihazı kullanılarak gerçekleştirildi. (Şekil 3.7)





**Şekil 3.7. SEM Cihazı**

SEM incelemesi öncesi tüm örnekler, yüzeydeki bağlanmamış artıkları uzaklaştırmak amacıyla Caslavka ve ark.'nın<sup>169</sup> tanımladığı şekilde 1 mol/L KOH içeren kaplar içine yerleştirilip oda sıcaklığında 8 saat boyunca bekletildi. Daha sonra örnekler distile su ile yıkandı ve oda sıcaklığında hafifçe hava ile kurutuldu.

Örnekler fikse edildikten sonra giderek artan etil alkol serisinden geçirilerek dehidratasyon sağlandı. Dehidratasyon işlemi, %20, %40, %60, %80, %90 ve %95'lik alkol serilerinde 15 dakikalık ve son olarak %100'lük seride iki kez 15 dakikalık uygulamalar şeklinde gerçekleştirildi. Örnek yüzeylerinin yüzey incelemesi gerçekleştirilerek elde edilen görüntülerin fotoğrafları kaydedildi.

SEM cihazından elde edilen görüntüler üzerinden EDS taraması yapıldı. Tarama Erzurum Teknik Üniversitesi Fen-Edebiyat bölümünde bulunan (Quanta Feg 250®FEI / U.S.A. ) cihaz ile gerçekleştirildi. (Şekil 3.8) Yapılan incelemelerde demineralizasyon sonrası minerallerin kütlece yüzdesinin hesaplanması yapıldı.



**Şekil 3.8.** EDS Cihazı

### **3.1.9. İstatistiksel Değerlendirme**

Örneklerden başlangıç ve uygulama sonrasında elde edilen mikrosertlik (VHN) değerleri IBM SPSS 20.0 paket programı kullanılarak analiz edildi. Verilere Kolmogorov Smirnov testi uygulanarak normal dağılım gösterdiği belirlendi. Grupların başlangıç ve uygulama sonrası mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi ve Duncan çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. Her grubun başlangıç ve uygulama sonrası sertlik değerlerinin kendi içerisinde kıyaslanmasında eşlendirilmiş t testi kullanıldı. (Tablo 4.2) Lazer uygulamasının etkinliğini belirlemek amacıyla lazerle birlikte veya tek uygulanan ajanların verileri kıyaslanmasında Independent Sample t testi kullanıldı. Sonuçlar  $p < 0.05$  anlamlılık düzeyinde %95lik güven aralığında değerlendirildi.

## 4. BULGULAR

Demineralizasyon uygulamasından önce ve sonra gruplardan elde edilen mikrosertlik değerleri (ortalama  $\pm$  standart sapma) Tablo 4.1’de verilmiştir.

Verilerin dağılımlarını kontrol etmek amacıyla yapılan normalite testinde bütün alt gruplardan elde edilen verilerin normal dağılım gösterdiği görülmüştür.

Demineralizasyon uygulamasından önce elde edilen mikrosertlik değerleri analiz edilerek birbiri ile karşılaştırıldığında en yüksek değer  $352,04 \pm 41,61$  ile Grup TM( Tooth Mousse) grubunda elde edilmiştir. En düşük değer ise  $318,42 \pm 34,30$  ile Grup BGL (Novamin + Er:YAG Lazer) grubundan elde edilmiştir. Bununla beraber gruplar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. ( $p > 0,05$ ) (Tablo 4.1)

Demineralizasyon sonrası veriler karşılaştırıldığında ise en yüksek değer Grup K- (Negatif kontrol grubu) den sonra Grup TFL (  $TiF_4$  + Er:YAG Lazer) grubunda gözlemlenmiştir. Grup K- (Negatif kontrol grubu) nın mikrosertlik değeri istatistiksel olarak anlamlı ölçüde bütün gruplardan daha yüksek bulunmuştur. ( $p < 0,001$ ) En düşük değer ise sırasıyla Grup K+( Pozitif kontrol), Grup T (Trikalsiyum fosfat) ve Grup BG (Novamin) gruplarında gözlemlenmiştir. Gruplar kıyaslandığında Grup K+ bütün gruplardan istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. ( $p < 0,001$ ) (Tablo 4.1)

Başlangıç mikrosertlik değerleri ve uygulama sonrası elde edilen mikrosertlik değerleri birbirleri ile kıyaslandığında Grup K- (Negatif kontrol) hariç ( $p > 0,05$ ), diğer bütün gruplarda istatistiksel olarak anlamlı ölçüde değerlerin azaldığı tespit edilmiştir ( $p < 0,001$ )( Tablo 4.1).

**Tablo 4.1.** Demineralizasyon uygulaması öncesi ve sonrası gruplardan elde edilen mikrosertlik verilerinin Ortalama  $\pm$  Standart sapma değerleri

Gruplar	Başlangıç	Uygulama sonrası	p değeri
<b>Grup K- (Negatif Kontrol)</b>	350,63 $\pm$ 53,50 <sup>a</sup>	343,85 $\pm$ 52,84 <sup>a</sup>	,475*
<b>Grup K+ (Pozitif Kontrol)</b>	343,25 $\pm$ 36,20 <sup>a</sup>	98,99 $\pm$ 4,95 <sup>1</sup>	,000**
<b>Grup L (Er YAG Lazer)</b>	341,10 $\pm$ 37,14 <sup>a</sup>	126,58 $\pm$ 15,64 <sup>fgh</sup>	,000**
<b>Grup TF (TiF4)</b>	332,31 $\pm$ 42,80 <sup>a</sup>	155,17 $\pm$ 15,01 <sup>c</sup>	,000**
<b>Grup TFL (TiF + Er:YAG Lazer)</b>	333,95 $\pm$ 40,34 <sup>a</sup>	179,15 $\pm$ 12,56 <sup>b</sup>	,000**
<b>Grup N (NaF)</b>	335,01 $\pm$ 48,36 <sup>a</sup>	126,08 $\pm$ 6,7 <sup>fgh</sup>	,000**
<b>Grup NL (NaF + Er:YAG Lazer)</b>	349,81 $\pm$ 45,65 <sup>a</sup>	147,00 $\pm$ 13,35 <sup>cde</sup>	,000**
<b>Grup BG (Novamin)</b>	344,81 $\pm$ 29,12 <sup>a</sup>	117,68 $\pm$ 6,73 <sup>gh</sup>	,000**
<b>Grup BGL (Novamin + Er:YAG Lazer)</b>	318,42 $\pm$ 34,30 <sup>a</sup>	136,08 $\pm$ 7,12 <sup>def</sup>	,000**
<b>Grup TM (Toothmouse)</b>	352,04 $\pm$ 41,61 <sup>a</sup>	132,97 $\pm$ 16,45 <sup>efg</sup>	,000**
<b>Grup TML (Tooth Mousse + Er:YAG Lazer)</b>	347,44 $\pm$ 44,19 <sup>a</sup>	151,66 $\pm$ 18,59 <sup>cd</sup>	,000**
<b>Grup M (MI Paste Plus)</b>	330,75 $\pm$ 40,82 <sup>a</sup>	131,70 $\pm$ 16,29 <sup>efg</sup>	,000**
<b>Grup ML (MI Paste Plus + Er:YAG Lazer)</b>	340,74 $\pm$ 46,54 <sup>a</sup>	158,64 $\pm$ 20,44 <sup>c</sup>	,000**
<b>Grup T (Ca3PO4)</b>	341,81 $\pm$ 45,92 <sup>a</sup>	112,26 $\pm$ 11,28 <sup>hi</sup>	,000**
<b>Grup TL (Ca3PO4 + Er:YAG Lazer)</b>	337,16 $\pm$ 37,72 <sup>a</sup>	135,84 $\pm$ 9,53 <sup>def</sup>	,000**

Her bir sütündeki farklı harfler gruplar arasında bulunan farklılıkları göstermektedir. (\*p > 0,05, \*\*p < 0,001)

**Tablo 4.2.** Gruplarda elde edilen mikrosertlik ortalamalarının (VHN) demineralizasyon önce ve sonra ikili karşılaştırılması (Pair T Test)

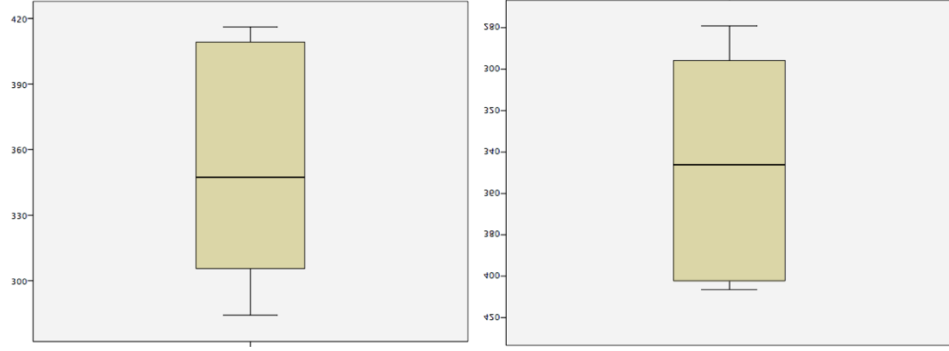
Gruplar		VHN değeri $\pm$ SS	P değeri
Grup K- (Negatif Kontrol)	Başlangıç	350,63 $\pm$ 53,50	,000
	Uygulama sonrası	343,85 $\pm$ 52,84	
Grup K+ (Pozitif Kontrol)	Başlangıç	343,25 $\pm$ 36,20	,003
	Uygulama sonrası	98,99 $\pm$ 4,95	
Grup L (Er YAG Lazer)	Başlangıç	341,10 $\pm$ 37,14	,103
	Uygulama sonrası	126,58 $\pm$ 15,64	
Grup TF (TiF <sub>4</sub> )	Başlangıç	332,31 $\pm$ 42,80	,015
	Uygulama sonrası	155,17 $\pm$ 15,01	
Grup TFL (TiF <sub>4</sub> + Er:YAG Lazer)	Başlangıç	315,77 $\pm$ 16,18	,859
	Uygulama sonrası	179,15 $\pm$ 12,56	
Grup N (NaF)	Başlangıç	335,01 $\pm$ 48,36	,002
	Uygulama sonrası	126,08 $\pm$ 6,70	
Grup NL (NaF + Er:YAG Lazer)	Başlangıç	349,81 $\pm$ 45,65	,010
	Uygulama sonrası	147,00 $\pm$ 13,35	
Grup BG (Novamin)	Başlangıç	344,81 $\pm$ 29,12	,000
	Uygulama sonrası	117,68 $\pm$ 6,73	
Grup BGL (Novamin + Er:YAG Lazer)	Başlangıç	318,42 $\pm$ 34,30	,016
	Uygulama sonrası	136,08 $\pm$ 7,12	
Grup TM (Toothmouse)	Başlangıç	352,04 $\pm$ 41,61	,056
	Uygulama sonrası	143,02 $\pm$ 10,63	
Grup TML (Tooth Mousse + Er:YAG Lazer)	Başlangıç	347,44 $\pm$ 44,19	,000
	Uygulama sonrası	151,66 $\pm$ 18,59	
Grup M (MI Paste Plus)	Başlangıç	330,75 $\pm$ 40,82	,000
	Uygulama sonrası	131,70 $\pm$ 16,29	
Grup ML (MI Paste Plus + Er:YAG Lazer)	Başlangıç	340,74 $\pm$ 46,54	,004
	Uygulama sonrası	158,64 $\pm$ 20,44	
Grup T (Ca <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> )	Başlangıç	341,81 $\pm$ 45,92	,014
	Uygulama sonrası	112,26 $\pm$ 11,28	
Grup TL (Ca <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> + Er:YAG Lazer)b	Başlangıç	337,16 $\pm$ 37,72	,003
	Uygulama sonrası	135,84 $\pm$ 9,53	

Lazer uygulanmasının demineralizasyon direncine etkisini belirlemek amacıyla lazer ile birlikte ve lazer kullanılmaksızın uygulanan ajanlara ait grupların verileri birbiri ile kıyaslandığında lazer kombinasyonu ile birlikte uygulanmış olan gruplarla mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.3 de gösterilmiştir.

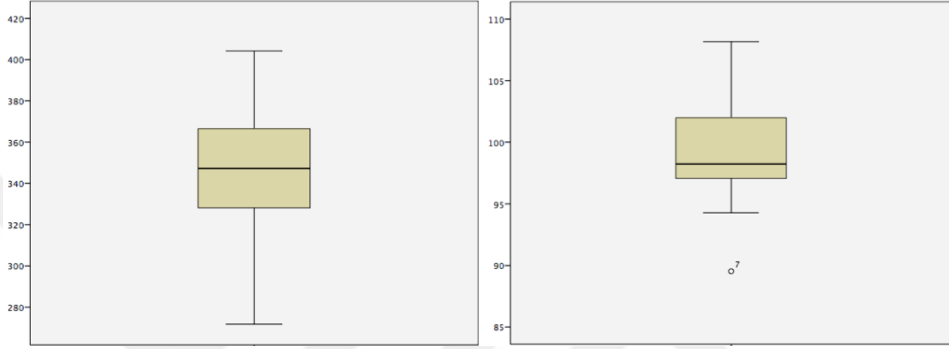
**Tablo 4.3.** Lazer uygulaması yapılan gruplar ile uygulama yapılmayan grupların birbiri ile karşılaştırılması (Independent Sample t Test sonuçları )

Gruplar	Başlangıç	P değeri	Uygulama sonrası	P değeri
<b>Grup TF</b> (TiF <sub>4</sub> )	332,31±42,80	,927*	155,17±15,01	,001***
<b>Grup TFL</b> (TiF <sub>4</sub> + Er:YAG Lazer)	315,77±16,18		179,15±12,56	
<b>Grup N</b> (NaF)	335,01±48,36	,469*	126,08±6,70	,000***
<b>Grup NL</b> (NaF + Er:YAG Lazer)	349,81±45,65		147,00±13,35	
<b>Grup BG</b> (Novamin)	344,81±29,12	,066*	117,68±6,73	,000***
<b>Grup BGL</b> (Novamin + Er:YAG Lazer)	318,42±34,30		136,08±7,12	
<b>Grup TM</b> (Toothmouse)	352,04±41,61	,804*	143,02±10,63	,021**
<b>Grup TML</b> (Tooth Mousse + Er:YAG Lazer)	347,44±44,19		151,66±18,59	
<b>Grup M</b> (MI Paste Plus)	330,75±40,82	,598*	131,70±16,29	,003***
<b>Grup ML</b> (MI Paste Plus + Er:YAG Lazer)	340,74±46,54		158,64±20,44	
<b>Grup T</b> (Ca <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> )	340,74±46,54	,798*	112,26±11,28	,000***
<b>Grup TL</b> (Ca <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> + Er:YAG Lazer)	337,16±37,72		135,84±9,53	

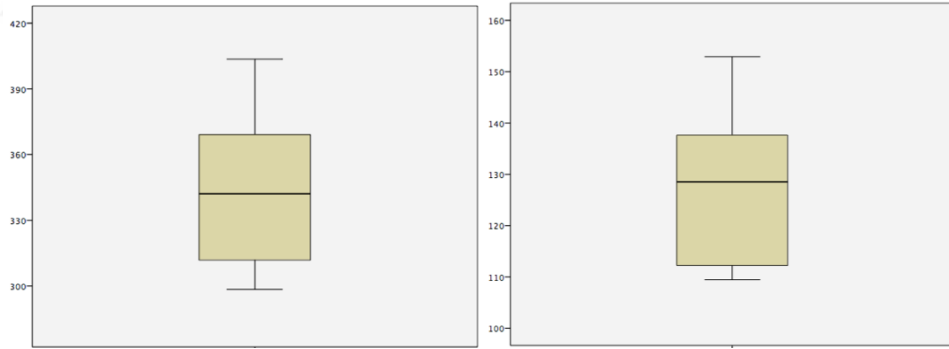
\*p > 0,05 \*\*p<0,05 \*\*\*p<0,001



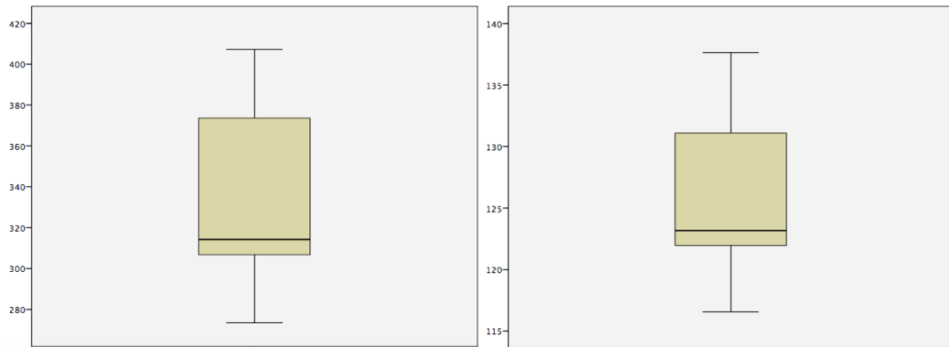
**Şekil 4.1.** Grup K- (Negatif Kontrol) Uygulama öncesi ve sonrası mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması.



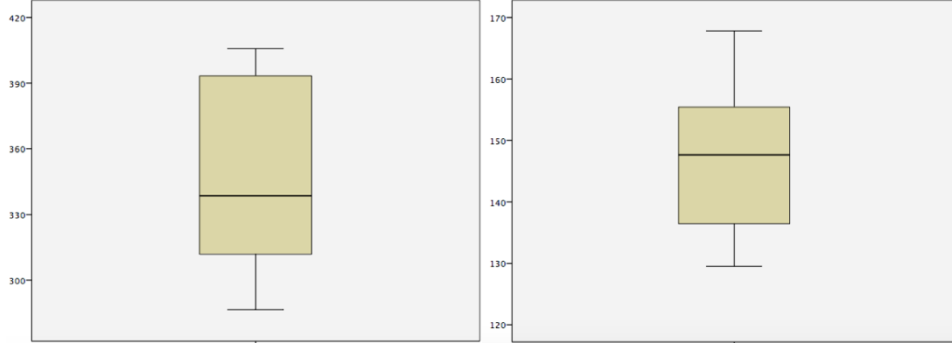
**Şekil 4.2** Grup K+ (Pozitif Kontrol) Uygulama öncesi ve sonrasının mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması



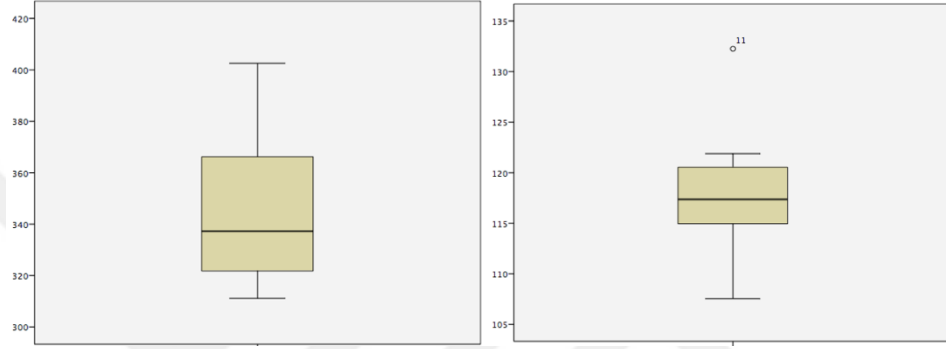
**Şekil 4.3** Grup L (Er:YAG Lazer) Uygulama öncesi ve sonrasının mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması



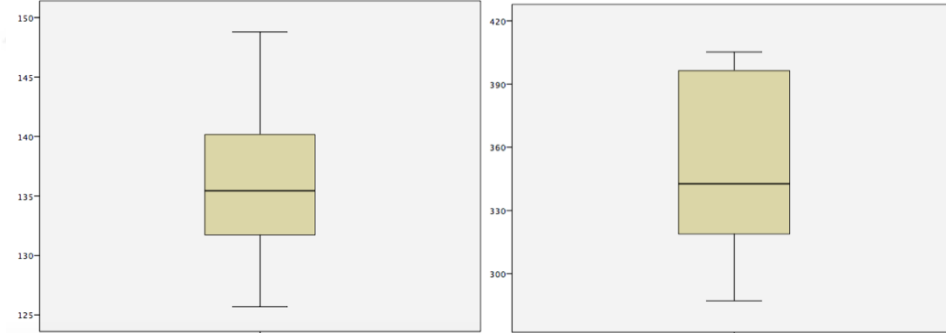
**Şekil 4.4** Grup N (NaF) Uygulama öncesi ve sonrasının mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması



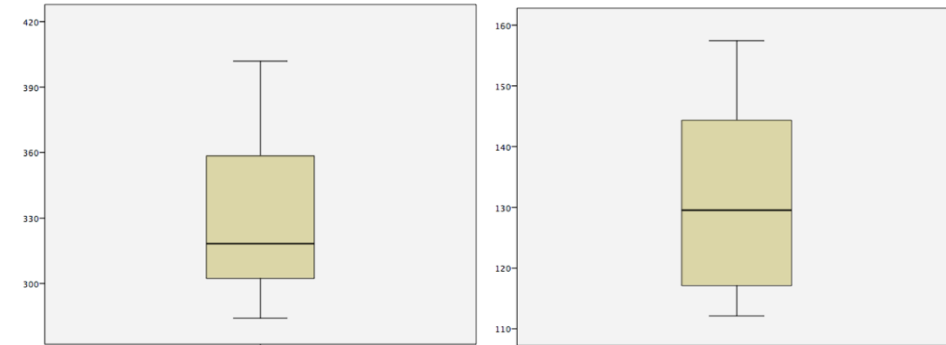
**Şekil 4.5.** Grup NL (NaF + Er:YAG) Uygulama öncesi ve sonrasının mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması



**Şekil 4.6.** Grup BG (Biyoaktif Cam (Novamin)) Uygulama öncesi ve sonrasının mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması

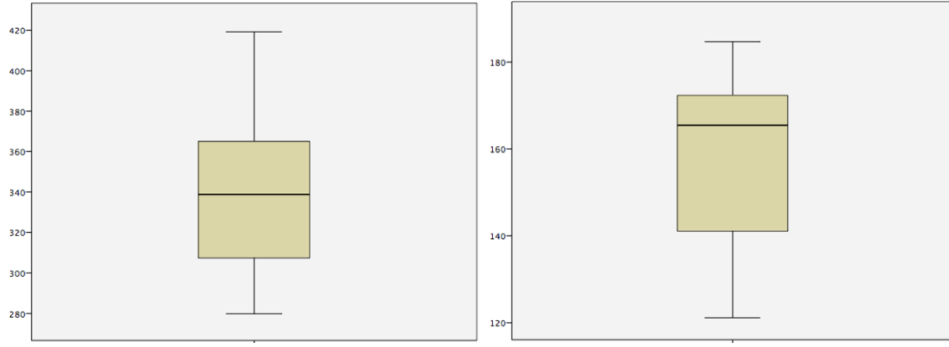


**Şekil 4.7.** Grup BGL (Biyoaktif Cam (Novamin) + Er:YAG Lazer) Uygulama öncesi ve sonrasının mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması

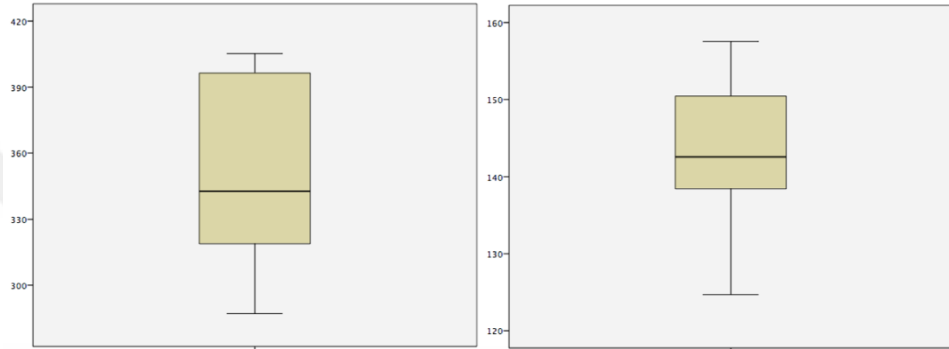


**Şekil 4.8.** Grup M (MI Paste Plus) Uygulama öncesi ve sonrasının mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması

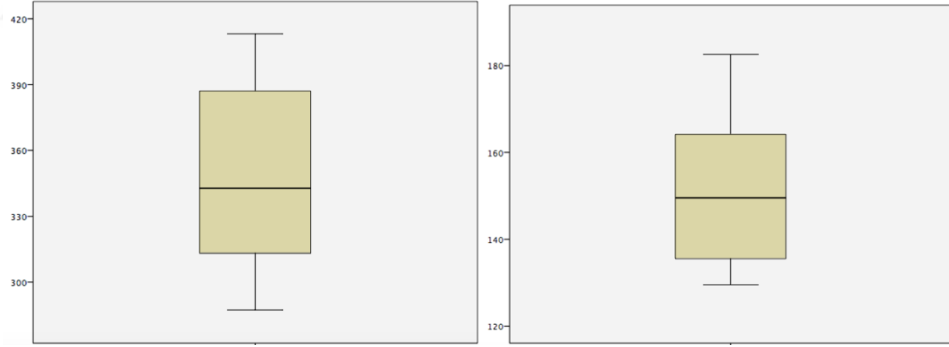




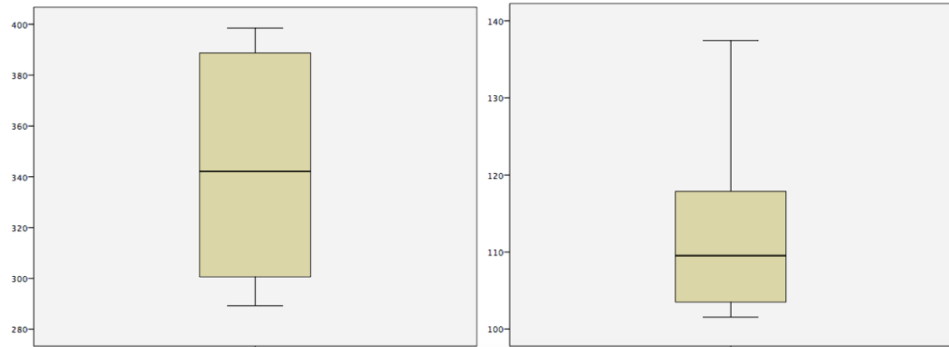
**Şekil 4.9.** Grup ML (MI Paste Plus + Er: YAG lazer) Uygulama öncesi ve sonrasının mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması



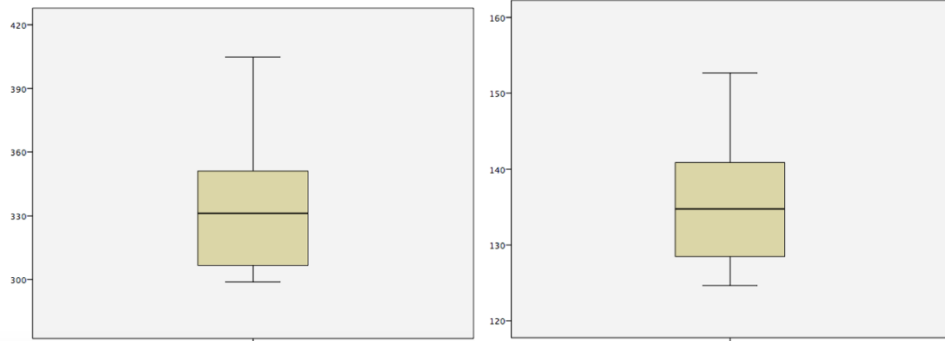
**Şekil 4.10.** Grup TM (Tooth Mousse) Uygulama öncesi ve sonrasının mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması



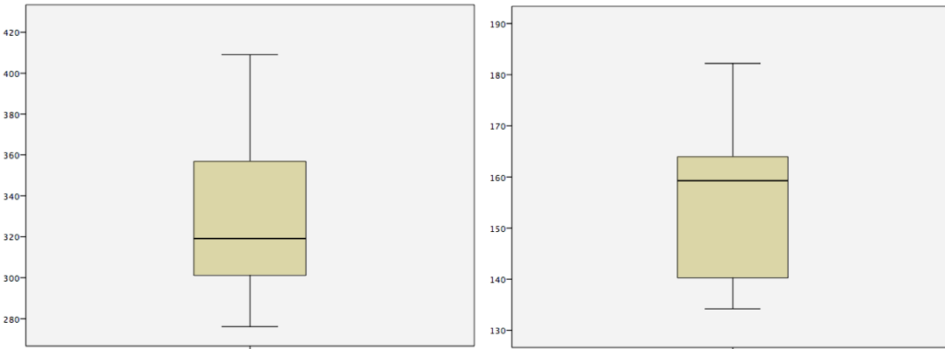
**Şekil 4.11.** Grup TML (Tooth Mousse + Er:YAG Lazer) Uygulama öncesi ve sonrasının mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması



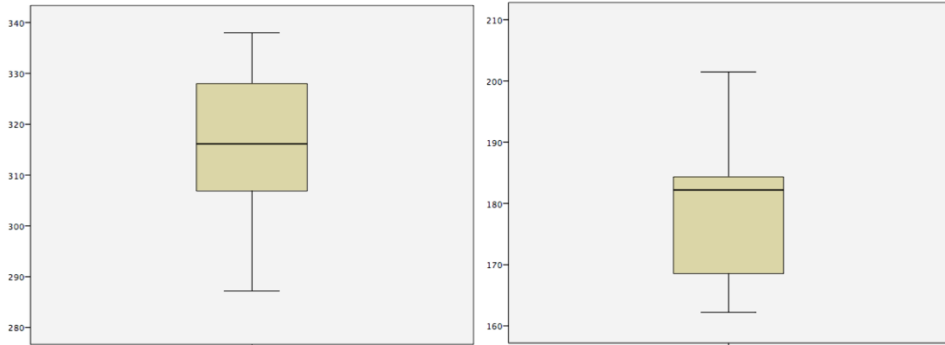
**Şekil 4.12** Grup T ( $Ca_3PO_4$ ) Uygulama öncesi ve sonrasının mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması



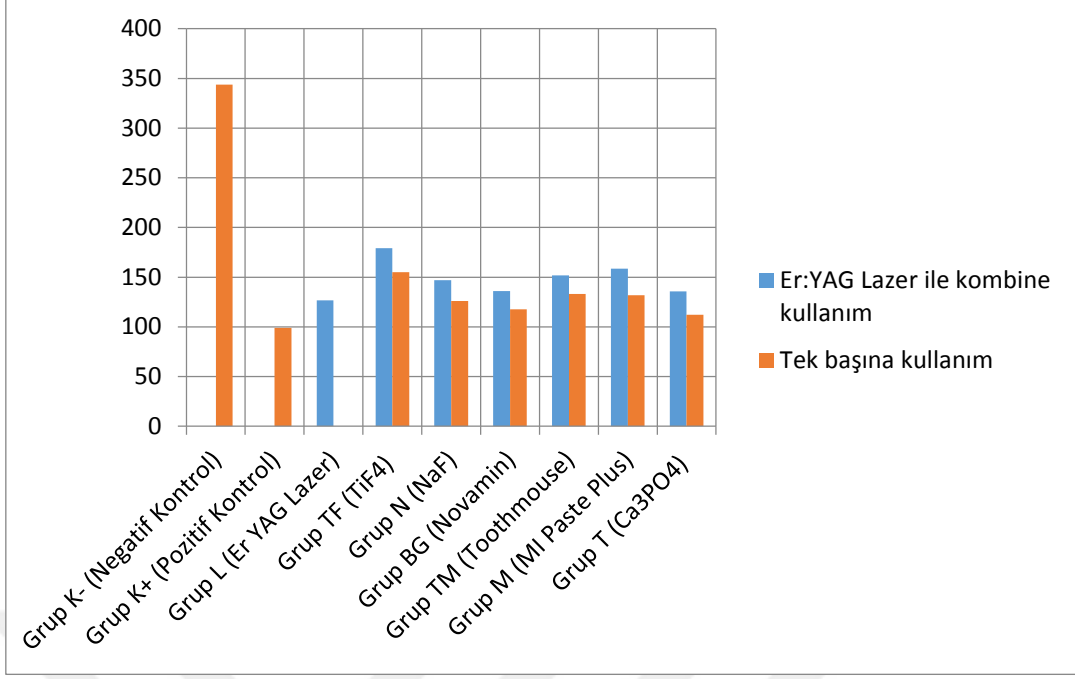
**Şekil 4.13.** Grup TL ( $\text{Ca}_3\text{PO}_4$  + Er:YAG Lazer) Uygulama öncesi ve sonrasının mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması



**Şekil 4.14.** Grup TF ( $\text{TiF}_4$ ) Uygulama öncesi ve sonrasının mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması

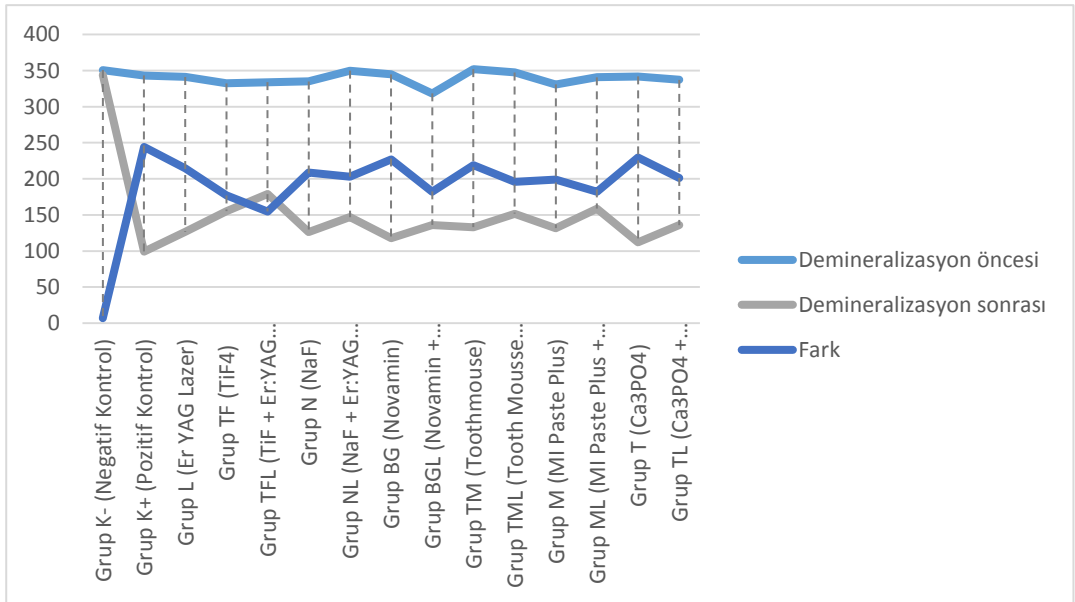


**Şekil 4.15.** Grup TFL ( $\text{TiF}_4$  + Er:YAG Lazer) Uygulama öncesi ve sonrasının mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması



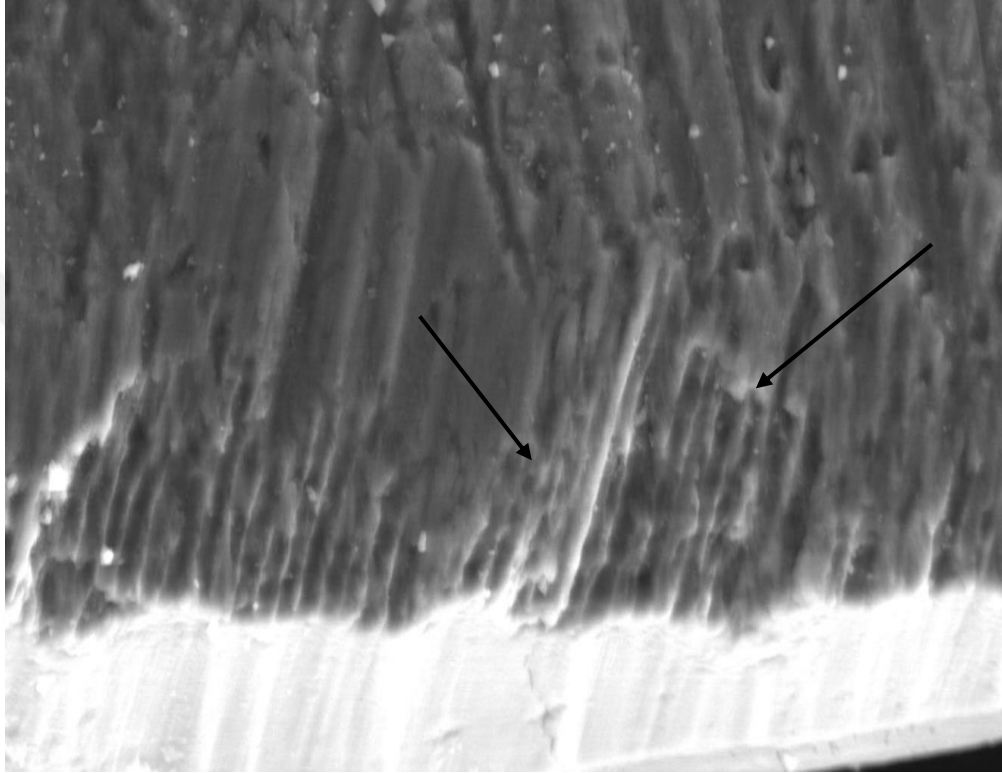
**Şekil 4.16.** Demineralizasyon sonrası elde edilen mikrosertlik değerlerinin grafiksel gösterimi

Uygulama sonrası elde edilen veriler ile başlangıç verileri arasındaki farklar hesaplandığında (Şekil 4.17) en büyük değişim Grup K+ (Pozitif kontrol), en düşük değişim ise Grup K- (Negatif kontrol) grubunda gözlemlenmiştir (Tablo 4.1).



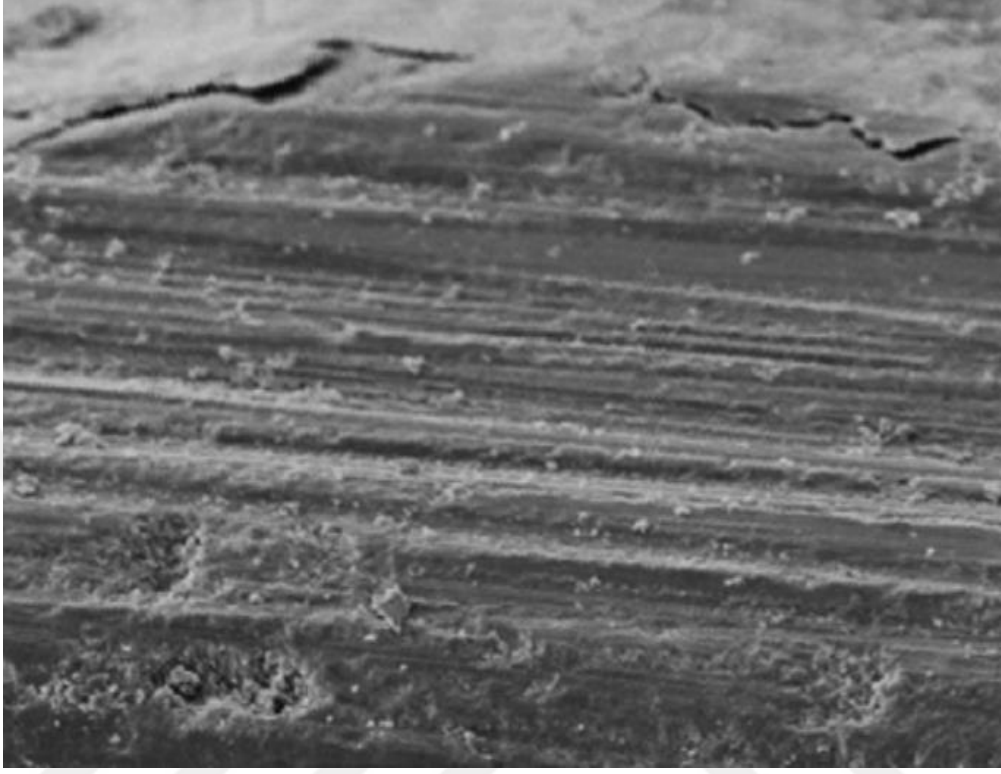
**Şekil 4.17.** Mikrosertlik değerlerinde demineralizasyon sonrasında gözlenen değişikliklerin grafiksel gösterimi.

SEM görüntülerin görsel olarak değerlendirilmiştir. Görüntüler standart olarak 1600x büyütmeyle alınmıştır. Grup K+ (Pozitif Kontrol) en yoğun demineralizasyonun görüldüğü grup olup, mine yüzeyinin oldukça poröz bir yapıya sahip olduğu görülmüştür (Şekil 4.18).



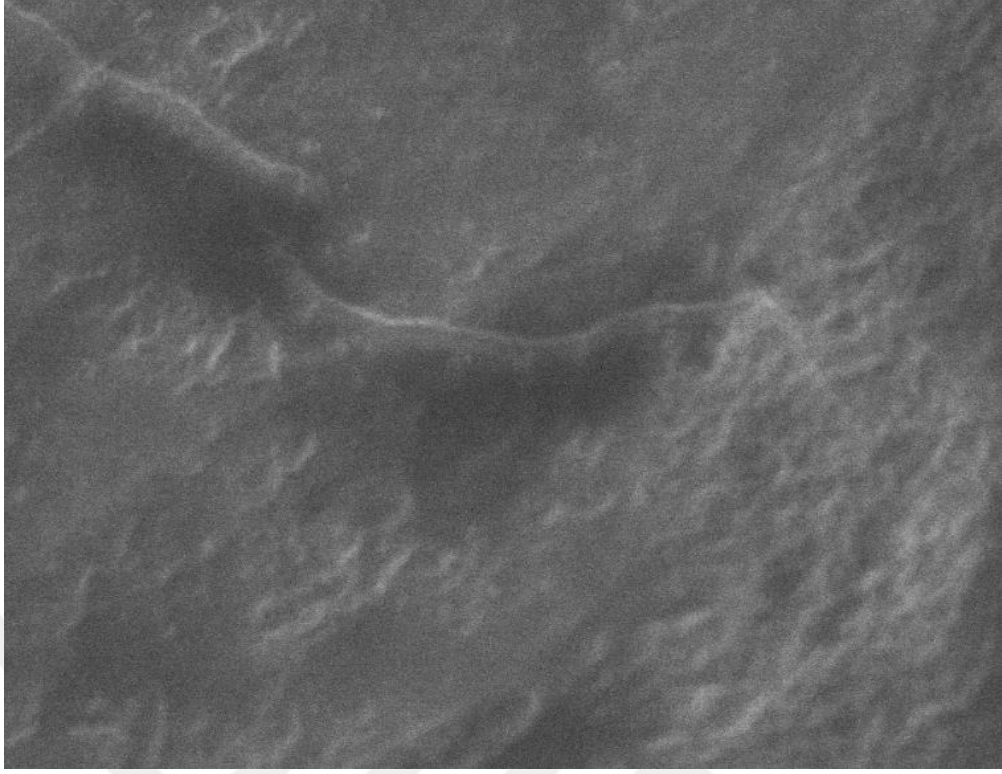
**Şekil 4.18.** Grup K + SEM Görüntüsü (Demineralizasyon alanları ok ile gösterilmiştir.)

Grup K- (Negatif Kontrol) SEM görüntüleri üzerinden değerlendirildiğinde mine yüzeyinin devamlılığı gözlenmektedir (Şekil 4.19).



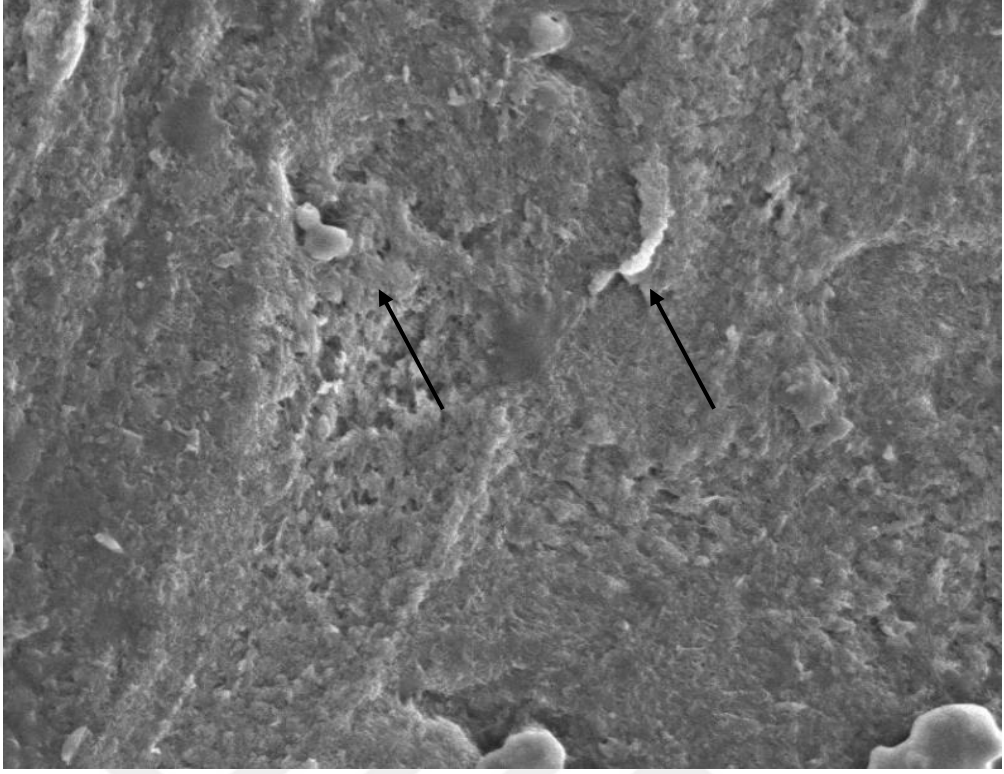
**Şekil 4.19.** Grup K (-) 'nın SEM görüntüsü

Lazer uygulamasının etkinliğinin değerlendirilmesinde mine yüzeyinin Er:YAG lazer uygulanmamış örneklerde daha poröz olduğu ve mine yapısında bulunan interprizmatik alanların gözlemlendiği, Er:YAG uygulanmış örneklerde ise mine yapısının daha homojen bir yapıya sahip olduğu ve mine çukurcuklarının gözlemlenmediği görülmüştür (Şekil 4.20).

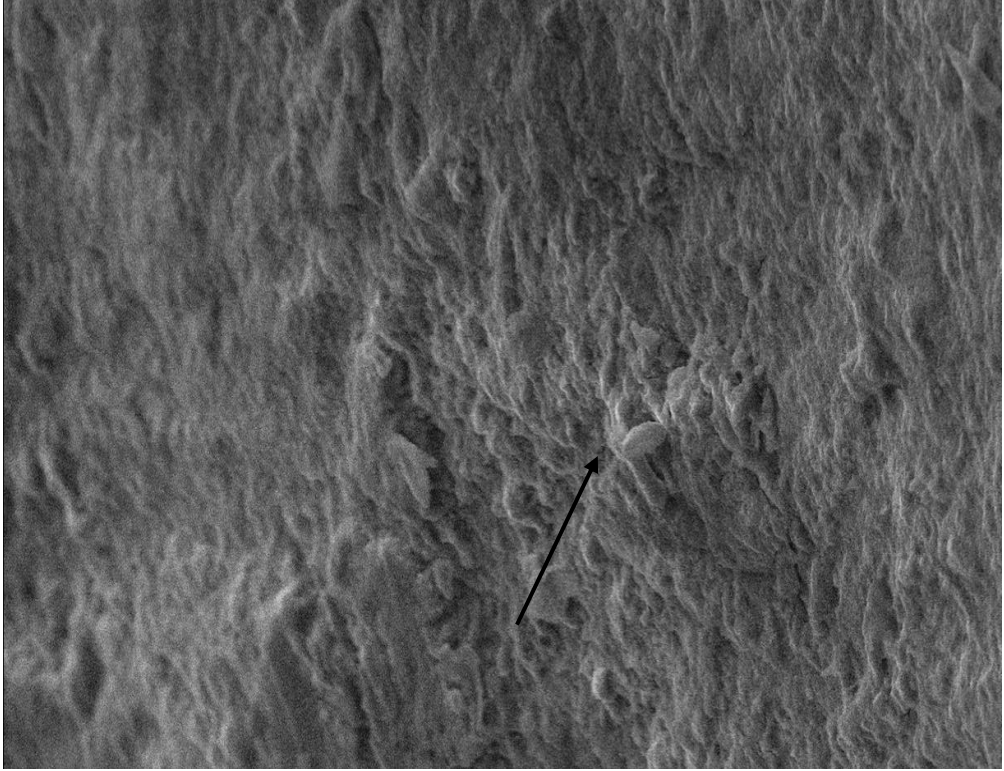


**Şekil 4.20.** Grup L (Er:YAG Lazer) SEM görüntüsü

Grup TF ( $\text{TiF}_4$ ) ve Grup TFL ( $\text{TiF}_4$  + Er:YAG lazer) SEM görüntülerinin incelenmesi sonucunda yüzeyde pürüzlü bir film tabakasının oluştuğu gözlemlenmiştir. (Şekil 4.21, 22) Bu pürüzlü alanın mine yüzeyinde bulunan iyonlarla titanyum iyonunun birleşimi sonucu oluşan globüler yapılar olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.22)

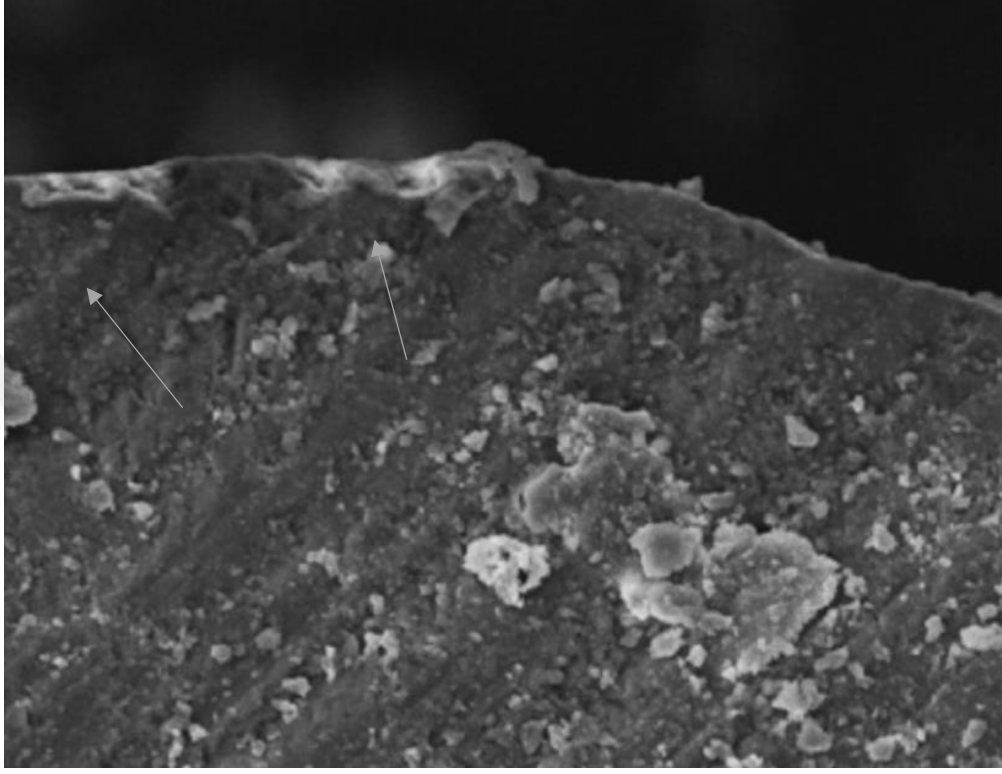


Şekil 4.21. Grup TF SEM görüntüsü



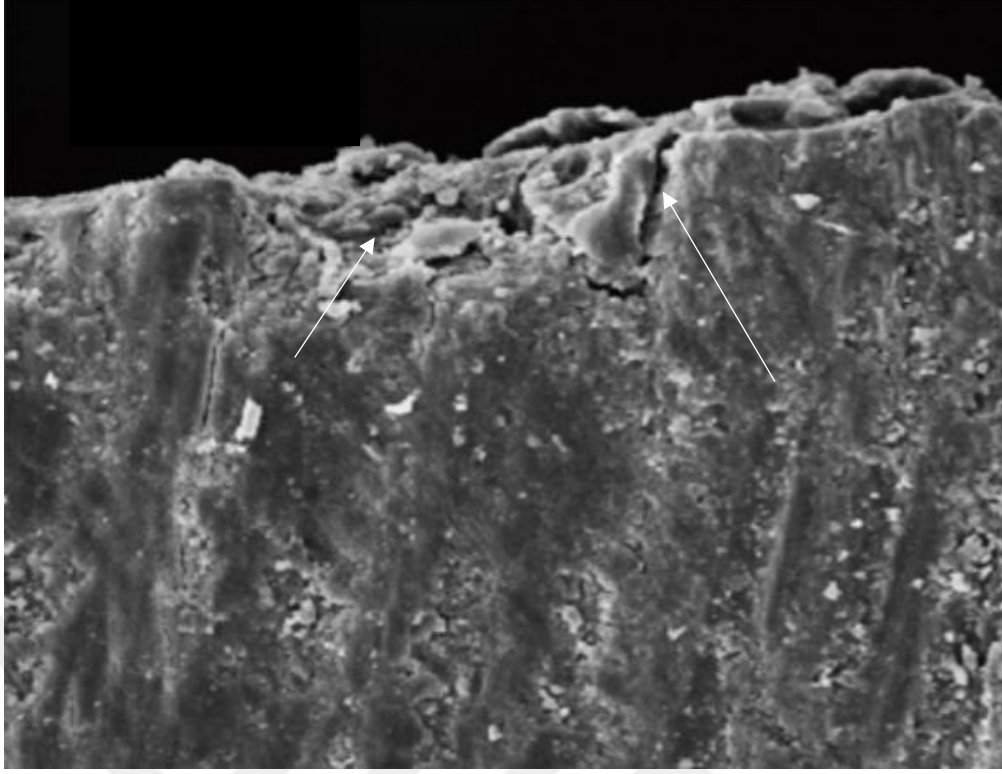
Şekil 4.22. Grup TFL (TiF4 + Er:YAG Lazer) SEM görüntüsü. Yüzeyde globüler tabaka gözlemlenmektedir.

Grup N (NaF) ve Grup NL (NaF) incelendiğinde yüzeyde oluşan globüler yapılar SEM görüntülerinde izlenmiştir. Negatif kontrol grubuna gözlemlenen boşlukların bu gözlemlenen oluşumlar ile tıkanıdığı görülmüştür (Şekil 4.23, 4.24).



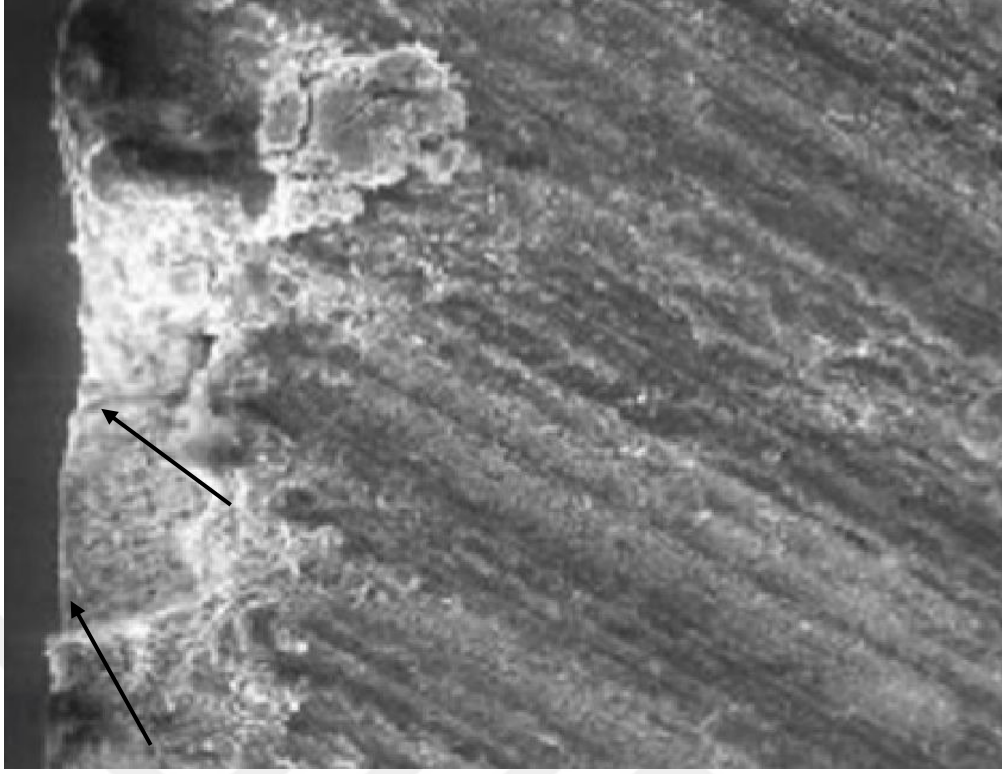
**Şekil 4.23.** Grup N (NaF) SEM görüntüsü. (Görülen globüler yapılar ok ile gösterilmiştir.)



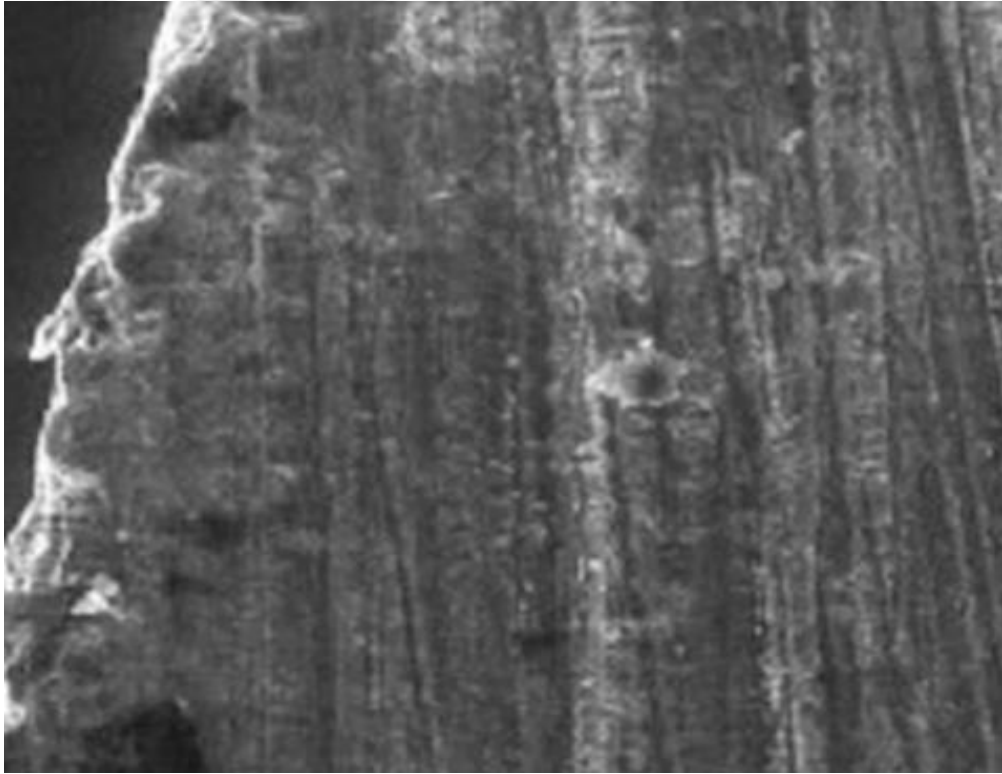


**Şekil 4.24.** Grup NL (NaF+Er:YAG Lazer) SEM görüntüsü. (Yüzeyde oluşan globüler yapılar ok ile gösterilmiştir.)

Grup TM( Tooth Mousse) ve Grup M (MI Paste Plus) SEM görüntüleri üzerinden incelendiğinde yüzeyde bulut benzeri bir tabaka görülmüştür. Ancak bu tabaka nedeni ile görüntünün netliği azalmıştır (Şekil 4.25, 4.26).

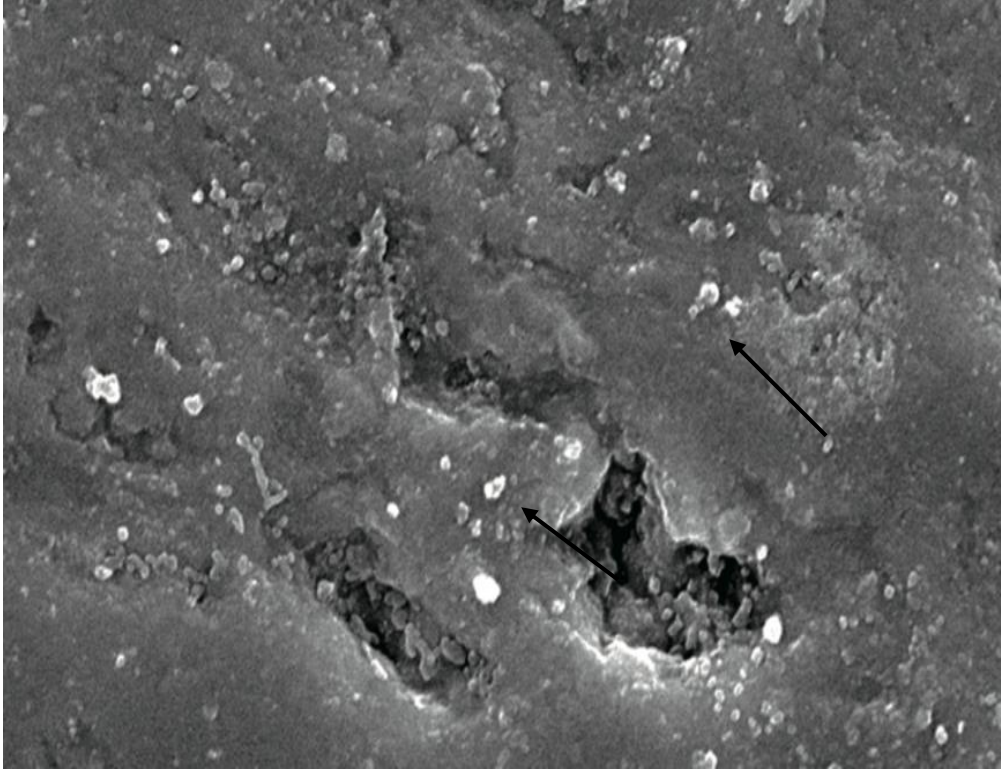


**Şekil 4.25.** Grup M (MI Paste Plus + Er:YAG Lazer) SEM görüntüsü. (Yüzeyde görülen bulutumsu tabaka ok ile gösterilmiştir.)

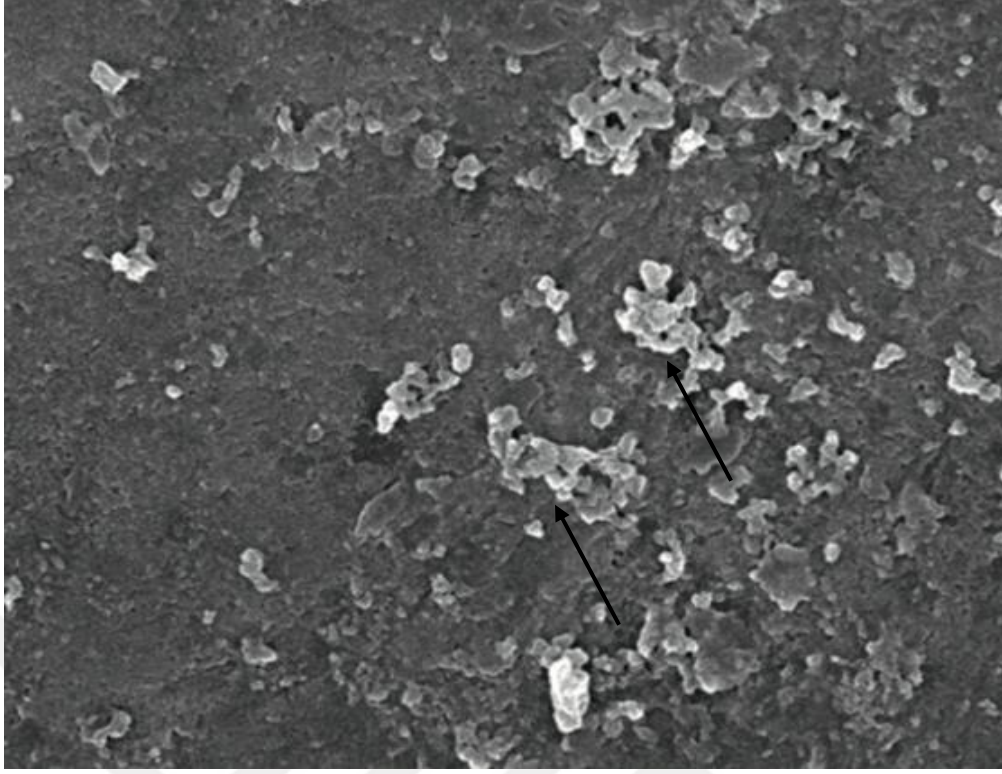


**Şekil 4.26.** Grup TM (Toothmousse) SEM görüntüsü.

Grup BG (Novamin), Grup T (Trikalsiyum fosfat), Grup TM (Tooth Mousse), Grup M (MI Paste Plus) ve Grup N (NaF) SEM görüntüleri incelendiğinde ise Grup K+ (Pozitif Kontrol) 'da mine yüzeyinde gözlenen çukurcukların tıkanıp gözlemlenmiştir. (Şekil 4.23, 4.25, 4.26, 4.27, 4.28)

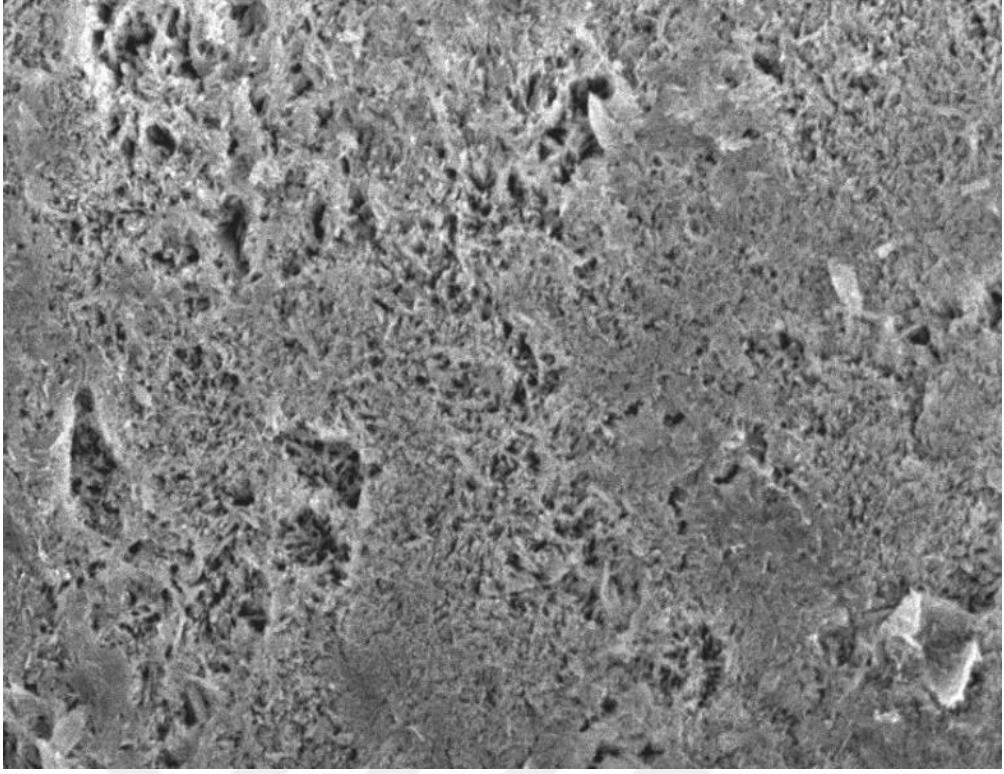


**Şekil 4.27.** Grup T. SEM görüntüsü. (Yüzeyde oluşan kürecikler gözlemlenmektedir.)

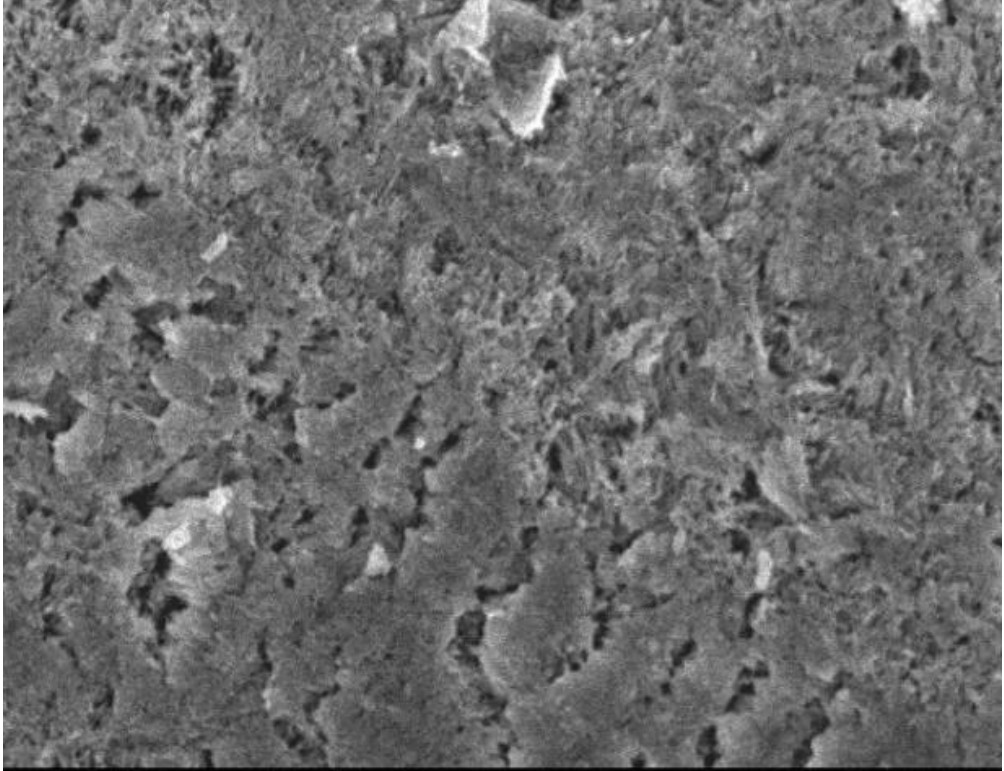


**Şekil 4.28.** Grup BG SEM görüntüsü. (Yüzeyde oluşan kürecikler gözlemlenmektedir.)

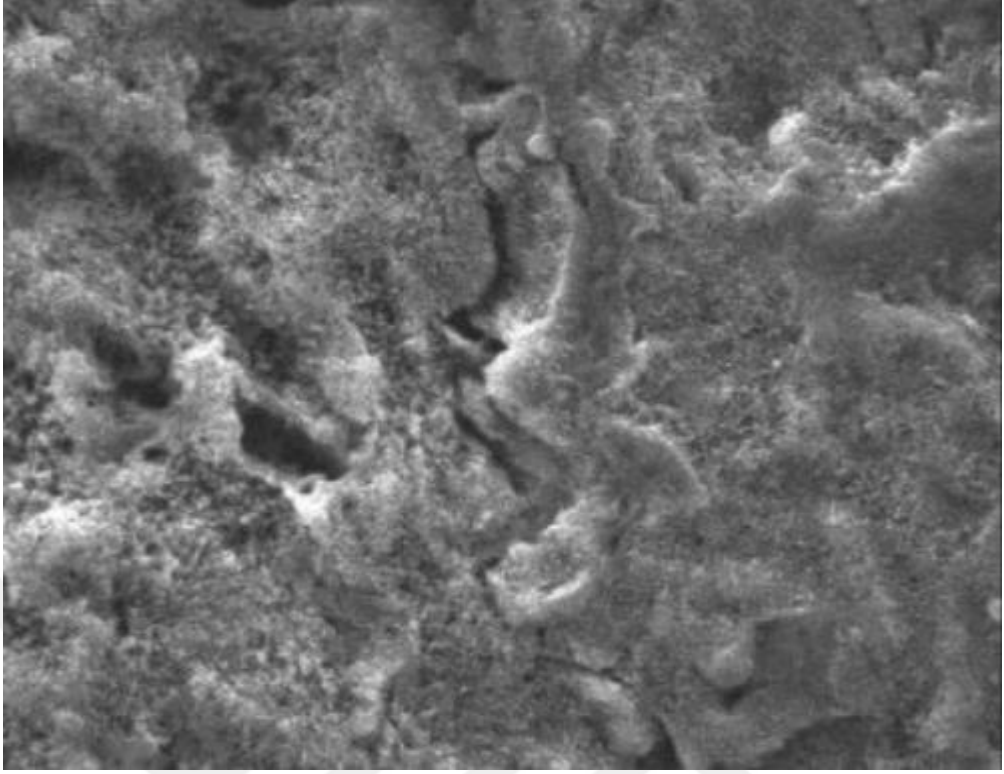
Grup TL (Trikalsiyum Fosfat + Lazer) ve Grup BGL (Novamin + Er:YAG Lazer) incelendiğinde SEM görüntülerinde yüzeyde oluşan kristaller izlenmektedir. (Şekil 4.29,30) Grup TML (Tooth Mousse + ER:Yag Lazer) ve Grup ML (MI Paste Plus + ER:YAG Lazer) tek başına uygulama yapılan gruplarda gözlemlendiği gibi net bir görüntü vermemiştir. Yine de yüzeyde oluşan kristaller gözlemlenmektedir (Şekil 4.31, 4.32).



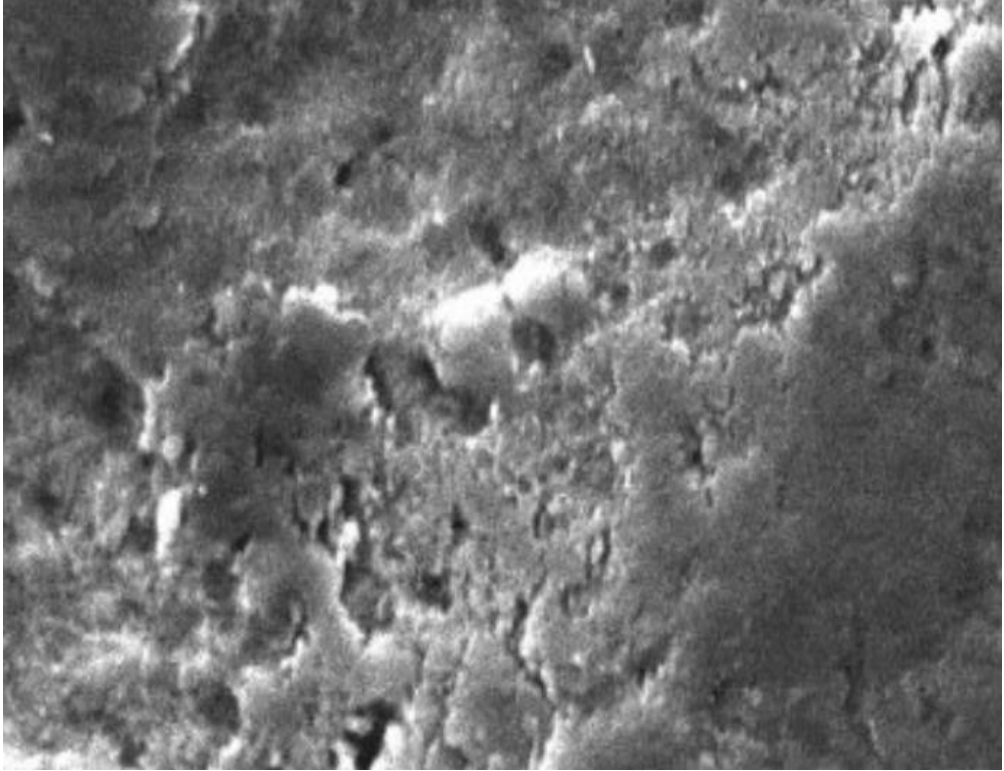
**Şekil 4.29.** Grup TL SEM görüntüsü.



**Şekil 4.30.** Grup BGL SEM görüntüsü.



**Şekil 4.31.** Grup TML SEM görüntüsü.



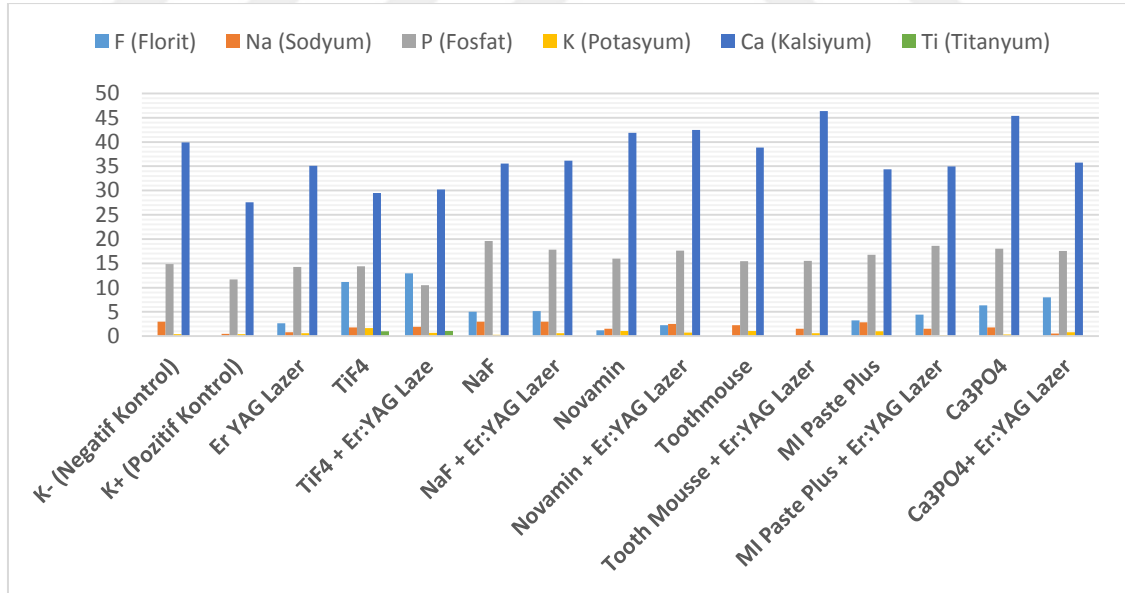
**Şekil 4.32.** Grup ML SEM görüntüsü.

**Tablo 4.4.** EDS Analizi Sonuçları (%)

	<b>F</b> <b>(Florit)</b>	<b>Na</b> <b>(Sodyum)</b>	<b>P</b> <b>(Fosfat)</b>	<b>K</b> <b>(Potasyum)</b>	<b>Ca</b> <b>(Kalsiyum)</b>	<b>Ti</b> <b>(Titanyum)</b>
<b>K- (Negatif Kontrol)</b>	0,00	3,01	14,86	0,42	39,88	0,00
<b>K+ (Pozitif Kontrol)</b>	0,00	0,48	11,67	0,43	27,56	0,00
<b>Er YAG Lazer</b>	2,67	0,8	14,23	0,6	35,09	0,00
<b>TiF<sub>4</sub></b>	11,14	1,79	14,37	1,68	29,46	0,98
<b>TiF<sub>4</sub> + Er:YAG Lazer</b>	12,94	1,91	10,51	0,68	30,21	1,04
<b>NaF</b>	5,04	2,95	19,57	0,26	35,55	0,00
<b>NaF + Er:YAG Lazer</b>	5,19	3,01	17,83	0,62	36,14	0,00
<b>Novamin</b>	1,18	1,55	16	1,05	41,88	0,00
<b>Novamin + Er:YAG Lazer</b>	2,25	2,51	17,63	0,76	42,46	0,00
<b>Toothmouse</b>	0,00	2,29	15,42	1,06	38,83	0,00
<b>Tooth Mousse + Er:YAG Lazer</b>	0,00	1,5	15,49	0,6	43,37	0,00
<b>MI Paste Plus</b>	3,22	2,86	16,79	1,03	34,39	0,00
<b>MI Paste Plus + Er:YAG Lazer</b>	4,44	1,52	18,63	0,19	34,94	0,00
<b>Ca<sub>3</sub>PO<sub>4</sub></b>	3,32	1,8	18	0,32	45,39	0,00
<b>Ca<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>+ Er:YAG Lazer</b>	4	0,54	17,57	0,79	35,75	0,00

Elde edilen SEM görüntüleri üzerinden yapılan EDS taraması ile flor, kalsiyum, sodyum, potasyum, fosfat ve titanyum iyonlarının demineralizasyon sonrası yüzde değeri Tablo 4.4 de belirtilmiştir.

En yüksek yüzde oranıyla kalsiyum içeriği sırasıyla Grup T (Trikalsiyum Fosfat), Grup TML (Tooth Mousse + Er:YAG Lazer) ve Grup BGL (Novamin + Er:YAG Lazer)'de görülmüştür. En yüksek yüzde oranıyla florit içeriği ise sırasıyla Grup TFL (TiF<sub>4</sub> + Er:YAG lazer), Grup TF (TiF<sub>4</sub>), Grup NL (NaF + Er:YAG Lazer) ve Grup N (NaF) da bulunmuştur. Titanyum iyonu beklendiği üzere sadece Grup TFL (TiF<sub>4</sub> + Er:YAG lazer) ve Grup TF (TiF<sub>4</sub>) de görülmüştür. Verilere bakıldığında kalan iyonlar arasında farklılıklar minimal seviyede gözlemlenmiştir. Elde edilen veriler Şekil 4.33'de belirtilmiştir.



Şekil 4.33. EDS Tarama Sonuçları



## 5. TARTIŞMA

Restoratif dişhekimliğinin çalışma alanı diş sert dokularının çürük ve benzeri oluşumlara karşı korunması ve oluşan çürük yapılarının tedavi edilerek eski fonksiyon ve estetik görünümünün elde edilmesidir. Günümüzde koruyucu dişhekimliği adı altında çalışmalar yapılarak diş sert dokularının sağlığı korunarak çürük oluşumunun engellenmesi amaçlanmaktadır. Bu nedenle farklı mineral içerikli koruyucu ajanlar ve farklı uygulama yöntemleri geliştirilerek çürük yapısı oluşumunun önüne geçilmesini hedefleyen bir çok araştırma yapılmaktadır.<sup>13, 24, 30, 36, 43, 55</sup> Bizim çalışmamızda çürükten koruma özellikleri olan farklı ajanların ve çürük önlemede etkisi olduğu bilinen sert doku lazeri olarak kullanılan Er:YAG lazerinin kullanımının mine yüzeyi mikro sertlik değerleri ve SEM görüntüleri üzerinden değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Yeni materyal ya da teknikler geliştirilirken ve değerlendirilirken klinik testlere göre daha kolay gerçekleştirilmesi, sonuçların uzun süre beklenmemesi ve daha düşük maliyete sebep olmaları gibi avantajlara sahip oldukları için laboratuvar testleri tercih edilmektedir.<sup>170</sup> Bu nedenle çalışmamızda da materyallerin demineralizasyonu engelleme ve çürükten koruma özellikleri in vitro olarak değerlendirilmiştir.

Çekilmiş insan dişleri laboratuvar çalışmalarında rutin olarak kullanılmaktadır.<sup>171</sup> Çalışmamızda da periodontal veya protetik sebeplerle çekilmiş, çürüksüz ve restorasyonu bulunmayan insan büyük azı dişleri kullanılmıştır.

Ağız ortamında demineralizasyon ve remineralizasyon döngüsü bir denge içerisinde gerçekleşmektedir. Dişler üzerine tutunan asit üretebilen bakterilerin ağız içindeki karbonhidratları fermantasyonu sonucu ortaya çıkan organik asitler, pH değerinin, kritik pH değeri olan 5,5'in altına düşmesine neden olarak mine dokusunda hidroksiapatit kristallerini oluşturan kalsiyum ve fosfatı çözerek mineral kaybına yani demineralizasyona neden olmaktadır. Bu sürecin durdurulamaması ve ilerlemesi sonucu

kavitasyon meydana gelmektedir. Kavitasyon gerçekleşmeden önce, azalan pH değerinin tekrar yükselmesi gerçekleştiğinde çözünen  $Ca^{+2}$ ,  $PO_4^{-3}$  ve diğer iyonlar mine yüzeyine tekrar çökerek mine yüzeyinin tekrar sertleşmesi sağlanmaktadır. Böylece remineralizasyon oluşmaktadır.<sup>172-174</sup>

Yapay çürük oluşturma modellerinden olan pH siklus modeli, gerekli sürenin az olması ve oluşturulan yapay çürüğün özelliklerinin minede oluşan başlangıç çürüklerinin histolojik yapısı ile benzerlik göstermesi nedeni ile birçok bilimsel çalışmada tercih edilmektedir.<sup>167, 175-178</sup> Schafer,<sup>179</sup> diş minesinin çürüğe karşı direncinin artırılması için kullanılan farklı florit preparatlarının etkinliğinin araştırılmasında pH siklus yöntemini tercih etmiştir. Gonzales ve arkadaşları<sup>180</sup> florit salan restoratif materyallerin etkinliğini araştırdıkları çalışmalarında, mine yüzeyinde hazırladıkları pencerelerde yapay çürük oluşturmuşlar ve pH siklus modelini kullanmışlardır. Casals ve arkadaşlarının<sup>181</sup> farklı florit konsantrasyonlarındaki floritli diş macunlarının mine dokusunda çürük oluşumunu önlemedeki etkinliğini değerlendirdikleri çalışmalarında pH siklus modelini kullanmışlardır. Featherstone ve arkadaşları<sup>142</sup> bu tip çalışmalar için 9 günlük bir demineralizasyon ve remineralizasyon periyodunu kapsayan pH siklus modelini geliştirmişlerdir. pH siklus modeli ile yapılan çalışmalar, 5, 9 veya 14 günlük periyodlar şeklinde modifiye edilerek farklı çalışmalarda kullanılmıştır.<sup>182-185</sup> Bizim çalışmamızda tercih ettiğimiz pH siklus modeli Featherstone ve arkadaşlarının kullandığı 9 günlük bir demineralizasyon ve remineralizasyon periyodudur.

Koruyucu tedavilerin mine üzerindeki etkilerini araştıran çalışmalarda farklı uygulamalar yapılmıştır. Bazı çalışmalarda mine örnekleri yüzeyine önce koruyucu yöntemler uygulanıp sonra pH siklusuna maruz bırakılmış<sup>9,147</sup>, bazı çalışmalarda ise başlangıç çürüğü oluşturulduktan yani pH siklusuna maruz bırakıldıktan sonra koruyucu tedavi yöntemler uygulanıp bunların etkinlikleri değerlendirilmiştir.<sup>111,146,186</sup> Bizim

çalışmamızda Santaella ve arkadaşlarının<sup>147</sup> uyguladığı prosedür göz önüne alınarak mine örnekleri koruyucu tedavi yöntemlerinin uygulanmasından sonra pH siklusuna maruz bırakılarak etkinlikleri değerlendirilmiştir.

Diagnodent cihazı çürük teşhis yöntemlerinde sıklıkla kullanılan cihazlardan birisidir. Mekanizması çevre sağlam dokularla çürük dokusunun ışığı farklı absorbe etmesi ve saçması üzerine çalışmaktadır.<sup>187</sup>

Lussi ve arkadaşlarının<sup>188</sup> 322 dişin okluzal yüzeylerinin incelendiği bir çalışmada DIAGNOdent okumalarında 0-13 değerini: çürük yok, 14-20 değerini mine çürüğü ve >20 değeri ise dentin çürüğü olmak üzere altın standart olarak belirlemişlerdir.

Aljehani ve arkadaşları<sup>189</sup> düz yüzey çürüklerinde DIAGNOdent ve DIAGNOdent Pen arası uyumu inceleyen çalışmalarında, 52 adet çekilmiş premolar diş düz yüzeyi hazırlamış ve dişleri görsel muayenede sağlıklıdan derin dentin çürüğüne kadar sınıflandırmışlardır. DIAGNOdent ve DIAGNOdent Pen değerleri ölçülmüş her iki aletin de yüksek güvenilirlikte oldukları ve çürük teşhisinde yüksek oranda benzerlik gösterdikleri bulunmuştur. Çalışma sonucuna göre DIAGNOdent ve DIAGNOdent Pen arası uyum mükemmel bulunmuştur. Bu çalışmada DIAGNOdent Pen cihazı kullanılarak demineralizasyon solüsyonu yapılan ölçümler ışığında 0-13 skoru alan örnekler kullanılmıştır.

Floritin demineralizasyon ve remineralizasyon üzerindeki etkinliğinin değerlendirilmesi amacıyla yapılan çalışmalarda kantitatif element analizleri kullanılmaktadır.<sup>190, 191</sup> Demineralizasyon ve remineralizasyon uygulamaları sırasında yüzeyde oluşan değişikliklerin ölçülmesi amacıyla mine yüzeylerinin sertlik dereceleri de hesaplanmaktadır.<sup>192</sup> Bu çalışmada, mikro sertlik yönteminin tercih edilmesinin nedeni yöntemin kantitatif ölçümlere göre kolay ve pratik uygulanabilir oluşudur.

Ayrıca Featherstone ve arkadaşları<sup>185</sup>, günümüzde popüler bir teknik olan mikro radyografi ve mikrosertlik tekniği ile yaptıkları karşılaştırmalı bir çalışmada, her iki tekniğin de demineralizasyon ve remineralizasyon sonucu oluşan mine profilinin saptanmasında çok etkili olduklarını bildirmişlerdir. Ayrıca diş sert dokularındaki mineral kaybı ve kazanımlarının indirekt olarak ölçülmesinde mikrosertlik analizinin kolaylık sağladığı da bildirilmektedir.<sup>193</sup>

Sertlik ölçümü yapılacak materyalin hangi yöntem ile test edileceği materyalin özellikleri ile ilişkilidir. Genel olarak Knoop sertlik testi sert, kırılğan ve ince materyaller için kullanılırken, Vickers sertlik testi hemen hemen tüm materyaller için uygundur. Vickers mikrosertlik testi yüzey koşullarına daha az duyarlı olmasına rağmen ölçüm sırasında oluşabilecek hatalara daha duyarlıdır.<sup>194</sup> Bu nedenle çalışmamızda örneklerin mikrosertlikleri Vickers test yöntemi ile ölçülmüştür.

Mikrosertlik testinin uygulanabilmesi için, hazırlanan örneklerin yüzeylerinin yere paralel, düzgün ve pürüzsüz olması gerekmektedir. Nakajima<sup>195</sup> çalışmalarında mikro sertlik ölçümü için örneklerde cilalı ve düz bir yüzey oluşturmak amacıyla, kesitleri sırasıyla 400, 800, 1500 gridlik silikon karbid ile zımparalamışlardır. Zero ve arkadaşları<sup>196</sup> çalışmalarında yüzeyleriyalnızca 600 gridlik silikon karbid ile zımparalamışlardır. Herkströter ve arkadaşları<sup>197</sup> ise benzer çalışmasında yüzeye cilalama uygulamamışlardır. Bizde standardizasyon elde etmek için 600 gridlik silikon karbid ile zımparalama yöntemi ile düzgün ve pürüzsüz bir yüzey elde edilmiştir.

Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin farklı uygulama alanlarına yönelik olarak pek çok çalışma mevcuttur.<sup>198-201</sup> Başlangıç çürükleri üzerine etkilerinde; diyet, argon, Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG, CO<sub>2</sub> lazerler kullanılmaktadır.<sup>147,152,183</sup> Bu lazer tiplerinden diyet, argon ve Nd:YAG lazerler yumuşak doku için kullanıldıklarından bu çalışmada tercih edilmemiştir. CO<sub>2</sub> lazerler, erbiyum lazer ailesinden önce çürük

önleme üzerindeki popülaritesinin oldukça fazla olmasına rağmen yüksek ısı verdikleri için karbonizasyon riski oluşturmaktadır.<sup>202</sup> Fakat bu lazerlerin pulse atım süreleri değiştirilerek ve dalga boyları ayarlanarak istenilen doğrultuda kullanılabilirdiği ileri sürülmektedir.<sup>142,203</sup> Erbium lazer ışınımı, tam olarak suyun absorpsiyon noktası ve aynı zamanda hidroksiapatit tarafından absorbe edilme seviyesine denk gelen 2.94 µm dalga boyuna sahip olduğundan diş sert dokularında en çok tercih edilen lazerdir.<sup>133</sup> Çalışmamızda da tercih ettiğimiz lazer tipi olan Er:YAG lazerle ilgili çürük önleme konusunda yapılan çalışmalar mevcuttur.<sup>9, 148, 151, 166, 182</sup>

Mine yüzeyine lazer uygulaması için farklı yöntemler kullanılmıştır. Bazı çalışmalarda mine yüzeyine lazer, belirli bir saniyede el ile tüm yüzey taranarak uygulanırken<sup>148, 166, 183</sup>, bazı çalışmalarda ise lazer kolu sabitlenerek her spot alana bir atım gelecek şekilde ayarlayan cihazlar yardımıyla tüm yüzey taranmıştır.<sup>182</sup> Çalışmamızda klinik koşulları yansıtmayı amacıyla el ile tarama yöntemi tercih edilmiştir.

Cecchini ve arkadaşları<sup>148</sup> mine yüzeyi üzerine çürük önlemede lazer uygulanmasının kontakt ve non-kontakt modun etkinliğini kıyasladıkları çalışmalarında her iki tip modda da çürüğün önlenebildiğini, fakat düşük enerji düzeylerinde kullanılmaları gerektiğini rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda lazer mine yüzeyine non-kontakt modda uygulanmıştır.

Burkers ve arkadaşlarının<sup>204</sup> hava/su soğutması altında lazer uygulama yaptıkları çalışmada, hava/su soğutması altında uygulama yapılmasının ablasyon sürecine etki ettiğini belirtmişlerdir. Hossain ve arkadaşlarının<sup>10</sup> Er:YAG lazerin sert dokuda çürük önleme üzerine sulu yada susuz çalışmanın kalsiyum çözünürlüğünü üzerine etkilerinin araştırdıkları çalışmalarında, sulu yada susuz her iki durumda da çalışmanın çürük önlemede etkili olduğunu rapor etmişlerdir. Bununla birlikte incelenen SEM

örneklerinde susuz çalışmada mine yüzeyinde termal dejenerasyon görüldüğünü de bildirmişlerdir. Correa-Afonso ve arkadaşlarının<sup>205</sup> yaptığı çalışmada benzer şekilde hava/su soğutması ile çalışmanın mine demineralizasyonunu önlemede etkili olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda da lazer uygulaması ısı artışının dokuları etkilemesini önlemek amacıyla hava/su soğutması altında yapılmıştır.

Erbium lazerlerin çürük önleyici özelliklerinden yararlanabilmek için ablasyon eşik değerinin altında kullanılması gerekmektedir. Bu sayede mine yüzeyinde morfolojik bir değişiklik göstermeksizin kimyasal yapısında değişikliğe neden olurlar.<sup>148,183</sup> Ablasyon değeri tayini için çeşitli araştırmacılar tarafından birçok araştırma yapılmıştır ancak ortak bir kaniya varılamamıştır. Li ve arkadaşları<sup>8</sup> yaptıkları çalışmada ablasyon eşik değerini 5 Hz 7.2 J/cm<sup>2</sup> ve 2 Hz 18.6 J/cm<sup>2</sup> olarak belirlemişlerdir. Fried ve arkadaşları<sup>11</sup> benzer bir çalışmada enerji yoğunluğunu 7 J/cm<sup>2</sup> olarak belirtmişlerdir. Yaptığımız çalışmada ise ablasyon değeri 6.15 J/cm<sup>2</sup> olarak belirlenmiştir. Belirtilen değer ablasyon eşik değerinin biraz altındadır. Bu lazerin kullanılan modunun VLP (very long pulse) olması ve atım süresinin uzun olması nedeniyle dokuda enerji yoğunluğunun artmaması için seçilmiştir.

Lazer uygulaması sırasında uygulanacak enerji yoğunluğunun hesaplanabilmesi için diş ve çevre dokularının toleransının bilinmesi gerekmektedir. Dental pulpanın 5,6 °C üstündeki ısı artışlarında nekroz olabileceği belirtilmiştir.<sup>206</sup> Gouw ve arkadaşlarının<sup>207</sup> yaptığı bir çalışmada Er:YAG lazerin 500 ile 850 mJ/pulse arası enerji yoğunluğunda ve 10 Hz'de uygulanması sonucu pulpadaki ısı artışı 3°C olarak belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda belirlenen değerler 80 mJ/pulse ve 10 Hz olduğu için pulpanın termal zarar görmesi elimine edilmiştir.

Diş hekimliğinde organik ve inorganik içerikli materyallerin mikroskobik düzeyde incelenmesinde yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edilmesinde SEM

kullanımının avantajları belirtilmektedir.<sup>208</sup> Örnekler uygun hazırlanabilirse SEM mine ve dentin yapısını en detaylı görüntüleyebilen en yaygın ve başarılı yöntemlerden biridir.<sup>209</sup> Çalışmamızda da bu nedenle demineralizasyon alanlarında SEM görüntüleri üzerinden değerlendirme yapılmıştır. Ancak SEM görüntülerinin incelendiği çalışma sayısı literatürde sınırlı sayıdadır.

EDS taramasının mine yüzeyinde bulunan iyonların tespiti ve demineralizasyon öncesi ve sonrası karşılaştırılması için kullanıldığı çalışmalar mevcuttur.<sup>210-212</sup> Ancak literatürde topikal remineralizasyon ajanlarının mine yüzeyini demineralizasyona karşı dirence etkisinin karşılaştırılmasına dair EDS sonucu bulunmamaktadır.

Diş çürüğü dünyada en çok rastlanan ve günümüzde hala önlenemeyen hastalıkların başında gelmektedir. Bu nedenle araştırmacılar çürük önleme materyalleri ve yöntemleri üzerine çalışmaktadırlar. Hali hazırda bulunan yöntemlerle birlikte diyet düzenlenmesi ve hasta motivasyonu sağlanarak çürük oluşumlarının önüne geçilebilmektedir. Gelişen ve değişen dünyada her gün piyasaya farklı içeriklerde çürükten korunmaya yardımcı materyaller çıkmaktadır. Bunların en güncel ve bilindik olanları aynı zamanda çalışmamızda da kullanılan florit ihtiva eden ajanlardır. Florit 'in çürük önlemede etkinliğine dair çok fazla çalışma bulunmaktadır.<sup>3,74,88,106,146,155,169,213,214</sup> Floritler diş yapısıyla birleşerek mine yapısının değişmesine neden olmaktadır. Mine yapısında bulunan hidroksiapatit kristallerinde bulunan hidroksil iyonlarının florit iyonları ile yer değiştirmesi sonucu oluşan florapatit kristalleri asite dirençli yapıları ile çürük önlemeye yardımcı olmaktadır. Bunun yanında florit iyonu plakta bulunan pH seviyesini düzelterek demineralizasyon sürecini engelleyerek remineralizasyonun artmasına neden olmaktadır.<sup>213,214</sup>

Günümüzde araştırmacılar sistemik kullanılan florit iyonundan ziyade topikal florit uygulamalarının çürükten korunma açısından daha etkili olduğunu

bildirmektedirler.<sup>215, 216</sup> Florit uygulamasının ardından oluşan CaF kristalleri mine yüzeyine tutunarak yapısını değiştirmekte ve pH seviyesinin azalması durumunda çözünerek çürük atağını önlemektedir. Böylece oluşan CaF kristalleri diş yapısını çürükten korumada çalışan bir flor salınım sistemi oluşturmaktadır.<sup>217, 218</sup> Florit iyonunun çürük önleme ajanı olarak etkin bir rol oynadığı anlaşılmış olsa da floritin mine-plak yüzeyinde yeterli derece bulunması gerektiği belirtilmiştir. Ancak bu yapının zamanla yavaş yavaş kaybolması uzun süreli bir direnç mekanizmasının oluşmayacağını göstermektedir.<sup>218</sup> Demineralize alanlara topikal olarak uygulanan florit iyonu demineralize olmuş çürük lezyonlarında yüzey altı kristaller üzerinde yeni bir yüzey oluşması için itici bir güç olarak görev yapmaktadır. Oluşan bu yeni kristal yüzeyi orijinal mineral yapıdan daha düşük çözünürlüğe sahip olmaktadır.<sup>219</sup>

Florit 'in uygulama sonrası oluşturduğu florapatit yapısı ile asitlere karşı direnci arttırması mineye olan etkisini göstermektedir. Florit bu etkisi dışında dental plağa etkisi de bulunmaktadır. Plakta bulunan mikroorganizmaları etkileyerek asit üretimine engel olmakta, depo görevi görerek demineralizasyonu engellemekte ve remineralizasyonun devamlılığını sağlamaktadır.<sup>220</sup> Demineralizasyonun engellenmesi ve çürükten korunma için gerekli florit iyonları florit bağlı bileşikler ve bunların farklı uygulama yöntemleri ile sağlanmaktadır.<sup>220</sup> Florit içeren NaF ve TiF<sub>4</sub> ajanları kullanılarak diş minesinin çürüğe karşı direnci üzerindeki etkisi çalışmamızda araştırılmıştır.

Brambilla ve arkadaşlarının<sup>221</sup> florit içerikli ajanların çürük gelişimini önleyici etkisini değerlendirdikleri çift kör, randomize, plasebo kontrollü klinik bir çalışmada, florit içerikli ajanların uygulandığı çocuklarda plasebo uygulanan çocuklara oranla çürük gelişimini istatistiksel olarak anlamlı derecede azalttığı belirlenmiştir.

Topikal olarak uygulanan ilk florit birleşimi sodyum florür (NaF) dür. NaF



içerikli preparatlar nötral pH değerlerine sahiptir.<sup>222</sup> Sodyum florürün (NaF) çürük önleme etkisinin monoflorofosfat'a göre daha iyi olduğunu gösteren bir çok çalışma bulunmaktadır.<sup>97, 223, 224</sup> Stephen<sup>224</sup>, NaF'ün monoflorofosfat/sodyum florür kombinasyonu veya monoflorofosfatların tek başına kullanımlarından daha fazla çürük önleyici etkisi olduğunu meta analizler ile göstermiştir.

Başka bir çalışmada ise Chu ve arkadaşları<sup>225</sup> 5-7 yaş arası çocuklarda sodyum florür ve gümüş diamin florür jellerinin etkilerini değerlendirmişler ve 12 ay sonunda demineralizasyonun anlamlı derecede inhibe edildiği ve remineralizasyonun sağlandığı sonucuna varmışlardır.

Nalbantgil ve arkadaşları,<sup>226</sup> NaF içerikli florit ajan kullanımının ortodontik braketler çevresinde oluşturdukları etkileri değerlendirdikleri çalışmalarında, ajanların hem demineralizasyondan korunmada hem de demineralizasyonun geri döndürülmesinde oldukça etkin materyaller olduğunu göstermişlerdir.

Çalışmamızda yapılan bu çalışmalara paralel olarak NaF uygulanan grup olan Grup N ile Grup K+ (Pozitif Kontrol) arasında anlamlı fark bulunmuştur. Bunun yüzeyde oluşan CaF kristallerinin yüzeyi asit ataklarına karşı güçlendirmesi ve demineralizasyonu önlemesi ile sağlandığı düşünülmektedir.

TiF<sub>4</sub> dış yüzeyine uygulanan diğer solüsyonlar ile karşılaştırıldıkları zaman ilginç özellikler gösterirler. Mundorff ve arkadaşları<sup>103</sup> yerel TiF<sub>4</sub> uygulamasının sonucu minenin organik kısmı ile titanyum arasında organo-metalik bir kompleks oluştuğunu bunun da dış yüzeyinde aside dirençli, glaze (cila) benzeri bir tabaka oluşmasına neden olduğunu söylemişlerdir. Shrestra ve arkadaşları<sup>104</sup> TiCl<sub>3</sub> uygulaması sonucu dış yüzeyinde herhangi bir tabaka oluşmadığını gözlemlemişlerdir ve aside karşı dirençli tabakanın oluşabilmesi için titanyumun florit ile birlikte kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir.

Bazı araştırmacılar yaptıkları kimyasal analiz sonucunda ise oluşan tabakanın titanyum ile mine yüzeyindeki proteinlerin etkileşimi sonucu oluştuğunu savunmaktadır. Bunun aksine bir diğer görüş ise titanyumun mine yüzeyinde bulunan oksijen iyonları ile reaksiyona girmesi sonucu oluştuğunu savunmaktadır.<sup>4, 105</sup>

TiF<sub>4</sub> ajanı diğer flor içerikli ajanlar ile kıyaslandığında minenin çözünürlüğünü azaltmada daha etkilidir. TiF<sub>4</sub> ajanı uygulanan dişlerin minelerinde yapılan incelemelerde asit-etching biyopsi tekniği sonucu elde edilen ölçümlerde demineralizasyon derinliklerinin az olması minenin çözünürlüğünü azaltıyor olmasında önemli bir göstergedir.<sup>227</sup>

Çalışmamızda yapılan mikrosertlik ölçümleri sonrası TiF<sub>4</sub> ajanının tek başına uygulandığı Grup TF (TiF<sub>4</sub>), bu çalışmalara paralel olarak demineralizasyonu önlemede Grup K<sup>+</sup> (Pozitif Kontrol) ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı oranla daha etkili bulunmuştur.(p<0,001) Bunun Ti<sup>-</sup> yüzeyde bulunan diğer iyonlarla organo-metalik bağ kurmasından kaynaklandığı düşünölmektedir.

Andrew ve arkadaşları<sup>100</sup> iki yıl boyunca yaptıkları çalışmada hastaların yarım çenesindeki dişlere yılda bir defa bir dakika %1'lik TiF<sub>4</sub> solüsyonu, diğer yarım çenesindeki dişlere dört dakika APF uygulamışlar ve üç yıl sonunda yerel TiF<sub>4</sub> uygulanan dişlerde APF'ye göre daha az yeni çürük oluşumu gözlemişlerdir.

Shrestra ve arkadaşları<sup>104</sup> yaptıkları çalışmada minenin çözünürlüğünün %1'lik TiF<sub>4</sub> uygulamasının sonucunda %90'dan fazla azaldığını, bu oranın APF, SnF<sub>2</sub> ve NaF uygulamalarından sonra %70 değerinin üstüne çıkmadığını bildirmişlerdir.

Bu alışmalar ışığında TiF<sub>4</sub> ajanının diğer remineralizasyon ajanlarına oranla daha etkili bir direnç oluşturduğu anlaşılmaktadır. Bizim alışmamızda belirtilen çalışmaları destekler şekilde Grup TF (TiF<sub>4</sub>) diğer remineralizasyon ajanların

uygulandığı gruplar ile kıyaslandığında mikrosertlik değeri belirgin derecede yüksek bulunmuştur. ( $p < 0,001$ )

Trikalsiyum fosfat, hidroksiapatite benzeyen kararlı yapıda bir kristaldir. Nötral pH 'da, hidroksiapatit ile karşılaştırıldığında daha kolay çözünür. TCP diş yüzeyinde nötral pH 'da florit ile birleşerek, kalsiyum florit oluşturur. Bu durum da remineralizasyon sürecini hızlandırmaktadır.<sup>6</sup>

Yapılan çalışmalarda TCP içerikli ajanların dişleri korumada etkili oldukları ve yüksek düzeyde remineralizasyon sağladığı belirtilmiştir.<sup>228</sup> Çalışmamızda TCP'nin demineralizasyona karşı direnci arttırmadaki etkinliği araştırılmıştır. Çalışmamızda elde edilen değerler karşılaştırıldığında TCP içerikli ajan uygulanan Grup T (Trikalsiyum Fosfat), Grup K+ (Pozitif Kontrol) ile mikrosertlik açısından karşılaştırıldığında farklı bulunmuştur. ( $p < 0,001$ ) Ancak diğer ajan uygulanan gruplar ile demineralizasyona karşı direnç açısından karşılaştırıldığında Grup BG (Bioaktif Cam (Novamin)) ile benzer şekilde daha düşük değerler göstermiştir. ( $p > 0,05$ )

CPP-ACP'in diş üzerindeki etkileri kalsiyum ve fosfat depolarıyla sağlanmaktadır. CPP-ACP'in diş minesini üzerinde remineralizasyon oluşturduğunu rapor eden birçok çalışma bulunmaktadır.<sup>113,229-231</sup>

Iijima ve arkadaşlarının<sup>108</sup> yaptıkları in vivo bir çalışmada, içerisinde CPP-ACP bulunan şekersiz sakızlar kullanılmış ve bu sakızların demineralizasyona karşı direnci ve remineralizasyonu arttırdığı gözlenmiştir. Ayrıca CPP-ACP ile remineralize edilmiş minenin demineralizasyona karşı normal mineden daha dirençli olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda CPP-ACP içerikli Tooth Mousse ajanı ve MI Plus Paste ajanı demineralizasyonun engellenmesi amacı ile kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlar ışığında CPP-ACP içerikli ajanların kullanıldığı Grup TM (Tooth Mousse) ve Grup M (MI Paste Plus)'tan demineralizasyon sonrası elde edilen mikrosertlik değerleri benzer bulunmuş

ve Grup K+ (Pozitif Kontrol)'ten elde edilen değerlerle karşılaştırdığında anlamlı derecede yüksek değer elde edilmiştir ( $p < 0,001$ ).

Güçlü'nün<sup>213</sup> yaptığı tez çalışmasında standart oral hijyen protokolü uygulanan opak mine lezyonlarına floritli vernik, CPP-ACP ve floritli vernik ile beraber CPP-ACP'nin uygulanmasıyla remineralizasyonda oluşan değişim araştırılmıştır. Sonuç olarak floritli diş macunu, klorheksidin gargara, xylitollü sakız içeren standart oral hijyen prosedürüne CPP-ACP krem uygulamasının eklenmesiyle remineralizasyonda artış olduğu saptanmıştır.

CPP-ACP içeren pat ve florit içeren diş macunlarının başlangıç çürüklerinin remineralizasyonu üzerine etkinlikleri karşılaştırıldığında, CPP-ACP içerikli patın yüksek oranda remineralizasyon oluşturduğu ve floritli diş macunu ile birlikte kullanıldığında remineralizasyon derecesinin arttığı belirtilmiştir.<sup>232</sup> Ayrıca CPP-ACP'nin bakteri hücre yüzeyleri, intersellüler plak matriksi ve diş yüzeyindeki makro moleküllerle birleşerek etki ettiği de gösterilmiştir.<sup>233</sup>

Pulido ve arkadaşlarının<sup>111</sup> CPP-ACP, Florit ve bunların kombinasyonunu karşılaştırdıkları çalışmalarında pH siklus yapılan örnekler ECM(Electronic caries monitor) yöntemi ile değerlendirildiklerinde en iyi sonuç florit grubunda bulunmuştur. Diğer gruplar arasında bir fark bulunmazken, CPP-ACP'nin çürüğü önlemede etkili olmadığını bildirmişlerdir.

Lata ve arkadaşlarının<sup>234</sup> yaptığı florit, CPP-ACP ve bunların birlikte uygulamasının remineralizasyona karşı etkisinin mikrosertlik açısından değerlendirdiği çalışmada florit uygulanan mine yüzeyinin CPP-ACP uygulanan mine yüzeyine göre daha yüksek mikrosertlik değeri gösterdiği bildirilmiştir. Gruplar birbiri ile istatistiksel olarak kıyaslandığında ise istatistiksel olarak bir farklılık gözlemlenmemiştir. Bizim çalışmamızda da Grup N (NaF) ile Grup TM (Tooth Mousse) ve Grup M (MI Paste

Plus) mikrosertlik değerleri açısından karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.( $p>0,05$ )

Biyoaktif camlar, diş hekimliğinde dentin hassasiyetinin giderilmesi, vital tedaviler, kemik rejenerasyonu, diş sert dokularının remineralizasyonu, antibakteriyel tedaviler gibi birçok alanda kullanılmaktadır.<sup>235</sup> Diş sert dokularının remineralizasyonu amacıyla değerlendirildiğinde; biyoaktif camlar tükürük ile temas haline geldiğinde, remineralizasyon için kullanılabilir olan Na,  $Ca^{+2}$  ve  $PO_4^{-3}$  salımı gerçekleşmekte ve bu sayede minenin kompozisyonunu oluşturan hidroksiapatite benzer hidroksikarbon apatit (HCA) oluşmaktadır.<sup>235</sup> Bu nedenle çalışmamızda biyoaktif cam içerikli ajan mine dokusunun demineralizasyon engellenmesinde kullanılmıştır.

Dlamanti ve arkadaşları<sup>236</sup> biyoaktif cam ile sodyum floritin başlangıç çürük lezyonları üzerine etkilerini karşılaştırdıkları çalışmada, biyoaktif camların florite alternatif bir remineralizasyon ajanı olarak kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Biyoaktif cam kompozisyonunun çürük yapıcı patojen mikroorganizmalar üzerine etkilerinin değerlendirildiğinde materyalin mutans streptokoklar üzerinde anlamlı bir antimikrobiyal etkiye sahip olduğu ve oral çevrenin pH'ını yükselttiği bildirilmiştir.<sup>237</sup> alışmamızdan elde edilen değerler sonucu Grup BG (Bioaktif Cam (Novamin)) ve Grup K+ (Pozitif Kontrol) demineralizasyon sonrası mikrosertlikleri karşılaştırıldığında biyoaktif cam kullanılan Grup BG'de anlamlı oranda yüksek değerler bulunmuştur. Ancak diğer ajan uygulanan gruplar ile karşılaştırıldığında ise trikalsiyum fosfat grubunun uygulandığı Grup T'ye benzer şekilde düşük değerler göstermiştir.

Lazer cihazlar , fototermal etkileri nedeniyle sert dokuların su ve organik içeriğini yüksek ısıyla buharlaştırarak mikrosertlik değerinde artışa yol açabilir.<sup>238</sup>

Er: YAG lazer uygulamasını çeşitli dalga boylarında ve enerji yoğunluklarında kullanarak minenin demineralizasyona direncine etkisini inceleyen bir çalışmada  $Ca^{+2}$ ,

F<sup>-</sup> ve PO<sub>4</sub><sup>-3</sup> ölçümü yapılarak Er: YAG lazerin minenin çözünürlüğüne karşı direncini arttırdığını bildirmişlerdir. Koruyucu diş hekimliğinde alternatif bir yöntem olarak kullanabileceğini ileri sürmüşlerdir.<sup>166</sup>

Çalışmamızda bu yayınlara paralel olarak Grup K+ (Pozitif Kontrol) ile Grup L (Er:YAG Lazer) demineralizasyon sonrası mikrosertlik değerleri karşılaştırıldığında Grup L (Er:YAG Lazer) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek sertlik değeri göstermiştir.

Lazer ve floritin birlikte kullanılması mine çözünürlüğünü azaltmada birbirini destekleyen bir etki göstermektedir. Lazer uygulamasının öncesinde ya da sonrasında topikal florit uygulaması, mine yapısının asidik solüsyonda çözünme oranını azaltırken florit alım miktarını arttırmaktadır.<sup>145</sup>

Yapılan bir başka çalışmada ise florit uygulanmasından önce veya sonra lazer uygulamasının diş minesini üzerinde yarattığı etkiler karşılaştırılmış ve aralarında herhangi bir fark bulunmadığı ortaya çıkmıştır.<sup>148</sup> Çalışmamızda bu nedenle önce lazer uygulaması ardından da ajanların mine yüzeyine uygulanması gerçekleştirilmiştir.

Lazer ile florit arasındaki ilişki sonucu demineralizasyon sürecinin nasıl önlendiğini açıklayan birkaç mekanizma bulunmaktadır. Normal şartlarda minenin çözünmesi pH 5,5 de gerçekleşirken lazer uygulanması sonucu bu değer pH 4,8 e düşmektedir. Eğer ortamda 0,1 ppm florit bulunuyorsa minenin çözünmesi pH 4,3 değerinde başlar.<sup>239</sup>

Lazer uygulaması yapılan yüzeyde F<sup>-</sup> tutulumu lazer uygulaması yapılmayan yüzeye oranla daha fazladır. Fakat lazerle florit retansiyonunun artırılmasının mekanizması hala tam olarak bilinmemektedir.<sup>240</sup> Ortaya atılan ilk düşünce lazer uygulamasının florit tedavisinden önce yapıldığı zaman minede oluşan mikro boşluklara F<sup>-</sup> kaynaşması ve APF'nin minede birikim artışının gözlenmesi üzerine kurulmuştur.<sup>241</sup>

Delbem ve arkadaşları<sup>240</sup> NaF ile birlikte Er:YAG lazer kullanımı ile mine ve dentinin mikro yapısında bulunan florit iyonunun arttığını göstererek bu düşüncüyü desteklemiştir. Başka bir teori ise lazer ile birlikte uygulanan floritin karbonlaşmış hidroksiapatit kristallerini daha az çözünebilir bir hale getirmesi üzerine kuruludur. Hidroksiapatit kristallerinin florapatit kristallerine dönüşümü için yüksek enerji yoğunluğuna ihtiyaç vardır bu da lazer uygulaması sırasında ortaya çıkmaktadır.<sup>239</sup>

Lazer florit arasındaki başka bir mekanizma ise mine porları arasından florit iyonunun difüzyonu temeline dayanır. Mine yüzeyine APF jeli uygulandığı zaman floritle kaplı bir yüzey oluşur. Eğer bu yüzeye öncesinde yada sonrasında lazer uygulaması yapılırsa bu yüzey eriyerek florapatit mineralleri şeklinde rekristalize olur.<sup>242</sup> Çalışmamızda elde ettiğimiz veriler bu çalışmalarla benzer sonuçlar göstermektedir. Lazer ile birlikte remineralizasyon ajanının kullanıldığı Grup TFL (TiF<sub>4</sub> + Er:YAG Lazer), Grup TML (Tooth Mousse + Er:YAG Lazer), Grup ML (MI Paste Plus + ER:YAG Lazer), Grup NL (NAF + ER:Yag Lazer), Grup BGL (Novamin + Er:YAG Lazer) ve Grup TL (Trikalsiyum Fosfat + Lazer) istatistiksel olarak lazer uygulanmayan gruplardan yüksek mikrosertlik göstermişlerdir. (p<0,05)

Magalhaes ve arkadaşlarının<sup>243</sup> NaF ve TiF<sub>4</sub> ajanlarının Nd:YAG lazer ile birlikte kullanımlarının mine erozyonuna karşı etkinliklerinin değerlendirdiği çalışmada, TiF<sub>4</sub> uygulanan grubun diğer gruplardan erozyon karşısında daha yüksek direnç oluşturduğu, TiF<sub>4</sub>'ün tek başına veya lazer ile birlikte kullanılmasının anlamlı farklılıklar oluşturmadığı bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda TiF<sub>4</sub>'ün Er:YAG lazer ile birlikte kullanıldığı Grup TFL demineralizasyon sonrası mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması sonucunda Grup TF'den istatistiksel olarak anlamlı sonuç vermiştir. Magalhaes ve arkadaşlarının<sup>243</sup> yaptığı çalışmada bulunan farklılıkların kullanılan lazer çeşidine bağlı olabileceği düşünülmüştür. Bu konu hakkında kesin bir yargıya varmak

için daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir.

Kara'nın<sup>244</sup> yaptığı tez çalışmasında Er:YAG lazer ile APF ve CPP-ACP ajanlarının birlikte kullanılmasının remineralizasyon etkilerini karşılaştırılmış, CPP-ACP uygulamasının Er:YAG lazer ile birlikte kullanımının tek başına uygulanmasına oranla daha etkili olduğunu belirtmiştir. Bizim çalışmamızda da Kara'nın<sup>244</sup> çalışmasına paralel olarak Grup M (MI Paste Plus) ve Grup TM (Tooth Mousse) ile Grup ML (MI Paste Plus + ER:YAG Lazer) ve Grup TML (Tooth Mousse + Er:YAG Lazer) mikrosertlik değerleri üzerinden karşılaştırıldığında lazer ile birlikte uygulama yapmayan grupların demineralizasyona karşı daha düşük direnç gösterdiği görülmüştür. Bu konuyla ilgili yapılan literatür taramasında yeterli sayıda çalışma bulunmadığından kesin bir kaniya varmak için yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Trikalsiyum fosfatın lazer ile birlikte kullanımının bulunduğu herhangi bir literatür bilgisi mevcut değildir. Çalışmamızda elde ettiğimiz mikrosertlik değerleri üzerinden karşılaştırıldığında Grup TL (Trikalsiyum Fosfat + Lazer), Grup T (Trikalsiyum Fosfat)'ye oranla demineralizasyona karşı dirençte daha yüksek skorlar göstermiştir. Bu ajan için daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Biyoaktif Cam (Novamin) çalışmamızda Grup BGL'de Er:YAG lazer ile birlikte uygulanmıştır. Grup BGL, Biyoaktif Cam (Novamin)'in tek başına uygulandığı Grup BG ile karşılaştırıldığında demineralizasyon sonrası mikrosertlik değerleri daha yüksek bulunmuştur. Biyoaktif Cam (Novamin)'in lazerler ile birlikte kullanıldığı herhangi bir literatür bilgisi bulunmamaktadır. Bu ajan ve lazer ile birlikte kullanımları için daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır.

Hossoain ve arkadaşları<sup>10</sup> Er:YAG lazerin su ile kullanımının çürük önleyici etkisinin susuz uygulanmasıyla karşılaştırdıkları çalışmada inceledikleri SEM görüntülerinde su olmadan çalışıldığında mine yüzeyinde erimeler ve yüzey



değişiklikleri olduğunu bildirmişlerdir.

Cecchini ve arkadaşlarının<sup>148</sup> yaptıkları çalışmada Er:YAG lazerin minenin asit direncine etkisi karşılaştırılmıştır. Yapılan SEM incelemeleri sonucunda düşük enerjili lazer kullanımının minenin geçirgenliğini azalttığını bildirmişlerdir.

McCormack ve arkadaşları<sup>245</sup> CO<sub>2</sub> lazerin diş minesi üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmanın bulgularında ablasyon eşik değerinin altında uygulama yapılan örneklerin SEM görüntülerinde nadiren mikroboşluklar gözlemlemişlerdir.

Eisenburger ve arkadaşları<sup>209</sup> yaptıkları çalışmada, mine yüzeyinde erosiv lezyonlu dişleri, florit içeren yapay tükürük ya da serum fizyolojik solüsyonu içinde bekletilmesinin ardından SEM görüntüleri üzerinden incelemiştir. Çalışma sonunda, yapay tükürük içinde bekletilen örneklerin mine yüzeylerinde gözlenen karmaşık yapıyı remineralize mine yapısı olarak değerlendirmişlerdir.

Wiegand ve arkadaşlarının<sup>246</sup> TiF<sub>4</sub> ile NaF ajanlarının düşük pH değerlerinde mine yapısının erozyona etkisinin karşılaştırılmasını yaptığı çalışmada SEM görüntüleri üzerinden değerlendirme yapılmıştır. TiF<sub>4</sub> ajanının düşük pH değerine rağmen minede mineral kaybına engel olduğu ve yüzeyde yoğun bir tabaka gözlemlendiğini belirtmişlerdir. NaF ajanının ise düşük pH değerinde minede mineral kaybı oluşmasına engel olmasına karşın yüzeyde TiF<sub>4</sub> görüntülerine benzer yoğun bir tabaka bulunmamaktadır. SEM görüntülerinde gözlemlenen homojen olmayan globüler yapıların varlığının CaF<sub>2</sub> kristallerinin oluşumundan kaynaklandığını söylemişlerdir.

Oshiro ve arkadaşlarının<sup>229</sup> yaptıkları çalışmada demineralize mine örneklerine CPP-ACP içeren tooth mousse ajanının plasebo grubu ile farklılıklarını incelemiştir. Çalışma sonucunda CPP-ACP'in demineralizasyonu baskılayarak, remineralizasyonu geliştirdiklerini bildirmişlerdir. Aynı çalışmada SEM görüntülerinde morfolojik değişiklik tespit edememişlerdir. Kara<sup>244</sup> yaptığı tez çalışmasında ise CPP-ACP

uygulamasının ardından SEM görüntülerinde yüzeyin bulutlu bir yapıyla kaplandığını belirtmiştir. Bu yapının krem şeklinde uygulamadan kaynaklandığını söylemiştir. Er:YAG lazer ile CPP-ACP birlikte kullanımı sonucu incelediği SEM görüntülerinde ise yüzeyin daha yoğun bir tabakayla kaplandığını bildirmiştir.

Bu bilgiler ışığında çalışmamızda elde edilen SEM görüntüleri değerlendirildiğinde, Grup K+ (Pozitif Kontrol) mine yüzeyinde homojen olmayan çukurcuklar ve yoğun demineralizasyon alanları göstermiştir.(Şekil 4.18) Remineralizasyon ajanı uygulanan gruplar ile sadece demineralizasyon solüsyonuna maruz kalan Grup K- karşılaştırıldığında (Şekil 4.19), remineralizasyon ajanı uygulanmış örneklerde çukurcukların azaldığı gözlemlenmiştir ve bölgesel çökelmeler görülmüştür. (Şekil 4.21,23,25,26,27,28) Bu çökelmelerin mine yüzeyine uygulanan ajanların yüzeyde bulunan iyonlarla birleşerek çökmesi sonucu meydana geldiği düşünülmektedir. Er:YAG lazerin tek başına uygulandığı Grup L'nin, SEM incelenmesinde ise daha homojen bir yapı görülmüştür ve yüzey çukurcukları gözlemlenmemiştir. (Şekil 4.20). Bu görüntünün Er:YAG lazerin ablyasyon değerinin altında kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Grup TF (TiF<sub>4</sub>) ve Grup TFL ( TiF<sub>4</sub> + Er:YAG Lazer) SEM görüntüleri incelendiğinde yüzeyde yoğun bir tabaka bulunduğu görülmüştür (Şekil 4.21,22). Bu görüntü Wiegand ve arkadaşlarının<sup>246</sup> yorumladığı görüntülere paralel olacak şekilde Er:YAG uygulanan grup olan Grup TFL'de daha yoğun gözlemlenmiştir(Şekil 4.22). Bu görülen yoğun tabakanın mine yüzeyinde bulunan iyonların Ti<sup>+</sup> ile organo-metalik bağ kurmasından dolayı görüldüğü düşünülmektedir. Grup TM ve Grup M de elde edilen SEM görüntüleri incelendiğinde yüzeyde buluta benzer bir tabaka gözlemlenmiştir (Şekil 4.25,26). Er: YAG ile birlikte CPP-ACP ajanının uygulandığı Grup TML ve Grup ML SEM görüntüleri incelendiğinde bu tabaka daha yoğun gözlemlenmiştir (Şekil 4.31,32). Bu görüntüler

mikrosertlik değerleri göz önünde tutularak değerlendirildiğinde oluşan bulut benzeri tabakanın Oshiro ve arkadaşlarının<sup>229</sup> yaptığı çalışmadakine benzer şekilde olduğu gözlemlenmiştir. Trikalsiyum fosfatın uygulandığı grup olan Grup T ile bu ajanın Er:YAG lazer ile birlikte kullanıldığı grup olan Grup TL SEM görüntüleri üzerinden incelendiğinde yüzeyde kristal yapıların varlığı gözlemlenmiştir. (şekil 4.27,29) Grup BG (Bioaktif Cam (Novamin)) ve Grup BGL (Bioaktif Cam (Novamin) + Lazer)'nin SEM incelenmesinde benzer şekilde yüzeyde oluşan kristal yapılar gözlemlenmiştir. (şekil 4.28,30) Ancak Trikalsiyum Fosfat ve Biyoaktif Cam (novamin) hakkında literatürde bilgi bulunamadığı için kesin kaniya varmak için bu ajanlar hakkında daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

SEM görüntüleri üzerinden yaptığımız EDS taramaları sonucu grupları temsil eden örnek yüzeylerinde Ca, P, F, Na, K, Ti elementleri tespit edilmiştir. Ti sadece Grup TF (TiF<sub>4</sub>) ve Grup TFL ( TiF<sub>4</sub> + Er:YAG Lazer) örneklerinde tespit edilmiştir. Bunun nedeni Ti<sup>-</sup> mine yüzeyinde bulunan iyonlarla organo-metalik bağ kurmasından kaynaklanmaktadır. F<sup>-</sup> Grup TM ve Grup TML dışında diğer bütün uygulama gruplarının örneklerinde görünmüştür. Bu grup örneklerinden elde edilen verilerde F<sup>-</sup> bulunmamasının nedeni uygulanan pat içeriğinin florit ihtiva etmemesinden kaynaklandığı düşünölmektedir. Ca<sup>+2</sup> Sonuçlarına bakıldığında ise en yüksek değer Trikalsiyum fosfat'ın tek başına uygulandığı Grup TML'ye ait örnekte görölmüştür. Bu sonuç uygulama ajanının Ca<sup>+2</sup> içerikli bir yapıya sahip olması ile ilişkilendirilmiştir. Ancak ajanın yüzeyde artık olarak kalmasının sonuçları etkileyebileceği düşünölmektedir. Diğer iyonlar incelendiğinde ise örnekler arasında belirgin farklılıklar görölmemiştir. Çalışmamızda EDS analizinin grupları temsilen bir örnek üzerinden yapılması ve kullandığımız materyallerin kıyaslanabileceği yeterli sayıda çalışmanın literatürde bulunmaması nedeniyle kesin bir yargıya varmak için ileri çalışmalarla

desteklenmesi gerekmektedir.

Koruyucu diş hekimliği yaklaşımları bünyesinde uygulama alanı bulan farklı içerikli materyallerin ve lazer uygulamalarının başlangıç çürüğü oluşumuna karşı koruyucu etkinliklerinin kesin olarak belirlenebilmesi açısından bu uygulamaların tekrarlayan periodlarda ve sürelerde kullanımının değerlendirildiği uzun süreli klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Lazer ile koruyucu ajanların birlikte kullanımının demineralizasyona karşı diş yapısının direncini arttırabileceğini yönündeki çalışma sonuçlarımızın klinik uygulamalara ışık tutabileceği kanısındayız.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Günümüzde koruyucu diş hekimliği uygulamalarının popülaritesi gittikçe artmaktadır. En yaygın hastalıklardan biri olan çürüğün ilerlemesinin durdurulması ve oluşumun engellenmesi bu noktada büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle çalışmamızda çeşitli remineralizasyon ajanlarının tek başına ve Er:YAG lazer ile birlikte kullanımlarının çürüğü önlemedeki etkinlerini değerlendirdiğimiz çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular ışığında su sonuçlara varılmıştır;

- 1- Pozitif kontrol grubu ile karşılaştırıldığında bütün uygulama gruplarının istatistiksel olarak anlamlı derecede demineralizasyonu engellemede etkin bir rol oynadığı gözlemlenmiştir.( $p<0,05$ )
- 2- Tek başına lazer uygulaması yapılan grup, sadece remineralizasyon ajanı uygulanan gruplar kıyaslandığında ajanların uygulandığı gruplarda mikrosertlik değerleri daha yüksek bulunmuştur. ( $p<0,05$ )
- 3- Remineralizasyon ajanı uygulanan gruplarda Er:YAG lazer ile birlikte uygulamanın, tek başına uygulamaya oranla daha etkin bir koruma sağladığı görülmüştür ( $p<0,05$ ).
- 4- Mine yüzey demineralizasyonunu önleme açısından kullanılan tüm remineralizasyon ajanları( CPP-ACP, NaF,  $TiF_4$ , TCP ve Novamin) etkili bulunmuştur. En etkin bulunan ajan ise  $TiF_4$  dür.
- 5- SEM görüntüleri üzerinden yaptığımız incelemeler sonucunda herhangi bir uygulama yapılmadan sadece de-remineralizasyon solüsyonunda bekletilen gruba ait örnekte demineralizasyon alanları belirgin olarak görülmektedir.
- 6- Tek başına ve Er:YAG lazer ile birlikte uygulanan remineralizasyon ajanlarına ait örneklerde SEM görüntüleri üzerinden yaptığımız incelemelerde yüzeyde oluşan boşlukların kristallerle dolduğu

görülmektedir.

- 7- SEM görüntüleri üzerinden yaptığımız EDS taramasında demineralizasyon sonrası yüzeyde bulunan iyonlar arasında büyük değişimler gözlemlenmemektedir.
- 8- EDS taramasından elde ettiğimiz değerler ile mikrosertlik değerleri birbirini destekler niteliktedir.



## KAYNAKLAR

1. Borsatto MC, Corona SAM, Dibb RGP, Ramos RP, Pécora JD. Microleakage of a resin sealant after acid-etching, Er: YAG laser irradiation and air-abrasion of pits and fissures. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 2001, 19: 83-87.
2. Newbrun E. Preventing dental caries: current and prospective strategies. *The Journal of the American Dental Association*, 1992, 123: 68-73.
3. Ellwood R, Fejerskov O. Clinical use of fluoride. *Dental caries: the disease and its clinical management*. Oxford: Blackwell Munksgaard, 2003: 189-222.
4. Büyükyılmaz T, Tangugsorn V, Øgaard B, Arends J, Ruben J, Rølla G. The effect of titanium tetrafluoride (TiF4) application around orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1994, 105: 293-296.
5. Güçlü A. Opak lezyonun tedavisinde CPP-ACP kullanımının etkinliği. Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2012.  
. 2012.
6. Özdaş D. Güncelleme; Çocuk diş hekimliğinde koruyucu uygulamalar. *Selcuk Dental Journal*, 2014, 1: 84-91.
7. Walsh LJ. Contemporary technologies for remineralization therapies: A review. *Int Dent SA*, 2009, 11: 6-16.
8. Li ZZ, Code JE, Van de Merwe WP. Er: YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers in surgery and medicine*, 1992, 12: 625-630.
9. Liu J-f, Liu Y, Stephen HC-Y. Optimal Er: YAG laser energy for preventing enamel demineralization. *Journal of dentistry*, 2006, 34: 62-66.
10. HOSSAIN M, NAKAMURA Y, KIMURA Y, YAMADA Y, ITO M, MATSUMOTO K. Caries-preventive effect of Er: YAG laser irradiation with or without water mist. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 2000, 18: 61-65.
11. Fried D, Featherstone JD, Visuri SR, Seka WD, Walsh Jr JT In *Caries inhibition potential of Er: YAG and Er: YSGG laser radiation*, Photonics West'96, (editör).<sup>^</sup>(editörler). International Society for Optics and Photonics: 1996; 73-78.
12. Sturdevant J. *Clinical significance of dental anatomy, histology, physiology, and occlusion*. In Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ editors. *Art and science of operative dentistry*. 5th ed. St Louis: Mosby Elsevier. 2006; 17-64. Baskı. 2006.
13. Hicks J, Garcia-Godoy F, Flaitz C. Biological factors in dental caries: role of remineralization and fluoride in the dynamic process of demineralization and remineralization (part 3). *J Clin Pediatr Dent*, 2004, 28: 203-214.
14. Boyde A. *Enamel*. In: Oksche A, Vollrath L., editors. *Handbook of microscopic anatomy*. Berlin: Springer Verlag; 1989. 309-473.  
. Baskı. 1989.
15. Fejerskov O, Thylstrup A. *Clinical and pathological features of dental caries*. In: *Textbook Of Clinical Cariology*. 2 nd ed. Copenhagen: Munksgaard;1994: 111-157.  
. Baskı. 1994.
16. Bjørndal L, Thylstrup A. A structural analysis of approximal enamel caries lesions and subjacent dentin reactions. *European journal of oral sciences*, 1995, 103: 25-31.

17. Roberson T. *Karyoloji: lezyon, etyoloji, önleme ve kontrol*. In Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ editors. *Art and science of operative dentistry*. 5th ed. Ankara: Güneş Kitabevi. 2010; 65-135. Baskı. 2010.
18. ten Cate J, Larsen MP, EIF. Fejerskov, O. *Chemical interactions between the tooth and oral fluids*. In Fejerskov O, Kidd EAM editors. *Dental caries*. 1st ed. UK: Blackwell Munksgaard. 2003; 49-71. Baskı. 2003.
19. Smith C, Issid MM, HC. Moreno, EC. *Developmental changes in the pH of enamel fluid and its effects on matrix-resident proteinases*. *Adv Dent Res*. 1996; 10(2): 159-69. Baskı. 1996.
20. Moreno E, Varughese K, Hay D. Effect of human salivary proteins on the precipitation kinetics of calcium phosphate. *Calcified tissue international*, 1979, 28: 7-16.
21. Çakır Y, Gürkan S, Attar N. Çürük mikrobiyolojisi. *Hacettepe Diş Hek. Fak. Derg*, 2010, 34: 78-91.
22. Ünlü F, Gürses N. Ana Hatları ile Periodontoloji. 1999.
23. Pot TJ, Groeneveld A, Purdell-Lewis DJ. The origin and behaviour of white spot enamel lesions. *Ned Tijdschr Tandheelkd*, 1977, 85: 6-18.
24. Carvalho JC, Thylstrup A, Ekstrand KR. Results after 3 years of non-operative occlusal caries treatment of erupting permanent first molars. *Community Dent Oral Epidemiol*, 1992, 20: 187-192.
25. Zero DT. Dental caries process. *Dent Clin North Am*, 1999, 43: 635-664.
26. Axelsson P. *Development of carious lesions*. In: Axelsson P, editor. *Diagnosis and risk Prediction of Dental caries*. Karlstad, Sweeden, Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Berlin, London, Tokyo, Paris, Barcelona, Sao Paulo, Moscow, Praque Warsaw,: 2001. 181- 204. Baskı. 2001.
27. Arends J, Christoffersen J. The nature of early caries lesions in enamel. *J Dent Res*, 1986, 65: 2-11.
28. Garcia-Godoy F, Hicks MJ. Maintaining the integrity of the enamel surface: the role of dental biofilm, saliva and preventive agents in enamel demineralization and remineralization. *J Am Dent Assoc*, 2008, 139 Suppl: 25S-34S.
29. Belli R, Rahiotis C, Schubert EW, Baratieri LN, Petschelt A, Lohbauer U. Wear and morphology of infiltrated white spot lesions. *Journal of dentistry*, 2011, 39: 376-385.
30. Barnes CM. Dental hygiene participation in managing incipient and hidden caries. 2005.
31. Newburn E. *Current concepts of caries etiology*. In Newburn E editor. *Cariology*. 3th ed. U.S.A: Quintessence Publishing. 1989; 29-63. Baskı. 1989.
32. Kidd EA, Fejerskov O. What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. *J Dent Res*, 2004, 83 Spec No C: C35-38.
33. Daculsi G, LeGeros R, Jean A, Kerebel B. Possible physico-chemical processes in human dentin caries. *Journal of dental research*, 1987, 66: 1356-1359.
34. Harris NO, Garcia-Godoy F. *Primary preventive dentistry*. Baskı. Upper Saddle River, NJ: Pearson Education, 2004.
35. Stephan RM. Changes in hydrogen-ion concentration on tooth surfaces and in carious lesions. *The Journal of the American Dental Association*, 1940, 27: 718-723.



36. Çelik E, Yazkan B, Katırcı G. Başlangıç çürük lezyonlarının tedavisi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2011, 21: 48-56.
37. Roberson TH, H. Swift, E Jr. . *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry. 4th ed. St. Louis, MO: Mosby/Elsevier: 2002. p. 93.* Baskı. 2002.
38. Lin-P'ing Choo-Smith C, Dong C, Cleghorn B, Hewko M. Shedding new light on early caries detection. *Journal (Canadian Dental Association)*, 2008, 74: 913.
39. Darling A. Studies of the early lesion of enamel caries with transmitted light polarised light and radiography. *Br Dent J* 1959;101: 289-297. 1959.
40. Robinson C, Shore RC, Brookes SJ, Strafford S, Wood SR, Kirkham J. The chemistry of enamel caries. *Crit Rev Oral Biol Med*, 2000, 11: 481-495.
41. Pinkham J CP, Fields H, McTigue DJ NA. . *Infancy through adolescence. In: editors. Pediatric dentistry. 4. Missouri: Elsevier Saunders; 2005. 199-203.* Baskı. 2005.
42. Barkowitz BKB MB, Holland GK. . *Enamel In:oral anatomy, histology and embryology. In: editors. 3rd. 2002 101-118.* Baskı. 2002.
43. Mellbery J RL. *Formation of dental caries. In:Fluoride in Preventive Dentistry. Theory and Clinical Applications. Chicago, Quintessence 1983: 15-40.* . Baskı. 1983.
44. Duckworth R, Lynch R. Fluoride uptake to demineralised enamel: a comparison of sampling techniques. *Caries research*, 1998, 32: 417-421.
45. Braga MM, Mendes FM, Ekstrand KR. Detection activity assessment and diagnosis of dental caries lesions. *Dental Clinics of North America*, 2010, 54: 479-493.
46. Bader JD, Shugars DA, Bonito AJ. A systematic review of the performance of methods for identifying carious lesions. *Journal of public health dentistry*, 2002, 62: 201-213.
47. Ismail A. Visual and visuo-tactile detection of dental caries. *Journal of dental research*, 2004, 83: C56-C66.
48. Braga M, Oliveira L, Bonini G, Bönecker M, Mendes F. Feasibility of the International Caries Detection and Assessment System (ICDAS-II) in epidemiological surveys and comparability with standard World Health Organization criteria. *Caries research*, 2009, 43: 245-249.
49. Wenzel A. Bitewing and digital bitewing radiography for detection of caries lesions. *Journal of dental research*, 2004, 83: C72-C75.
50. Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. Dental caries. *The Lancet*, 2007, 369: 51-59.
51. LeGeros R. Chemical and crystallographic events in the caries process. *Journal of dental research*, 1990, 69: 567-574.
52. Korkut B, Tağtekin DA, Yanıkoğlu FÇ. Diş çürüklerinin erken teşhisi ve teşhiste yeni yöntemler: QLF, Diagnodent, Elektriksel İletkenlik ve Ultrasonik Sistem. *EÜ Diş Hek Fak Derg*, 2011, 32: 55-67.
53. Angmar-Månsson B, Ten Bosch J. Optical methods for the detection and quantification of caries. *Advances in Dental Research*, 1987, 1: 14-20.
54. Gurbuz T, Yılmaz Y, Sengul F. Performance of laser fluorescence for residual caries detection in primary teeth. *Eur J Dent*, 2008, 2: 176-184.
55. Uysal T, Amasyalı M, Koyutürk AE, Sağdıç D. Efficiency of amorphous calcium phosphate-containing orthodontic composite and resin modified glass ionomer on demineralization evaluated by a new laser fluorescence device. 2009.

56. Bader JD, Shugars DA. A systematic review of the performance of a laser fluorescence device for detecting caries. *The Journal of the American Dental Association*, 2004, 135: 1413-1426.
57. Francescut P, Zimmerli B, Lussi A. Influence of different storage methods on laser fluorescence values: a two-year study. *Caries research*, 2006, 40: 181-185.
58. Kühnisch J, Bücher K, Hickel R. The intra/inter-examiner reproducibility of the new DIAGNOdent Pen on occlusal sites. *Journal of dentistry*, 2007, 35: 509-512.
59. 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 research*, 1999, 33: 261-266.
60. Shi X-Q, Welander U, Angmar-Månsson B. Occlusal caries detection with KaVo DIAGNOdent and radiography: an in vitro comparison. *Caries research*, 2000, 34: 151-158.
61. Lussi A, Reich E. The influence of toothpastes and prophylaxis pastes on fluorescence measurements for caries detection in vitro. *European journal of oral sciences*, 2005, 113: 141-144.
62. Cochrane N, Cai F, Huq N, Burrow M, Reynolds E. New approaches to enhanced remineralization of tooth enamel. *Journal of dental research*, 2010, 89: 1187-1197.
63. Longbottom C, Ekstrand K, Zero D, Kambara M. Novel preventive treatment options. İçinde: *Detection, Assessment, Diagnosis and Monitoring of Caries*, Karger Publishers, 2009: 156-163.
64. Tyas MJ, Anusavice KJ, Frencken JE, Mount GJ. Minimal intervention dentistry—a review. *International dental journal*, 2000, 50: 1-12.
65. Yamaga R, Nishino M, Yoshida S, Yokomizo I. Diammine silver fluoride and its clinical application. *The Journal of Osaka University Dental School*, 1972, 12: 1-20.
66. Smales RJ, Yif H-K. The atraumatic restorative treatment (ART) approach for the management of dental caries. *Quintessence international*, 2002, 33.
67. Houpt M, Fuks A, Eidelman E. The preventive resin (composite resin/sealant) restoration: nine-year results. *Quintessence international*, 1994, 25.
68. Munshi A, Hegde A, Shetty P. Clinical evaluation of Carisolv® in the chemico-mechanical removal of carious dentin. *Journal of clinical pediatric dentistry*, 2002, 26: 49-54.
69. Walsh L. The current status of laser applications in dentistry. *Australian dental journal*, 2003, 48: 146-155.
70. Gujjar KR, Sumra N. Minimally Invasive Dentistry-A Review. *International Journal of Clinical Preventive Dentistry*, 2013, 9: 109-120.
71. Kaste LM, Selwitz RH, Oldakowski RJ, Brunelle JA, Winn DM, Brown LJ. Coronal caries in the primary and permanent dentition of children and adolescents 1-17 years of age: United States, 1988-1991. *J Dent Res*, 1996, 75 Spec No: 631-641.
72. Winn DM, Brunelle JA, Selwitz RH, Kaste LM, Oldakowski RJ, Kingman A, Brown LJ. Coronal and root caries in the dentition of adults in the United States, 1988-1991. *J Dent Res*, 1996, 75 Spec No: 642-651.
73. Featherstone JD. The caries balance: the basis for caries management by risk assessment. *Oral health & preventive dentistry*, 2003, 2: 259-264.
74. ULUSOY AT. PEDODONTİDE GÜNCEL KORUYUCU YAKLAŞIMLAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2010, 2010.

75. Featherstone JDB AC. *Application of laser light for caries prevention*. In Gutknecht N, Apel C, Bradley P, Eduardo CP, Featherstone JDB, Frentzen M, Ishikawa I, Lampert F, Meister J, Nammour S, Powell L, Rocca JP, Romanos G, Sculean A, Stabholz A, Todea C, Tuner J, Oliveira ME, Franzen R, Hessbrüggen U, Mir M, Vanweersch L editors. *Proceeding of the 1st international workshop of evidence based dentistry on laser in dentistry*. 1st ed. UK: Quintessence Publishing Co. Ltd. 2007; 41-67. Baskı. 2007.
76. Altun C, Güven G, Başak F, Akbulut E. Altı-onbir yaş grubu çocukların ağız-diş sağlığı yönünden değerlendirilmesi. *Gülhane Tıp Dergisi*, 2005, 47: 114-118.
77. Balakrishnan M, Simmonds RS, Tagg JR. Dental caries is a preventable infectious disease. *Aust Dent J*, 2000, 45: 235-245.
78. Axelsson P, Lindhe J, Wäseby J. The effect of various plaque control measures on gingivitis and caries in schoolchildren. *Community dentistry and oral epidemiology*, 1976, 4: 232-239.
79. Rao A, Malhotra N. The role of remineralizing agents in dentistry: a review. *Compendium*, 2011, 32: 27-34.
80. Twetman S. Antimicrobials in future caries control? *Caries research*, 2004, 38: 223-229.
81. Rekola M. Changes in buccal white spots during 2-year consumption of dietary sucrose or xylitol. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1986, 44: 285-290.
82. Rekola M. Quantification of incipient approximal caries during fructose and sucrose consumption. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1989, 47: 77-80.
83. Duggal M, Toumba K, Amaechi B, Kowash M, Higham S. Enamel demineralization in situ with various frequencies of carbohydrate consumption with and without fluoride toothpaste. *Journal of dental research*, 2001, 80: 1721-1724.
84. Savaş S, Küçükylmaz E. DIŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN REMİNERALİZASYON AJANLARI VE ÇÜRÜK ÖNLEYİCİ AJANLAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2014, 9.
85. Mellberg JR, Ripa LW. *Fluoride in preventive dentistry: theory and clinical applications*. Baskı. Quintessence Pub Co, 1983.
86. Hutton WL, Linscott BW, Williams DB. The Brantford fluorine experiment: interim report after five years of water fluoridation. *Canadian Journal of Public Health/Revue Canadienne de Sante'e Publique*, 1951, 42: 81-87.
87. Axelsson P, Axelsson P. Other caries-preventive factors. Axelsson P. *An introduction to risk prediction and preventive dentistry*. Germany-Quintessence books, 1999: 77-103.
88. ten Cate JM vLC. *Fluoride mechanisms*. *Dentl Clin North Am* 1999; 43: 713-742. Baskı. 1999.
89. Hicks J, Garcia-Godoy F, Flaitz C. Biological factors in dental caries enamel structure and the caries process in the dynamic process of demineralization and remineralization (part 2). *Journal of clinical pediatric dentistry*, 2005, 28: 119-124.
90. Robinson C KJ, Brookes SJ, Shore RC. . *Chemistry of mature enamel*. In Robinson C, Kirkham J, Shore RC editors. *Dental enamel formation to destruction*. 1st ed. Florida: CRC Pres. 1995; 167-87. Baskı. 1995.
91. Dirks OB. The relation between the fluoridation of water and dental caries experience. *International dental journal*, 1967, 17: 582-605.
92. Groeneveld A, Van Eck A, Dirks OB. Fluoride in caries prevention: is the effect pre-or post-eruptive? *Journal of dental research*, 1990, 69: 751-755.

93. ÖGAARD B, RÖLLA G, DIJKMAN T, RUBEN J, ARENDS J. Effect of fluoride mouthrinsing on caries lesion development in shark enamel: an in situ caries model study. *European journal of oral sciences*, 1991, 99: 372-377.
94. Rølla G, Øgaard B, Leach S. Studies on the solubility of calcium fluoride in human saliva. *Factors relating to demineralisation of teeth*. Oxford, IRI Press Ltd, 1986: 45-50.
95. Kanaya Y, Spooner P, Fox JL, Higuchi WI, Muhammad N. Mechanistic studies on the bioavailability of calcium fluoride for remineralization of dental enamel. *International journal of pharmaceuticals*, 1983, 16: 171-179.
96. Scheifele E S-PD, Markovc N. . Practioner"s guide to fluoride. *Dent Clin N Am*. 2002; 46: 831-46. 2002.
97. Duckworth R, Jones Y, Nicholson J, Jacobson A, Chestnutt I. Studies on plaque fluoride after use of F-containing dentifrices. *Advances in Dental Research*, 1994, 8: 202-207.
98. Srinivasan N, Kavitha M, Loganathan S. Comparison of the remineralization potential of CPP-ACP and CPP-ACP with 900ppm fluoride on eroded human enamel: An in situ study. *archives of oral biology*, 2010, 55: 541-544.
99. Shrestha B. Effect of systemic titanium tetrafluoride (TiF<sub>4</sub>) on fluoride uptake by developing rat enamel. *Caries research*, 1983, 17: 264-266.
100. Reed AJ, Bibby BG. Preliminary report on effect of topical applications of titanium tetrafluoride on dental caries. *Journal of dental research*, 1976, 55: 357-358.
101. Wei S, Soboroff D, Wefel J. Effects of titanium tetrafluoride on human enamel. *Journal of dental research*, 1976, 55: 426-431.
102. Büyükyılmaz T, Øgaard B, Dahm S. The effect on the tensile bond strength of orthodontic brackets of titanium tetrafluoride (TiF<sub>4</sub>) application after acid etching. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1995, 108: 256-261.
103. Mundorff SA, Little MF, Bibby BG. Enamel dissolution: II. Action of titanium tetrafluoride. *Journal of dental research*, 1972, 51: 1567-1571.
104. Shrestha B, Mundorff SA, Bibby BG. Enamel dissolution: I. Effects of various agents and titanium tetrafluoride. *Journal of dental research*, 1972, 51: 1561-1566.
105. Büyükyılmaz T, Øgaard B, Rølla G. The resistance of titanium tetrafluoride-treated human enamel to strong hydrochloric acid. *European journal of oral sciences*, 1997, 105: 473-477.
106. Tezel H, Ergücü Z, Önal B. Effects of topical fluoride agents on artificial enamel lesion formation in vitro. *Quintessence international*, 2002, 33.
107. Skartveit L, Selvig KA, Myklebust S, Tveit AB. Effect of TiF<sub>4</sub> solutions on bacterial growth in vitro and on tooth surfaces. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1990, 48: 169-174.
108. Iijima Y, Cai F, Shen P, Walker G, Reynolds C, Reynolds E. Acid resistance of enamel subsurface lesions remineralized by a sugar-free chewing gum containing casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate. *Caries research*, 2004, 38: 551-556.
109. Reynolds E. Remineralization of enamel subsurface lesions by casein phosphopeptide-stabilized calcium phosphate solutions. *Journal of dental research*, 1997, 76: 1587-1595.

110. Azarpazhooh A, Limeback H. Clinical efficacy of casein derivatives: a systematic review of the literature. *The Journal of the American Dental Association*, 2008, 139: 915-924.
111. Pulido M, Wefel J, Hernandez M, Denehy G, Guzman-Armstrong S, Chalmers J, Qian F. The inhibitory effect of MI paste, fluoride and a combination of both on the progression of artificial caries-like lesions in enamel. *Operative dentistry*, 2008, 33: 550-555.
112. Reynolds E, Black C. Reduction of chocolate's cariogenicity by supplementation with sodium caseinate. *Caries research*, 1987, 21: 445-451.
113. Reynolds EC. Anticariogenic complexes of amorphous calcium phosphate stabilized by casein phosphopeptides: a review. *Special Care in Dentistry*, 1998, 18: 8-16.
114. Cury JA, Tenuta LMA. Enamel remineralization: controlling the caries disease or treating early caries lesions? *Brazilian oral research*, 2009, 23: 23-30.
115. Sudjalim T, Woods M, Manton D. Prevention of white spot lesions in orthodontic practice: a contemporary review. *Australian dental journal*, 2006, 51: 284-289.
116. Sukasaem H, Panich M, Poolthong S In *Effect of CPP-ACP on hardness of enamel eroded by Cola-drink*, IADR meeting, (editör).^(editörler). 2006.
117. Rees J, Loyn T, Chadwick B. Pronamel and tooth mousse: an initial assessment of erosion prevention in vitro. *Journal of dentistry*, 2007, 35: 355-357.
118. Andersson Ö, Kangasniemi I. Calcium phosphate formation at the surface of bioactive glass in vitro. *Journal of biomedical materials research*, 1991, 25: 1019-1030.
119. Hench LL, Wilson J. *An introduction to bioceramics*. Baskı. World Scientific, 1993.
120. Litkowski L, Hack G, Sheaffer H, Greenspan D. Occlusion of dentin tubules by 45S5 Bioglass®. *Bioceramics*, 1997, 10: 411.
121. Burwell A, Litkowski L, Greenspan D. Calcium sodium phosphosilicate (NovaMin®): remineralization potential. *Advances in Dental Research*, 2009, 21: 35-39.
122. Cochrane N, Saranathan S, Cai F, Cross K, Reynolds E. Enamel subsurface lesion remineralisation with casein phosphopeptide stabilised solutions of calcium, phosphate and fluoride. *Caries research*, 2008, 42: 88-97.
123. Karlinsey RL. Materials and methods for manufacturing amorphous tricalcium phosphate and metal oxide alloys of amorphous tricalcium phosphate and methods of using the same. 2007.
124. Karlinsey RL, Mackey AC. Solid-state preparation and dental application of an organically modified calcium phosphate. *Journal of materials science*, 2009, 44: 346-349.
125. Fuller TA. Physical considerations of surgical laser. *CLAYMAN, L.; KUO, P. Lasers in Maxillofacial Surgery in Dentistry*. New York: Thieme Medical Publishes, 1997: 1-10.
126. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dental Clinics of North America*, 2004, 48: 751-770.
127. Strauss RA, Fallon SD. Lasers in contemporary oral and maxillofacial surgery. *Dental Clinics of North America*, 2004, 48: 861-888.
128. Castro DJ SR, Soudant J. . *Laser photothermal therapy for cancer treatment*. In *Clayman L, Kuo P. Lasers in Maxillofacial Surgery and Dentistry*. 1th ed. America: Thieme Medical Publishers. 1998; 143-51. Baskı. 1998.

129. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 2000, 44: 753-765.
130. Önal B. Diş sert dokularında laser kullanımı. *Dişhek K Derg*, 1993, 2: 61-64.
131. Zharikov EV, Zhekov V, Kulevskii L, Murina T, Osiko VV, Prokhorov A, Savell'ev A, Smirnov VV, Starikov B, Timoshechkin M. Stimulated emission from Er<sup>3+</sup> ions in yttrium aluminum garnet crystals at  $\lambda = 2.94 \mu$ . *Soviet Journal of Quantum Electronics*, 1975, 4: 1039.
132. Walsh JT, Cummings JP. Effect of the dynamic optical properties of water on midinfrared laser ablation. *Lasers in surgery and medicine*, 1994, 15: 295-305.
133. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers in surgery and medicine*, 1989, 9: 338-344.
134. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontology 2000*, 2004, 36: 59-97.
135. Featherstone JD, Fried D. Fundamental Interactions of Lasers with Dental Hard Tissues. *Medical laser application*, 2001, 16: 181-194.
136. Kilinc E, Roshkind DM, Antonson SA, Antonson DE, Hardigan PC, Siegel SC, Thomas JW. Thermal safety of Er: YAG and Er, Cr: YSGG lasers in hard tissue removal. *Photomedicine and laser surgery*, 2009, 27: 565-570.
137. Ana P, Blay A, Miyakawa W, Zezell D. Thermal analysis of teeth irradiated with Er, Cr: YSGG at low fluences. *Laser Physics Letters*, 2007, 4: 827.
138. Goodis HE, Fried D, Gansky S, Rechmann P, Featherstone JD. Pulpal safety of 9.6  $\mu$ m TEA CO<sub>2</sub> laser used for caries prevention. *Lasers in surgery and medicine*, 2004, 35: 104-110.
139. Wittschier M. Çürük tedavilerinde lazer kullanımı: klinik uygulamalar üzerine bir çalışma. *Quintessence*. 2004; 3: 23-30. 2004.
140. Nammour S, Demortier G, Florio P, Delhaye Y, Pireaux JJ, Morciaux Y, Powell L. Increase of enamel fluoride retention by low fluence argon laser in vivo. *Lasers in surgery and medicine*, 2003, 33: 260-263.
141. Elton V, Cooper L, Higham SM, Pender N. Validation of enamel erosion in vitro. *Journal of dentistry*, 2009, 37: 336-341.
142. Featherstone J, Barrett-Vespone N, Fried D, Kantorowitz Z, Seka W. CO<sub>2</sub> laser inhibition of artificial caries-like lesion progression in dental enamel. *Journal of dental research*, 1998, 77: 1397-1403.
143. Esteves-Oliveira M, Zezell D, Meister J, Franzen R, Stanzel S, Lampert F, Eduardo C, Apel C. CO<sub>2</sub> laser (10.6  $\mu$ m) parameters for caries prevention in dental enamel. *Caries research*, 2009, 43: 261-268.
144. Steiner-Oliveira C, KA RODRIGUES L, ES SOARES L, A. MARTIN A, M. ZEZZEL D, Nobre-Dos-Santos M. Chemical, Morphological and Thermal Effects of 10.6-  $\mu$ m CO<sub>2</sub> Laser on the Inhibition of Enamel Demineralization. *Dental materials journal*, 2006, 25: 455-462.
145. Tagomori S, Morioka T. Combined Effects of Laser and Fluoride on Acid Resistance of Human Dental Enamel (with 1 color plate). *Caries research*, 1989, 23: 225-231.
146. Chen C-C, Huang S-T. The effects of lasers and fluoride on the acid resistance of decalcified human enamel. *Photomedicine and laser surgery*, 2009, 27: 447-452.

147. Santaella M, Braun A, Matson E, Frentzen M. Effect of diode laser and fluoride varnish on initial surface demineralization of primary dentition enamel: an in vitro study. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 2004, 14: 199-203.
148. Cecchini RCM, Zezell DM, de Oliveira E, de Freitas PM, Eduardo CdP. Effect of Er: YAG laser on enamel acid resistance: morphological and atomic spectrometry analysis. *Lasers in surgery and medicine*, 2005, 37: 366-372.
149. Watanabe H, Ishikawa I, Suzuki M, Hasegawa K. Clinical assessments of the erbium: YAG laser for soft tissue surgery and scaling. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 1996, 14: 67-75.
150. Ivanenko M, Werner M, Afilal S, Klasing M, Hering P. Ablation of hard bone tissue with pulsed CO<sub>2</sub> lasers. *Medical laser application*, 2005, 20: 13-23.
151. Liu Y, Hsu C-YS. Laser-induced compositional changes on enamel: a FT-Raman study. *Journal of dentistry*, 2007, 35: 226-230.
152. Westerman GH, Hicks MJ, Flaitz CM, Powell GL. In vitro caries formation in primary tooth enamel: role of argon laser irradiation and remineralizing solution treatment. *The Journal of the American Dental Association*, 2006, 137: 638-644.
153. Herkstroter F, Noordmans J, Ten Bosch J. Wavelength-independent microradiography used for quantification of mineral changes in thin enamel and dentin samples with natural surfaces, pseudo-thick tooth sections, and whole teeth. *Journal of dental research*, 1990, 69: 1824-1827.
154. Taher NM, Alkhamis HA, Dowaidi SMI. The influence of resin infiltration system on enamel microhardness and surface roughness: An in vitro study. *The Saudi Dental Journal*, 2012, 24: 79-84.
155. Torres C, Rosa P, Ferreira N, Borges AB. Effect of caries infiltration technique and fluoride therapy on microhardness of enamel carious lesions. *Operative dentistry*, 2012, 37: 363-369.
156. Pancu G, Andrian S, Iovan G, Ghiorghe A, Topoliceanu C, Moldovanu A, Georgescu A, Pancu I, Stoleriu S. Study regarding the assessment of enamel microhardness in incipient carious lesions treated by Icon method. *Rom. J. Oral Rehab*, 2011, 3: 94-100.
157. Soviero V, Paris S, Leal S, Azevedo R, Meyer-Lueckel H. Ex vivo evaluation of caries infiltration after different application times in primary molars. *Caries research*, 2012, 47: 110-116.
158. Agematsu H, Sawada T, Watanabe H, Yanagisawa T, Ide Y. Immuno-scanning electron microscope characterization of large tubules in human deciduous dentin. *The Anatomical Record*, 1997, 248: 339-345.
159. Al-Nazhan S. SEM observations of the attachment of human periodontal ligament fibroblasts to non-demineralized dentin surface in vitro. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 2004, 97: 393-397.
160. Babay N. SEM study on the effect of two different demineralization methods with saturated tetracycline hydrochloride on diseased root surfaces. *The journal of contemporary dental practice*, 2001, 2: 25-35.
161. Breschi L, Gobbi P, Falconi M, Mazzotti G, Prati C, Perdigao J. Ultramorphology of self-etching adhesives on ground enamel: a high resolution SEM study. *American journal of dentistry*, 2003, 16: 57A-62A.
162. Chapman SK. *Working with a scanning electron microscope*. Baski. Lodgemark Press, 1986.

163. Hayat MA. *Principles and techniques of scanning electron microscopy. Biological applications. Volume 1.* Baski. Van Nostrand Reinhold Company., 1974.
164. Crewe A, Wall J, Welter L. A high-resolution scanning transmission electron microscope. *Journal of Applied Physics*, 1968, 39: 5861-5868.
165. Gilmore CP. scanning electron microscope: world of the infinitely small. 1972.
166. Rohanzadeh R, LeGeros R, Fan D, Jean A, Daculsi G. Ultrastructural properties of laser-irradiated and heat-treated dentin. *Journal of dental research*, 1999, 78: 1829-1835.
167. Briggs D, Brady J, Newton B. Scanning electron microscopy and x-ray microanalysis. 2000.
168. Bevilacqua FM, Zzell DM, Magnani R, Da Ana PA, de Paula Eduardo C. Fluoride uptake and acid resistance of enamel irradiated with Er: YAG laser. *Lasers in medical science*, 2008, 23: 141-147.
169. Caslavská V, Moreno E, Brudevold F. Determination of the calcium fluoride formed from in vitro exposure of human enamel to fluoride solutions. *archives of oral biology*, 1975, 20: 333-IN331.
170. Van Meerbeek B, Perdigo J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *Journal of dentistry*, 1998, 26: 1-20.
171. Dominici J, Eleazer P, Clark S, Staat R, Scheetz J. Disinfection/sterilization of extracted teeth for dental student use. *Journal of dental education*, 2001, 65: 1278-1280.
172. Reich E, Lussi A, Newbrun E. Caries-risk assessment. *International dental journal*, 1999, 49: 15-26.
173. Geddes D. Acids produced by human dental plaque metabolism in situ. *Caries research*, 1975, 9: 98-109.
174. Fairpo JEH FCGHDDteM, Reed Educational and Professional Publishing. Baski. 2001.
175. Gaffar A, Blake-Haskins J, Sullivan R, Simone A, Schmidt R, Saunders F. Cariostatic effects of a xylitol/NaF dentifrice in vivo. *International dental journal*, 1998, 48: 32-39.
176. Lippert F, Parker DM, Jandt KD. In vitro demineralization/remineralization cycles at human tooth enamel surfaces investigated by AFM and nanoindentation. *Journal of colloid and interface science*, 2004, 280: 442-448.
177. Spitzer D, Ten Bosch J. The absorption and scattering of light in bovine and human dental enamel. *Calcified tissue research*, 1975, 17: 129-137.
178. Vaarkamp J, Ten Bosch J, Verdonchot E. Propagation of light through human dental enamel and dentine. *Caries research*, 1995, 29: 8-13.
179. Schäfer F. Evaluation of the anticaries benefit of fluoride toothpastes using an enamel insert model. *Caries research*, 1989, 23: 81-86.
180. Gonzalez EH, Yap A, Hsu S. Demineralization inhibition of direct tooth-colored restorative materials. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 2004, 29: 578-585.
181. Casals E, Boukpepsi T, McQueen C, Eversole S, Faller R. Anticaries potential of commercial dentifrices as determined by fluoridation and remineralization efficiency. *J Contemp Dent Pract*, 2007, 8: 1-10.



182. de Andrade L, Pelino JEP, Lizarelli RdFZ, Bagnato VS, de Oliveira Jr O. Caries resistance of lased human enamel with Er: YAG laser—morphological and ratio Ca/P analysis. *Laser Physics Letters*, 2006, 4: 157.
183. Apel C, Meister J, Schmitt N, Gräber HG, Gutknecht N. Calcium solubility of dental enamel following sub-ablative Er: YAG and Er: YSGG laser irradiation in vitro. *Lasers in surgery and medicine*, 2002, 30: 337-341.
184. Chen C-C, Huang S-T, Chen H-S, Hsiao S-Y. Effects of Lasers and Fluoride on the Acid Resistance of Human Enamel with Incipient Carious Lesions. *Taiwan Journal of Oral Medicine Sciences*, 2009, 25: 23-34.
185. Featherstone J, Ten Cate J, Shariati M, Arends J. Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative microradiography and microhardness profiles. *Caries research*, 1983, 17: 385-391.
186. Thaveesangpanich P, Itthagaran A, King NM, Wefel JS, Tay FR. In vitro model for evaluating the effect of child formula toothpastes on artificial caries in primary dentition enamel. *American journal of dentistry*, 2005, 18: 212-216.
187. Lussi A, Hibst R, Paulus R. DIAGNOdent: an optical method for caries detection. *Journal of dental research*, 2004, 83: C80-C83.
188. Lussi A, Megert B, Longbottom C, Reich E, Francescut P. Clinical performance of a laser fluorescence device for detection of occlusal caries lesions. *European journal of oral sciences*, 2001, 109: 14-19.
189. Aljehani A, Yang L, Shi X-Q. In vitro quantification of smooth surface caries with DIAGNOdent and the DIAGNOdent pen. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2007, 65: 60-63.
190. Arnold W, Cerman M, Neuhaus K, Gaengler P. Volumetric assessment and quantitative element analysis of the effect of fluoridated milk on enamel demineralization. *archives of oral biology*, 2003, 48: 467-473.
191. Ivancakova R, Hogan M, Harless J, Wefel J. Effect of fluoridated milk on progression of root surface lesions in vitro under pH cycling conditions. *Caries research*, 2003, 37: 166-171.
192. Petzold M. The influence of different fluoride compounds and treatment conditions on dental enamel: a descriptive in vitro study of the CaF<sub>2</sub> precipitation and microstructure. *Caries research*, 2001, 35: 45-51.
193. Phillips PC, Woodward SM. Fluoridated milk as a dental caries preventive measure. *Nutrition Bulletin*, 2000, 25: 287-293.
194. Thompson GA, Luo Q. Contribution of postpolymerization conditioning and storage environments to the mechanical properties of three interim restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2014, 112: 638-648.
195. 中島恵美子. Effect of fluoride on rehardening of artificially softened bovine enamel. 1993.
196. Zero DT, Rahbek I, Fu J, Proskin H, Featherstone J. Comparison of the iodide permeability test, the surface microhardness test, and mineral dissolution of bovine enamel following acid challenge. *Caries research*, 1990, 24: 181-188.
197. Herkströter F, Witjes M, Ruben J, Arends J. Time dependency of microhardness indentations in human and bovine dentine compared with human enamel. *Caries research*, 1989, 23: 342-344.

198. Mendes FM, Siqueira WL, Mazzitelli JF, Pinheiro SL, Bengtson AL. Performance of DIAGNOdent for detection and quantification of smooth-surface caries in primary teeth. *Journal of dentistry*, 2005, 33: 79-84.
199. Stabholz A, Sahar-Helft S, Moshonov J. Lasers in endodontics. *Dental Clinics*, 2004, 48: 809-832.
200. Convissar RA. The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 2004, 48: 771-794.
201. Brandley P, Tjallingii H, Apel C, Bradley P, Eduardo CP, Featherstone JDB, Frentzen M, Ishikawa I, Lampert F, Meister J, Nammour S, Powell L, Rocca JP, Romanos G, Sculean A, Stabholz A, Todea C, Tuner J, Oliveira ME, Franzen R, Hessbrüggen U, Mir M, Vanweersch L editors. . *Proceeding of the 1st international workshop of evidence based dentistry on laser in dentistry. 1st ed. UK: Quintessence Publishing Co. Ltd. 2007; 149-73*. Baskı.
202. Malmström H, McCormack S, Fried D, Featherstone J. Effect of CO<sub>2</sub> laser on pulpal temperature and surface morphology: an in vitro study. *Journal of dentistry*, 2001, 29: 521-529.
203. Rodrigues LKA, dos Santos MN, Pereira D, Assaf AV, Pardi V. Carbon dioxide laser in dental caries prevention. *Journal of dentistry*, 2004, 32: 531-540.
204. Burkes EJ, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. Wet versus dry enamel ablation by Er: YAG laser. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 67: 847-851.
205. Correa-Afonso AM, Ciconne-Nogueira JC, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Influence of the irradiation distance and the use of cooling to increase enamel-acid resistance with Er: YAG laser. *Journal of dentistry*, 2010, 38: 534-540.
206. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1965, 19: 515-530.
207. Gouw-Soares S, Pelino JEP, Haypek P, Bachmann L, de Paula Eduardo C. Temperature rise in cavities prepared in vitro by Er: YAG laser. *J Oral Laser Appl*, 2001, 1: 119-123.
208. Sakoolnamarka R, Burrow M, Kubo S, Tyas M. Morphological study of demineralized dentine after caries removal using two different methods. *Australian dental journal*, 2002, 47: 116-122.
209. Eisenburger M, Hughes J, West N, Shellis R, Addy M. The use of ultrasonication to study remineralisation of eroded enamel. *Caries research*, 2001, 35: 61-66.
210. Meng CL, Wang WN, Yeh IS. Fluoridated etching on orthodontic bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1997, 112: 259-262.
211. Moshonov J, Stabholz A, Bar-Hilel R, Peretz B. Chemical analysis and surface morphology of enamel and dentin following 9.6 μ CO<sub>2</sub> laser irradiation versus high speed drilling. *Journal of dentistry*, 2005, 33: 427-432.
212. Wang WN, Meng CL, Tarng TH. Bond strength: a comparison between chemical coated and mechanical interlock bases of ceramic and metal brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1997, 111: 374-381.
213. Güngör A. Xylitol ve floridin birlikte kullanılmasının dis minesini üzerine etkisinin in-vitro incelenmesi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 1998.
214. AVCI B, Baysal SU, Gökçay G. Çocuklarda Flor Kullanımının Yarar ve Zararlarının Değerlendirilmesi. *Çocuk Dergisi*, 2009, 9: 8-15.
215. SCHOLLE R. Preserving the perfect tooth. 1984.

216. Ozsvath DL. Fluoride and environmental health: a review. *Reviews in Environmental Science and Bio/Technology*, 2009, 8: 59-79.
217. Warren D, Henson H, Chan J. A survey of in-office use of fluorides in the Houston area. *Journal of dental hygiene: JDH/American Dental Hygienists' Association*, 1995, 70: 166-171.
218. König K. Reasons for increasing the fluoride content of children's toothpastes. *ORALPROPHYLAXE-DARMSTADT-*, 2001, 23: 27-34.
219. Featherstone JD. Prevention and reversal of dental caries: role of low level fluoride. *Community dentistry and oral epidemiology*, 1999, 27: 31-40.
220. Hargreaves J. The level and timing of systemic exposure to fluoride with respect to caries resistance. *Journal of dental research*, 1992, 71: 1244-1248.
221. Brambilla E, Toselli A, Felloni A, Gagliani M, Malerba A, Strohmer L. The effect of biannual applications of amine fluoride solution on caries incidence in permanent first molars: a 5-year study. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 1997, 7: 9-14.
222. Horowitz H, Ismail A. Topical fluorides in caries prevention. *Fluorides in dentistry. 2nd ed. Copenhagen: Munksgaard*, 1996: 311-327.
223. Forss H, Jokinen J, Spets-Happonen S, Seppä L, Luoma H. Fluoride and mutans streptococci in plaque grown on glass ionomer and composite. *Caries research*, 1991, 25: 454-458.
224. Tabchoury CPM, Pierobon CN, Cury JA. Concentration and bioavailability of fluoride in mouthrinses prepared in dispensing pharmacies. *Journal of Applied Oral Science*, 2005, 13: 41-46.
225. Chu C, Lo EC. Microhardness of dentine in primary teeth after topical fluoride applications. *Journal of dentistry*, 2008, 36: 387-391.
226. Nalbantgil D, Oztoprak MO, Cakan DG, Bozkurt K, Arun T. Prevention of demineralization around orthodontic brackets using two different fluoride varnishes. *European journal of dentistry*, 2013, 7: 41.
227. Büyükyılmaz T, Sen BH, Øgaard B. Retention of titanium tetrafluoride (TiF<sub>4</sub>), used as fissure sealant on human deciduous molars. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1997, 55: 73-78.
228. AlAmoudi SA, Pani SC, AlOmari M. The effect of the addition of tricalcium phosphate to 5% sodium fluoride varnishes on the microhardness of enamel of primary teeth. *International journal of dentistry*, 2013, 2013.
229. Oshiro M, Yamaguchi K, Takamizawa T, Inage H, Watanabe T, Irokawa A, Ando S, Miyazaki M. Effect of CPP-ACP paste on tooth mineralization: an FE-SEM study. *Journal of oral science*, 2007, 49: 115-120.
230. Rahiotis C, Vougiouklakis G. Effect of a CPP-ACP agent on the demineralization and remineralization of dentine in vitro. *Journal of dentistry*, 2007, 35: 695-698.
231. Zero DT. Recaldent™—evidence for clinical activity. *Advances in Dental Research*, 2009, 21: 30-34.
232. Kumar V, Itthagarun A, King N. The effect of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate on remineralization of artificial caries-like lesions: an in vitro study. *Australian dental journal*, 2008, 53: 34-40.
233. Rose R. Binding characteristics of *Streptococcus mutans* for calcium and casein phosphopeptide. *Caries research*, 2000, 34: 427-431.

234. Lata S, Varghese N, Varughese JM. Remineralization potential of fluoride and amorphous calcium phosphate-casein phospho peptide on enamel lesions: An in vitro comparative evaluation. *Journal of conservative dentistry*, 2010, 13: 42.
235. Ceyhan T, Günay V, Çapoğlu A, Sayrak H, Karaca Ç. Production and characterization of a glass-ceramic biomaterial and in vitro and in vivo evaluation of its biological effects. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 2007, 41: 307-313.
236. Diamanti I, Koletsi-Kounari H, Mamai-Homata E, Vougiouklakis G. In vitro evaluation of fluoride and calcium sodium phosphosilicate toothpastes, on root dentine caries lesions. *Journal of dentistry*, 2011, 39: 619-628.
237. Prabhakar AR, Arali V. Comparison of the remineralizing effects of sodium fluoride and bioactive glass using bioerodible gel systems. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*, 2010, 3: 117-121.
238. Konishi N, Fried D, Staninec M, Featherstone J. Artificial caries removal and inhibition of artificial secondary caries by pulsed CO2 laser irradiation. *American journal of dentistry*, 1999, 12: 213-216.
239. Fox J, Yu D, Otsuka M, Higuchi W, Wong J, Powell G. Initial dissolution rate studies on dental enamel after CO2 laser irradiation. *Journal of dental research*, 1992, 71: 1389-1398.
240. Delbem ACB, Cury J, Nakassima C, Gouveia V, Theodoro LH. Effect of Er: YAG laser on CaF2 formation and its anti-cariogenic action on human enamel: an in vitro study. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 2003, 21: 197-201.
241. Oho T, Morioka T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries research*, 1990, 24: 86-92.
242. Phan ND, Fried D, Featherstone JD In *Laser-induced transformation of carbonated apatite to fluorapatite on bovine enamel*, BIOS'99 International Biomedical Optics Symposium, (editör).^(editörler). International Society for Optics and Photonics: 1999; 233-240.
243. Magalhaes AC, Romanelli AC, Rios D, Comar LP, Navarro RS, Grizzo LT, Aranha ACC, Buzalaf MAR. Effect of a single application of TiF4 and NaF varnishes and solutions combined with Nd: YAG laser irradiation on enamel erosion in vitro. *Photomedicine and laser surgery*, 2011, 29: 537-544.
244. Kara E. Minedeki deneysel yüzeyel demineralizasyon üzerine Er: YAG lazer ve bazı koruyucu uygulamaların etkileri. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2011.
245. McCormack S, Fried D, Featherstone J, Glena R, Seka W. Scanning electron microscope observations of CO2 laser effects on dental enamel. *Journal of dental research*, 1995, 74: 1702-1708.
246. Wiegand A, Waldheim E, Sener B, Magalhaes A, Attin T. Comparison of the effects of TiF4 and NaF solutions at pH 1.2 and 3.5 on enamel erosion in vitro. *Caries research*, 2009, 43: 269-277.

## EKLER

### EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
<b>Adı Soyadı:</b>	Yiğit Kaan Polat
<b>Doğum tarihi:</b>	18.08.1988
<b>Doğum Yeri:</b>	Manisa
<b>Medeni Hali:</b>	Bekar
<b>Uyruğu:</b>	T.C.
<b>Adres:</b>	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 25240 ERZURUM
<b>Tel:</b>	0442 236 0940
<b>Faks:</b>	0442 236 1375
<b>E-mail:</b>	yigitkaanpolat@gmail.com
Eğitim	
<b>Lise:</b>	Kocaeli Körfez Fen Lisesi (2002-2006)
<b>Lisans:</b>	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2006-2011)
<b>Uzmanlık:</b>	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2013- Devam ediyor)
Yabancı Dil Bilgisi	
<b>İngilizce:</b>	62.50 (2011 – KPDS İlkbahar)
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar	
İlgi Alanları ve Hobiler	
Basketbol, Fotoğrafçılık	

## EK-2. TEZ ETİK ONAY FORMU



T.C  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

Sayı : 52

02 / 11 / 2015

### RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

27.10.2015 tarih ve 14-05 sayılı yazınız ekinde gönderilen, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Yrd. Doç. Dr. Nurcan ÖZAKAR İLDAY'ın danışanlığında Dt. Yiğit Kaan POLAT'ın yürüteceği "**Diş Sert Dokusuna Remineralizasyon İçerikli Ajanların Farklı Metotlarla Uygulanmasının Mine Dokusu Üzerindeki Etkilerinin İncelenmesi**" konulu uzmanlık tezi çalışmasının yapılması ile ilgili etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.

Prof. Dr. Abubekir HARORLI  
Etik Kurul Başkanı

Eki: Etik Kurul Kararı

---

Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı ERZURUM

Tel : (442) 2360942




T.C  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

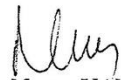
Oturum Tarihi: 02.11.2015

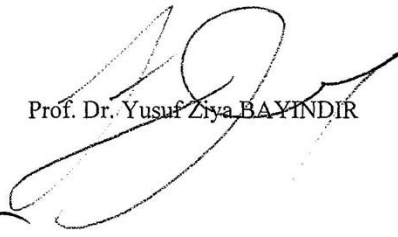
Oturum Sayısı: 09/2015


KARAR

<b>SORUMLU ARAŞTIRMACI</b>	Yrd. Doç. Dr. Nurcan ÖZAKAR İLDAY
<b>Araştırmanın Açık Adı</b>	Dış Sert Dokusuna Remineralizasyon İçerikli Ajanların Farklı Metotlarla Uygulanmasının Mine Dokusu Üzerindeki Etkilerinin İncelenmesi
<b>Karar No</b>	52.
<b>Alınan Karar</b>	Sorumlu Araştırmacı Yrd. Doç. Dr. Nurcan ÖZAKAR İLDAY'ın danışanlığında Dt. Yiğit Kaan POLAT'ın yürüteceği “ <b>Dış Sert Dokusuna Remineralizasyon İçerikli Ajanların Farklı Metotlarla Uygulanmasının Mine Dokusu Üzerindeki Etkilerinin İncelenmesi</b> ” konulu uzmanlık tezi çalışmasının yapılmasında bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oy birliği ile karar verildi.

  
Prof. Dr. Abubekir HARORLI  
Etik Kurul Başkanı

  
Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

  
Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR

  
Yrd. Doç. Dr. Ali KİKİ



T.C  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

Sayı : 59

11 / 10 / 2016

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA**

10.10.2016 tarih ve 14/26 sayılı yazınız ekinde gönderilen Arş. Gör. Dt. Yiğit Kaan POLAT'ın yürüteceği “Farklı Metotlarla Diş Dokusu Üzerine Uygulanan Çeşitli Remineralizasyon Ajanlarının Mineye Etkilerinin Karşılaştırılması” başlıklı tez başlığının “Farklı Remineralizasyon Ajanlarının ve Er:YAG Lazer Kullanımının Mine Yüzey Özellikleri ve Mikrosertliği Üzerine Etkisinin İncelenmesi” olarak değiştirilmesi ile ilgili etik kurul başvurusu kurumunuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.



Prof. Dr. O. Murat BİLGE  
Etik Kurul Başkanı

Eki: Etik Kurul Kararı

---

Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı ERZURUM

Tel : (442) 2360942





T.C  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 11.10.2016

Oturum Sayısı: 10/2016

**KARAR**

<b>SORUMLU ARAŞTIRMACI</b>	Arş. Gör. Dt. Yiğit Kaan POLAT
<b>Araştırmanın Açık Adı</b>	<i>Farklı Remineralizasyon Ajanlarının ve Er:YAG Lazer Kullanımının Mine Yüzey Özellikleri ve Mikrosertliği Üzerine Etkisinin İncelenmesi</i>
<b>Karar No</b>	59.
<b>Alınan Karar</b>	Arş. Gör. Dt. Yiğit Kaan POLAT'ın yürüttüğü "Farklı Metotlarla Diş Dokusu Üzerine Uygulanan Çeşitli Remineralizasyon Ajanlarının Mineye Etkilerinin Karşılaştırılması" başlıklı tez konusunun "Farklı Remineralizasyon Ajanlarının ve Er:YAG Lazer Kullanımının Mine Yüzey Özellikleri ve Mikrosertliği Üzerine Etkisinin İncelenmesi" olarak değiştirilmesinde sakınca olmadığına oybirliği ile karar verildi.

Prof. Dr. Ö. Mürat BİLGE  
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR

Prof. Dr. Kezban Meltem COVAK TOPÇU

Yrd. Doç. Dr. Ali KİKİ