

T.C.

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

FARKLI REMİNERALİZASYON AJANLARININ MİNE  
YÜZEYİNE ETKİSİNİN OPTİK KOHERENS  
TOMOĞRAFİ İLE İNCELENMESİ

Dt. Ece BAY CAN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Dr. Öğr Üyesi Esra BOLAT

2019-ANTALYA

**T.C.**  
**AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI REMİNERALİZASYON AJANLARININ MİNE  
YÜZEYİNE ETKİSİNİN OPTİK KOHERENS  
TOMOĞRAFİ İLE İNCELENMESİ**

**Dt. Ece BAY CAN**

**DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Dr. Öğr Üyesi Esra BOLAT**

**2019-ANTALYA**

İTHAF



Sevgili Anneme....

## TEŞEKKÜR

Toplumun her kesiminin eğitim hakkına ulaşmasının önünü açan cumhuriyet sistemine, onu kuranlara, bu anlayışın devamı olarak uzmanlık eğitimine sınavla giriş sistemini getirerek bu eğitimi hak edecek kişilerin daha adil bir yöntemle belirlenmesinde emeği geçenlere ve akademiye bulunma mücadelesi vererek, bizlerin önünü açan tüm kadınlara minnettarım. Eğer onlar olmasaydı ne bu tez, ne de uzmanlık eğitimi almam mümkün olabilirdi.

Uzmanlık tezimin hazırlanmasında bilgi ve deneyimleri ile bana yön veren, zor zamanlarımda her anlamda büyük desteğini gördüğüm, hem akademisyenliği hem de insani yönüyle kendime örnek aldığım değerli danışman hocam Dr.Öğr Üyesi Esra Bolat'a,

İş disiplini ve çalışkanlığıyla bana örnek olan, bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım değerli hocam Doç. Dr. Elçin Esenlik'e,

Bilgilerini hiçbir karşılık beklemeden ve çekinmeden paylaştan, bana mesleği öğreten ve üzerimde emeği olan hocalarıma,

Tezimin deney aşamalarını gerçekleştirdiğim Heidelberg Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti ABD klinik şefi Prof. Dr. Christopher J. Lux'e ve Dr. Sinan Şen'e katkılarından dolayı,

Dostluklarıyla hayatıma renk katan, acı tatlı zamanlarımızı birlikte geçirdiğim, beraber çalışmaktan onur duyduğum; başta Selin Alpağan, Emel Eker, Eylül Polatcan, Esra Pulcu, Başak Erdem, Barış Can Telatar, Fatih Bayır ve Mustafa Yıldırım olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum teknisyen 'ablalarım' Esra Karaoğlu, Hacer Yumak ve Fatma Altan'a,

Hayatımın en kritik kararlarını almamda bana cesaret veren sevgili arkadaşım ve abim Mete Bay'a, beni bugünlere getirmek için her türlü fedakârlığı yapan canım annem ve canım babam Reyhan Bay ve Celal Bay'a, beni merhametiyle büyüten rahmetli anneannem Emine Aliman'a,

Bu tezin yazımı ve uzmanlık sürecimin en yakın tanığı, hayatımın her alanında beni destekleyen, hayallerimi gerçekleştirebilme gücüm, sevgili eşim Taylan Can'a ve değerli ailesine gönülden teşekkür ederim.

Ece BAY CAN

## ÖZET

### Farklı Remineralizasyon Ajanlarının Mine Yüzeyine Etkisinin Optik Koherens Tomografi İle İncelenmesi

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı farklı remineralizasyon ajanlarının etkinliğinin optik koherens tomografi kullanılarak incelenmesi ve bu ajanların bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirilmesidir.

**Yöntem:** Çalışmamızda çekilmiş 12 üst keser, 11 alt keser, 12 kanin, 12 premolar ve 12 adet molar diş olmak üzere toplam 59 diş kullanılmıştır. Tüm dişler su soğutması ile vestibül ve oral yüzlere ayrılmış ve 4 grup oluşturulmuştur; 1. grup kontrol grubudur, 2. gruba R.O.C.S, 3. gruba GC Tooth Mousse ve 4. gruba Fluor Protector remineralizasyon ajanları uygulanmıştır. Tüm gruplar, birbirine yakın sayıda alt keser, üst keser, kanin, premolar ve molar diş içermektedir. Oluşturulan 118 örnek, Alman Standartları Enstitüsü'nün bağlanma dayanımları formuna göre akrilik içerisine gömülmüştür. Tüm örnekler başlangıçta optik koherens tomografi ile taranmıştır. 2., 3., ve 4. gruptaki dişler remineralizasyon sonrası tekrar taranmıştır. Son olarak tüm örnekler ortodontik kompozit bağlanma dayanımı testine tabi tutulmuştur.

**Bulgular:** Remineralizasyon ajanı uygulanan tüm dişlerin vestibül ve oral yüzlerinde başlangıç  $t_0$  ve mineralizasyon işlemi sonrası  $t_1$  gri değerlerinde anlamlı fark olduğu görülmüştür ( $p<0,05$ ). Bağlanma dayanımı vestibül yüzlerde 1. grupta  $15,81\pm 5,97$  Mpa, 2. grupta  $12,95\pm 4,72$  Mpa, 3. grupta  $12,56\pm 4,73$  Mpa ve 4. grupta  $11,11\pm 6,85$  Mpa olarak bulunmuştur ve gruplar arasında anlamlı fark yoktur ( $p>0,05$ ). Ortodontik kompozit bağlanma dayanımı oral yüzlerde 1. grupta  $14,28\pm 7,09$  Mpa, 2. grupta  $8,07\pm 3,38$  Mpa, 3. grupta  $10,12\pm 3,34$  Mpa ve 4. grupta  $7,54\pm 3,34$  Mpa olarak bulunmuştur ve gruplar arası fark anlamlıdır ( $p<0,05$ ).

**Sonuç:** R.O.C.S. ve GC Tooth Mousse'un OKT görüntülerinde gri değerlerde artışa, Fluor Protector'un ise gri değerlerde azalmaya neden olduğu görülmüştür. R.O.C.S., GC Tooth Mousse ve Fluor Protector remineralizasyon ajanları vestibül yüzeylerde bağlanma dayanımını etkilememektedir; ancak oral yüzeylerde R.O.C.S. ve FP'nin bağlanma dayanımını azalttığı görülmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** optik koherens tomografi, remineralizasyon, bağlanma dayanımı

## ABSTRACT

**Objective:** The aim of this study was to investigate the efficacy of different remineralization agents via optical coherence tomography and to evaluate the effect of these agents on shear bond strength.

**Method:**

In this study, a total of 59 teeth, 12 upper cuts, 11 lower cuts, 12 canines, 12 premolar and 12 molar teeth were used. All teeth were divided into vestibular and oral faces with water cooling and 4 groups were formed; the first group was the control group, the second group was R.O.C.S, the third group GC Tooth Mousse and the fourth group Fluor Protector remineralization agents were applied. All groups contain a similar number of lower cuts, upper cuts, canine, premolar and molar teeth. The 118 samples were embedded in acrylic according to the German Standards Institute's bonding strength form. All samples were initially screened by optical coherence tomography. The teeth in groups 2, 3, and 4 were re-scanned after remineralization. Finally, all samples were subjected to orthodontic composite bond strength testing.

**Results:** In the vestibular and oral surfaces of all teeth treated with remineralization agent, there was a significant difference in ti gray values after baseline and mineralization ( $p < 0.05$ ). Attachment strength was  $15,81 \pm 5,97$  Mpa in the 1st group and  $12,95 \pm 4,72$  MPa in the second group,  $12,56 \pm 4,73$  MPa in the third group and  $11,11 \pm 6,85$  in the 4th group. It was found as Mpa and there was no significant difference between the groups ( $p > 0.05$ ). Orthodontic composite bond strength was  $14,28 \pm 7,09$  MPa in the first group,  $8,07 \pm 3,38$  MPa in the second group,  $10,12 \pm 3,34$  MPa in the third group and  $7,54 \pm 3$  in the 4th group. It was found to be 34 MPa and the difference between the groups was significant ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** R.O.C.S. and GC Tooth Mousse 's OCT images showed an increase in gray values and Fluor Protector' s gray values decreased. R.O.C.S., GC Tooth Mousse and Fluor Protector remineralization agents do not affect shear bond strength on vestibular surfaces; but on oral surfaces R.O.C.S. and FP was found to decrease shear bond strength.

**Key words:** optical coherence tomography, remineralization, shear bond strength

# İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b> .....	i
<b>ABSTRACT</b> .....	ii
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	iii
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR</b> .....	vi
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	vii
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	ix
<b>1. GİRİŞ</b> .....	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	3
2.1. Mine.....	3
2.1.2. Minenin İnorganik Yapısı.....	3
2.1.3. Minenin Organik Yapısı.....	3
2.1.3. Minenin Histolojik Yapısı.....	4
2.1.4. Minenin Olgunlaşması ve Mineralizasyonu.....	12
2.2. Remineralize Edici Ajanlar.....	14
2.2.1. Florür.....	14
2.2.2. Kazein Fosfopeptit Amorf Kalsiyum Fosfat (CPP-APP).....	16
2.2.3. Kalsiyum Gliserofosfat (CaGP).....	18
2.3. Mine Kompozit Bağlantısı.....	19
2.3.1. Adezyon.....	19
2.3.2. Minenin asitlenmesi.....	21
2.3.3. Mine Bond Bağlantısı.....	24
2.4. Optik Koherens Tomografi Ve Diş Hekimliğinde Kullanımı.....	25
2.4.1 Optik Koherens Tomografi.....	25

2.4.2 Optik Koherens Tomografinin Çalışma Mekanizması.....	25
2.5.3 Optik Koherens Tomografinin Diş Hekimliğinde Kullanımı.....	32
<b>3.GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>35</b>
3.1. Örnek Sayılarının Belirlenmesi.....	35
3.2. Örneklerin Hazırlanması .....	35
3.2.1 Dişlerin Seçilmesi, Saklanması ve Çalışmanın Akışı.....	35
3.2.2 Dişlerin Separe ile Lingual ve Vestibül Yüzeylerinin Ayrılması.....	37
3.2.3 Örneklerin Akrilik Bloklara Gömülmesi.....	39
3.2.4. Örneklerin Gruplandırılması.....	42
3.3. Örneklerin Optik Koherens Tomografi ile İncelenmesi.....	42
3.3.1. Optik Koherens Tomografi ile Remineralizasyonun İncelenmesi.....	45
3.4. Mineralizasyon İşlemi.....	46
3.4.1. Mineralizasyon İşleminde Kullanılan Yapay Tükürüğün Hazırlanması.....	46
3.4.2. Remineralizasyon Ajanlarının Uygulanması.....	47
3.4.3. Sıyırma Testi İçin Kompozit Blokların Hazırlanması.....	50
3.4.4. Sıyırma Testi.....	53
3.4.5. İstatistiksel Metod.....	54
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>55</b>
4.1. Metod Hatasının Değerlendirilmesi.....	55
4.2. Örneklerin Dağılımına İlişkin Bulgular.....	55
4.3. OKT ile Elde Edilen Gri Değerlere İlişkin Bulgular.....	55
4.4. Mine ve Kompozit Arasındaki Bağlanma Dayanımına İlişkin Bulgular.....	58
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>60</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>79</b>



<b>KAYNAKLAR</b> .....	81
<b>EKLER</b> .....	91
Ek 1. Etik Onay.....	95
Ek 2. Taahütname.....	96
<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	97



## SİMGELER VE KISALTMALAR

<b>ALP</b>	:Alkalen Fosfataz
<b>CaGP</b>	: Kalsiyum Gliserofosfat
<b>CPP-ACP</b>	: Kazein Fosfopeptid – Amorf Kalsiyum Fosfat
<b>DIN</b>	: Deutsches Institut für Normung
<b>FP</b>	: Fluor Protector
<b>HA</b>	: Hidroksiapatit
<b>HF</b>	: Hidrojenflorür
<b>MP</b>	: Mine Prizmaları
<b>MPA</b>	: Megapaskal
<b>OKT</b>	: Optik Koherens Tomografi
<b>PH</b>	: Power of Hydrogen
<b>PNPP</b>	: 4-nitrofenil fosfat
<b>PTFE</b>	: Politetrafloroetilen
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>(°)</b>	: Derece
<b>%</b>	: Yüzde

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1.	Ameloblastlar ve terminal uçlarındaki tomes uzantıları.....	5
Şekil 2.2.	Tomes uzantısı.....	5
Şekil 2.3.	Olgun minede tomes uzantılarının distal ve proksimal kısımlarının oluşturduğu bölgeler.....	6
Şekil 2.4.	Olgun minede HA kristallerinin yönelimi.....	7
Şekil 2.5.	Mine kristalinin teorik çekirdeği.....	8
Şekil 2.6.	Asit ataklarının mine kristaline etkisi.....	8
Şekil 2.7.	Bir mine prizması.....	9
Şekil 2.8.	Bir ameloblastın salgı bölgesi ve bir mine prizmasını salgılayan 4 ameloblast.....	10
Şekil 2.9.	Mine prizmalarındaki mineral yönelimi.....	10
Şekil 2.10.	Mine dentin sınırında Tip 1 mine.....	11
Şekil 2.11.	Mine dentin sınırında Tip 2 mine.....	11
Şekil 2.12.	Mine dentin sınırından uzaklaştığında Tip 3 mine.....	11
Şekil 2.13.	Dışın yüzeyinde mine prizmaları.....	12
Şekil 2.14.	Kök oluşumundan önce minenin olgunlaşması.....	13
Şekil 2.15.	Hidroksiapatit ve florapatit kristallerinin şematik görünümü.....	15
Şekil 2.16.	Bir $\alpha_2$ kazein molekülü.....	17
Şekil 2.17.	Van der Waals kuvvetleri, kimyasal adezyon ve mekanik adezyonun şematik görünümü.....	20
Şekil 2.18.	Suyun farklı materyaller ile oluşturduğu $\theta$ açısı.....	21
Şekil 2.19.	Longitudinal kesitte asitlenmiş mine kristalleri.....	22
Şekil 2.20.	Longitudinal kesitte asitlenmiş minenin görünümü.....	22
Şekil 2.21.	Silverstone'a göre tip 1 mine pürüzlendirme paterni.....	23
Şekil 2.22.	Silverstone'a göre tip 2 mine pürüzlenme paterni.....	23
Şekil 2.23.	Silverstone'a göre tip 3 mine pürüzlenme paterni.....	24
Şekil 2.24.	Rezin tagler.....	25
Şekil 2.25.	İki farklı noktasal kaynak ile oluşturulan suda girişim deseni.....	26
Şekil 2.26.	Vektörel bir dalga.....	27
Şekil 2.27.	İki koherent dalganın girişimi.....	27
Şekil 2.28.	Suda girişim.....	28
Şekil 3.29.	Young deneyi, ışıkta girişim.....	39
Şekil 3.30.	Referans aynanın $d_0$ uzaklığında olduğu durumda interferometrede ayrışan iki ışığın detektöre birleşerek yansıması.....	30
Şekil 2.31.	Ekrana yansıyan girişim deseni.....	30
Şekil 2.32.	Referans aynanın $d_0+x$ uzaklığında olduğu durumda interferometrede ayrışan iki ışığın dedektöre yansıması.....	31
Şekil 2.33.	Göz dokusunun OKT ile incelenmesi.....	33
Şekil 3.1.	Çalışmanın genel akış şeması.....	37
Şekil 3.2.	Dişlerin elmas separe ile vestibül ve lingual yüzeylerine ayrılması.....	38
Şekil 3.3.	Dişlerin vestibül ve lingual yüzeylerinin ayrılarak numaralandırılmış bölümlerde saklanması.....	38
Şekil 3.4.	DIN 13990-1/-2 standart formuna göre bağlanma dayanımının incelendiği elemanların kesitsel görünümü.....	39
Şekil 3.5.	Şekil 3.6. DIN 13990-1/-2 standart formuna göre farklı bağlanma	

	dayanımlarının ölçümü için kullanılan örnekler.....	39
<b>Şekil 3.6.</b>	3 mm çaplı metal paralelometre parçası.....	40
<b>Şekil 3.7.</b>	PTFE'den hazırlanmış akrilik blok kalıpları.....	41
<b>Şekil 3.8.</b>	Dişlerin paralelometre ile PTFE bloklardaki akrilik içerisine gömülmesi.	41
<b>Şekil 3.9.</b>	Polisajı yapılmış hazır bir örnek.....	42
<b>Şekil 3.10.</b>	The Spectralis® optik koherens tomografi cihazı.....	43
<b>Şekil 3.11.</b>	Örnekler için özel imal edilmiş, örneklerin OKT cihazına sabitlemesi için kullanılan metal parça.....	44
<b>Şekil 3.12.</b>	OKT ile alınmış bir kesit örneği.....	44
<b>Şekil 3.13.</b>	ImageJ ile gri değer sinyallerinin ölçümü.....	45
<b>Şekil 3.14.</b>	Birbirlerine oranlanan alanların ölçümü.....	45
<b>Şekil 3.15.</b>	Grupların spektrofotometrede incelendiği reaksiyon kabı.....	47
<b>Şekil 3.16.</b>	Örneklerin saklandığı su banyosu.....	48
<b>Şekil 3.17.</b>	R.O.C.S. Medical Minerals Remineralizasyon Jeli.....	49
<b>Şekil 3.18.</b>	Ivoclar Vivadent Fluor Protector Vernik.....	50
<b>Şekil 3.19.</b>	Şemaya göre oluşturulmuş silikon kalıp.....	51
<b>Şekil 3.20.</b>	Silikon kalıp üretimi için hazırlanan PTFE kalıpların şeması.....	51
<b>Şekil 3.21.</b>	Silikon kalıbın şematik görünümü.....	52
<b>Şekil 3.22.</b>	Elips ve alan formülü.....	52
<b>Şekil 3.23.</b>	Sıyırma testi için kullanılan düzenek.....	53

## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 3.1.</b>	Gruplardaki Örnek Sayıları ve Dağılımları.....	36
<b>Tablo 3.2.</b>	Örneklerin Yüzdelerik Dağılımı.....	36
<b>Tablo 3.3.</b>	Toplam OKT Tarama Sayıları ve Tarama Zamanları.....	43
<b>Tablo 4.1.</b>	Vestibül ve Oral Yüzlerin Gruplara Göre Dağılımı.....	55
<b>Tablo 4.2.</b>	Tüm Örnekler İçin Çalışma Gruplarına göre $t_0$ ve $t_1$ Ölçümleri Arasındaki İlişkilerin Değerlendirilmesi.....	56
<b>Tablo 4.3.</b>	Gri Değer Farklarının Vestibül ve Oral Yüzlere Göre Gruplar Arası Karşılaştırılması.....	56
<b>Tablo 4.4.</b>	Tüm Gruplar İçin Gri Değer Ölçümlerinin Vestibül ve Oral Yüzeyler Arasında Karşılaştırılması.....	57
<b>Tablo 4.5.</b>	Mine ve Kompozit Arasındaki Bağlanma Dayanımının Vestibül ve Oral Yüzeyler Arasında Karşılaştırılması.....	58
<b>Tablo 4.6.</b>	Vestibül ve Oral Yüzeylerde Mine ve Kompozit Arasındaki Bağlanma Dayanımının Gruplar Arasında Karşılaştırılması.....	59

## 1. GİRİŞ

Günümüzde bireyler öz bakımlarına daha fazla önem vermektedirler; görünümüne daha fazla dikkat etmekte ve kişisel bakım ürünlerine daha fazla para harcamaktadırlar. Bu durum, kişilerin geçmişe göre daha fazla ortodontik tedavi ihtiyacı hissetmelerine sebep olmaktadır. Yine aynı sebeple bireyler çeşitli mecralardan (e-store siteleri, yaygınlaşan kişisel bakım ürünleri mağazaları) kişisel bakım ürünlerini temin edip uygulamaktadır. Mine remineralizasyon ajanları da bu kişisel bakım ürünleri arasında yer almaktadır.

Dental plak oluşumunun engellenmesinde en önemli basamak mekanik temizlemedir; ancak mekanik temizlemenin yetersiz olduğu durumlarda profilaktik ajanlar uygulanabilmektedir<sup>(1)</sup>. Florür, minenin demineralizasyonunu önleme ve başlangıç lezyonlarını iyileştirici etkisi nedeniyle uzun yıllardır kullanılan bir ajandır<sup>(2)</sup>. Ancak florürün florozis oluşturabilmesi ve toksik etkisi nedeniyle florür içermeyen, kazein fosfopeptid-amorf kalsiyum fosfat (CPP-ACP) ile kalsiyum gliserofosfat (CaGP) içeren preparatlar son yıllarda özellikle pedodontistler tarafından sıklıkla kullanılmaktadır<sup>(3)</sup>. Günümüzde gittikçe artan sayıda birey, profilaktik ajanların kullanımından sonra ortodontik tedavi amacıyla kliniklere başvurmaktadır. Bu ajanların bazılarının klinik olarak etkinliği çalışmalarla ortaya konmuşken, bazılarının etkinliği ile ilgili yeterli çalışma yoktur<sup>(4-7)</sup>.

Optik koherens tomografi (OKT), oftalmolojide yaygın olarak kullanılan, biyolojik yapıların kesitsel olarak incelenmesini sağlayan, invaziv olmayan bir görüntüleme tekniğidir. OKT'nin diş hekimliğinde kullanımı oftalmolojiye göre çok yenidir. OKT ile oral mukozayı, periodontal yapıları ve dişin sert dokularının demineralizasyonunu ve remineralizasyonunu incelemek mümkündür<sup>(8, 9)</sup>. Diş sert dokularının mineral değişiminin incelenmesinde pek çok farklı yöntem kullanılmaktadır; ancak hiçbir yöntem, çok yüksek hassasiyet ile mineral tipi ve mineral miktarının değişimini belirleyememektedir. Son yıllarda giderek artan sayıda çalışmada diş sert dokularının incelenmesinde OKT'nin başarıyla kullanılması; umut vaadeden, invaziv olmayan, yüksek hassasiyet ile görüntü elde etme imkanı tanıyan bu görüntüleme yönteminin bu çalışmada kullanılmasına yol açmıştır.

Şimdiye kadar yapılan çalışmalar, farklı remineralizasyon ajanlarının bağlanma dayanımına etkisine dair farklı görüşler olduğuna işaret etmektedir<sup>(10-16)</sup>. Klinik pratiğinde düşürülen braketler iş gücü kaybına neden olmakta ve hastaların toplam tedavi süresini uzatmaktadır. Bu durum sınırlı kapasitesi olan kliniklerin yeni hasta alımını geciktirmektedir. Braket bağlanma başarısızlığının en önemli nedenlerinden biri de mine ve kompozit bağlantısının zayıf olmasıdır. Mevcut literatürde; florür, CaGP ve CPP-ACP içeren remineralizasyon ajanlarının mine ve ortodontik kompozitin bağlanma dayanımını karşılaştıran bir çalışma yoktur. Çalışmamızın amacı; oftalmolojide invaziv olmayan bir tanı aracı olarak kullanılan OKT ile CaGP, CPP-ACP ve florür içeren remineralizasyon ajanlarının etkinliğini değerlendirmek ve bağlanma dayanımı testi ile bu ajanların braketlerin bağlanma dayanımına etkisini incelemektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Mine

Mine, insan vücudunun en sert dokusudur. Yaklaşık % 96'sı mineral, %1'e varan bölümü organik madde ve geri kalanı sudur. Mine, dışın diğer yapılarının üzerini örter ve onları korur. Çiğneme kuvvetlerine ve aşınmaya karşı dirençli bir yapıya sahiptir. Büyüme ve gelişim süreci içerisinde yapısında fazla olan organik bileşenleri ve suyu kaybeder, bunların yerine yapısına hidroksiapatit kristalleri katılır. Mine, bu yoğun kristal yapısı nedeniyle vücudun ikinci sert dokusu olan dentinden 5 kat daha serttir<sup>(17)</sup>.

#### 2.1.1. Minenin İnorganik Yapısı

Diğer mineralize dokularda olduğu gibi, minede de inorganik materyalin çoğunluğunu ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ) basit kimyasal formülü ile ifade edilen hidroksiapatit kristalleri oluşturur. Bu kristaller; mine dokusunun hacmen % 88-90'ını, ağırlık olarak ise %95-96'sını meydana getirir<sup>(17-19)</sup>.

Mine sentezi sırasında ortamda eser element ve iyonların bulunması durumunda, bu maddeler de kristallerin yapısına katılır ya da içine geçerek emilir<sup>(20, 21)</sup>. Bu nedenle minenin yapısında, hidroksiapatit kristallerini oluşturan kalsiyum (Ca), fosfat ( $\text{PO}_4$ ) ve hidroksil ( $\text{OH}^-$ ) gruplarından başka eser miktarda karbonat, flor, çinko, stronsiyum, magnezyum ve alüminyum bulunur<sup>(22)</sup>.

Minenin yapısına katılan bazı eser elementler çürük önleyici özelliklere sahiptir. Bunlardan en önemlisi flordur. Çürük önleyici etkileri bilinen diğer eser elementler ise; bor, baryum, lityum, magnezyum, molibden, stronsiyum ve vanadyum olarak sıralanabilir. Mine yapısına katılan karbonat, kadmiyum klorür, demir, kurşun, manganez, kalay, çinko ve magnezyum gibi bazı eser elementler ise minenin çürüğe karşı duyarlılığını artırır<sup>(22)</sup>.

#### 2.1.2. Minenin Organik Yapısı

Organik maddeler, olgun mine dokusunun %1'inden daha az bir kısmını oluşturur<sup>(17)</sup>. Bunlar; büyük protein kompleksleri, siathelin, serbest aminoasitler ve lipitler gibi maddelerdir<sup>(22)</sup>. Olgun minenin organik bileşenleri genellikle ameloblastlar tarafından salınan ürünlerden oluşur. Bununla birlikte kan, tükürük ve oral floradan bazı eksojen



bileşenler de mine içine dâhil olabilirler. En yaygın eksojen bileşen, serum albüminidir<sup>(23)</sup>. Minenin organik matriksindeki lipitlerin ise amelogenesis safhasında oluşan tomes uzantılarının arasında sıkışan kalıntılar olduğu düşünülmektedir<sup>(24)</sup>.

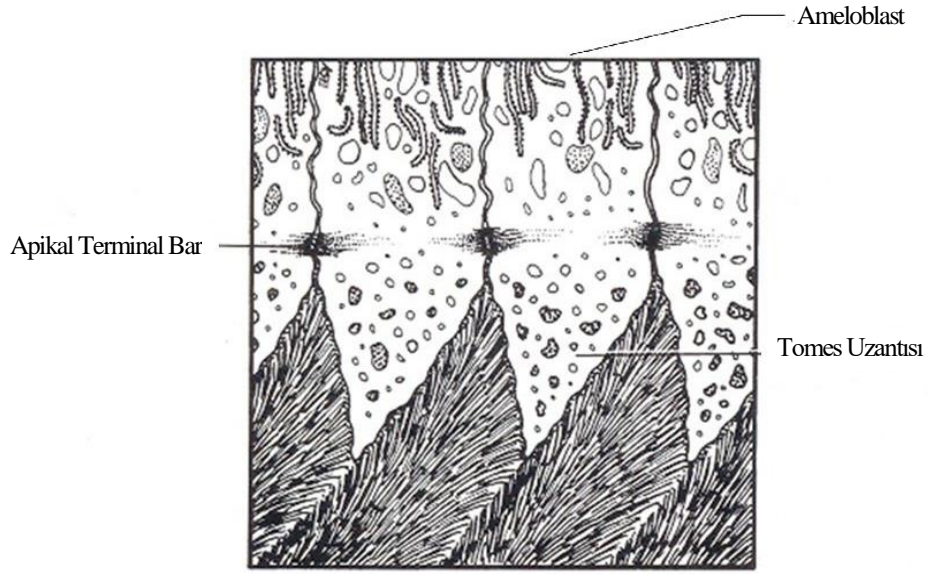
Minenin büyüme ve gelişim döneminde olgun mineye göre çok daha fazla organik madde içermesi, organik materyalin mine gelişimindeki etkisini açıklamaktadır. Mine hidroksiapatit kristalleri, diğer destek dokularında bulunan hidroksiapatit kristallerine göre daha büyüktür. Hidroksiapatit kristalleri arasındaki boyut farkının mine matriks proteinlerinin etkisinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Büyüme ve gelişim sonrası mine yapısında kalan organik materyal önemsiz gibi görünmekle birlikte; organik maddeler, suyla birlikte kristalleri ve mine prizmalarını çiğneme kuvvetlerine karşı bir arada tutan bir yapıştırıcı görevi görürler<sup>(17)</sup>.

### **2.1.3. Minenin Histolojik Yapısı**

Mine ektodermal kökenli hücreler tarafından salgılanmaktadır, oysa dişin diğer yapılarının çoğu mezodermin nöral krista hücrelerinden köken alır<sup>(17)</sup>. Mine matriksi, diğer mezoderm veya ektomezenkim kaynaklı mineralize dokuların ve kıkırdak gibi destek dokuların aksine, ana matriks bileşeni olan kollajeni içermez; kendine has matriks proteinleri içerir<sup>(17, 20, 25)</sup>.

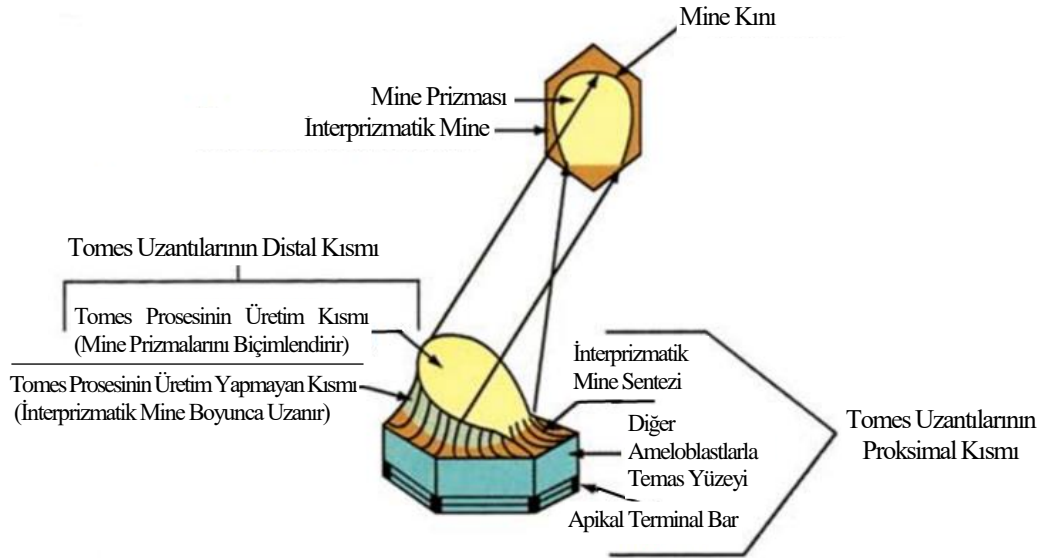
Mine matriksi ameloblastlar tarafından salgılanır. Embriyolojik gelişim döneminde ilk dentin tabakasının odontoblastlar tarafından salgılanmasından hemen sonra, ameloblastlar mine formasyonuna başlar<sup>(26)</sup>.

Ameloblastlar klasik bir salgı hücresi yapısındadırlar; uzun prizmatik hücreler olup, çekirdeğin altındaki bölgede çok sayıda mitokondri içerirler. Nükleusun üzerinde ise iyi gelişmiş bir golgi aygıtı ve endoplazmik retikulum bulunur. Her bir ameloblast, tomes uzantısı adı verilen apikal bir çıkıntıya sahiptir (Şekil 2.1.). Bu çıkıntılar mine matriksini oluşturan proteinleri içeren çok sayıda salgı granülleri içerir ve genellikle endoplazmik retikulum ve mitokondriden yoksundurlar<sup>(27)</sup>. Ameloblastlar, prizmasız yapıdaki mineyi ilk dentin tabakası üzerine salgırlar. Takiben ameloblast hücreleri, her 24 saatte bir 4 µm mine matriksi salgılayarak perifere doğru çekilirler ve salgılama aşamasının sonunda yine prizmasız mine salgılayarak dejenere olurlar<sup>(17, 22)</sup>.



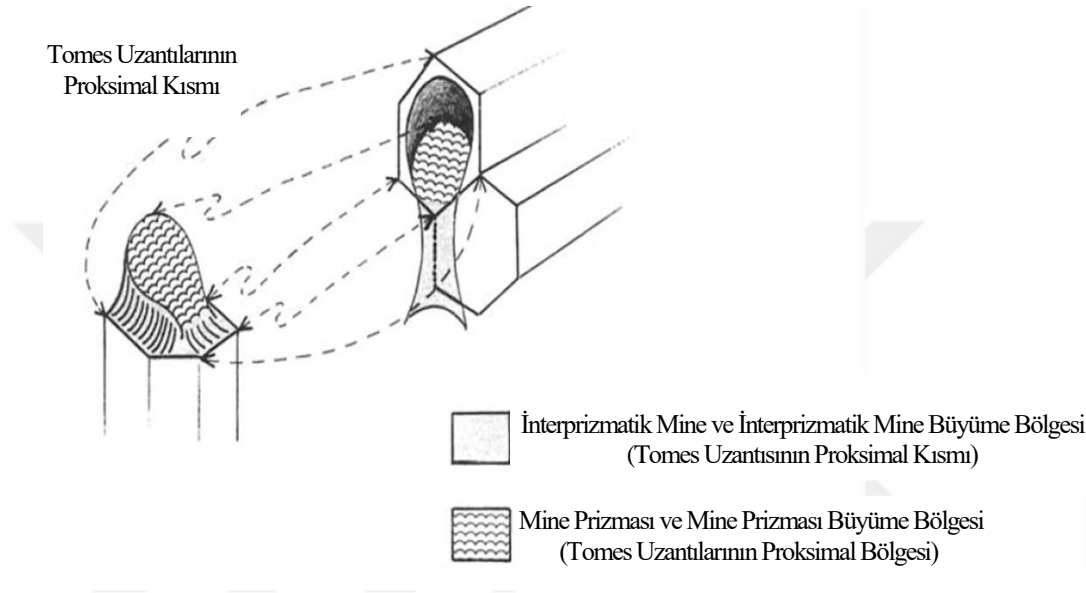
Şekil 2.1. Ameloblastlar ve terminal uçlarındaki tomes uzantıları<sup>(17)</sup>.

Tomes uzantılarını distal ve proksimal kısım olarak ikiye ayırmak mümkündür (Şekil 2.2.). Tomes uzantısının proksimal kısmı bitişik ameloblastlarla temas eder ve interprizmatik alanı oluşturur. Distal kısım ise mine prizmasını oluşturur<sup>(17)</sup>.



Şekil 2.2. Tomes uzantısı. Tomes uzantıları iki kısma ayrılır. Distal kısım, mine prizmalarının formasyonunu gerçekleştirir. Proksimal kısım ise interprizmatik mine sentezini yapar. Sentezlenen hidroksiapatit kristalleri hücre membranına dik bir şekilde uzanır<sup>(17)</sup>.

Tomes uzantılarının distal ve proksimal kısımlarındaki membranın yönelimi, minenin kendine özgü ve düzenli bir kristal dizilimi oluşturmasına neden olur (Şekil 2.3.). Bu yönelim nedeniyle HA kristalleri, hücre membranına dik olarak uzanır. Prizmaların baş kısmında yer alan apatit kristallerinin uzun aksı, mine prizmalarının uzun aksına paralel seyrederken, kuyruk kısmında yer alanlar ise prizma aksı ile açı yapar<sup>(17, 28)</sup>.



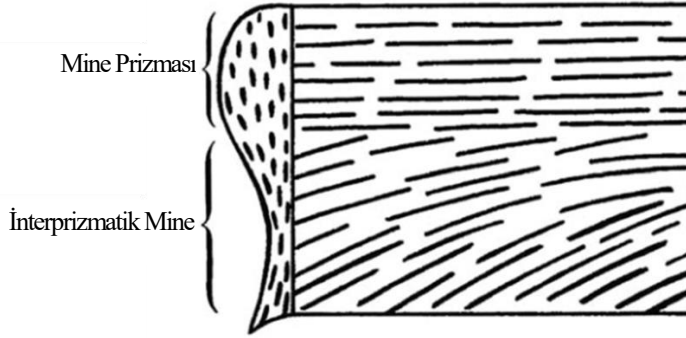
Şekil 2.3. Olgun minede tomes uzantılarının distal ve proksimal kısımlarının oluşturduğu bölgeler<sup>(17)</sup>.

### Hidroksiapatit Kristalleri

Hidroksiapatit (HA) kristallerinin basit kimyasal formülü  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)$ 'dır. Diğer mineralize dokularda da bulunan HA kristalleri, minenin yapısında hem dizilim hem de boyut açısından farklılık gösterir<sup>(29)</sup>. Minenin yapısında bulunan HA kristalleri çok büyüktür, çubuk benzeri bir yapı gösterirler ve belirli bir yönde seyrederek<sup>(17)</sup>.

HA kristalleri sulu bir ortamda mikronun altında büyüklüklerde oluşur. Normal PH seviyelerinde çoğunlukla levha şeklinde oluşurlar, ancak bazen şerit şeklinde de oluşabilir. HA'nın minenin yapısında bulunduğu şekliyle oluşabilmesi için özel şartlar gerekir. Yüksek PH değerlerinde HA hegzagonal prizmalar şeklinde çökeler ve uygun hidrotermal koşullarda bu prizmalar 2 mm'nin üzerinde uzunluklara ulaşabilir<sup>(29-31)</sup>.

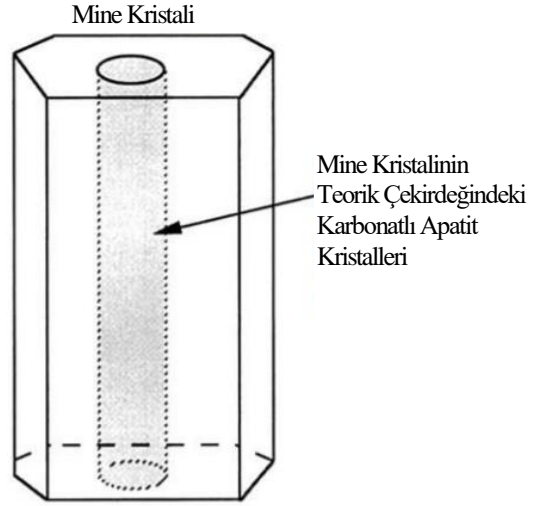
HA kristallerinin mine prizmaları ve interprizmatik alandaki yönelimi, mineye belirli bir esneklik kazandırarak makaslama kuvvetlerine karşı daha dayanıklı olmasını sağlar<sup>(17)</sup>. Olgun minedeki kristal yönelimi Şekil 2.4.'te görülmektedir.



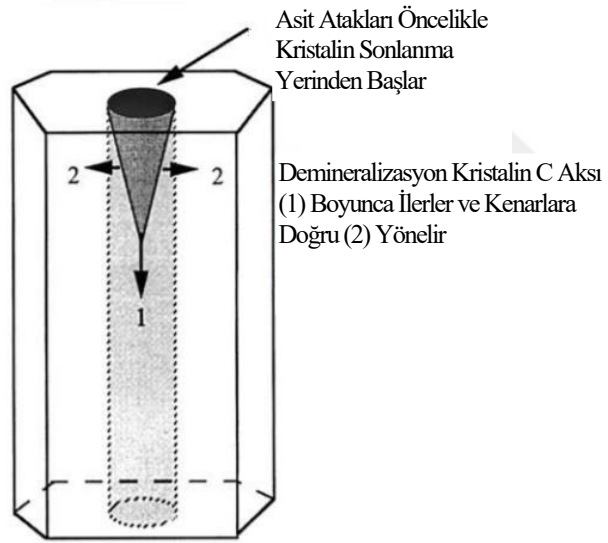
**Şekil 2.4.** Olgun minede HA kristallerinin yönelimi. HA kristalleri transversal kesitlerde mine çubukları boyunca uzanır. İnterprizmatik minede kristallerin yönelimi değişir. Bu kristaller mine prizmalarındaki HA kristallerine göre belli bir açı yapar, ancak bu açı hiçbir zaman 90° olmaz<sup>(17)</sup>.

Mine, büyük oranda HA kristallerinden oluşmakla birlikte, florapatit ve karbonatlı apatit gibi eser miktarda farklı kristaller de içerir. Bu ilave kristal bileşenlerin mine kristallerinin asitler karşısındaki çözünürlüğünü etkilediği; florapatitin asitlere karşı direnç sağladığı, karbonatlı apatitin asitlere karşı zayıf direnç gösterdiği bildirilmiştir<sup>(32)</sup>. Bileşenlerinin kristal içerisindeki dağılımı, mine kristallerinin asidik çözeltilerdeki çözünme paternlerini etkiler<sup>(17)</sup>.

Mine kristallerinin oluşumu sırasında ilk sentezlenen mineral karbonatlı apatittir. Olgunlaşma safhasında kristaller periferden olgunlaşmaya başlarlar. Bu nedenle olgun minede, mine kristallerinin merkezinde periferine göre daha fazla karbonatlı apatit bulunur (Şekil 2.5.). Karbonatlı apatitin kristalin merkezinde perifere göre daha fazla bulunması, kristalin demineralizasyonunun ilk olarak merkez bölgesinden başlamasına ve kristalin uzun aksı yani c aksı boyunca ilerlemesine neden olur<sup>(17, 33)</sup>. Demineralizasyon sürecinde mine kristali Şekil 2.6.'da görülmektedir.



**Şekil 2.5.** Mine kristalinin teorik çekirdeği. Bu çekirdek, periferine göre karbonatlı apatitten zengindir<sup>(17)</sup>.



**Şekil 2.6.** Asit ataklarının mine kristaline etkisi<sup>(17)</sup>.

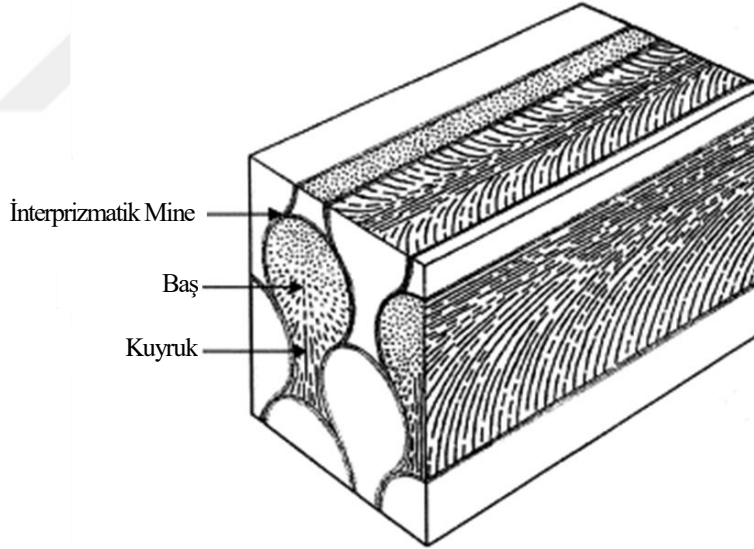
Vücuttaki mineralize dokularda bulunan HA kristallerine göre daha büyük olan mine HA kristalleri, elektron mikroskobunda kolayca görülebilir. Genişlikleri 30 ila 90 nm arasında değişir; ancak boyları, kristalin uzun aksına paralel bir kesit alınmanın zorluğu ve kristallerin kesit alınırken kırılması nedeniyle tartışma konusu olmuştur<sup>(17)</sup>. İlerleyen yıllarda yapılan çalışmalarda, bu kristallerinin boyunun minenin derinliği kadar olabileceği görülmüştür<sup>(34)</sup>. Mine matriks proteinlerinin, moleküllerin uç uca eklenmesini kolaylaştırarak HA kristallerinin boyunda ciddi artışa neden olduğu

düşünülmektedir<sup>(17, 35)</sup>. Dentin ve kemikte bulunan HA kristallerinin kalınlığı 3 ila 6 nm arasında değişmekte, boyları ise 60 nm'ye kadar çıkabilmektedir. Karşılaştırıldığında; minenin HA kristalleri dentin, sement ve kemiğe göre 10 kat kadar daha kalın ve binlerce kat daha uzundur<sup>(17)</sup>.

### Mine Prizmaları

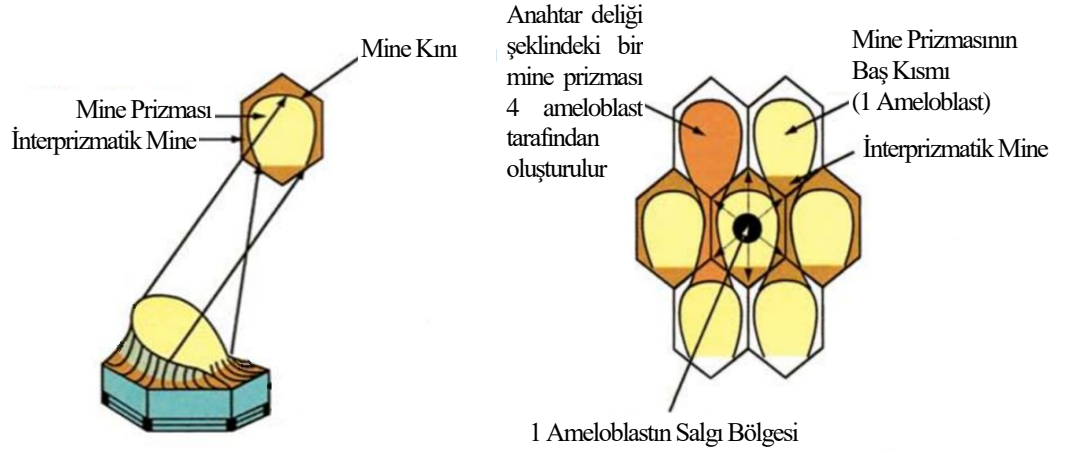
Mine prizmaları; baş, kuyruk ve interprizmatik mineden oluşurlar ve düzenli bir şekilde dizilerek mine dokusunu oluştururlar (Şekil 2.7.). Hem interprizmatik mine, hem de mine prizmalarının baş ve kuyruk kısmı, HA kristallerinden yapılmıştır; sadece kristallerin yerleşim yönü farklıdır. Her bir prizma, mine tabakası kalınlığı boyunca uzanır ve dalgalı bir yol izler. Mine prizmalarındaki HA kristalleri mineye dayanıklılık sağlayacak şekilde sıkıca paketlenmiştir. Prizmaların gruplar halinde düzenlenmesi, minenin mekanik özellikleri açısından büyük önem taşır<sup>(28, 36)</sup>.

Mine prizmaları, farklı HA kristali yönelimi nedeniyle, ışığı farklı şekillerde kırarak anahtar deliğine benzer bir görüntü oluştururlar<sup>(17)</sup>.



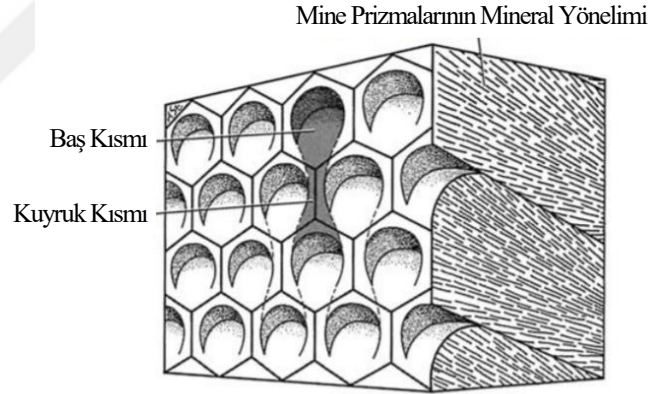
Şekil 2.7. Bir mine prizması. Baş, kuyruk ve interprizmatik mine bir mine prizmasını oluşturur<sup>(37)</sup>.

Anahtar deliği şeklindeki bir mine prizması, 4 ameloblastın salgısıyla oluşur. Prizmanın baş kısmı tek bir ameloblast tarafından oluşturulurken, kuyruk kısmı 3 ameloblast tarafından sentezlenir. Yani her bir ameloblast bir mine prizmasının baş kısmını ve etrafındaki farklı interprizmatik alanları salgılar<sup>(17)</sup>. Ameloblastların salgı bölgeleri Şekil 2.8.'de görülmektedir.



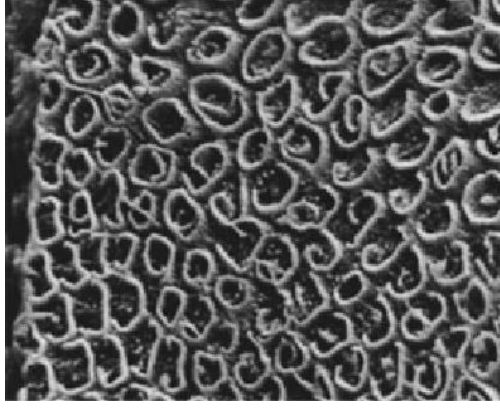
Şekil 2.8. Bir ameloblastın salgı bölgesi ve bir mine prizmasını salgılayan 4 ameloblast<sup>(17)</sup>.

Mine kristallerinin prizmalar içerisinde belli bir yönelimi vardır (Şekil 2.9.). Mine prizmalarının uzun aksına göre periferde doğru bir sapma gösterirler. Mine formasyonu sırasında bu kristaller ameloblastların membranına dik olarak sentezlenir, bunun nedeni tomes uzantılarının ameloblastlardaki yerleşimidir<sup>(17)</sup>.

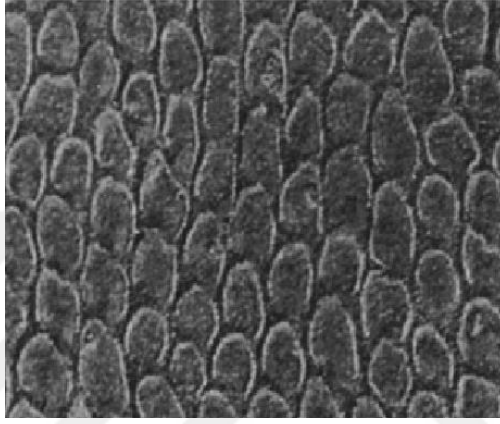


Şekil 2.9. Mine prizmalarındaki mineral yönelimi<sup>(17)</sup>.

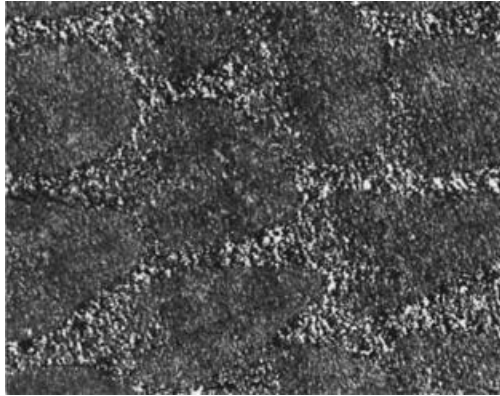
Mine, mine-dentin sınırına yaklaştıkça farklı prizma paternleri gösterebilir, ancak mine-dentin sınırından uzaklaştıkça yani yüzeye yaklaştıkça klasik anahtar şeklini alır. Mine, prizma paternine göre tip 1 (Şekil 2.10.), tip 2 (Şekil 2.11.) ve tip 3 (Şekil 2.12.) mine olarak sınıflandırılmıştır. Ancak bazı bireylerde, yüzeyde de farklı tipte prizma paternleri görülebilir. Prizmalar tüm mine kalınlığı boyunca dişin yüzeyindeki aprizmatik mineye kadar uzanır (Şekil 2.13.). Aprizmatik mine 20-40 mikron arası bir kalınlığa sahiptir ve süt dişlerinde daimi dişlere göre daha kalındır<sup>(17)</sup>.



**Şekil 2.10.** Mine dentin sınırında tip 1 mine. Prizmaların düzensiz dağılımı görülüyor<sup>(17)</sup>.

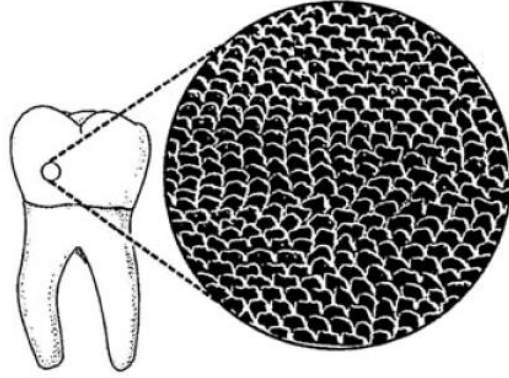


**Şekil 2.11.** Mine dentin sınırında tip 2 mine. Prizmaların vertikal yönelimi görülüyor<sup>(17)</sup>.



**Şekil 2.12.** Mine dentin sınırından uzaklaştığında, tip 3 mine. Prizmaların baş ve kuyruk kısmındaki kristallerin yönelimi görülüyor<sup>(17)</sup>.





Şekil 2.13. Dişin yüzeyinde mine prizmaları. Mine prizmalarının başı, dış yüzeyine diktir<sup>(17)</sup>.

### **Aprizmatik Mine**

Mine-dentin sınırında salgılanan mine, bazal laminalar ortadan kalktığına oluşturulur ve bu anda tomes uzantıları henüz tam olarak oluşmadığından, salgılanan mine, mine prizmalarından yoksundur. Başlangıçtaki bu mine, daha sonra tomes uzantılarının proksimal kısmı olacak bölümler tarafından oluşturulur<sup>(17)</sup>.

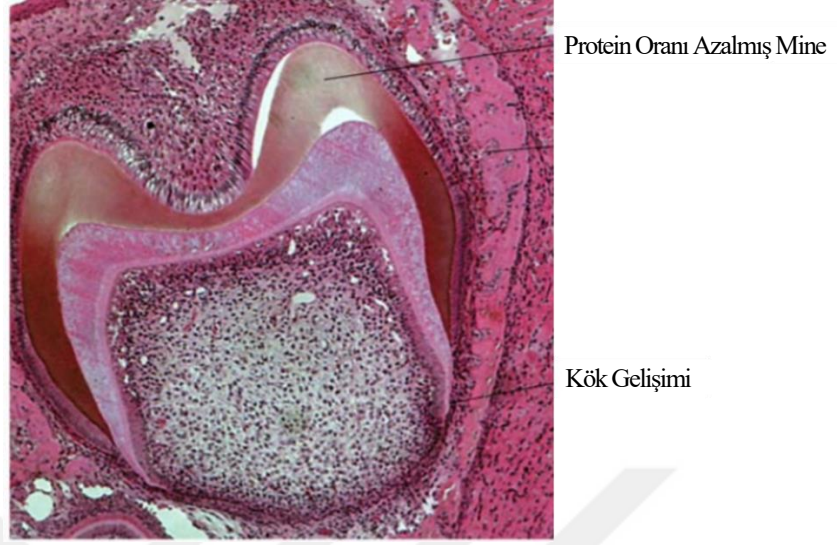
Minenin salgılanması sona ererken, tomes uzantıları dejenere olmaya başlar. Bu durum başlangıç minesinin salgılandığı, tomes uzantılarının ve ameloblastların henüz olgunlaşmadığı döneme benzer ve sentezlenen mine, ilk salgılanan mine gibi aprizmatik olur. Sonuçta bir mine prizması; ortasında baş kısmı, etrafında interprizmatik mine ve mine formasyonunun başında ve sonunda salgılanan aprizmatik mine ile kapalı bir yapı olarak tarif edilebilir<sup>(17)</sup>.

### **2.1.4. Minenin Olgunlaşması ve Mineralizasyonu**

Mine olgunlaşması sonucunda, minenin su ve organik bileşenleri azalarak mineral bileşeni artar. Mine salgılanmaya başladığı anda mineralize olmaya başlar; preentin benzeri bir doku hiç oluşmaz; bu, mineyi kemik ve dentinden ayıran bir başka özelliştir<sup>(17)</sup>.

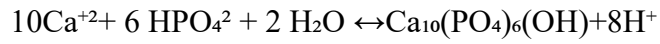
Mine salgılanmaya başladığında prizmaların ortası daha mineralizedir, ancak olgunlaşma süreci devam ettikçe iyon hareketi mine prizmalarının periferinde daha fazla olur ve sonuçta interprizmatik alanlar daha fazla mineralize olur. Dişin kurunun

servikal bölgeleri ve santral olukları en son mineralize olan bölgelerdir<sup>(17)</sup>. Minenin olgunlaşması Şekil 2.14.'te görülmektedir.



**Şekil 2.14.** Kök oluşumundan önce minenin olgunlaşması. Mine servikalden oklüzale doğru olgunlaşır<sup>(17)</sup>.

Bu olgunlaşma süreci, bir takım karmaşık kimyasal süreçlerle açıklanmaktadır. Minenin tekrar eden birimi olan HA,



formülüne göre sentezlenir. Bu reaksiyon, tersinir bir reaksiyondur. Reaksiyonun sonunda ortaya çıkan hidrojen iyonu ( $\text{H}^+$ ) PH'yı düşürür ve ortam asidik hale gelir. Ortamın asiditesinin uzun süre devam etmesi, mine kristallerinin çözünmesine neden olur. Bu çözünmeyi amelogenезisin sekresyon fazında mine matris proteinleri tarafından salgılanan, PH'ya göre asidik ya da bazik özellik gösterebilen zwitter iyonların tamponlama yaparak engellediği düşünülmektedir. Ancak olgunlaşma ilerledikçe minenin protein içeriği azalır ve bundan sonra karbonik anhidraz enzimi ve bikarbonat anyonlarının tamponlama mekanizması devreye girer. Olgunlaşma ilerledikçe başlangıçta ince olan mine kristalleri kalınlaşır ve birbirlerine kenetlenirler. Olgunlaşma diş sürdükten sonra da devam eder, tükürük içerisinde bulunan kalsiyum ve fosfat iyonları zaman içerisinde minede birikir<sup>(17)</sup>.

Mine dokusunun histolojik yapısı ve olgunlaşması, büyüme ve gelişim döneminden itibaren çok sayıda mekanizmanın etkisi altında gerçekleşir ve sonuç olarak, dişin

farklı bölgelerinde kendine has kristal dizilimine sahip, fizyolojik ve kimyasal etkilere karşı dayanıklı bir biyolojik yapı meydana gelir.

## **2.2. Remineralize Edici Ajanlar**

Diş minesinin mineral yapısı, çevresiyle ve tükürükle bir denge halindedir. HA kristalleri, demineralizasyon ve remineralizasyon döngüsünün etkisi altındadır. Bu döngü çevresel etkenler nedeniyle bazen demineralizasyon lehine, bazen de remineralizasyon lehine dönmektedir<sup>(38)</sup>. Tükürük, çürük oluşumunun engellenmesindeki en önemli yapıdır<sup>(39)</sup>. Tükürük; taşıyıcı olarak görev yapar. Mineraller tükürük içinde bulunur ve remineralizasyon sırasında kullanılır<sup>(40)</sup>. Bazın oluşmuş demineralizasyon alanının boyutu, etkili bir remineralizasyon ajanı kullanılsa bile iyileşemeyecek düzeyde olabilir. Bu durumda, beyaz nokta lezyonlarının oluşumunu önlemeye yönelik yöntemler önem kazanmaktadır<sup>(41)</sup>.

Minenin remineralizasyonu için son yıllarda pek çok farklı yöntem kullanılmaktadır. Burada çalışmamızda kullandığımız remineralizasyon ajanları olan R.O.C.S., GC Tooth Mousse ve FP'nin ana etken maddeleri olan CaGP, CPP-ACP ve florür üzerine daha ayrıntılı bilgi verilecektir.

### **2.2.1. Florür**

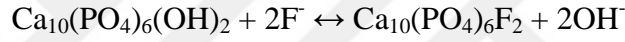
Flor, doğada bulunan en aktif halojen elementtir. Bu nedenle doğada serbest olarak bulunamaz, bileşikler halinde bulunur. Metallerle bileşik oluşturma eğilimi fazladır ve metal bileşiklerinde florür ismini alır. Diş hekimliği terminolojisinde; florun bileşikleri için florür ismi kullanıldığından, metal bileşiği olsun olmasın, tüm flor içerikli ajanlar için bu tezde florür adı kullanılacaktır<sup>(42-50)</sup>.

Florür, uzun yıllardır diş hekimliğinde kullanılan ve çürük oluşumunu önleyici özelliği bilinen bir remineralizasyon ajanıdır<sup>(51-54)</sup>. Demineralizasyonun engellenmesinde, minenin en dış tabakasındaki florür miktarı önemli bir faktördür<sup>(55)</sup>. Diş minesinin sürekli olarak florür iyonlarıyla temas etmesi, minenin florür içeriğini arttırmaktadır. Asit ortamda bulunan düşük yoğunluktaki (1 ppm) florürün, hidroksiapatit kristalleri üzerinde ince bir florapatit katmanı oluşturarak demineralizasyonu azalttığı bilinmektedir<sup>(56)</sup>.

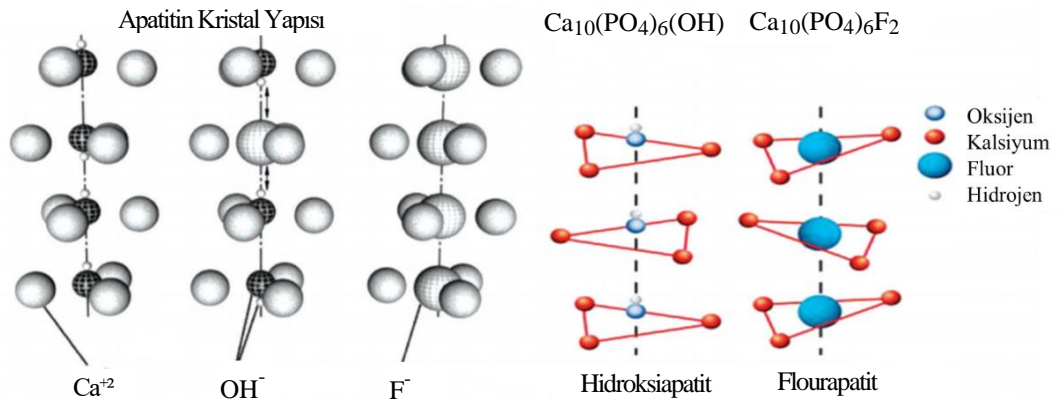
## Florürün Etki Mekanizması

Florür etkisini üç farklı şekilde gösterir<sup>(33)</sup>. Florür, ilk olarak minenin mineral yapısına katılarak hidroksiapatiti daha az çözünür olan florapatite dönüştürür ve minenin asitte çözünürlüğünü azaltır. İkincisi, bakteriyel enzimleri inhibe eder ve bakterilerin mine yüzeyine bağlanmasını güçleştirir. Üçüncü olarak da, asitlerle demineralize olan alanlarda diş minesinin tamirini sağlar ve remineralizasyonu destekler<sup>(33, 57-60)</sup>.

Kalsiyum HA'da yüksek miktarlarda bulunan metalik bir elementtir. Kalsiyumun metalik özelliği nedeniyle florun kalsiyuma ilgisi çok yüksektir<sup>(61, 62)</sup>. HA herhangi bir asit atağına maruz kalıp yapısı bozulmamış olsa bile flor, HA yapısında bulunan hidroksil (OH<sup>-</sup>) iyonlarının yerine kolayca geçer. Böylece asitler karşısında daha az çözünen, sıkıştırma kuvvetlerine daha dayanıklı ve daha sıkı bir molekül yapısına sahip olan florapatit yapı oluşur<sup>(63-65)</sup>. Florapatitin formülasyonu aşağıda belirtildiği gibidir:



HA ve florun hidroksil iyonunun yerine geçmesiyle oluşan florapatit, Şekil 2.15.'de gösterilmiştir.



Şekil 2.15. Hidroksiapatit ve florapatit kristallerinin şematik görünümü<sup>(65)</sup>.

Florürün ikincil etki mekanizması, karbonhidrat metabolizmasında rol alan mikroorganizmalar üzerindeki olumsuz etkisidir. Florür iyonize formda iken bakterilerin hücre duvarını geçemez; ancak asit üretimiyle birlikte ortamda çoğalan hidrojen iyonlarıyla (H<sup>+</sup>) oluşturduğu hidrojenflorür bileşiği (HF), bakterilerin hücre duvarından içeri geçebilir<sup>(33, 64)</sup>. Florür, glikozdan laktik asit oluşumunu sağlayan glikoliz döngüsündeki bir enzim olan enolazı inhibe ederek bakteri hücresinde

gerçekleşen glikoz yıkımına engel olur, laktik asit oluşumunu engeller<sup>(66)</sup>. Ayrıca; hem minenin yüzey enerjisini düşürerek hem de bakteri yüzeyinde yük değişikliği oluşturarak, bakterilerin mine yüzeyine yapışma yeteneğini azaltır<sup>(64)</sup>.

Florürün üçüncü etki mekanizması ise laktik asit üretimini engelleyerek tükürük pH'sını nötr hale getirmesi, böylece tükürükteki kalsiyum ve fosfat iyonlarının kalsiyum fosfat bileşimini oluşturarak mine yüzeyine çökmesinin kolaylaştırılmasıdır<sup>(67, 68)</sup>.

Florür içerikli topikal ajanların bilinçsiz ve aşırı kullanımının, dental florozis riskini arttırdığı bilinmektedir<sup>(63, 64)</sup>. Ayrıca sık beslenen, yüksek çürük insidansına sahip bireylerde ve gastrik asit erozyonlarına karşı yeterince etkin olmadığı bildirilmiştir<sup>(2)</sup>. Bu nedenle minede remineralizasyonu sağlayan farklı ürünler geliştirilmiştir<sup>(7)</sup>.

### **2.2.2. Kazein Fosfopeptit Amorf Kalsiyum Fosfat (CPP-APP)**

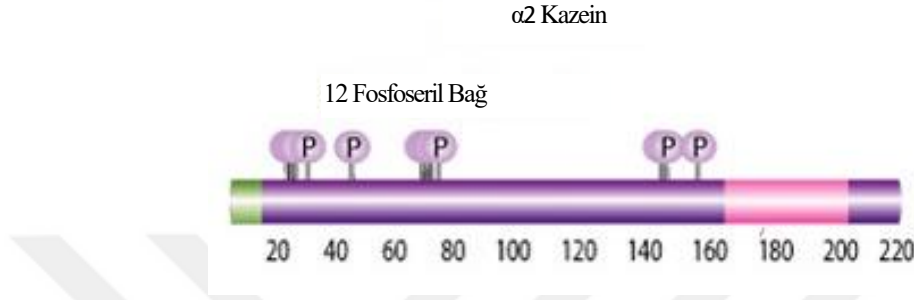
Çalışmamızda kullandığımız GC Tooth Mousse'un etken maddesi CPP-ACP'dir. Kazein; CPP-ACP'nin yapısında bulunur ve inek sütünün proteinlerinin büyük kısmını oluşturur(%78). Kazein yüksek oranda kalsiyum ve fosfor içerir. Kazein parçacıkları kazeinat fosfat ve kalsiyumfosfokazeinat olarak da isimlendirilir<sup>(69, 70)</sup>.

Kazeinin moleküler düzeyde 3 farklı grubu vardır. Bunlar  $\alpha$  kazein,  $\beta$  kazein ve  $\kappa$  kazeindir.  $\alpha$  kazeinler,  $\alpha_1$  kazein ve  $\alpha_2$  kazein olarak iki alt gruptur<sup>(65)</sup>. Her grup, farklı sayıda fosfopeptit bağ içerir ve bu bağlar kazeinin kalsiyum ve fosfatı daha kolay bağlamasını sağlar. Yapılan çalışmalar, kalsiyumun  $\alpha_1$  kazein ve  $\beta$  kazein yapısında sıkça bulunan üçlü fosfopeptid bağlara daha sıkı bağlandığını ortaya koymuştur. Kazeinin demineralizasyonu önleyici etkisinde bu üçlü peptitler önemli rol oynamaktadır<sup>(61)</sup>.

### **CPP-ACP'nin Etki Mekanizması**

Süt ve süt ürünlerinde bulunan kazeinin çürük önleyici etkisinin olduğu bilinmesine rağmen bu etkinliğe ulaşabilmeleri için çok yüksek miktarlarda tüketilmesi gerekir. Bu nedenle sütün içerisinde bulunan koruyucu faktörlerin ayrıştırılarak profilaktik ajanlarda kullanılması konusunda araştırmalar yapılmıştır. Sütün içerisinde koruyucu faktör olarak bulunan kazein fosfopeptid, kazeinin tripsin enzimi ile parçalanmasıyla elde edilmiş ve profilaktik ajanlarda kullanılmıştır<sup>(62)</sup>.

Kazeinin alt gruplarından  $\alpha$  ve  $\beta$  kazeinler, fosfoseril yapıda triptik fosfopeptid bağı içermektedir. Bu bağlar kalsiyum ve fosfatın molekül zinciri boyunca kazeine bağlanmasını sağlar<sup>(33, 71, 72)</sup>. Bir  $\alpha_2$  kazein molekülünün şematik görünümü Şekil 2.16.'da görülmektedir.



**Şekil 2.16.** Bir  $\alpha_2$  kazein molekülü. Molekül üzerinde bulunan fosfoseril bağlar kalsiyum ve fosfat iyonlarını sağlar.<sup>(73)</sup>

Kalsiyum ve fosfat iyonları, mine ve dentinin ana bileşenlerindedir ve aynı ortamda serbest olarak bulduklarında çözünürlüğü çok düşük bileşikler oluştururlar. Kazein fosfopeptid, yapısında bulunan fosfoseril bağlar nedeniyle çok sayıda kalsiyum, fosfat ve florür iyonunu ayrı ayrı bağlayabilir; bir kazein fosfopeptid molekülünün 25 kalsiyum iyonu, 15 fosfat iyonu ve 5 florür iyonunu stabil olarak bağlayabildiği bildirilmiştir<sup>(74, 75)</sup>. Yüksek derişimdeki bu iyonlar, biyolojik olarak remineralizasyon için gerekli olan seviyede kalsiyum ve fosfatın ortamda bulunmasını sağlar. İkinci olarak; kalsiyum fosfat ve florür iyonlarının miktarı ortamı fazla doymuş hale getirir, böylece plak tamponlayıcı etki gösterirler. Böylece minenin çözünürlüğünü azaltırlar ve remineralizasyon kolaylaştırırlar<sup>(75)</sup>. Üçüncü olarak St. Mutans ve St. Sobrinus'un adezyonunu engeller ve büyümelerini inhibe ederler<sup>(76, 77)</sup>.

Kazein fosfopeptidler, molekülleri boyunca uzanan fosfoseril bağlantılar sayesinde amorf haldeki kalsiyum fosfatı nötral ve alkali şartlarda küçük kümeler halinde stabil bir şekilde bağlarlar. Böylece normal şartlarda çözünürlüğü çok düşük bileşikler oluşturan kalsiyum ve fosfat iyonları, solüsyon içerisinde çökelmeleri için gerekli boyuta ulaşamazlar ve kazein fosfopeptitlerle birlikte CPP-ACP nanokomplekslerini oluştururlar<sup>(78)</sup>.

CPP-ACP, kalsiyum-fosfat rezervuarı görevi yaparak çürük oluşumunu engeller. Dental plağın yapısına katılarak plaktaki kalsiyum ve fosfat seviyesinde artışa neden olur. Plak kalsiyum ve inorganik fosfat seviyesiyle çürük oluşumu arasında ters orantı olduğu bilinmektedir<sup>(79)</sup>.

CPP-ACP, dental plaktaki serbest kalsiyum ve fosfatı bağlayarak plağı mine yüzeyine oranla aşırı doygun hale getirir. Bu şekilde demineralizasyon engellenir ve remineralizasyon arttırılır<sup>(80)</sup>.

CPP-ACP'ın çürük oluşumunu engellemede diğer bir etki şekli de plak bakterilerin hücre duvarlarına bağlanarak diş yüzeyinde kolonize olmalarını engellemektir<sup>(81, 82)</sup>.

### **2.2.3. Kalsiyum Gliserofosfat (CaGP)**

Çalışmamızda kullandığımız R.O.C.S. remineralizasyon jelinin ana etken maddesi CaGP'dir. CaGP, gliserofosforik asit ile kalsiyumun oluşturduğu beyaz ince ve higroskopik bir tuzdur. Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi, CaGP'yi kalsiyum ve fosfat kaynağı olarak kullanımında herhangi bir sınırlamaya tabi tutmamış ve güvenli bir besin takviyesi olarak sınıflandırmıştır<sup>(83)</sup>.

CaGP'nin mine demineralizasyonu üzerindeki etkilerine yönelik çalışmalar 1930'lu yıllardan itibaren başlamıştır. Bu yıllarda artan çürük insidansı, işlenmiş gıda tüketiminin artmasıyla ilişkilendirilmiştir. İşlenmiş gıdalar, CaGP gibi doğal koruyucu maddeleri kaybetmektedir<sup>(5)</sup>. Sonraki yıllarda ratlar ve primatlar üzerinde yapılan çalışmalarda CaGP'nin etkinliğinin gösterilmesi üzerine diş macunlarının anti çürük sistemine sodyum monoflorofosfat ve kalsiyum karbonat ile birlikte ilave edilmeye başlanmıştır<sup>(5, 84-87)</sup>.

CaGP'nin karyostatik etkinliği in vivo ve in vitro çalışmalarda gösterilmiştir<sup>(85, 88)</sup>. CaGP'nin hidroksiapatitin asit ataklarına karşı direncini arttırdığına ve CaGP'nin sık sık ve yüksek konsantrasyonda uygulandığında çürüklerin ilerlemesini azalttığına dair güçlü bulgular vardır<sup>(5, 89)</sup>. Bununla birlikte hayvan çalışmaları CaGP'nin sodyum monoflorofosfat ile birlikte uygulandığında tek başına sodyum monoflorofosfatın uygulanmasına göre daha fazla karyostatik olduğu gösterilmiştir<sup>(90)</sup>.

## **Kalsiyum Gliserofosfat Etki Mekanizması**

CaGP'nin etki mekanizmasıyla ilgili birçok farklı fikir ortaya atılmıştır. Duke ve ark.,<sup>(69)</sup> CaGP'nin plak kalsiyum ve fosfat konsantrasyonunu arttırdığını ileri sürmüşler, farklı bir mekanizma olarak Bowen,<sup>(65)</sup> CaGP'nin plak tamponlama etkisinin olduğunu bildirmiştir. Nordbö ve Rölla,<sup>(71)</sup> CaGP'nin plak kütesini azalttığını, Grenby ve Bull<sup>(70)</sup> ise CaGP'in mine ile etkileşime girdiğini söylemişlerdir. Tüm bu mekanizmaların, CaGP'nin etkinliğinin potansiyel sebepleri olabileceği düşünülmekle birlikte, CaGP'nin remineralizasyon sağladığına dair herhangi bir bulgu yoktur<sup>(91)</sup>.

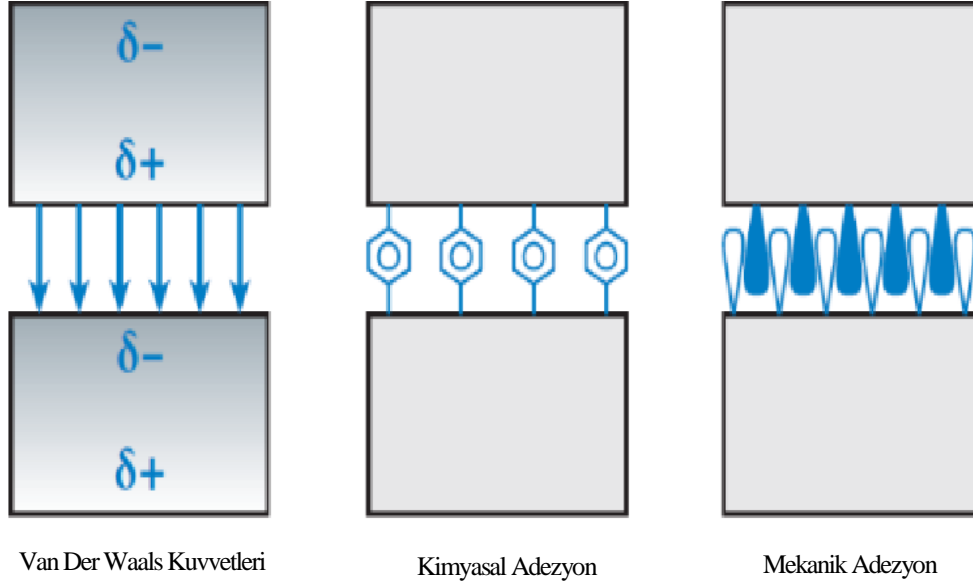
### **2.3. Mine Kompozit Bağlantısı**

#### **2.3.1. Adezyon**

Adezyon, farklı iki materyalin teması sırasında materyallerin molekülleri arasındaki oluşan çekim kuvvetidir. Adezyonu oluşturan maddeye adeziv, adezivin uygulandığı maddeye aderent denir. Adezyon için aderent ve adeziv arasında tam bir temas olması gerekir<sup>(36, 92)</sup>.

Diş hekimliğinde adezyon, bağlanma olarak da adlandırılır. Adezyonun fiziksel, kimyasal ve mekanik türleri vardır. Fiziksel adezyon van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen oldukça zayıf bir bağlanma türüdür (Şekil 2.17.). Kimyasal adezyon, farklı yapıdaki yüzeylerin atomları arasında oluşan sınırlı ve yine zayıf bir bağlanma türüdür. Primer ve sekonder kimyasal bağların etkisi ile oluşur. Primer kimyasal bağların üç türü vardır. Bunlar pozitif ve negatif yüklü atomlar arasındaki iyonik bağlar, atomlar arasında elektron ortaklaşması ile gerçekleştirilen kovalent bağlar ve elektron bulutu içine yerleşmiş iyonlar ile oluşan metalik bağlardır. Mekanik adezyon ise girintili çıkıntılı düzensiz yüzeyler arasındaki güçlü kilitlemedir. Bu kilitlemede geometrik ve reolojik etkenler söz konusudur. Yüzey pürüzlülüğü veya mikroskobik porözitenin neden olduğu mekanik bağlanma geometrik etkenlere, materyalin akışkanlık özelliği nedeniyle bir çıkıntı etrafına akması ve büzülerek tutulması ise reolojik etkenlere birer örnektir<sup>(36)</sup>.

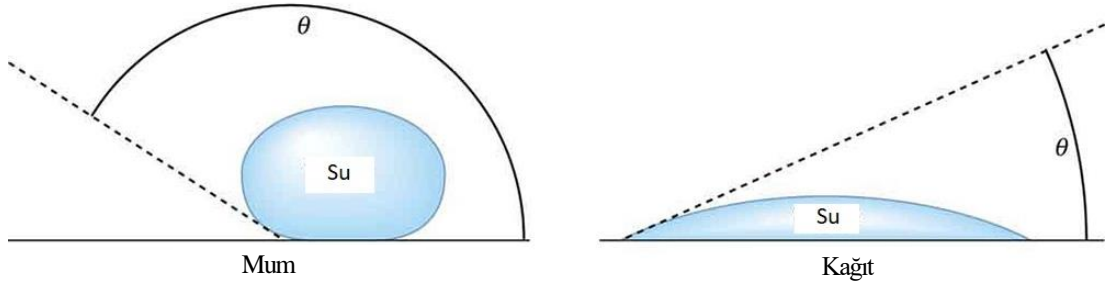




Şekil 2.17. Van der Waals kuvvetleri, kimyasal adezyon ve mekanik adezyonun şematik görünümü<sup>(93)</sup>.

Girinti ve çıkıntıların mikroskobik biçim ve dağılımları, bağlanmanın gücünü belirler. Diş hekimliğinde adezyon öncelikle mekanik bir kilitlenme ile gerçekleşir. Bu kilitlenmede kimyasal adezyon olsa bile kimyasal adezyonun sonuç bağlanmaya katkısı sınırlıdır<sup>(36)</sup>.

İyi bir adezyon için adezyon türüne bakılmaksızın sağlanması gereken bazı koşullar vardır. Bunların başında yüzeylerin temiz olması gelir. Van der Waals kuvvetlerinin oluşabilmesi için adeziv ile aderent birbirlerine 3-4 Å kadar yaklaşmalıdır. Herhangi bir artık tabakanın varlığı, bu yaklaşmayı engeller ve adezyon olumsuz yönde etkilenir<sup>(92)</sup>. Islanabilirlik de adezyonda önemli rol oynar. Adeziv, aderent yüzeyine ne kadar iyi akar ve yüzeyi ne kadar iyi ıslatırsa o kadar güçlü bir adezyon oluşur. Islanabilirlik, değim açısı ile ölçülür. Değim açısı ( $\theta$ ), aderent yüzeyine damlatılan adezivin oluşturduğu küre parçasına her iki maddenin birleştiği yerden çizilen teğet ile aderent yüzeyi arasında oluşan açıdır. Suyun mum ve kağıt üzerindeki değim açısı ( $\theta$ ), Şekil 2.18.'de görülmektedir. Adezyonda, ideal olarak ıslanmanın tam, yani değim açısının sıfır dereceye yakın olması gerekir. Bu durumda adeziv ile aderent molekülleri arasındaki kuvvetli çekim, adezivin yüzeye akarak çok küçük bir açı oluşturmasına neden olur. Adeziv ile aderent molekülleri arasındaki çekim kuvveti azaldıkça adeziv yüzeye yayılmayıp küre biçimde toplanır ve daha büyük bir değim açısı oluşur. Bu nedenle adezivin yüzey gerilim değeri, aderentin kritik yüzey gerilim değerine eşit veya daha az olmalıdır<sup>(36, 94)</sup>.



Şekil 2.18. Suyun farklı materyaller ile oluşturduğu  $\theta$  açısı<sup>(95)</sup>.

Diş dokusunun kritik yüzey gerilim değeri; kalıtım, hijyen, beslenme gibi bireysel etkenlere bağlı olarak 30-40 dynes/cm arasında değişir. Bu durumda adezivlerin yüzey gerilim değeri de yaklaşık 20-30 dynes/cm arasında olmalıdır. Adezivin yüzey gerilimi ne kadar düşükse değim açısı da o kadar azalacak ve daha güçlü bir adezyon oluşacaktır. Mine ağız içerisinde pellicül ile kaplıyken kritik yüzey gerilim değeri 28dynes/cm'dir. Bu değer adeziv bağlantısı için yeterli değildir<sup>(36)</sup>.

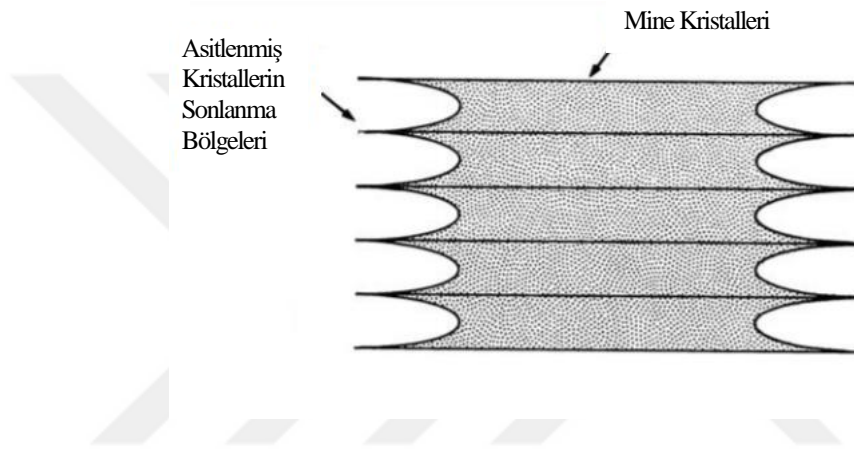
### 2.3.2. Minenin asitlenmesi

Minenin tutuculuğunu arttırmak, klinik başarı için önemli bir faktördür. Minenin tutuculuğunu arttırmak için pek çok çalışma yapılmış, 1955 yılında Buonocore<sup>(96)</sup> asitle pürüzlendirme işlemini gerçekleştirerek diş hekimliğine mikromekaniksel retansiyon kavramının girmesine yol açmıştır. Asitle pürüzlendirme işlemi sırasında kullanılan asit, mine yüzeyini temizler, yüzeyde mikroskobik girinti ve çıkıntılar oluşturur ve mine dokusunun kritik yüzey gerilim değerini artırır (72 dynes/cm). Asitleme işlemi sonucu yüzeyde oluşan mikro düzeydeki girinti ve çıkıntılar arasında rezinin girmesi ile adeziv bağlanma gerçekleşir<sup>(36, 96)</sup>.

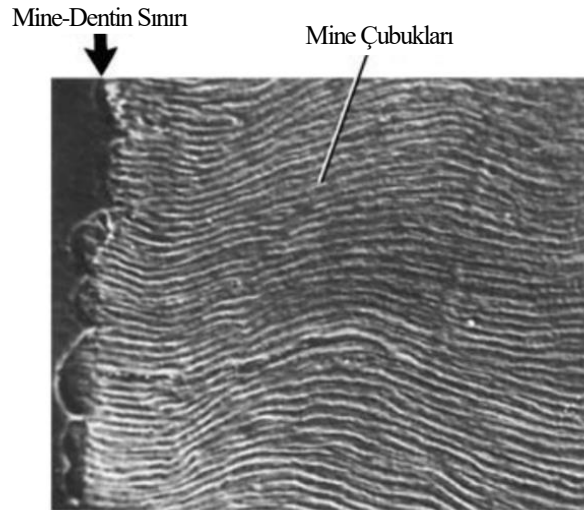
Konsantrasyonu % 30-50 arasında değişen ortofosforik asit, mine dokusunun prizmatik yapısına etki ederek yeterli pürüzlülük sağlar. Yapılan çalışmalar, %50'lik fosforik asidin yıkanarak uzaklaştırılabilen monokalsiyum fosfat monohidrat, %27'lik fosforik asidin ise yıkanarak uzaklaştırılması güç olan dikalsiyum fosfat dihidrat oluşturduğunu göstermiştir. Günümüzde asit miktarı azaltılmaya çalışılmış ve ideal konsantrasyon değeri %37-40 olarak belirlenmiştir<sup>(36)</sup>.

Minenin demineralizasyonu sadece hekim tarafından değil, patolojik bir sürecin sonunda da oluşabilir. Mine asite maruz kaldığında mine prizmaları ilk olarak

karboksipatitten zengin olan merkezlerinden demineralize olmaya başlar ve kristalin uzun aksı boyunca ilerler. Bu nedenle mine prizmalarının yüzey ile yaptığı açı önemlidir. Yüzeğe açılı yaklaşan prizmalar asitlerden daha az etkilenir. Asitlerin, mine kristallerinin farklı bölgelerine farklı etkisinin olması asitlenmiş mine yüzeylerinde mikro tagların oluşmasını sağlar<sup>(17)</sup>. Longitudinal kesitlerde asitlenmiş mine kristalleri Şekil 2.19. ve Şekil 2.20.'de görülmektedir.

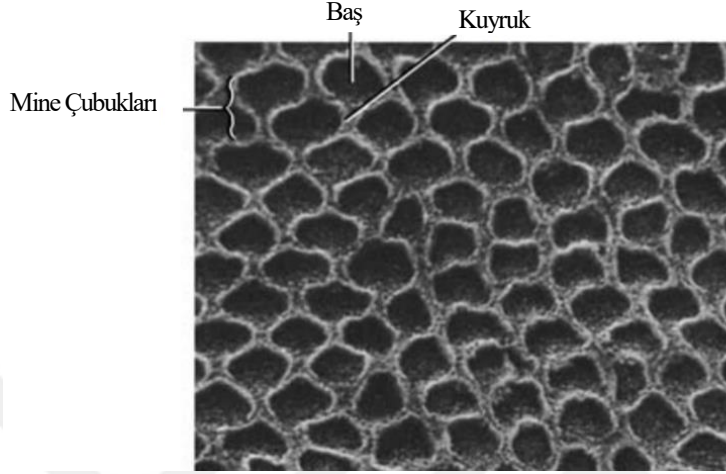


**Şekil 2.19.** Longitudinal kesitte asitlenmiş mine kristalleri. Kristallerin asitlenme paterni mine yüzeyinde mikro tagların oluşumuna imkân verir<sup>(17)</sup>.



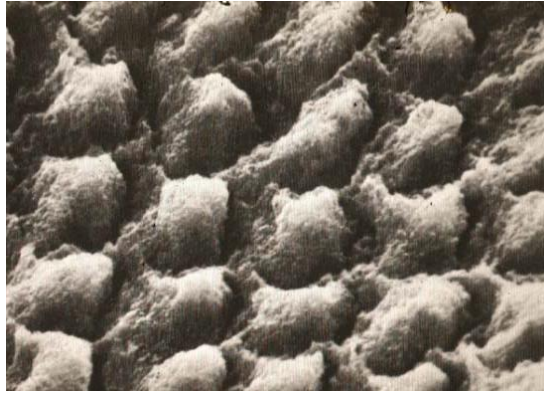
**Şekil 2.20.** Longitudinal kesitte asitlenmiş minenin görünümü. Mine prizmalarının merkezleri asitlere karşı daha dayanıksızdır<sup>(17)</sup>.

Silverstone, minenin pürüzlendirilmesi için kullanılacak asidin konsantrasyonu ve asidin uygulama süresine bağlı olarak üç tip pürüzlendirme olduğu bildirilmiştir<sup>(97)</sup>. Birinci tip pürüzlendirmede mine prizmalarının iç kısmı çözünerek uzaklaştırılmış, bal peteği manzarasında bir görüntü elde edilmiştir (Şekil 2.21.).



**Şekil 2.21.** Silverstone'a göre tip 1 mine pürüzlendirme paterni. Prizma gövdeleri çözülmüştür, interprizmatik mine daha az pürüzlendirilmiştir<sup>(17)</sup>.

İkinci tip pürüzlendirmede mine prizmalarının periferleri çözünerek uzaklaştırılmış, kaldırım taşı şeklinde bir görüntü ortaya çıkmıştır (Şekil 2.22.).



**Şekil 2.22.** Silverstone'a göre tip 2 mine pürüzlendirme paterni. İnterprizmatik mine çözülmüş prizma gövdesi daha az pürüzlendirilmiştir<sup>(98)</sup>.

Üçüncü tip pürüzlendirmede ise prizmaların morfolojisine uyum göstermeyen bir çözünme söz konusu olup, daha silik bir görünüm izlenmiştir (Şekil 2.23.).



**Şekil 2.23.** Silverstone'a göre tip 3 mine pürüzlenme paterni. Bu tip pürüzlenme uzun süre asitlenmiş dişlerde, mine prizmalarının oryantasyonunun bozulduğu tüberkül tepelerinde ve süt dişlerinden görülür<sup>(98)</sup>.

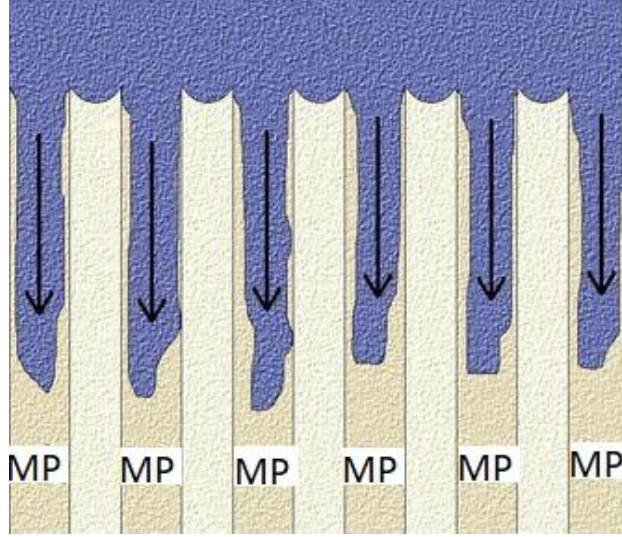
Hidroksiapatit kristallerinin oluşum reaksiyonunu tersinir bir reaksiyon olduğundan, demineralize olmuş bir mine kristali uygun PH aralığında minerallerle etkileşime geçtiğinde remineralize olabilir<sup>(17, 39)</sup>.

### **2.3.3. Mine Bond Bağlantısı**

Mine bonding ajanları; asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyini kolayca ıslatır, girintilere penetre olarak pürüzlü yüzeyi 1-5 µm kalınlığında kaplar ve polimerize olur. Bonding ajanının mine içerisine uzanan mikroskobik çıkıntılara rezin tag adı verilir. Resin taglar, bonding ajanının interprizmatik boşluklara penetrasyonu sonucu mine prizmalarının dış yüzeyleri arasında oluşursa makrotag adını alırlar. Bonding ajanının interprizmatik boşluklara penetrasyonu ise ağ biçiminde dağılan çok sayıdaki küçük resin uzantıları oluşturur. Bunlara da mikrotag adı verilir (Şekil 2.24.)<sup>(36)</sup>.

Hidroksiapatit kristalleri çözüldüğünde mine prizmalarının uçlarındaki organik yapıda çukurcuklar meydana gelir. Mikrotaglar resinin bu çukurcuklara penetrasyonu ile oluşur. Makro ve mikrotaglar mikromekaniksel bağlantıdan sorumludurlar. Değim alanlarının genişliği ve sayılarının çokluğundan dolayı mikrotagların bağlanmaya katkıları makrotaglardan daha fazladır. Bağlanmayı güçlendirmek için pürüzlendirme yöntemleri ve tagların uzunlukları ile ilgili çalışmalar sonucunda kabul edilebilen tag uzunluğu ortalama 10-30 µm olarak belirlenmiş, daha uzun tagların ise boyun bölgesinden kırılabildiği gösterilmiştir<sup>(36, 99)</sup>.





Şekil 2.24. Rezin tagler. MP, mine prizmaları<sup>(100)</sup>.

## 2.4. Optik Koherens Tomografi Ve Diş Hekimliğinde Kullanımı

### 2.4.1 Optik Koherens Tomografi

OKT, bir parsiyel koherens interferometredir. OKT'de superluminesent diod lazer (SLD) cihazından sağlanan kızılötesi lazer ışığı kullanılır ve şimdiye kadar bu lazer ışığının bildirilen bir zararı yoktur<sup>(101, 102)</sup>. Günümüzde oftalmolojide yaygın olarak kullanılmakla birlikte diş hekimliğinde kullanımı yenidir. İlk olarak 1991 yılında Huang ve ark.<sup>(103)</sup> tarafından Massachusetts Teknoloji Enstitüsünde tanıtılmıştır. Günümüzde Doppler OKT (DOCT), polarizasyon duyarlı OKT (PS-OCT), akustik OKT, time domain OKT (TD-OCT), spectral domain OKT (SD-OCT), fourier domain OKT (FD-OCT) ve swept source OKT (SS-OCT) gibi farklı türlerde OKT cihazları kullanılmaktadır<sup>(104)</sup>.

### 2.4.2 Optik Koherens Tomografinin Çalışma Mekanizması

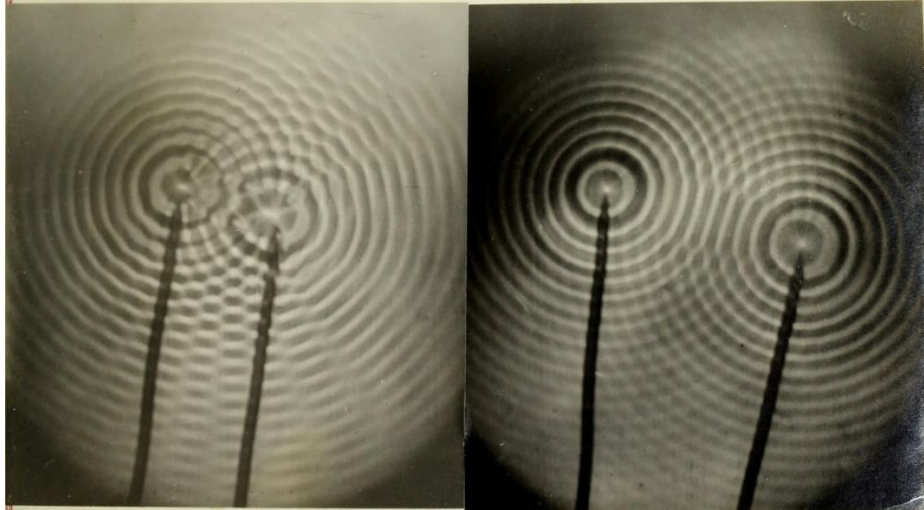
1980'li yılların sonunda Fujimoto ve ark.'nın<sup>(105)</sup> çok küçük mesafelerin ölçümü için kullanılan interferometri ile yürüttükleri çalışmalar, dokulardan yansıyan ışıktaki gecikmeyi ölçerek, dalga boyunun yüzde 1'i kadar (yaklaşık 5nm) duyarlılıkla ölçümler yapılmasına olanak sağlamıştır. OKT, Michelson interferometresinin prensipleri ile çalışır<sup>(106)</sup>. Michelson interferometresi, basitçe girişim ya da interferens adı verilen bir fizik fenomenine dayanır. Mekanizmanın tam olarak anlaşılması için bazı fizik fenomenleri açıklanacaktır.

## Girişim

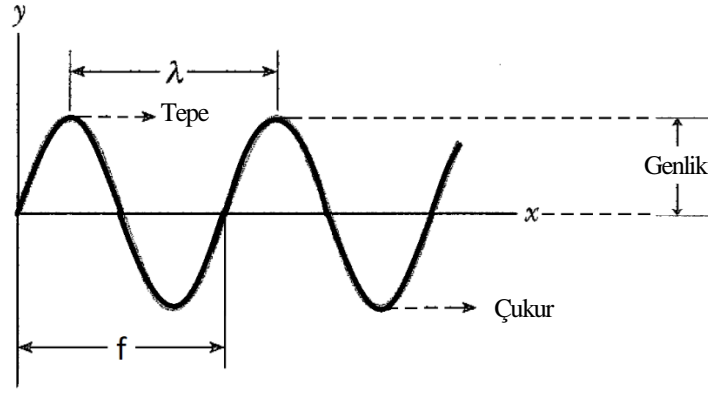
Uzayın aynı bölgesinde bir bileşke dalga oluşturmak üzere farklı dalgaların birleşmesine girişim adı verilir<sup>(107)</sup>. İlk olarak 1690 yılında Christiaan Huygens,<sup>(108)</sup> ışığın bir dalga olduğu düşüncesini ortaya atmıştır. Huygens'in bu kuramı ışığın boyuna dalga olması varsayımına dayandırdığı için o dönemde kabul görmemiş, çağdaşı olan Newton<sup>(83)</sup> ise ışığın parçacık kuramını kullanarak birçok optik olayı açıklamıştır. Thomas Young 1802 yılında ışığın dalga kuramını tekrar tarif etmiş, 1807 yılında ise yaptığı çift yarık deneyinde ışığın dalga gibi hareket ettiğini göstermiştir<sup>(109, 110)</sup>. Young deneyi yalnızca yapıcı ve yıkıcı girişimlerle açıklanabilen olayları gösterir, bunlar da sadece dalgaların gösterdiği olaylardır<sup>(111)</sup>. Işık dalgalarında kararlı bir girişim gözleyebilmek için ilk olarak kaynakların eş fazlı yani koherent olması gerekir. İkinci olarak kaynaklar tek renkli, yani tek bir dalga boyunda olmalıdır<sup>(107)</sup>.

## Suda Girişim

Durgun su üzerinde iki farklı noktasal kaynaktan eşit frekanslı oluşturulan dalgalar, su üzerinde bazı noktalarda birbirleriyle çakışırlar. Dalga tepelerinin ve çukurlarının üst üste gelmesiyle bir girişim deseni oluşur (Şekil 2.25.). Dalgalar vektörel büyüklüklerdir; birbirlerine eklenirler ve çıkarılırlar (Şekil 2.26.).

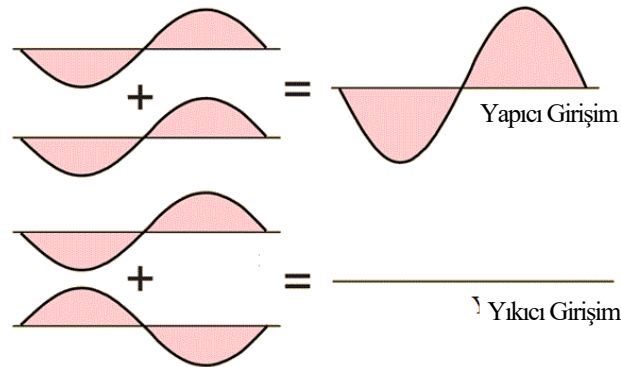


Şekil 2.25. İki farklı noktasal kaynak ile oluşturulan suda girişim deseni<sup>(112)</sup>.



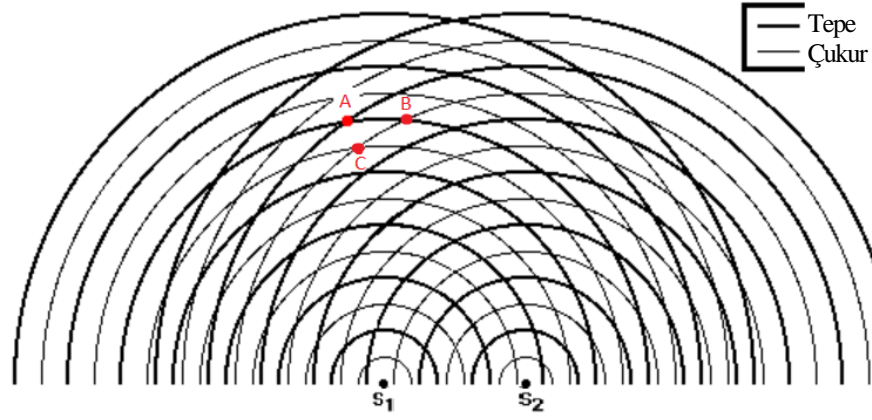
**Şekil 2.26.** Vektörel bir dalga. Dalgalar vektörel büyüklüklerdir. Tepe noktası y ekseninde dalganın en yüksek noktası, çukur noktası ise y eksenindeki en düşük noktasıdır. Bir tepe ile komşu tepe arasındaki uzaklığa  $\lambda$  dalga boyu denir. Birim zamanda verilen bir noktadan geçen tepelerin ya da çukurların veya dalga üzerindeki herhangi bir noktanın sayısıdır. Genlik ise bir ortamın bir parçacığının maksimum yer değiştirmesine denir<sup>(107)</sup>.

İki noktasal kaynaktan çıkan dalgalar üst üste bindiğinde; iki tepe üst üste gelerek çift tepelyi, iki çukur üst üste gelerek çift çukuru oluşturur. Bir tepe ve bir çukurun üst üste gelmesiyle düğüm noktası oluşur. Düğüm noktaları sönümlü noktalardır ve titreşimsizdir. Yani dalga tepesi ve dalga çukuru birbirini sönümler<sup>(111)</sup>. Çift tepeler ve çift çukurlar maksimum genlikli noktalardır ve yapıcı girişim sonucu oluşurlar. Düğüm noktaları ise titreşimsizdir bu noktada iki dalganın vektörel toplamı sıfır olduğu için buna yıkıcı girişim denir<sup>(107)</sup>. Yapıcı ve yıkıcı girişimler, Şekil 2.27.'de görülmektedir. Dalgaların suda oluşturduğu girişim deseni tepe ve çukur noktaları Şekil 2.28'de görülmektedir.



**Şekil 2.27.** İki koherent dalganın girişimi. Aynı genlikte aynı frekansta aynı dalga boyunda ve aynı fazda iki dalga yapıcı girişim yaparlarken, aynı genlikte aynı frekansta aynı dalga boyunda ancak zıt fazda iki dalga birbirlerinin sönümler ve yıkıcı girişim yaparlar. Yıkıcı girişim su dalgasında düğüm noktalarını, ışıktaki ise karanlık alanları ifade eder<sup>(113)</sup>.





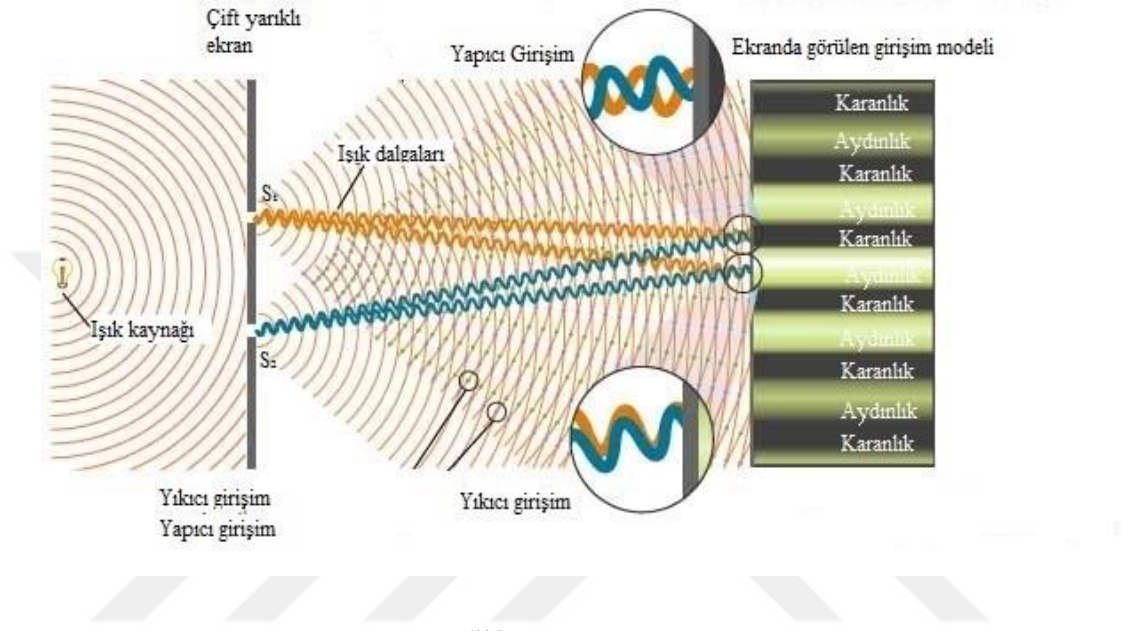
Şekil 2.28. Suda girişim<sup>(114)</sup>.

Su dalgalarında izlenen girişim modellerinin tamamı ışık dalgaları için de geçerlidir. Şekil 2.29.'de gösterilen young deneyi, ışığın dalga yapısının basit bir görsel kanıtını sağlar. Tek renkli (monokromatik) ışık birbirlerine paralel olan  $S_1$  ve  $S_2$  yarıklarından geçerek ekrana düşer. Ekranda görülen ışık deseni karanlık bölgelerle ayrılmış bir dizi aydınlık bölgeden oluşur. Bu artarda bir karanlık bir aydınlık olarak sıralanan bölgelere saçaklar denir ve bu saçak düzenine çift yarık girişim deseni denir<sup>(111)</sup>.

Yarıklardan biri örtüldüğünde ve sadece diğer yarıktan ışık geçtiğinde saçakların kaybolduğu görülür. Her iki yarık da açık olduğunda ekranda karanlık bir saçığın merkezine karşılık gelen bir noktada ışık şiddeti sıfır gibi görünür. Ancak tek yarık kapandığında bu noktanın karanlık olmadığı görülür<sup>(111)</sup>.

Ekrandaki bir noktaya bir yarık açıkken ışığın gelmesi, ama her iki yarık da açıkken ışığın gelmemesi durumu ışığın dalgalarından oluştuğu varsayılarak açıklanabilir. Karanlık saçakların bulunduğu yere  $S_1$ 'den gelen ışık dalgaları  $S_2$ 'den gelen ışık dalgalarıyla zıt fazda varırlar. Şiddetleri eşit olan iki dalga bir noktaya zıt fazda varırsa, yıkıcı olarak girişirler ve bileşke dalga sıfır olur. Sonuç olarak, karanlık saçaklar  $S_1$ 'den gelen ışık dalgalarıyla  $S_2$ 'den gelen ışık dalgaları arasındaki yıkıcı girişimden kaynaklanır. Bu durum su dalgalarındaki girişim ile benzerdir. Suda çift çukur ve çift tepe noktaları ışıkta girişim deseninde aydınlık alanlara, düğüm noktaları ise karanlık alanlara denk gelir.

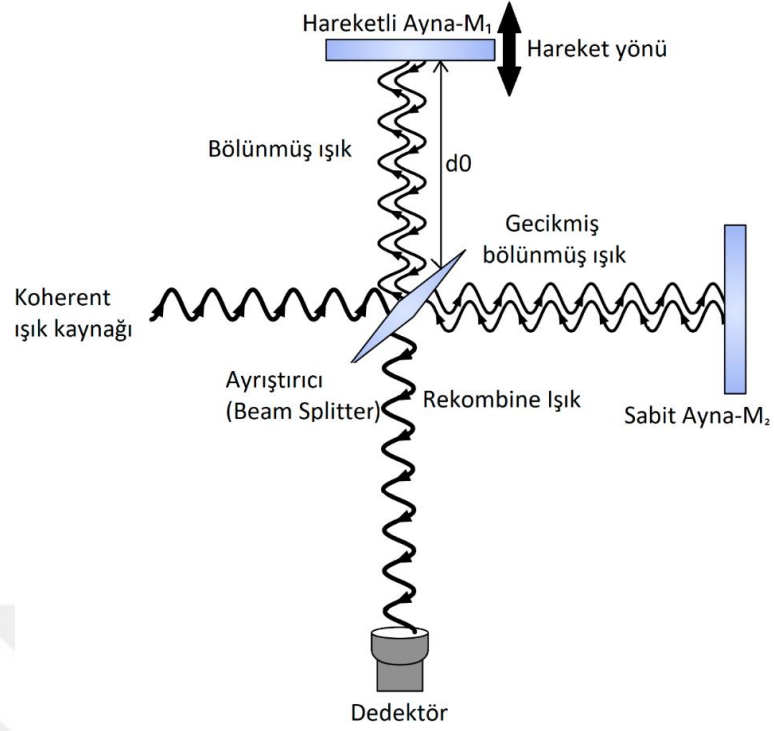
Girişim deseninde oluşan desenlerin tepe noktaları arasındaki uzaklık  $\Delta x$ , ışığın geçtiği yarıklar arasındaki mesafe  $d$ , yarıklar ile girişim desenin üzerine düştüğü perde arasındaki mesafe  $L$  ve ışığın dalga boyu ise  $\lambda$  olarak sembolize edilir. Buna göre  $\Delta x = \frac{L \cdot \lambda}{d}$  formülü kullanılarak bilinmeyen değerler hesaplanabilir<sup>(111, 115)</sup>.



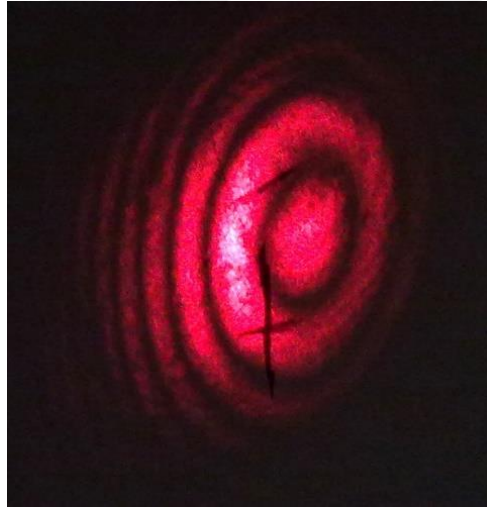
Şekil 2.29. Young deneyi, ışıkta girişim<sup>(116)</sup>.

### Michelson İnterferometresi

Michelson interferometresi de basitçe girişim prensiplerine göre çalışır. Işık kaynağından monokromatik ve eş evreli (koherens) bir ışık demeti gönderilir. Koherens ışık; birim zamanda oluşan dalga sayısının yani frekansının, dalganın en üst noktası ve denge noktası arasındaki mesafenin yani genliğinin ve genişliğinin aynı olduğu bir ışık demetinden oluşmaktadır. Michelson interferometresinde monokromatik ve koherent bir ışık demeti ortada bir ayırıştırıcı yardımıyla ikiye bölünür. Işık bir kısmı hareketli aynaya, bir kısmı ise ekrana düşer (Şekil 2.30.). Ekranda, suda oluşan girişim deseni gibi ışık dalgalarının üst üste binmesiyle oluşan aydınlık ve ışık dalgalarının birbirlerini söndürdüğü karanlık alanlardan oluşan bir girişim deseni oluşur (Şekil 2.31.)<sup>(107)</sup>.



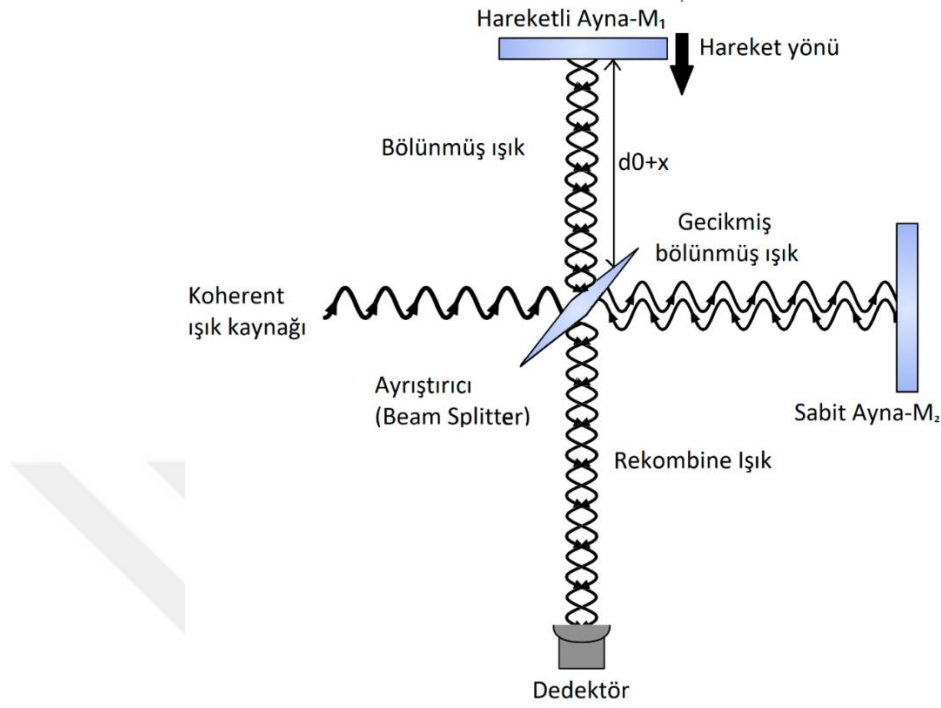
**Şekil 2.30.** Referans aynanın  $d_0$  uzaklığında olduğu durumda interferometrede ayrılan iki ışığın detektöre birleşerek yansması.  $M_1$  ve  $M_2$  aynalarından yansıyan ışınlar aynı fazlı koherent ve monokromatik olduğundan yapıcı girişim meydana gelir.



**Şekil 2.31.** Ekranaya yansıyan girişim deseni. Bu desende üst üste binen ışık dalgaları aydınlık, birbirini sönmöleyen ışık dalgaları karanlık alanlar olarak görünür<sup>(117)</sup>.

Hareketli ayna, paralel olarak ince ayarlı bir vida vasıtasıyla yer değiştirdiğinde saçak desenleri kayar (Şekil 2.32.). Çünkü sabit olan aynadan gelen ışık ışınları sabit bir şekilde ekrana yansımakta ancak hareketli aynadan gelen ışık ışınlarının yeri

değişmektedir. Bu durum ekrana yansıyan ışığın vektörel toplamlarını değiştireceği için aydınlık ve karanlık alanların da yerleri değişir.



**Şekil 2.32.** Referans aynanın  $d_0+x$  uzaklığında olduğu durumda interferometrede ayrılan iki ışığın dedektöre yansımaları.  $M_1$  ve  $M_2$  aynalarından yansıyan ışınlar zıt fazlı koherent ve monokromatik olduğundan dalgalar birbirlerini sönmeler ve yıkıcı girişim oluşur.

Hareketli aynanın her  $\lambda/4$  kadar ayırıştırıcıya yaklaşması karanlık saçakları aydınlık, aydınlık saçakları karanlık hale getirir. Böylece saçak desenleri yarım saçak kaymış olur. Buna göre ışığın dalga boyu,  $M_1$ 'in belirli yer değiştirmesi için kayan saçak sayısını sayarak ölçülebilir. Hareketli ayna  $d$  kadar kaydırılır ve ekranda  $n$  sayıda aydınlık saçak görünürse ışığın dalga boyu  $\lambda$ ,  $d = \frac{n \cdot \lambda}{2}$  formülü ile hesaplanabilir. Eğer dalga boyu kesin olarak biliniyorsa ayna yer değiştirmeleri bir dalga boyunun kesri hassaslığında ölçülebilir<sup>(107)</sup>.

### Kırılma İndisi (Refraktif İndeks)

Bir maddenin kırılma indisi, madde içerisinde yol alan ışığın ya da diğer elektromanyetik dalgaların boşlukta yol alan ışığa göre ne kadar yavaş ilerlediğini gösteren bir kat sayıdır<sup>(107, 118)</sup>. Erime noktası, kaynama noktası, öz kütle gibi fiziksel özellikler arasında yer alan kırılma indisi, maddenin ayırt edici özelliklerindedir<sup>(119)</sup>.

Bir ortamda ilerleyen ışık, kırılma indisi farklı olan bir yüzeye karşılaştığında ilerleyen ışığın bir kısmı söz konusu yüzeyden geri yansır. Bu yansıma miktarı ışığın ilerlediği ortam ile yüzeyin kırılma indisleri ile ilişkilidir<sup>(107, 119)</sup>. Bunun anlamı şudur; örnek ortam olarak hava düşünüldüğünde, havada ilerleyen ışık kırılma indisi büyük olan bir yüzeye çarptığında, kırılma indisi küçük olan bir yüzeye çarptığı duruma göre çok daha fazla geri saçılmaktadır. Yani kırılma indisi büyüdükçe ışığın saçılımı artar. Işık havada ilerlerken, kademeli olarak artan kırılma indisine sahip ortamlardan ardına yüksek kırılma indisine sahip bir ortama geçirilirse, direkt olarak havadan yüksek kırılma indisine sahip ortama geçişine göre çok daha az geri saçılır<sup>(107)</sup>.

### **Çift Kırınım (Birefringence)**

Bir maddenin kırılma indisi, ışığın madde içerisinde ilerleme hızına ve dış ortamdaki ilerleme hızına bağlıdır. Ancak bazı maddeler bu iki aynı ortama rağmen farklı kırılma indisine sahip olabilirler. Özellikle kübik olmayan kristal yapısına sahip maddeler çift kırınım yaparlar. Bu etki ilk olarak kalsit kristalinde görülmüştür. Hidroksiapatit kristalleri de çift kırınım yapan bir maddedir<sup>(120)</sup>.

### **2.5.3 Optik Koherens Tomografinin Dış Hekimliğinde Kullanımı**

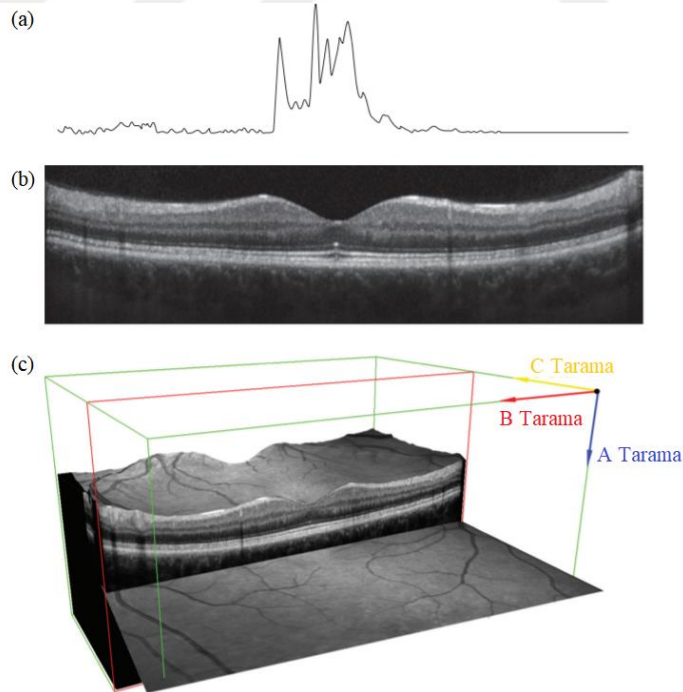
OKT cihazından cihazın türüne göre farklı dalga boyundaki ışık, incelenecek dokuya gönderilir. Işık Michelson interferometresindeki gibi ayrıştırıcı ile ikiye ayrılır. İkiye ayrılan ışık demetlerinden ilki, sabit referans aynasına yönlendirilir ve bu referans ışık demetidir. Diğer ışın demeti ise Michelson interferometresinden farklı olarak başka bir aynaya değil dokuya yönlendirilir. Dokuya giden ışık demeti, geçtiği doku katmanlarının yapısına bağlı olarak farklı şiddette ve gecikme ile geriye döner. Buna saçılma denir. Referans aynasına giden ışık ise bilinen bir mesafeden bilinen bir gecikme zamanıyla detektöre ulaşır. Referans aynasından gelen, kat ettiği mesafe ve gecikme zamanı bilinen referans ışık demeti referans alınarak, dokulardan gelen ve doku katmanlarının sayısına bağlı yansımalar içeren ışık demeti tanımlanabilir.

OKT, dokudan saçılan ışığın genliği ve frekansının yanında, farklı katmanlarından yansıyan ışıklardaki gecikmeyi ve şiddetindeki azalmayı hesaplar. Dokunun derin katmanlarından saçılan ışık, yüzeyden saçılana göre daha uzun bir yol gittiği için bir gecikme süresi gösterecek ve daha az şiddette geri dönecektir<sup>(104, 121)</sup>. OKT cihazında kullanılan ışığın dalga boyu, genliği, şiddeti, frekansı, referans aynanın uzaklığı ve

ışığın hızı bilinmektedir. Bu bilinenlere göre dokudan saçılan ışığın şiddeti ve derin katmanlardan saçılan ışığın gecikme süresine göre dokunun yapısının görüntüleri oluşturmak mümkündür.

OKT cihazlarının günümüzde kullanılan farklı türleri, farklı dalga boyundaki ışıkları kullanabilmekte, tarama hızı ve cihazın mekaniği bakımından farklılıklar gösterebilmektedirler. Sonuç olarak her farklı tür OKT cihazı, yukarıda anlatılan temel mekanizmadaki değişkenleri referans alarak aynı ölçümü yapan Michelson interferometreleridir.

İncelenen yapıdan geri saçılan ışık, OKT cihazına geri döner ve bu saçılma tomografik görüntüler şeklinde ifade edilir. Üç farklı tarama türü vardır; A taramaları, B taramaları ve C taramaları. A taramaları OKT ışığı yönünde oluşur ve bunların birbirleriyle birleşimi B taramalarını oluşturur. B taramalarının birleşimi ile de C taramalarını oluşturur. Örnekle ifade etmek gerekirse; A taramaları birer doğrudur, bu taramaların birleşimi ile iki boyutlu resim şeklindeki B taramaları oluşur. B taramalarının toplamı ile de üç boyutlu C taramaları oluşur<sup>(122)</sup>. Göz dokusunda yapılan A, B ve C taramaları Şekil 2.33.'te gösterilmiştir.



**Şekil 2.33.** Göz dokusunun OKT ile incelenmesi. A taramalar (a), B taramalar (b) ve C taramaları (c) görülmektedir<sup>(122)</sup>.

Optik koherens tomografi (OKT), dişlerin iç yapısı ve etrafındaki yumuşak dokuların mikro düzeyde incelenmesinde alternatif bir görüntüleme yöntemi olarak kullanılmaktadır<sup>(123)</sup>. OKT; periodontal hastalıkların teşhisi, rk teşhisi ve restorasyonların bütünlüğünün değerlendirilmesi gibi henüz başka yöntemlerle elde edilemeyen bilgileri sağlamaktadır<sup>(102)</sup>. OKT erken mine rğn saptamak, rğn derinliğini göstermek, diş dokusunun demineralizasyonunu ve remineralizasyonunun nicel olarak izlenmesinde kullanılabilir<sup>(124)</sup>.



### **3.GEREÇ VE YÖNTEM**

Çalışmamız, randomize kontrollü ve in-vitro olarak planlanmıştır. Çalışmamız için Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu'ndan etik kurallara uygun olduğuna dair onay alınmıştır (Ek-1). Çalışmanın tüm giderleri araştırmacılar tarafından karşılanmıştır.

#### **3.1. Örnek Sayılarının Belirlenmesi**

Çalışmada dahil edilecek örnek sayısını belirlemek amacıyla G\*Power (G\*Power Ver.3.1.9.2 , Franz Faul, Universität Kiel, Almanya) paket programı kullanılmıştır. Çalışmada  $\alpha=0,05$  Tip I hata oranı,  $\beta=0,05$  Tip II hata oranı ve 0,71 etki büyüklüğünü %95 güç ile belirleyebilmek için 13 örneğe ihtiyaç olduğu görülmüştür. Çalışma süresinde oluşabilecek kayıpların önüne geçmek için her gruba 2 diş eklenmiştir. Her bir grup için 15'er diş olmak üzere toplam 60 diş ile çalışmaya başlanmıştır. Dişler; vestibül ve oral yüzeylerde remineralizasyon ajanlarının etkinliği ve bağlanma dayanımının karşılaştırılması amacıyla vestibül ve oral yüzeylerine ayrılmıştır ve böylece 120 örnek elde edilmiştir. Ancak deney süresince akrilik bloktan ayrılan 2 örnek çalışmadan çıkarıldığı için çalışmamızda toplam örnek sayısı son olarak 118 olmuştur.

#### **3.2. Örneklerin Hazırlanması**

##### **3.2.1 Dişlerin Seçilmesi, Saklanması ve Çalışmanın Akışı**

Çalışmamızın tüm deney aşamaları Heidelberg Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda; ortodontik ve periodontal nedenlerle çekilmiş 12 adet üst kesici, 11 adet alt kesici, 12 adet kanin, 12 adet premolar ve 12 adet molar diş olmak üzere toplam 59 adet daimi dişin oral ve vestibül yüzeyleri kullanılmıştır. Mine defekti bulunan, sürmesinin üzerinden 2 yıl geçmemiş, gömülü, daha önce braket yapıştırılmış, restorasyonu bulunan, çürük veya mine dekalsifikasyonu olan dişler çalışmaya dâhil edilmemiştir. Çalışmaya dâhil edilen örneklerin dağılımı istatistiksel olarak analiz edilmiş ve dağılımın benzer olduğu görülmüştür. Örneklerin dağılımı Tablo 3.1.'de görülmektedir. Çalışmamızda dişlerin 15 tanesi kontrol grubu olarak ayrılmış olup, hiçbir remineralizasyon ajanı uygulanmamıştır. Çalışmamızda dişlerin 14 tanesi R.O.C.S. ile, 15 tanesi GC Tooth



Mousse ile ve yine 15 tanesi FP ile işlem görmüştür (Tablo 3.2.). Dişler Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı ve Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda çekilmiştir. Örnekler 2 hafta içerisinde çekilmiş dişlerden seçilmiştir.

**Tablo 3.1.** Gruplardaki Örnek Sayıları ve Dağılımları.

<b>Gruplar</b>	<b>n</b>	<b>%</b>
<b>Kontrol</b>	30	25,4
<b>ROCS</b>	28	23,7
<b>GC</b>	30	25,4
<b>FP</b>	30	25,4
<b>Dişler</b>	<b>n</b>	<b>%</b>
<b>Vestibül</b>	59	50,0
<b>Oral</b>	59	50,0
<b>Total</b>	118	100,0

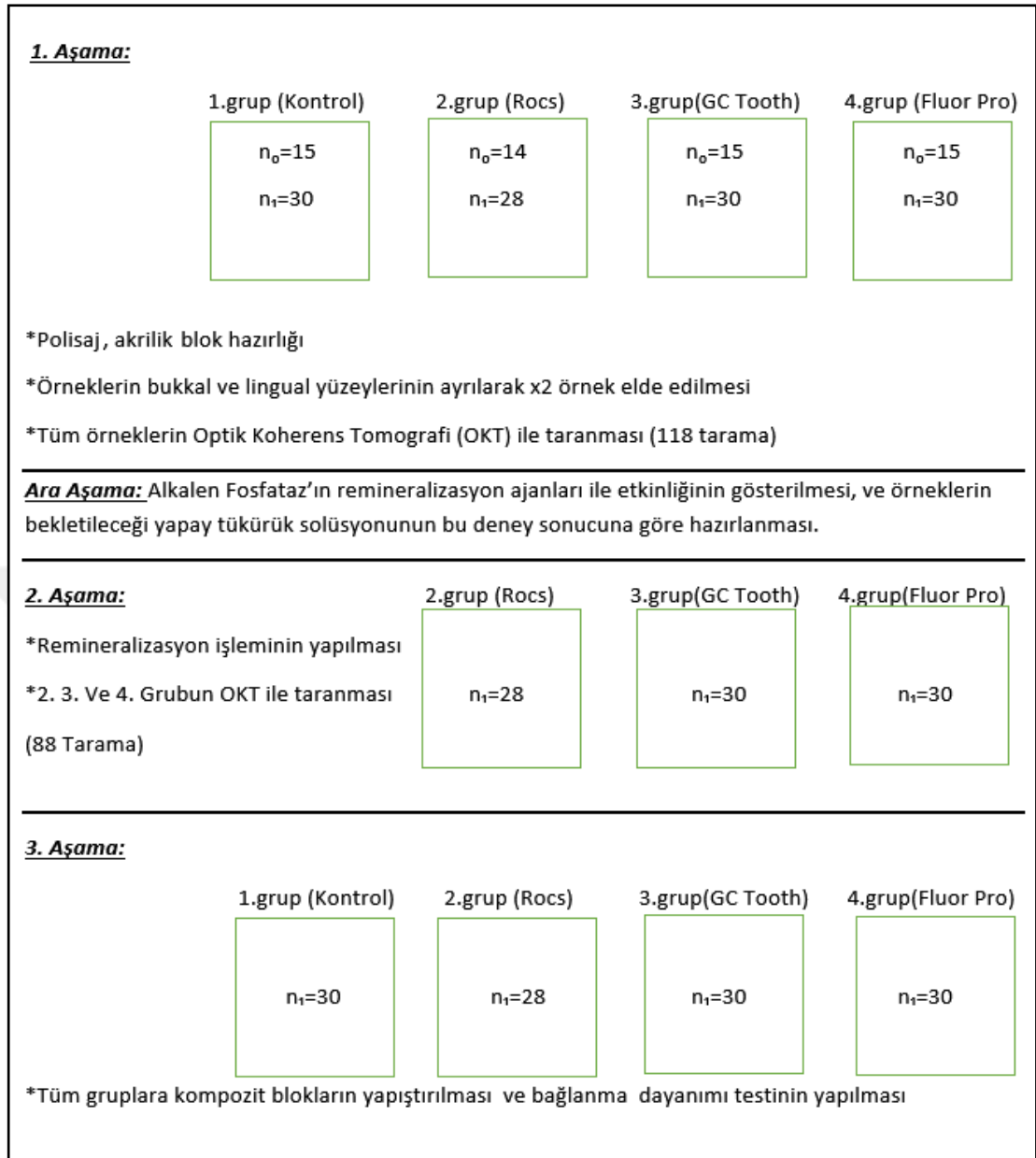
\* Bu dağılımın homojenliği frekans testi ile değerlendirilmiştir.

**Tablo 3.2.** Örneklerin Yüzdelerik Dağılımı

<b>Dişler</b>		<b>Gruplar</b>				<b>p</b>
		Kontrol	ROCS	GC	FP	
<b>Vestibül</b>	<b>n</b>	15	14	15	15	0,99
	<b>%</b>	25,4%	23,7%	25,4%	25,4%	
<b>Oral</b>	<b>n</b>	15	14	15	15	
	<b>%</b>	25,4%	23,7%	25,4%	25,4%	

Dişler çekildikten sonra 16.1 mM KCl<sub>2</sub>, 14.4 mM NaCl<sub>2</sub>, 1.9 mM KH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub> ve 1.4 mM CaCl<sub>2</sub> içeren PH'ı 6.8 olan ve %1 kloramin katılmış yapay tükürük solüsyonunda bekletilmiştir<sup>(125)</sup>. Solüsyon, her hafta değiştirilmiştir.

Çalışmanın akış şeması Şekil 3.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Çalışmanın iş akış şeması

### 3.2.2 Dişlerin Separe ile Lingual ve Vestibül Yüzeylerinin Ayrılması

Dişler çift taraflı elmas separe (NTI Serrated Diamond Disc, Kavo Dental, Biberach, Almanya) ile su soğutması altında ve düşük devirde, vestibül ve lingual yüzeylerine zarar vermeden frontal planda ikiye ayrılmıştır (Şekil 3.2.).



**Şekil 3.2.** Dişlerin elmas separe ile vestibül ve lingual yüzeylerine ayrılması.

Frontal plandaki kesi yapıldıktan sonra dişler mine sement sınırının yaklaşık 2 mm altından tekrar kesilmiş ve böylece vestibül ve lingual yüzeyler birbirlerinden tamamen ayrılmıştır. Pulpa dokusu temizlenmiştir. Separasyon işlemi aynı gün içerisinde bitirilmiş ve her bir dişin vestibül ve lingual yüzeylerini içeren kuronlar ayrı ayrı bölmelerde saklanmıştır (Şekil 3.3.).

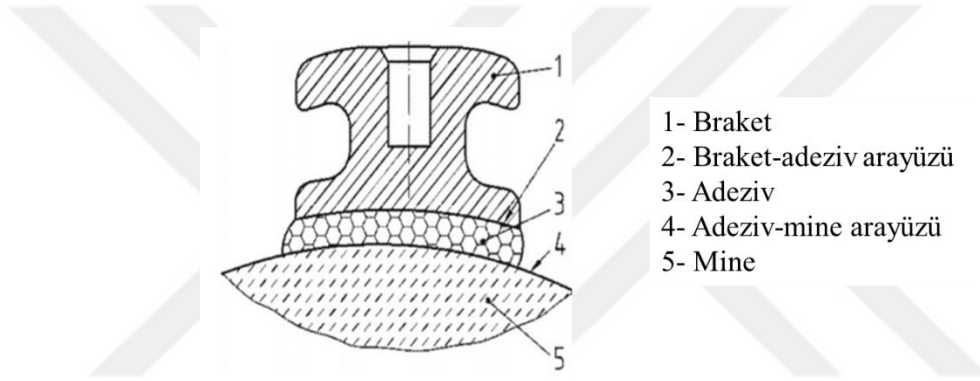


**Şekil 3.3.** Dişlerin vestibül ve lingual yüzeylerinin ayrılarak numaralandırılmış bölümlerde saklanması.

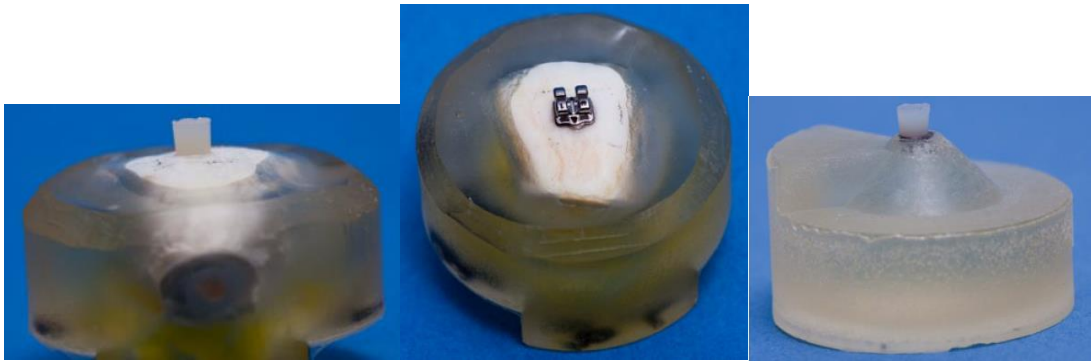
### 3.2.3 Örneklerin Akrilik Bloklara Gömülmesi

Tüm örnekler Alman Standartları Enstitüsü'nün (DIN) 'Ortodontik ataşman adezivlerinin, makaslama bağ dayanımını test metodları' (DIN 13990-1/-2) isimli standart formuna uygun olarak hazırlanmıştır. Şekil 3.4.'te bu forma ait bağlanma dayanımının incelendiği elemanların kesiti görülmektedir.

Bu standart formlar, üç farklı bağlanma dayanımını incelemeye olanak tanımaktadır. Şekil 3.5.'te sırasıyla mine-adeziv bağlanma dayanımı, toplam bağlanma dayanımı (mine-adeziv-braket) ve braket-adeziv bağlanma dayanımını incelemek için kullanılan standart ölçümlerin birer örneği görülmektedir. Bu çalışmada mine-adeziv bağlanma dayanımı incelenmiştir.

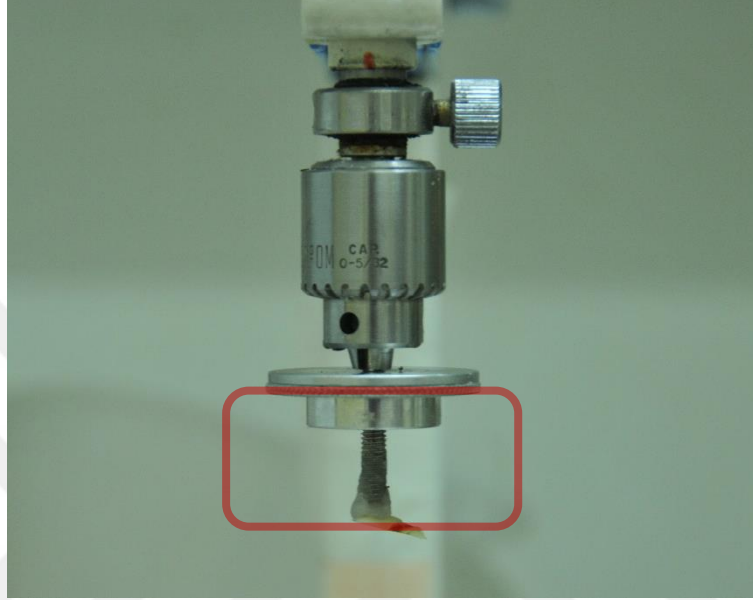


Şekil 3.4. DIN 13990-1/-2 standart formuna göre bağlanma dayanımının incelendiği elemanların kesitsel görünümü (Şema formdan alınmıştır).



Şekil 3.5. DIN 13990-1/-2 standart formuna göre farklı bağlanma dayanımlarının ölçümü için kullanılan örnekler. Bu fotoğraflar 'Shear bond strength of different adhesives tested in accordance with DIN 13990-1/-2 and using various methods of enamel conditioning' isimli makaleden alınmıştır<sup>(126)</sup>.

Örneklerin akrilik bloklara gömülebilmesi için 3 mm çaplı silindirik uzantısı olan bir metal paralelometre parçası hazırlanmıştır (Şekil 3.6.). Ortodontik hasta mumu ile örnekler en düz yüzeylerinden bu silindirik parçaya tutturulmuştur ve paralelometre (VG 3, Degussa, Frankfurt, Almanya) ile hızlı sertleşen akrilik (Technovit 4071, Kulzer, Wehrheim, Almanya) içerisine gömülmüştür.

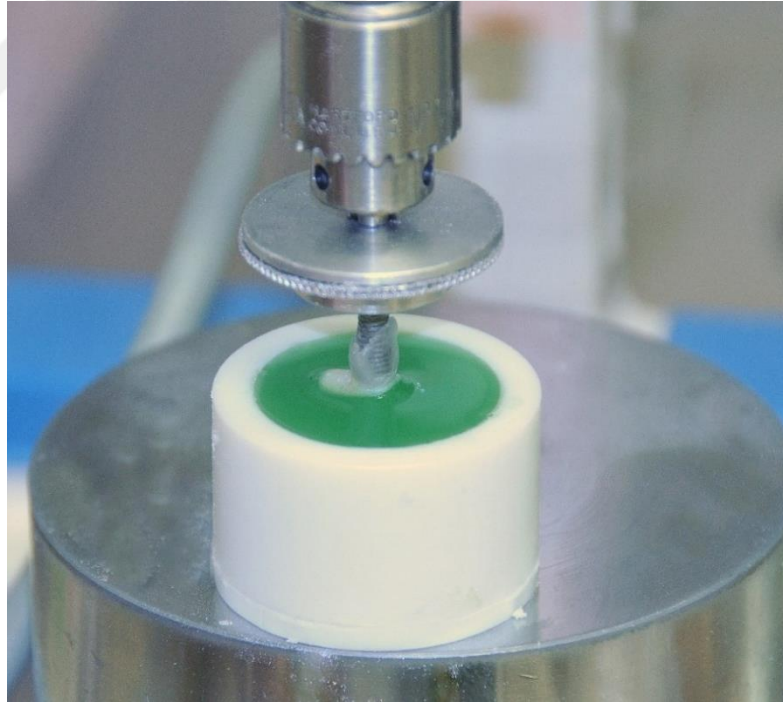


**Şekil 3.6.** 3 mm çaplı metal paralelometre parçası. Bu parça kırmızı dikdörtgen içerisinde gösterilmiştir. Paralelometrenin ana parçasına uygun bir tabanda imal edilmiştir ve çift taraflı bant (415, 3M Unitek, Monrovia, California, ABD) ile ana parçaya yapıştırılmıştır.

Akrilik, DIN 13990-1/-2 standardına göre 30 mm çapında politetrafloroetilenden (PTFE) üretilmiş silindirik kalıplar içerisine dökülmüştür (Resim 3.7.). Akrilik blokların PTFE kalıplardan kolayca çıkabilmesi için kalıpların iç yüzeyine vazelin uygulanmıştır. Örnekler metal paralelometre parçası ile akrilik içerisine gömülmüştür (Şekil 3.8.). Akrilik sertleştikten sonra örnekler paralelometreden ayrılmıştır. Florür içermeyen profilaksi patı ile örneklerin üzerinde kalan artıklar düşük devirle çalıştırılan polisaj fırçası ile temizlenmiş ve örnekler mineralizasyon işlemine hazır hale getirilmiştir (Şekil 3.9.).



Şekil 3.7. PTFE'den hazırlanmış akrilik blok kalıpları.



Şekil 3.8. Dişlerin paralelometre ile PTFE bloklardaki akrilik içerisine gömülmesi.



**Şekil 3.9.** Polisajı yapılmış hazır bir örnek.

### **3.2.4. Örneklerin Gruplandırılması**

Elde edilen 118 örnek, 4 gruba ayrılmıştır. Bunlardan ilki kontrol grubudur. 2. grup CaGP etken maddeli, ksilitol ve magnezyum klorür yardımcı maddelerini içeren topikal jel (R.O.C.S Remineralizasyon Jeli, DRC Group, Moskova, Rusya) uygulanan örneklerden oluşmaktadır. 3. grup CPP-ACP etken maddeli topikal krem (Tooth Mousse Tooth Mousse , GC Corp., Tokyo, Japonya) uygulanan gruptur. Son ve 4. grup florür etken maddeli vernik (Fluor Protector, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulanacak örneklerden oluşmaktadır. Kontrol, GC Tooth Mousse ve FP grubunda 3 üst kesici, 3 alt kesici, 3 premolar, 3 kanin ve 3 molar dişin vestibül ve lingual yüzleri olmak üzere toplam 30 örnek bulunmaktadır. Yalnız R.O.C.S. grubunda 2 örnek mineralizasyon işlemi sırasında akrilikten ayrıldığı için diğer gruplardan 1 keser diş daha az olacak şekilde oluşturulmuştur. Bu grupta toplam örnek sayısı 28'dir.

### **3.3. Örneklerin Optik Koherens Tomografi ile İncelenmesi**

Tüm örnekler başlangıçta bir spektral domain tipi optik koherens tomografi cihazı (The Spectralis® HRA+OCT, Heidelberg Engineering, Heidelberg, Almanya) ile



incelenmiştir (Şekil 3.10.). 2., 3., ve 4. gruplar ise mineralizasyon işlemi sonrası tekrar incelenmiştir. Toplamda 206 adet OKT taraması yapılmıştır (Tablo 3.3.).



Şekil 3.10. The Spectralis® optik koherens tomografi cihazı.

Tablo 3.3. Toplam OKT Tarama Sayıları ve Tarama Zamanları

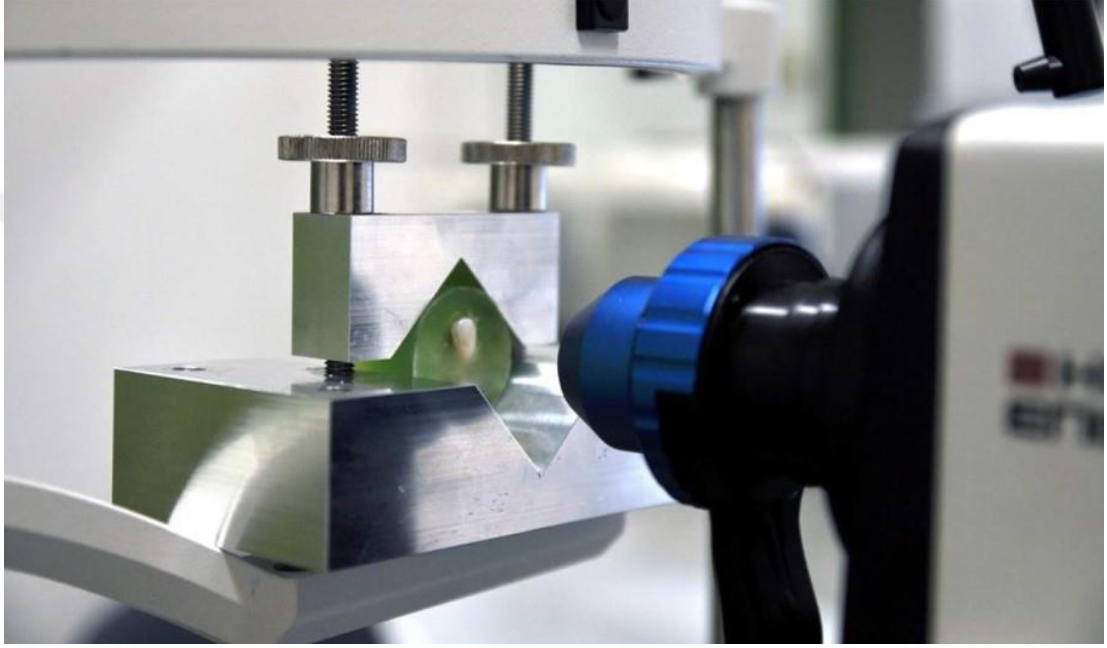
	1. Grup	2. Grup	3. Grup	4. Grup
<b>Başlangıç</b>	30	28	30	30
<b>Mineralizasyon İşlemi Sonrası</b>	-----	28	30	30
				Toplam: 206

OKT taramaları yapılırken akrilik bloklar cihaza özel bir metal parça ile sabitlenmiştir (Şekil 3.11.). Bu parça ile OKT cihazının ışınlarının örneklerin yüzeyine her taramada aynı açı ile gelmesi sağlanmıştır. Tüm taramalar 10.00 D odak uzaklığında ve 30  $\mu\text{m}$  kesit aralığında yapılmıştır. Dalga boyu 880 nm'dir. Dişler oklüzio-gingival boyutlardan farklılık gösterdiği için tomografik kesitlerin sayısı 48 ila 72 arasında değişmektedir. Görüntünün gürültüsünü azaltmak için her bir kesit, aynı kesitin tekrarlanarak çekilen 30 görüntüsünün ortalaması olarak belirlenmiştir (Şekil 3.12.). OKT cihazının yazılımı kullanılarak her bir örneğin taranan kısımları birbiriyle

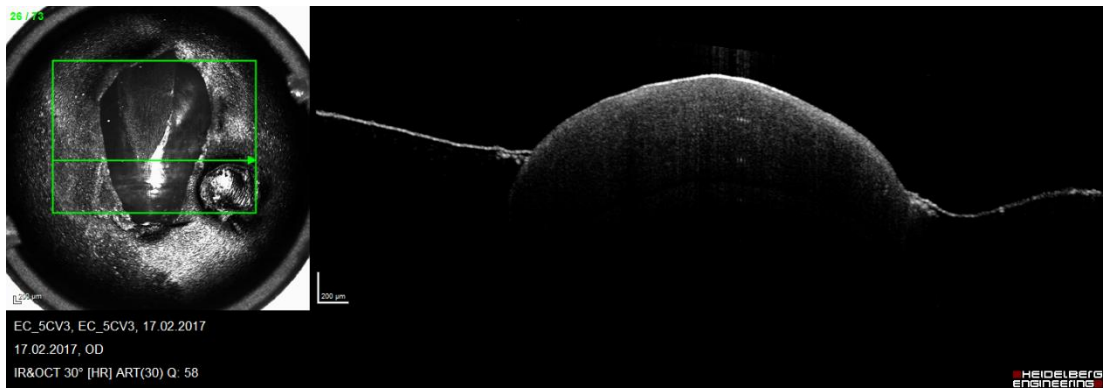


çakıştırılmıştır. Böylece başlangıçta ve mineralizasyon işlemi sonrası çekilen tomografilerde kesitlerin birbiriyle çakışması sağlanmıştır. Görüntülerin değerlendirilmesi için bir örneğin toplam tomografik kesit sayısının aritmetik ortalaması alınarak, ortalama kesit kullanılmıştır. Örneğin 72 tomografik kesite sahip bir örnekte 36. kesit değerlendirilmeye alınmıştır.

Başlangıç ve mineralizasyon işlemi sonrası değerlendirilen bu ortalama kesitlerde gürültünün fazla olması durumunda bir sonraki kesitler değerlendirmeye alınmıştır.



**Şekil 3.11.** Örnekler için özel imal edilmiş, örneklerin OKT cihazına sabitlemesi için kullanılan metal parça . Böylece her taramada mercek ve örnek arasındaki uzaklığının aynı olması sağlanmıştır.



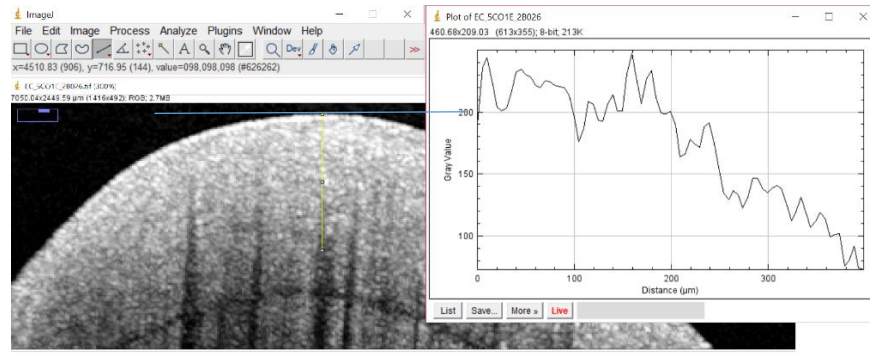
**Şekil 3.12.** OKT ile alınmış bir kesit. Her bir kesit aynı bölgeden alınan 30 görüntünün ortalamasıdır.

### 3.3.1. Optik Koherens Tomografi ile Remineralizasyonun İncelenmesi

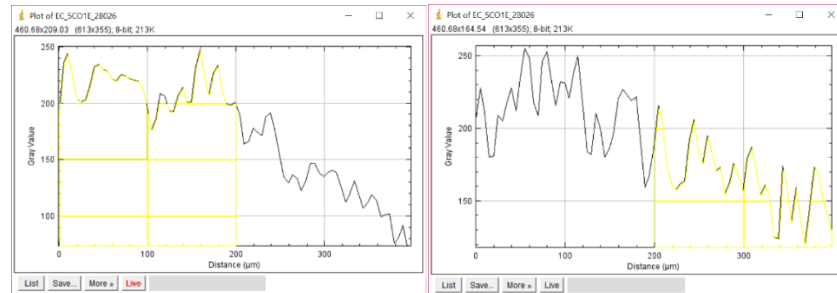
Her bir örnek için toplanan tomografi görüntüleri, başlangıç ve remineralizasyon sonrası olacak şekilde ayrı olarak değerlendirilmiştir.

Mineralizasyon işlemi sonrası OKT sinyallerinin işlenmesiyle elde edilen görüntülerdeki gri değer ölçümü için pek çok çalışmada yaygın olarak kullanılan programlardan biri olan açık kaynak kodlu ImageJ (US National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, ABD) kullanılmıştır.

Bu kesitlerde gri değerler 400 µm derinliğe kadar ölçülmüştür (Şekil 3.13.). Ölçümler yapılırken örnek yüzeyinin en çıkıntılı yerine teğet çizilmiş 400 µm uzunluğundaki doğru bu teğete dik indirilmiştir. Doğrunun geçtiği bölgelerdeki gri değerler grafikte derinliğe göre ifade edilmiştir. Grafikte 0-200 µm arası kalan alan ile 200-400 µm arasında kalan alanlar mineralizasyon işlemi öncesi ve sonrası olarak ölçülmüştür (Şekil 3.14.). Bu değerler mineralizasyon işlemi öncesi ve sonrası olarak birbirlerine oranlanmıştır. Mineralizasyon işlemi öncesi 0-200 µm/200-400 µm oranı  $t_0$  değeri, mineralizasyon işlemi sonrası 0-200 µm/200-400 µm oranı  $t_1$  değeri olarak isimlendirilmiştir.



Şekil 3.13. ImageJ ile gri değer sinyallerinin ölçümü



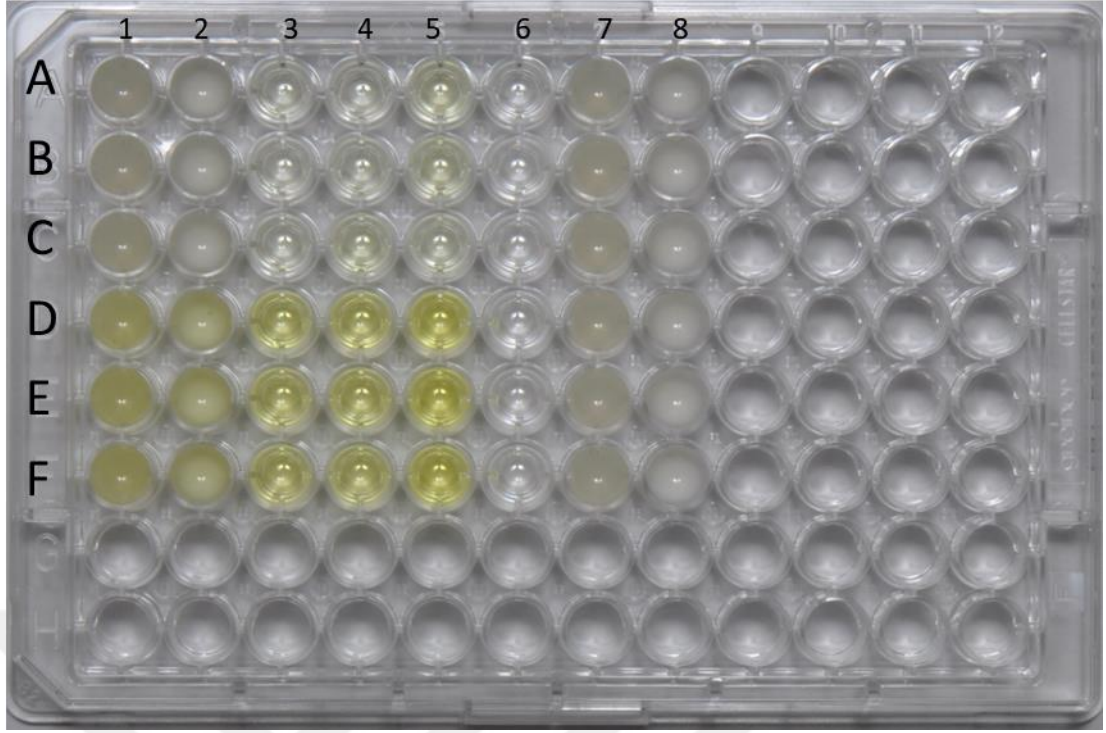
Şekil 3.14. Birbirlerine oranlanan alanların ölçümü.

### 3.4. Mineralizasyon İşlemi

#### 3.4.1. Mineralizasyon İşleminde Kullanılan Yapay Tükürüğün Hazırlanması

Mineralizasyon işleminde kullanılan yapay tükürük solüsyonu, Shellis<sup>(125)</sup> tarafından tarif edilen şekilde hazırlanmış ve sonrasında solüsyona 50 IU/L sığır alkale fosfatı (Phosphatase Alkaline From Bovine Intestinal Mucosa P6774, Sigma Aldrich, S. Louis, ABD) eklenmiştir. Buna göre yapay tükürük solüsyonu 16.1 mM KCl<sub>2</sub>, 14.4 mM NaCl<sub>2</sub>, 1.9 mM KH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub> ve 1.4 mM CaCl<sub>2</sub>, %1 kloramin ve 50 IU/L ALP içermektedir. Solüsyonun PH'ı 6.8'dir. ALP zamanla denatüre olan bir enzim olduğundan, solüsyon günlük olarak hazırlanmıştır.

Çalışmamızda kullanılan ajanların biri olan R.O.C.S.'un üretici firması, ajanın etkinliğinin tükürükteki ALP ile arttığını ifade etmiştir<sup>(127)</sup>. Bu nedenle mineralizasyon işleminde kullanılan yapay tükürük solüsyonuna ALP ilavesi ile ilgili olarak bir pilot çalışma yapılmıştır<sup>(127)</sup>. Bu pilot çalışmada ALP enzim aktivitesi, 4-nitrofenil fosfatın substrat olarak kullanıldığı spektrofotometri yöntemi ile ölçülmüştür<sup>(128)</sup>. Spektrofotometri, bir örnekteki atom veya moleküllerin bir enerji düzeyinden diğerine geçerken absorbe ettiği ya da yaydığı ışımının ölçülmesi ve yorumlanmasıdır<sup>(129)</sup>. 4-nitrofenil fosfat (PNPP) renksizdir ancak ALP ile katalizlenen reaksiyon sonucu fosfat ve serbest 4-nitrofenol (PNP) oluşur; PNP de bazik ortamda koyu sarı renkli 4-nitrofenoksit iyonuna çevrilir. Bu renk dönüşümü spektrofotometre ile ölçülerek ALP enziminin etkinliği ölçülebilmektedir<sup>(128)</sup>. ALP etkinliğini ölçümü için 8 farklı tipte solüsyon hazırlanmıştır. Hazırlanan solüsyonlar ve reaksiyon kabı Şekil 3.15.'te gösterilmiştir. 1. ve 2. sütun sırasıyla R.O.C.S. ve GC Tooth Mousse içermektedirler ve çalışma solüsyonlarıdır. Her iki solüsyonda aynı miktarlarda PNPP ve ALP içermektedir. Sonraki tüm sütunlardaki solüsyonlar kontrol için hazırlanmıştır. Bu farklı tipteki solüsyonların spektrofotometredeki değerleri ölçülmüş ve yalnız PNPP ve ALP içeren solüsyonların spektrofotometre değerlerinden çıkarılmıştır. 1. sütunda ölçülen spektrofotometre değeri yalnız PNPP ve ALP içeren solüsyonun bulunduğu sütundan daha düşük ölçülmüştür. Bu da, ALP ile R.O.C.S.'un reaksiyona girdiğini göstermektedir. 2. sütunda bulunan GC Tooth Mousse'un opak yapısı nedeniyle spektrofotometrede herhangi bir değer ölçülememiştir.



**Şekil 3.15.** Grupların spektrofotometrede incelendiği reaksiyon kabı. Sarı rengin görülmesi, ortamda 4-nitrofenoksinin bulunduğunu ifade eder. 1. sütundaki örnek R.O.C.S, PNPP ve ALP'den oluşmaktadır. 2. sütun GC Tooth Mousse, PNPP ve ALP içermektedir. 3, 4, ve 5. sütunlar sırasıyla PH=7,71 , 7,89 ve 9,8'de PNPP, ALP ve yapay tükürük içermektedir. 1-5 arası sütunlarda D satırından sonra ALP miktarı 500 IU/l'ye çıkarılmıştır, bu nedenle sarı renk koyulaşmıştır. 6. sütun yalnız yapay tükürük, 7. sütun R.O.C.S. ve yapay tükürük ve 8. sütun GC Tooth Mousse ve yapay tükürük içermektedir.

Çalışmamızda kullandığımız ALP miktarı Kumar ve ark. (2011)'in çalışmasında belirlemiş oldukları kronik gingivitis hastalarının tükürüklerinde bulunan ALP miktarı dikkate alınarak 50 IU/L olarak belirlenmiştir<sup>(130)</sup>.

### **3.4.2. Remineralizasyon Ajanlarının Uygulanması**

Çalışmamızda, 4. grup için 3 aylık, diğer gruplar için ise 30 günlük remineralizasyon ajanı uygulaması simüle edilmiştir. Her bir ajan için üretici firmalarının tavsiye ettiği döngüye göre uygulama sayısı ve sıklığı hesaplanmış ve ajanlar buna göre uygulanmıştır.

### **Mineralizasyon İşlemi Boyunca Örneklerin Saklanması**

Tüm örnekler çalkalamalı su banyosu (Unitherm HB, UniEquip, Planegg, Almanya) içerisinde 37° sıcaklıkta ve 20 devir/dakika çalkalama hızına ayarlanarak saklanmıştır

(Şekil 3.16.). Remineralizasyon ajanlarının birbirlerine karışmaması için tüm gruplar ayrı kaplar içerisinde su banyosunda tutulmuştur.



Şekil 3.16. Örneklerin saklandığı su banyosu

### **R.O.C.S. Remineralizasyon Jeli Uygulaması**

2. grup R.O.C.S. Remineralizasyon Jeli uygulaması yapılacak olan dişlerden oluşmaktadır. Bu remineralizasyon jeli etken madde olarak CaGP, MgCl<sub>2</sub> ve ksilitol içermektedir (Şekil 3.17.). Üretici firma, uygulamanın 2 günde 1 kez 15 dakika boyunca uygulanmasını ve sonrasında 50 dakika yemek yenmemesini önermiştir. R.O.C.S. Remineralizasyon Jeli için 30 günlük simülasyon şu şekilde gerçekleştirilmiştir: Örnekler su banyosundan alınıp temiz bir tabla örtüsünün üzerine konulmuştur. Yapay tükürük kurulanmamıştır. Temiz bir tahta çubuk ile jel örneklerin mine yüzeyine sürülmüş, 15 dakika beklenmiş ve tekrar çalkalamalı su banyosuna yerleştirilmiştir. 50 dakika sonra, 15 dakikalık remineralizasyon ajanı uygulaması tekrarlanmıştır. Remineralizasyon uygulaması ve su banyosu periyodu toplam 65 dakikadır. Bu şekilde 15 kez uygulama yapılmıştır.





Şekil 3.17. R.O.C.S. Medical Minerals Remineralizasyon Jeli.

### GC Tooth Mousse Uygulaması

3. grup GC Tooth Mousse uygulaması yapılacak olan dişlerden oluşmaktadır. Etken madde olarak CPP-ACP içermektedir. Üretici firma, uygulamanın günde 1 defa 3 dakika boyunca yapılmasını ve 30 dakika yemek yenmemesini önermiştir. GC Tooth Mousse için 30 günlük mineralizasyon işlemi simülasyonu şu şekilde gerçekleştirilmiştir: Örnekler su banyosundan alınıp temiz bir tabla örtüsünün üzerine konulmuştur. Yapay tükürük kurulanmamıştır. Temiz bir tahta çubuk ile remineralizasyon ajanı örneklerin mine yüzeyine sürülmüş, 3 dakika beklenmiş ve tekrar çalkalamalı su banyosuna konulmuştur. 30 dakika sonra 3 dakikalık uygulama tekrarlanmıştır. Remineralizasyon uygulaması ve su banyosu periyodu toplam 33 dakikadır. Bu şekilde 30 kez remineralizasyon ajanı uygulanmıştır.

### İvoclar Vivadent Fluor Protector Vernik Uygulaması

4. grup Ivoclar Vivadent Fluor Protector Vernik uygulaması yapılacak olan dişlerden oluşmaktadır. Bu vernik % 0.9 konsantrasyonda diflourosilan içermektedir (Şekil 3.18.). Üretici firma uygulamanın 3 ayda bir kez 1 dakika boyunca uygulanmasını ve sonrasında 45 dakika yemek yenmemesini önermiştir. Bu remineralizasyon ajanında 1 aylık bir simülasyon mümkün olmadığından simülasyon 3 aylık uygulama şeklinde gerçekleştirilmiştir. Örnekler su banyosundan alınıp üretici firma tavsiyesine göre hava spreyi ile kurutulmuştur. Vernik kendi fırçası ile dişlerin üzerine uygulanmış, 1 dakika beklenmiş ve örnekler tekrar su banyosuna konmuştur.



Şekil 3.18. Ivoclar Vivadent Fluor Protector Vernik

### 3.4.3. Sıyırma Testi İçin Kompozit Blokların Hazırlanması

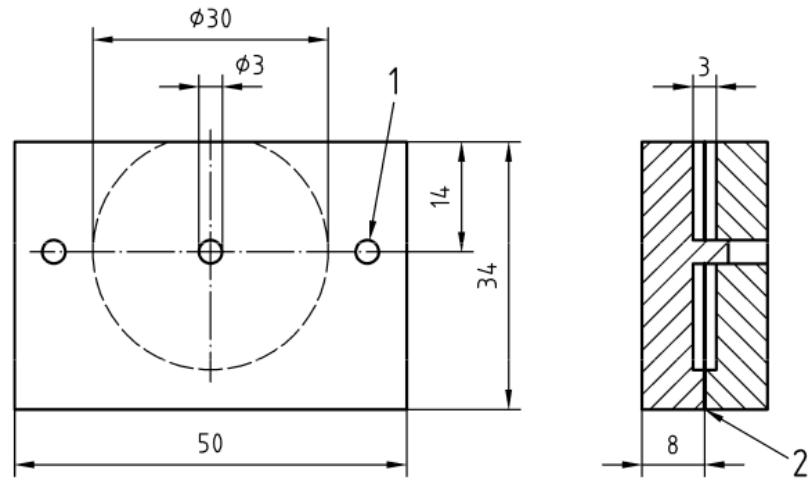
#### Örneklere Kompozit Blokların Yapıştırılması

Tüm örnekler 15 saniye %37 fosforik asit (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile asitlenmiştir. Sonrasında 1 dakika su spreyi ile yıkanmış ve 10 saniye kurutulmuştur. Transbond XT Light Cure Adhesive Primer (3M Unitek, Monrovia, ABD) bond ince bir tabaka halinde aplikatörle örneklerin üzerine sürülmüş ve 20 saniye ışınlanmıştır.

Kompozit blokların yapıştırılması için DIN (Deutsches Institut für Normung) formuna göre hazırlanan silikon kalıplar Şekil 3.19' da görülmektedir. Silikon kalıpların oluşturulması için yararlanılan şemalar Şekil 3.20 ve 3.21'de görülmektedir. Standart formuna göre oluşturulan PTFE kalıplar içerisine silikon enjekte edilmiş ve kalıplar sıkıştırılmıştır. Bu şekilde ortasında 3 mm çapında ve 3 mm boyunda deliği olan silikon kalıplar elde edilmiştir.

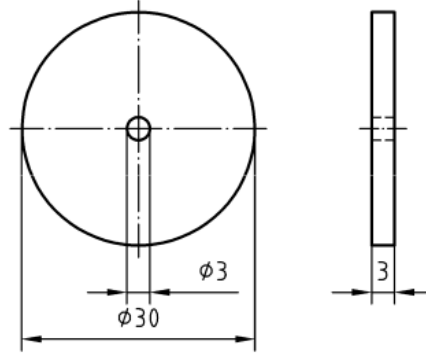


**Şekil 3.19.** Şemaya göre oluşturulmuş silikon kalıp. Bu kalıp blok yapımı sırasında yıprandığında kolayca yeniden üretilebilmektedir



**Şekil 3.20.** DIN 13990-1/-2 standart formuna göre silikon kalıp üretimi için hazırlanan PTFE kalıpların şeması (Şema formdan alınmıştır).



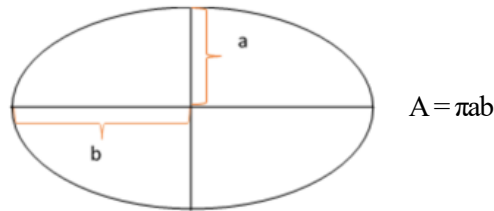


**Şekil 3.21.** DIN 13990-1/-2 standart formuna göre silikon kalıbın şematik görünümü (Şema formdan alınmıştır).

Silikon kalıpların ortasındaki deliğe doldurulan kompozit (Transbond XT Light Cure Adhesive Paste, 3M Unitek, Monrovia, ABD) 20 saniye boyunca polimerize edildikten sonra kalıp çıkarılmış ve kompozit bloklar 20 saniye daha ışınlanmıştır. Polimerizasyon, led ışıklı Bluephase® G2 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) ile gerçekleştirilmiştir. Cihazın ışık şiddeti  $1200 \text{ mW/cm}^2$  olarak hesaplanmıştır.

### **Kompozit Blokların Örnek ile Temas Yüzey Alanının Hesaplanması**

Örneklere yapıştırılan kompozit blokların tamamı ışık mikroskobu (Stemi SR, Carl Zeiss, Oberkochen, Almanya) altında incelenmiştir. Örnekler, altında aerotör frezi ile kazınmış isimleri referans alınarak  $90^\circ$  çevrilmiştir ve iki farklı çap ölçülmüştür. Şekil 3.22’de görülen elipsin alan formülü kullanarak kompozit blokların yüzey alanı her bir örnek için özel olarak hesaplanmıştır.

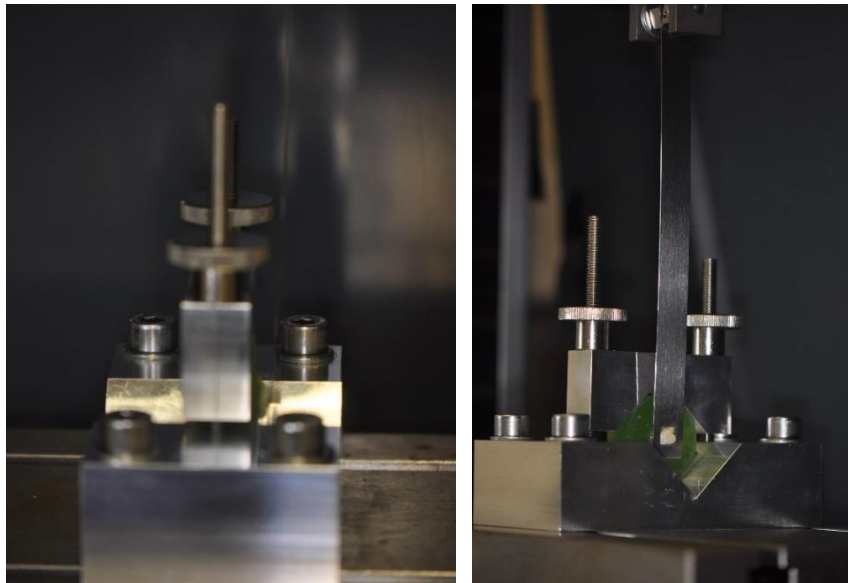


**Şekil 3.22.** Elips ve alan formülü.

### 3.4.4. Sıyırma Testi

Sıyırma testi Heidelberg Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protez Laboratuvarları'nda yapılmıştır. Bu test için Zwick Roell Z010 üniversal test cihazı (Zwick Roell, Ulm, Almanya) kullanılmıştır. OKT cihazında sabitleyici olarak kullanılan metal parça, sıyırma testi sırasında da kullanılmıştır. Metal sabitleyiciye örnekler yerleştirilmiş ve bu sabitleyici, test cihazının alt parçasına yerleştirilmiştir. Test cihazının hareketli üst parçasına, ince ve paslanmaz çelikten yapılmış, ortasında kare şeklinde bir boşluk bulunan parça sabitlenmiştir (Şekil 3.23.). Örnekler üzerindeki silindir kompozit bloklar, bu boşluğun içine yerleştirilmiştir ve kompozit bloklar dış yüzeyinden ayrılana kadar kuvvet uygulanmıştır. Üniversal test cihazının başlık hızı 1 mm/dk olarak ayarlanmıştır. Kopma gerçekleştiği anda ortaya çıkan maksimum kuvvet üst parçaya bağlı sabit bir kuvvetölçer yardımı ile okunmuş ve cihaza bağlı bilgisayar ile Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir. Kompozitin sıyırma kuvvetine karşı direnci (N) her bir örnek için ışık mikroskobu yardımıyla hesaplanan alana bölünmüştür. Bu şekilde birim alana düşen kuvvetler megapascal (MPa) cinsinden hesaplanmıştır.

$$\text{MPa (N/mm}^2\text{)} = \frac{\text{Kuvvet (Newton)}}{\text{Braket taban alanı (mm}^2\text{)}}$$



Şekil 3.23. Sıyırma testi için kullanılan düzenek

### 3.4.5. İstatistiksel Metod

Çalışmamızın bulgularında tanımlayıcı istatistikler; frekans, yüzde, ortalama ve standart sapma değerleri ile sunulmuştur. Bireysel ölçüm hata düzeyinin belirlenmesi için Chronbach's Alfa testi uygulanmıştır. Gri değerlerin ve gri değer farklarının vestibül ve oral yüzlerde gruplar arasında fark olup olmadığını tespit etmek amacı ile Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Gri değer farklarının vestibül ve oral yüzlere göre gruplar arası karşılaştırılması amacı ile Kruskal-Wallis testi kullanılmıştır. Çalışma gruplarına göre  $t_0$  ve  $t_1$  ölçümleri arasındaki ilişkilerin değerlendirilmesi amacıyla Wilcoxon işaret testi uygulanmıştır. Analizler için SPSS Versiyon 23.0 paket programı (SPSS for Win, ver 23.0; SPSS Inc, Chicago, Ill) kullanılmıştır. Sonuçlar anlamlılık  $p < 0,05$  düzeyinde değerlendirilmiştir.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Metod Hatasının Değerlendirilmesi

Bu araştırmada bireysel ölçüm hata düzeyinin belirlenmesi amacıyla, rastgele seçilen 80 OKT görüntüsü üzerinde sinyal farkı ölçümleri ilk ölçümlerden bir süre sonra aynı araştırmacı tarafından tekrarlanmıştır. Sinyal farkı ölçümleri için hesaplanan Chronbach's Alfa değeri 0,915'tir. Güvenilirlik katsayısının 1'e yakın olması ölçümlerin tekrarlanabilir olduğunu göstermiştir.

### 4.2. Örneklerin Dağılımına İlişkin Bulgular

Çalışmamızda örnek dağılımının homojenliği incelenmiştir. Buna göre vestibül ve oral yüzlerin gruplara göre dağılımının homojen olduğu görülmüştür ( $p>0,05$  Tablo 4.1.). Bu bulgular, Tablo 4.1.'de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1.** Vestibül ve Oral Yüzlerin Gruplara Göre Dağılımı

Dişler		Gruplar				p
		Kontrol	ROCS	GC	FP	
Vestibüler	n	15	14	15	15	0,99
	%	25,4%	23,7%	25,4%	25,4%	
Oral	n	15	14	15	15	
	%	25,4%	23,7%	25,4%	25,4%	

\*ki-kare testi kullanılmıştır.

### 4.3. OKT ile Elde Edilen Gri Değerlere İlişkin Bulgular

Çalışmamızda tüm örnekler için çalışma grupları arası gri sinyal değerleri başlangıçta ( $t_0$ ) ve mineralizasyon işlemi sonrası ( $t_1$ ) karşılaştırılmış ve bulgular Tablo 4.2.'de gösterilmiştir. Bu karşılaştırmada, vestibül ve oral yüzler çalışma grupları içinde birlikte değerlendirilmiştir. Buna göre; Kontrol grubunda herhangi bir işlem uygulanmadığı için OKT taraması yapılmamıştır. R.O.C.S., GC Tooth Mousse ve FP gruplarında  $t_0$  ve  $t_1$  ölçümlerinin farklı olduğu tespit edilmiştir. R.O.C.S. ve GC Tooth Mousse gruplarında  $t_1$  gri değerleri,  $t_0$  gri değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0,05$ ; Tablo 4.2.). FP grubunda  $t_1$  gri değerleri  $t_0$  gri değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür ( $p<0,05$ ; Tablo 4.2.).

**Tablo 4.2.** Tüm Örnekler İçin Çalışma Gruplarına göre  $t_0$  ve  $t_1$  Ölçümleri Arasındaki İlişkilerin Değerlendirilmesi

Gruplar	Sinyal ölçümleri	N	$\bar{X} \pm s.s.$	p
<b>Kontrol</b>	Sinyal ( $t_0$ )	30	1,85±0,49	0,99
	Sinyal ( $t_1$ )	30	1,85±0,49	
<b>ROCS</b>	Sinyal ( $t_0$ )	28	1,83±0,12	<b>0,01*</b>
	Sinyal ( $t_1$ )	28	2,83±0,41	
<b>GC</b>	Sinyal ( $t_0$ )	30	1,81±0,19	<b>0,01*</b>
	Sinyal ( $t_1$ )	30	2,88±0,55	
<b>FP</b>	Sinyal ( $t_0$ )	30	1,82±0,22	<b>0,01*</b>
	Sinyal ( $t_1$ )	30	1,50±0,26	

\* Wilcoxon işaret testi uygulanmıştır. İstatistiksel olarak anlamlı değerler **koyu** olarak yazılmıştır.

Çalışmamızda  $t_1$ - $t_0$  gri değer farkları, vestibül ve oral yüzlere göre tüm gruplarda ayrı ayrı karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma Tablo 4.3.'te gösterilmiştir. Hem vestibül hem oral yüzlerde; FP grubunda  $t_1$ - $t_0$  gri değer farkları kontrol grubuna göre anlamlı düzeyde düşüktür ( $p < 0,05$ ; Tablo 4.3.). R.O.C.S. ve GC Tooth Mousse grubunda  $t_1$ - $t_0$  gri değer farkları hem kontrol hem de FP grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p < 0,05$ ; Tablo 4.3.). R.O.C.S. ve GC Tooth Mousse grupları arasında ise  $t_1$ - $t_0$  gri değer farkları birbirine benzerdir.

**Tablo 4.3.** Gri Değer Farklarının Vestibül ve Oral Yüzlere Göre Gruplar Arası Karşılaştırılması

Dişler	Ölçüm	Grup	n	$\bar{X} \pm s.s.$	p	Fark
<b>Vestibül</b>	Sinyal ( $t_1$ - $t_0$ fark)	Kontrol	15	0,01±0,01	<b>0,01</b>	F<K<R,G
		ROCS	14	0,88±0,38		
		GC	15	1,12±0,42		
		FP	15	-0,26±0,15		
<b>Oral</b>	Sinyal ( $t_1$ - $t_0$ fark)	Kontrol	15	0,00±0,00	<b>0,01</b>	F<K<R,G
		ROCS	14	1,12±0,37		
		GC	15	1,02±0,68		
		FP	15	-0,39±0,31		

\*Kruskall Wallis H ve farklı olan grupların tespit edilmesi amacı ile Mann. U testi uygulanmıştır. K kontrol grubunu, F FP grubunu, R R.O.C.S. grubunu ve G GC Tooth Mousse grubunu simgelemektedir.

Çalışmamızda tüm gruplar için gri değer ölçümleri vestibül ve oral yüzeyler arasında karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma bulguları Tablo 4.4.'te gösterilmiştir. Sonuçlarımıza göre; tüm gruplarda  $t_0$ ,  $t_1$  ve  $t_1-t_0$  gri değerlerinin vestibül ve oral yüzeylerde benzer olduğu görülmüştür (Tablo 4.4.). FP grubunun diğer gruplardan farklı olarak  $t_1-t_0$  değerinin negatif büyüklükte olduğu görülmektedir.

**Tablo 4.4.** Tüm Gruplar İçin Gri Değer Ölçümlerinin Vestibül ve Oral Yüzeyler Arasında Karşılaştırılması

Gruplar	Ölçüm	Diş Grubu	n	X	s.s	p
<b>Kontrol</b>	Sinyal ( $t_0$ )	Vestibül	15,00	1,89	0,59	0,66
		Oral	15,00	1,81	0,39	
	Sinyal ( $t_1$ )	Vestibül	15,00	1,89	0,59	0,67
		Oral	15,00	1,81	0,39	
	Sinyal ( $t_1-t_0$ fark)	Vestibül	15,00	0,01	0,01	0,99
		Oral	15,00	0,01	0,01	
<b>ROCS</b>	Sinyal ( $t_0$ )	Vestibül	14,00	1,87	0,12	0,15
		Oral	14,00	1,80	0,13	
	Sinyal ( $t_1$ )	Vestibül	14,00	2,74	0,39	0,27
		Oral	14,00	2,92	0,41	
	Sinyal ( $t_1-t_0$ fark)	Vestibül	14,00	0,88	0,38	0,07
		Oral	14,00	1,12	0,37	
<b>GC</b>	Sinyal ( $t_0$ )	Vestibül	15,00	1,84	0,16	0,39
		Oral	15,00	1,78	0,22	
	Sinyal ( $t_1$ )	Vestibül	15,00	2,96	0,38	0,43
		Oral	15,00	2,80	0,68	
	Sinyal ( $t_1-t_0$ fark)	Vestibül	15,00	1,12	0,42	0,11
		Oral	15,00	1,02	0,68	
<b>FP</b>	Sinyal ( $t_0$ )	Vestibül	15,00	1,82	0,16	0,99
		Oral	15,00	1,82	0,27	
	Sinyal ( $t_1$ )	Vestibül	15,00	1,56	0,15	0,51
		Oral	15,00	1,43	0,37	
	Sinyal ( $t_1-t_0$ fark)	Vestibül	15,00	-0,26	0,15	0,09
		Oral	15,00	-0,39	0,31	

\*Mann U testi kullanılmıştır.

#### 4.4. Mine ve Kompozit Arasındaki Bağlanma Dayanımına İlişkin Bulgular

Çalışmamızda tüm gruplarda mine ve kompozit arasındaki bağlanma dayanımı vestibül ve oral yüzeyler arasında karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmaya dair bulgular Tablo 4.5.'te gösterilmiştir. Sonuçlara göre; tüm gruplarda mine ve kompozit arasındaki bağlanma dayanımının vestibül ve oral yüzeyler arasında benzer olduğu görülmüştür ( $p>0,05$ , Tablo 4.5.). Ancak tüm gruplar birlikte değerlendirildiğinde mine ve kompozit arasındaki bağlanma dayanımı, vestibül yüzeylerde oral yüzeylere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ; Tablo 4.5.).

**Tablo 4.5.** Mine ve Kompozit Arasındaki Bağlanma Dayanımının Vestibül ve Oral Yüzeyler Arasında Karşılaştırılması

Gruplar	Dişler	n	$\bar{X} \pm s.s.$	p
<b>Kontrol</b>	Vestibül	15	15,81±5,97	0,53
	Oral	15	14,28±7,09	
<b>ROCS</b>	Vestibül	14	12,95±4,72	0,10
	Oral	14	8,07±3,38	
<b>GC</b>	Vestibül	15	12,56±4,73	0,63
	Oral	15	10,12±3,34	
<b>FP</b>	Vestibül	15	11,11±6,85	0,44
	Oral	15	7,54±3,90	
<b>Tüm Gruplar</b>	Vestibül	59	13,11±5,77	<b>0,01</b>
	Oral	59	10,04±5,32	

\* Mann. U testi uygulanmıştır. İstatistiksel olarak anlamlı değerler **koyu** olarak yazılmıştır

Çalışmamızda mine ve kompozit arasındaki bağlanma dayanımı vestibül ve oral yüzeylerde gruplar arasında karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmaya dair bulgular Tablo 4.6.'da gösterilmiştir. Sonuçlara göre vestibül yüzeylerde mine ve kompozit arasındaki bağlanma dayanımı gruplar arasında benzer bulunmuştur ( $p>0,05$ ; Tablo 4.6.). Oral yüzeyde ise gruplar arasında anlamlı fark tespit edilmiştir ( $p<0,05$ ; Tablo 4.6.). R.O.C.S. ve FP gruplarında bağlanma dayanımı kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı ölçüde düşük bulunmuştur. GC Tooth Mousse grubunun bağlanma dayanımı ise tüm gruplarla benzer bulunmuştur ( $p>0,05$ ; Tablo 4.6.).

**Tablo 4.6.** Vestibül ve Oral Yüzeylerde Mine ve Kompozit Arasındaki Bağlanma Dayanımının Gruplar Arasında Karşılaştırılması

<b>Dişler</b>	<b>Ölçüm</b>	<b>Grup</b>	<b>n</b>	<b><math>\bar{X} \pm s.s.</math></b>	<b>p</b>	<b>Fark</b>
<b>Vestibül</b>	Fmax (Mpa)	Kontrol	15	15,81±5,97	0,16	-
		ROCS	14	12,95±4,72		
		GC	15	12,56±4,73		
		FP	15	11,11±6,85		
<b>Oral</b>	Fmax (Mpa)	Kontrol	15	14,28±7,09	<b>0,01</b>	<b>K&gt;R,F</b>
		ROCS	14	8,07±3,38		
		GC	15	10,12±3,34		
		FP	15	7,54±3,90		

\*Kruskall Wallis H ve farklı olan grupların tespit edilmesi amacı ile Mann. U testi uygulanmıştır. . K kontrol grubunu, F FP grubunu ve R R.O.C.S. grubunu simgelemektedir.



## 5. TARTIŞMA

Uzun yıllardır kullanılan ve profilaksidedeki başarısı bilinen, ancak istenmeyen etkileri nedeniyle son yıllarda tartışılan bir ajan olan florür yerine, florür içermeyen remineralizasyon ajanlarının kullanımı günümüzde yaygınlaşmaktadır. Bu farklı remineralizasyon ajanları CPP-ACP, HA, biyoaktif cam, trikalsiyum fosfat trikalsiyum silikat gibi farklı etken maddeleri içermektedir<sup>(131)</sup>. CPP-ACP, etkinliği bir çok farklı çalışmada incelenen güncel bir remineralizasyon ajanıdır<sup>(6, 131-135)</sup>. 2002 yılında piyasaya sürülen GC Tooth Mousse™ (CPP-ACP) topikal jelin kullanımı, sadece beyaz nokta lezyonlarındaki remineralizasyon etkisi nedeniyle değil, aynı zamanda çürükleri önlemedeki etkinliği nedeniyle popülerlik kazanmıştır<sup>(3, 135)</sup>. Ancak GC Tooth Mousse'un etken maddesi CPP-ACP ile ilgili bilgilerimiz kısıtlıdır<sup>(136)</sup>. CPP-ACP içerikli remineralizasyon ajanlarının yanında CaGP içerikli ajanlar da piyasaya sunulmuştur. Literatür incelendiğinde CaGP'nin tek başına besinlerin içinde ve farklı florür bileşikleriyle birlikte diş macunu olarak kullanıldığı görülmektedir<sup>(5, 137, 138)</sup>. CaGP'nin karyostatik etkinliği in vivo ve in vitro çalışmalarda gösterilmekle birlikte; remineralizasyon etkinliği olduğuna dair uluslararası indeksli bir dergide yayınlanmış herhangi bir çalışma yoktur<sup>(85, 88)</sup>. Çalışmamızda yer alan R.O.C.S. Remineralizasyon Jeli CaGP ana etken maddeli bir ajandır.

Bu çalışmada florür etken maddeli Fluor Protector, CPP-ACP etken maddeli GC Tooth Mousse ve ana etken madde olarak CaGP içeren R.O.C.S. remineralizasyon ajanlarının etkinliği OKT ile incelenmiştir. Fluor Protector, diş hekimliğinde uzun yıllardır kullanılan ve en bilinen remineralizasyon ajanı olan florürü içerdiği için tercih edilmiştir. GC Tooth Mousse ise florür içermeyen remineralizasyon ajanları arasında günümüzde sıklıkla tercih edilen ve etkinliği bilinen bir ajan olduğu için tercih edilmiştir. R.O.C.S. ise remineralizasyon etkinliği henüz uluslararası indeksli bir dergide yayınlanmış bir çalışma ile gösterilmemiş florür içermeyen bir ajandır. R.O.C.S.'un üretici firmasının açıkladığı etki mekanizması pilot çalışmamızda incelenmiş ve bu ajanın ALP ile etkinleştiğine dair bulgular elde edilmiştir<sup>(127)</sup>. GC Tooth Mousse ve R.O.C.S., temelde kalsiyum ve fosfat içerikli etken maddelere sahiptirler. Bu ajanlardan birinin etkinliği bilindiğinden, etkinliği bilinmeyen ajanla ilgili bilgi edinilebileceği düşünülmüştür. FP ise GC Tooth Mousse ve R.O.C.S.'un etki mekanizmasından farklı bir mekanizma ile remineralizasyon sağlayan ve profilaktik

olarak klinik kullanımı çok yaygın bir ajan olduğundan çalışmaya dahil edilip OKT ile incelenmiştir.

OKT, oftalmolojide yaygın olarak kullanılan, diş hekimliğinde kullanımı yeni olan, invaziv olmayan bir görüntüleme tekniğidir. Hem in vitro hem de in vivo olarak dental dokuların incelenmesinde kullanılmaktadır<sup>(139-141)</sup>. OKT'nin demineralize mine dokusunun değerlendirilmesinde kullanıldığı çalışmalar literatürde görülmektedir<sup>(142-144)</sup>. Ancak OKT'nin mine yüzeyine herhangi bir demineralizasyon işlemi yapılmaksızın uygulanan remineralizasyon ajanlarının etkinliğinin gözlenmesinde kullanıldığı bir çalışma yoktur. Çalışmamızda; FP, GC Tooth Mousse ve R.O.C.S. remineralizasyon ajanlarının demineralize edilmemiş mine dokusu üzerindeki etkilerinin OKT ile incelenmesi amaçlanmıştır. Bu çalışmanın, farklı remineralizasyon ajanlarının tercihinde klinisyenlere fikir verebileceği düşünülmektedir.

Bununla birlikte, günümüzde artan sayıda birey, etkinliği incelenmiş olsun olmasın, kendisi ya da bir klinisyen tarafından farklı remineralizasyon ajanı uygulamaları sonrası ortodonti kliniklerine başvurmaktadır<sup>(1)</sup>. Literatüre bakıldığında florürün braket bağlanma dayanımına etkisine dair çok sayıda çalışma olduğu görülmekle birlikte CPP-ACP içerikli ajanların braket bağlanma dayanımına etkilerini inceleyen az sayıda çalışma bulunmaktadır<sup>(1, 13, 136, 145, 146)</sup>. CaGP içerikli ajanların bağlanma dayanımına etkisi ise hiç incelenmemiştir. Çalışmamızda etkinliği OKT ile incelenen remineralizasyon ajanlarının, ortodontik kompozit bağlanma dayanımına etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre, remineralizasyon ajanı uygulanmış dişlerde kompozit bağlanma dayanımının artırılması için ek işlemlere ihtiyaç olup olmadığı değerlendirilebilir. Kompozit bağlanma dayanımı en uygun seviyede tutularak tedavilerin planlanan süre içerisinde bitirilmesi sağlanabilir. Klinik pratiğinde önemli bir sorun olan braket kaybının önlenerek zaman, iş gücü ve para kaybının önüne geçilebilir.

Bağlanma dayanımı çalışmalarında üst keserler, alt keserler ve premolar dişler gibi pek çok farklı diş grubu kullanılmıştır. Çekilmiş insan dişlerinin yanında bazı çalışmalarda çekilmiş sığır dişleri de kullanılmaktadır<sup>(1, 147)</sup>. Oesterle ve ark.,<sup>(148)</sup> sığır dişlerinin ortodontik bağlanma dayanımı çalışmalarında kullanımını incelemişler ve sığır dişlerinin minesinin insan diş minesine göre bağlanma dayanımının anlamlı düzeyde daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Sığır dişlerinin kolay ulaşılabilirliği,

diğer hayvan dişlerinin yanında sığır dişlerinin insan dişlerine yakın mikroskobik özelliklere sahip olması ve bağlanma dayanımı testlerinde anlamlı fark yaratmaması nedeniyle tercih edilebilir olduğu bildirilmiş olsa da; insan dişleri, bağlanma dayanımının test edilmesi için en uygun materyaldir <sup>(148-150)</sup>.

Bağlanma dayanımı çalışmalarında, ortodontik tedavilerde çekimi en fazla tercih edilen premolar dişler sıklıkla kullanılmaktadır. Bu çalışmada, klinik pratiğinde tüm dişlere braket yapıştırıldığı göz önüne alınarak; oluşturulan 4 grupta da, birbirine yakın sayıda üst keser, alt keser, kanin, premolar ve molar dişler kullanılmıştır. Örnek dağılımının homojen olduğu görülmüştür (Tablo 4.1.).

Bağlanma dayanımının test edildiği çalışmalarda örnek sayıları ile ilgili farklı çalışmalar mevcuttur. Eliades ve ark.,<sup>(150)</sup> çalışmalarında 10'dan daha az sayıda örnekle yapılan çalışmalarda dağılımın normal olmayacağını belirtmişlerdir. Millett ve McCabe<sup>(151)</sup> ise titiz bir istatistik süreci için örnek sayısının en az 15 olması gerektiğini savunmuşlardır<sup>(151)</sup>. Çalışmamız başlangıçta yapılan güç analizine göre; her biri 15'er diş içeren 4 gruptan oluşturulmuştur. Tüm dişler su soğutması altında düşük devirde separasyon diski ile vestibül ve oral yüzlerine ayrılmıştır. Bu şekilde oral ve vestibül yüzeylerin mineralizasyon miktarları ve bağlanma dayanımlarının da karşılaştırılması hedeflenmiştir. Ayırma işlemi sonrası 120 örnek elde edilmesi planlanmıştır ancak örneklerden iki tanesi mineralizasyon işlemi sırasında akrilik bloklardan ayrıldığı için çalışmadan çıkarılmıştır. Çalışmamızın toplam örnek sayısı 118'dir.

Literatürde çekilmiş dişlerle yapılan çalışmalarda saklama solüsyonu olarak değişik derişimlerde timol, kloramin, formalin, etanol, izotonik tuzlu su ve distile su kullanıldığı görülmektedir<sup>(152)</sup>. Saklama solüsyonlarında kullanılan su harici maddelerin amacı, dişleri doğal ortamlarına benzeyen bir ortamda bekletmek ve bu bekleme süresi içerisinde ortamda mantar, bakteri ve virüs popülasyonunun gelişimini engellemektir. Saklama solüsyonlarının ortodontik braketlerin bağlanma kuvveti üzerine etkilerinin incelendiği bir çalışmada, dişleri kuru ortamda veya etanol solüsyonunda saklamanın bağlanma kuvvetini anlamlı derecede azalttığı, formalinin ise anlamlı derecede arttırdığı bildirilmiştir<sup>(106)</sup>. Aynı çalışmada su, izotonik tuzlu su ve kloramin solüsyonlarında bekletilen dişlere yapıştırılan braketlerin bağlanma kuvvetlerinin birbirine yakın olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda kullanılan yapay tükürük solüsyonuna antisepsiye sağlamak amacıyla kloramin kullanılmıştır.

Çalışmamızda dişler 2 haftalık toplama süreci içinde, Shellis<sup>(125)</sup> tarafından tarif edilen yapay tükürük solüsyonu içerisinde saklanmıştır. Yapay tükürük solüsyonu 16.1 mM KCl, 14.4 mM NaCl, 1.9 mM KH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>, 1.4 mM CaCl<sub>2</sub> içermektedir ve pH'ı 6.8'dir. Ayrıca %1 oranında kloramin de yapay tükürük solüsyonuna ilave edilmiştir. Saklama solüsyonu haftada 1 kere değiştirilmiştir.

Çalışmamızda remineralizasyon ajanları üretici firmanın önerilerine göre örneklere uygulanmıştır. R.O.C.S'un üretici firması web sitelerinde, jelin etkinliğinin mekanizmasını şu şekilde açıklamıştır: R.O.C.S'un etken maddesi CaGP'tır, yardımcı maddeleri MgCl<sub>2</sub> ve ksilitoldür. CaGP tükürükte bulunan bir fosfat grubu ayırıcısı olan alkalen fosfataz (ALP) ile MgCl<sub>2</sub> katalizörlüğünde tepkimeye girerek kalsiyum ve fosfat gruplarına ayrılmaktadır. Ksilitol ortam PH'ını düşüren bir yardımcı maddedir ve alkalen ortamda çalışan bir enzim olan ALP'nin etkinliğini arttırmaktadır. Bu sinerjik etkiler, R.O.C.S.'un etki mekanizmasını açıklamaktadır<sup>(127)</sup>.

R.O.C.S remineralizasyon jelinin üretici firmasının açıkladığı bu mekanizmanın basamakları incelenmiştir. Alkalen fosfataz, fosforik asit esterlerini alkali pH ortamında hidroliz eden bir fosfatazdır<sup>(153)</sup>. Dolayısıyla CaGP'de ALP'nin bir substratıdır. Sığır intestinal mukozasından elde edilen ALP ile inek sütünden elde edilen ALP'nin etkinliğinin incelendiği bir çalışmada, sığır intestinal mukozasından elde edilen ALP'nin etkin olduğu, metal tuzlarının ALP'nin katalizörü olduğu, bu metal tuzlarından da en iyi katalizör etkinliği gösteren tuzun MgCl<sub>2</sub> olduğu bildirilmiştir<sup>(154)</sup>. Ribelles ve ark.,<sup>(155)</sup> yaptıkları in vivo çalışmada ksilitolün PH üzerinde tamponlayıcı etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Literatürde bu görüşü destekleyen başka çalışmalar da mevcuttur<sup>(156, 157)</sup>. Ancak üretici firmanın ifade ettiği şekilde R.O.C.S'un etkin olabilmesi için ALP'nin ortamda bulunmasına dair literatürde herhangi bir bilgi bulunmadığından bir pilot çalışma yapılmıştır. Bu pilot çalışmaya R.O.C.S'la birlikte GC Tooth Mousse da dâhil edilmiştir. Çünkü GC Tooth Mousse'un etken maddesi olan CPP-ACP'de fosfat grubu içermektedir ve bu nedenle fosfat hidrolize edici bir enzim olan ALP'nin GC Tooth Mousse üzerinde etkili olabileceği düşünülmüştür. Pilot çalışmada ALP'nin R.O.C.S üzerindeki etkinliği gösterilmiş ancak GC Tooth Mousse'un opak olması nedeniyle spektrofotometrik ölçümler yapılamamış ve bu yolla etkinliği gösterilememiştir. Yine de, R.O.C.S. ve Gc Tooth Mousse'un fosfat grubu içermeleri bakımından birbirlerine benzer olması

nedeniyle ALP'nin GC Tooth Mousse üzerinde de etkili olabileceği düşünülmüştür. FP ile ALP arasında herhangi bir etkileşim olması beklenmemekle birlikte; tüm gruplarda yapay tükürük solüsyonunun standart olması için FP grubu da ALP içeren solüsyonda bekletilmiştir.

Çalışmamızda yapay tükürük solüsyonuna 50 IU ALP katılmıştır. Kumar ve ark.'nın<sup>(130)</sup> yaptıkları çalışmada sağlıklı, kronik gingivitisli ve periodontitisli bireylerin tükürüklerinde bulunan ALP miktarı ölçülmüştür. Buna göre ALP miktarını sağlıklı bireylerde  $8.50 \pm 5.07$  IU, kronik gingivitisli bireylerde  $39.49 \pm 9.97$  IU ve periodontitisli bireylerde  $85.18 \pm 16.85$  IU olarak ölçmüşlerdir<sup>(130)</sup>. Çalışmamızda yapay tükürüğe ilave edilecek ALP miktarı 50 IU olarak belirlenmiştir. Bu miktar sağlıklı bireylerin tükürüğünde bulunan ALP miktarından fazladır. Sağlıklı bireylerde, devamlı salgılanan tükürük nedeniyle ALP miktarının belli bir seviyede kalacağı düşünülebilir. Ancak çalışmamız için hazırlanan yapay tükürük solüsyonuna, ağızda salgılanan tükürüğün sağladığı şekilde, ALP enzimini devamlı olarak ekleyebilmek pratik olarak mümkün olamamıştır. Enzimlerin yarılanma ömrü olduğundan yapay tükürük solüsyonuna karıştırılmadan önce soğukta muhafaza edilen ALP, her gün yenilense bile, 37° sıcaklıkta zaman içerisinde denatüre olmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda normal bireylerdeki ALP miktarı değil gingivitisli bireylerin tükürüğünde bulunan ALP miktarına yakın miktarda ALP kullanılmıştır.

Çalışmamızın örneklerinin hazırlanmasında Alman Standartları Enstitüsü (DIN) tarafından belirlenmiş standartlardan mine-adeziv bağlanma dayanımı standardı kullanılmıştır. Literatürde DIN standartlarına göre yapılmış çalışma sayısı sadece braketlerle yapılmış çalışma sayısına göre oldukça sınırlıdır<sup>(126, 158-161)</sup>. DIN standartlarının kullanıldığı çalışma sayısının az olmasının sebebi, bu formların ücrete tabi olması ve paylaşımlarının telif hakları ihlaline neden olması olabilir.

Literatür tarandığında, bağlanma dayanımının incelendiği birçok çalışmada braket kullanıldığı görülmektedir<sup>(12, 16, 162-165)</sup>. Braket ile yapılan çalışmalarda braketler farklı tiplerdedir<sup>(166-170)</sup>. Bazı çalışmalarda braketler, dişler akrilik bloklara gömülmeden önce yapıştırılırken<sup>(162-165)</sup> bazı çalışmalarda ise braketler dişler akrilik bloklara gömüldükten sonra yapıştırılmıştır<sup>(12, 16)</sup>. Braketler diş yüzeylerine yapıştırılırken diş yüzeyine paralel olması için özel mekanizmaların kullanıldığı çalışmaların yanında<sup>(171)</sup>, bu mekanizmaların kullanılmadığı çalışmalar da mevcuttur<sup>(170)</sup>. Farklı

braket tipleri; braket taban alanı, braket tabanındaki ağ yapısı ve tabanın kurvatürü açısından farklı özelliklere sahiptir<sup>(172, 173)</sup>. Dişler de kendilerine özgü bir yüzey eğimine sahiptir. Klinik pratiğinde braket ve diş yüzeyindeki uyumsuzluğun, braket ve mine arasında kalan kompozitin homojen dağılmasına engel olduğu bilinmektedir. Kompozitin homojen olmayan dağılımı, bağlanma dayanımını etkileyerek örneklerin standardizasyonunu bozan bir etken olabilir. Braketlerin diş yüzeyine paralel olmayan bir şekilde yapıştırılması, sıyırma testinin sonuçlarını etkileyen bir faktördür. Braketlerin diş yüzeyine paralel olarak yapıştırıldığı durumda uygulanan kuvvet, direkt olarak kompozite iletileceğinden net makaslama kuvvetidir. Ancak braket diş yüzeyine paralel olarak yapıştırılmazsa bu durum eğik bir düzlemde kuvvet uygulanan bir cismin durumuna benzer ve cisme uygulanan kuvvet ile net makaslama kuvveti birbirinden farklı olur. Cisme uygulanan kuvvet ile net makaslama kuvveti arasındaki fark, braketin diş yüzeyine yaptığı açı arttıkça artacaktır<sup>(174)</sup>. Bu nedenle bu çalışmada bağlanma dayanımı testinde kullanılacak kompozit blokların oluşturulmasında paralelliği sağlamak ve kompozit blokların standart bir şekilde oluşturulabilmesi için bazı ek prosedürlere ihtiyaç duyulmuştur.

Çalışmamızda diş örnekleri paralelometre kullanılarak akrilik içerisine gömülmüştür. Paralelometre için de özel bir metal parça imal edilmiştir. Bu metal parça, PTFE kalıbın iç çapına tam olarak adapte edilmiştir ve PTFE kalıp bu şekilde çift taraflı bant ile paralelometrenin tabanına sabitlenmiştir. Örnekler ortodontik mum vasıtasıyla rehber çubuğa tutturulmuş ve bu şekilde akrilik içerisine gömülmüştür.

Çalışmamızda kompozit bağlanma dayanımı testi için örneklerin üzerine yapıştırılan kompozit blokların hazırlanmasında dış çapı 3 cm olan esnek bir silikon anahtar kullanılmıştır. Bu silikon anahtar yıprandığında, özel imal edilmiş bir kalıp içerisinde tekrar üretilebilmektedir ve ortasında 3 mm çapında bir boşluk bulunmaktadır. Silikon anahtarın dış çapı akrilik blokların hazırlanmasında kullanılan PTFE kalıpların iç çapı, dolayısıyla akrilik blokların çapı kadardır. Silikon anahtar, akrilik bloklara adapte edilerek kompozit bloklar oluşturulmuş ve bu böylece oluşturulan kompozit bloğun diş yüzeyine dik ve örneğin tam ortasında olması sağlanmıştır.

Örnek yüzeylerine kompozit blok yapıştırılarak yapılan az sayıda çalışma bulunmaktadır<sup>(15, 175-178)</sup>. Schmidlin ve ark.,<sup>(175)</sup> çalışmalarında teflondan yapılmış bir anahtar kullanarak kompozit blokları örnek yüzeyine yapıştırmışlardır. Benderli ve

Büyükgökçesu<sup>(176)</sup> ise şeffaf plastik anahtar kullanmışlardır, bu anahtarın esnekliği ile ilgili bir bilgi verilmemiştir. Malkoç ve ark.<sup>(15)</sup> yaptıkları çalışmada özel bir metal parça ile diş yüzeyine sıkıca adapte ettikleri bir kalıp kullanmışlardır. El-Housseiny ve Sharaf<sup>(177)</sup> silindirik plastik tüp kullanmışlar ve plastik tüpün esnekliği ile ilgili bir bilgi vermemişlerdir. Sakr ve Almohaimeed,<sup>(178)</sup> çalışmalarında diş yüzeyine kompozit blok yapıştırmışlar ama herhangi bir standart yöntemle ilgili bilgi vermemişlerdir. Bu çalışmalarda kullanılan anahtarların boyutları birbirinden farklıdır. Çalışmamızda oluşturulan kompozit blokların çapı 3mm'dir.

Eğimli bir diş yüzeyine rijit bir anahtarla kompozit blok oluşturulduğunda diş yüzey eğiminin farklılığı nedeniyle diş-kompozit bağlantısı sınırında kompozitin taşkın bir şekilde yapışması söz konusu olabilmektedir. Çalışmamızda kompozit bloklar esnek anahtar ile oluşturulmuştur. Kompozit blokların taşkın olmayacak şekilde, esnek silikon anahtarlar ile diş yüzeyine adapte edilmesi sırasında her dişin kendine özgü olan yüzey eğimi nedeniyle esnek silikon anahtar distorsiyona uğrayarak eliptik bir şekil almaktadır. Bu nedenle kompozit bloklar oluşturulduktan sonra örnekler alan ölçümü için ışık mikroskopunda incelenmiştir. Kompozit blokların taban alanı elips formülü kullanılarak hesaplanmıştır. Her bir örnek için sıyırma testinde bulunan Newton cinsinden kuvvet, mm<sup>2</sup> cinsinden alana bölünmüş ve değerler MPa cinsinden hesaplanmıştır. Bu şekilde mevcut şartlar içerisinde kompozit blokların yere paralel oluşturulduğu ve her bir örnek için kompozit-mine temas alanının hesaplandığı standart bir yöntemle akrilik bloklar hazırlanmıştır. Yine de çalışmamızda hesaplanan alanlar, düz bir elipsin alanıdır. Diş yüzeyleri eğimli olduğu için kompozit blok ile diş yüzeyleri arasında temas eden yüzey alanının gerçek değerinin hesaplanabilmesi için; bu yüzeylerin üç boyutlu olarak ileri düzey bir katı modelleme programına aktarılması, yüzey alan formülünün oluşturulması gerekmektedir. Optik koherens tomografi ile yapılan kesitsel taramaların birleştirilmesi ile dişlerin yüzeyleri bilgisayar ortamına aktarılabilir ancak hali hazırda kullanılan programlar üç boyutlu alan ölçümü yapamamaktadır.

Bu çalışmada üniversal test cihazı ile mine-kompozit bağlanma dayanımı incelenmiştir. Klinikte bir ataşman sökülürken sıyırma kuvvetinden farklı kuvvetler de ortaya çıkabilmektedir. Bu şartları in vitro bir ortamda standart olarak sağlamak mümkün değildir. Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde test cihazının başlık hızının

1 mm/dk ile 0.5 mm/dk olarak ayarlandığı görülmektedir. Eliades<sup>(179)</sup> yaptığı çalışmada 0.5 mm/dk başlık hızının in vivo şartlara uyum sağlamadığını bildirmiştir. Klinikte yapılan söküm işlemlerinin yüksek hızda yapıldığını ve adezivin esneyemediğini, düşük hızda yapılan sıyırma testlerinde ise adezivin esnediğini ve bunun da sonuçları etkileyebileceğini ifade etmişlerdir. Çalışmamızda üniversal test cihazının hızı 1 mm/dk olarak ayarlanmıştır. Test cihazının hareket eden parçasına bağlanan metal bandın üzerinde bulunan boşluğa kompozit bloklar yerleştirilmiştir. Metal bandın boşluğunun kompozit blok ile mine sınırına gelmesine dikkat edilmiştir.

Çalışmamızda mineralizasyon etkinliğinin gösterilmesi için OKT kullanılmıştır. Diş hekimliğinde kullanımı oldukça yeni olan OKT ile ilgili olarak literatür tarandığında az sayıda çalışma olduğu görülmektedir. Demineralizasyona uğramamış dişlere uygulanan remineralizasyon ajanlarının etkinliğinin OKT ile ölçülmesi ile ilgili olarak literatürde herhangi bir çalışma yoktur. Demineralize edilmiş minenin remineralize edildikten sonra OKT ile incelenmesi ile ilgili ise az sayıda çalışma vardır<sup>(142, 180)</sup>. OKT ile mineral değişiminin incelendiği çalışmalar daha çok kavitesiz çürük lezyonlarının ya da beyaz nokta lezyonlarının yani demineralizasyonun incelendiği çalışmalardır<sup>(8, 104, 144, 180, 181)</sup>. OKT çalışmalarında araştırmacılar, minenin mineral yoğunluğundaki değişimin OKT görüntülerinde sinyal değişikliğine neden olduğunu bildirmişlerdir<sup>(142, 143)</sup>.

Diş hekimliğinde sert dokularda mineral değişiminin incelenebildiği yöntemlerden başlıcaları, raman spektroskopisi, lazer floresans spektrometresi, konvansiyonel radyografi, mikro bilgisayarlı tomografi (microCT) ve OKT'dir. Raman spektroskopisi ile in vitro olarak dokuların mineral ve kimyasal içeriklerinin incelenmesi mümkündür ancak hala geliştirilmekte olan oldukça pahalı bir yöntemdir<sup>(104)</sup>. Lazer floresans spektrometresi de demineralize alanların incelenmesinde kullanılmaktadır ancak bakteri, kan ve elektrolitlerden etkilenmektedir<sup>(182, 183)</sup>. Konvansiyonel radyografi, geniş alanları taramakta başarılı ve ucuz bir yöntemdir; ancak iyonize radyasyon yayması ve zayıf çözünürlüğü, mineral ölçümünde kullanımını sınırlamaktadır<sup>(104)</sup>. Demineralize alanların incelenmesinde sık kullanılan yöntemlerden biri olan mikro bilgisayarlı tomografi, üç boyutlu görüntü elde edilebilmesi ve konvansiyonel radyografiye göre yüksek çözünürlüğü nedeniyle avantajlı bir yöntemdir<sup>(104)</sup>. Ancak araştırmacılar, mikro bilgisayarlı tomografinin iki



farklı kontrast katmanı arasındaki uzunluğun ölçülmesinde başarılı bir görüntüleme yöntemi olduğunu ancak bu katmanların ayırt edilmesi söz konusu olduğunda güvenilir olmadığını bildirmişlerdir<sup>(144)</sup>. Mikro bilgisayarlı tomografinin çözünürlüğü 15-20 µm ile sınırlıdır, bu nedenle 100 µm'nin altındaki uzunluklarda inceleme yapılması yanıltıcı olabilmektedir<sup>(184, 185)</sup>. Mikro bilgisayarlı tomografinin iyonize radyasyon yayması, erken dönemde patolojik değişikliklerin teşhisinde zayıf olması ve kontrast çözünürlüğünün düşük olması çalışmacıları farklı görüntüleme yöntemleri aramaya itmiştir<sup>(144, 186)</sup>. OKT invaziv olmayan, yüksek çözünürlüklü bir görüntüleme yöntemidir<sup>(186, 187)</sup>. 1-15 µm'lik bir çözünürlükle gerçek zamanlı görüntüleme sağlar<sup>(187)</sup>. Ancak OKT'nin derin dokulara penetrasyonu sınırlıdır ve tarama alan geniş değildir<sup>(104)</sup>. Bu çalışmada örnek yüzeylerinin büyük olmaması, yüksek çözünürlüğü ve mineral değişimlerinin tespitindeki başarısı nedeniyle OKT tercih edilmiştir.

OKT görüntülerinin değerlendirilmesinde farklı metodlar kullanılmıştır. Park ve ark.<sup>(144)</sup> çalışmalarında yapay çürük lezyonlarının değerlendirilmesinde skorlama yöntemini kullanmışlardır. Araştırmacılar 3 farklı gözlemciye oklüzal mine lezyonlarını inceletmişler ve lezyonları şiddetlerine göre artacak şekilde, 1-4 arası skorlamalarını istemişlerdir. Daha yaygın olarak kullanılan inceleme tekniği, OKT görüntülerinde B taramaları üzerinde yapılan sinyal yoğunluğu (intensity,dB)-derinlik (piksel ya da µm) grafiğinin kendisinin ya da grafik eğrisinin altında kalan alanın ölçülerek karşılaştırılması şeklindedir<sup>(8, 9, 104, 188)</sup>. Yaygın olarak kullanılan bir başka yöntem ise OKT cihazının B taramaları üzerinde yapılan yansımaya (reflectivity,dB)-derinlik (piksel ya da µm) grafiğinin kendisinin ya da grafik eğrisinin altında kalan alanın ölçülerek karşılaştırılması şeklindedir<sup>(143, 189-191)</sup>. OKT cihazında yansımaya ya da sinyal yoğunluklarının büyüklüğü, gri bir ölçekte kodlanır ve gri tonlamada OKT resimleri şeklinde ifade edilir<sup>(192-194)</sup>. Bu gri değerler, B taramalarındaki geri saçılan ışığın yoğunluğunun bir fonksiyonu olarak ifade edilir<sup>(195)</sup>. OKT görüntülerinde koyu gri değerler örnekten geri yansıyan ışığın fazlalığını ifade eder<sup>(196)</sup>. Bu durumu daha açık bir şekilde ifade etmek gerekirse; bir beyaz nokta lezyonu, sağlıklı mineye göre daha poröz ve daha fazla su bulundurur. Bu nedenle sağlıklı mineye göre kırılma indisi farklıdır. Değişen kırılma indisi ve porözite nedeniyle bu beyaz nokta lezyonu OKT ile incelendiğinde daha fazla saçılma meydana gelir ve sonuç olarak lezyon, sağlıklı mineye göre taramalarda daha beyaz bir görüntü olarak ifade edilir<sup>(197)</sup>. Bu çalışmada da remineralizasyon ajanı uygulaması sonrası oluşan değişiklikler, B taramalarında gri

değerleri ve  $\mu\text{m}$  cinsinden derinlik grafiği altında kalan alanların ölçülmesi ile incelenmiştir<sup>(186, 198)</sup>.

Yapılan çalışmalarda OKT görüntülerinin incelenmesinde farklı programlar kullanılmıştır. En yaygın kullanılan analiz programları Labview ve ImageJ'dir. Tezuka ve ark.<sup>(9)</sup> dişlerin servikal bölgelerindeki demineralizasyonu OKT ile inceledikleri çalışmalarında 100  $\mu\text{m}$  derinliğe kadar olan sinyal yoğunluğunu ölçerek derinlik ve sinyal yoğunluğu grafiğindeki alanı değerlendirmişlerdir. Çalışmamızda, OKT görüntülerinde gri değerler 400  $\mu\text{m}$  derinliğe kadar B taramalarından ölçülmüştür. Gri değerler-uzunluk grafiğindeki alanlar, 0-200  $\mu\text{m}$  ve 200  $\mu\text{m}$ -400  $\mu\text{m}$ 'lik derinlikler için ayrı ayrı hesaplanarak oranlanmış ve bu oran başlangıç  $t_0$  olarak kaydedilmiştir. Mineralizasyon işlemi sonrası gri değerler-uzunluk grafiğindeki alanlar tekrar ölçülmüş ve birbirlerine oranlanarak mineralizasyon işlemi sonrası  $t_1$  değerleri elde edilmiştir. Mineralizasyon işlemi ile oluşan değişiklikler  $t_1-t_0$  olarak ölçülmüştür. Bu ölçümler ImageJ ile yapılmıştır.

Çalışmamızda tüm grupların başlangıç OKT incelemesi yapılmıştır, remineralizasyon ajanı uygulaması sonrası R.O.C.S., GC Tooth Mousse ve FP grupları OKT ile tekrar incelenmiştir. Buna göre mineralizasyon işlemi sonrası vestibül ve oral örneklerin tamamında R.O.C.S, GC Tooth Mousse ve FP gruplarının  $t_1$  gri değerleri, başlangıç  $t_0$  değerlerinden anlamlı düzeyde farklıdır ( $p<0,05$ ; Tablo 4.2.). Gri değerlerindeki bu değişiklik, örneklerin mineral yapısında bir değişiklik olduğuna işaret etmektedir. Bu üç farklı remineralizasyon ajanından kalsiyum ve fosfat içerikli olan iki ajanın grubunda gri değer artışı gözlenirken, florür içerikli ajanın grubunda gri değerlerin azaldığı görülmüştür. Çalışmamızda örnekler demineralizasyona tabi tutulmadan remineralizasyon ajanı uygulanmış ve sonrasında OKT ile taranmıştır. Mevcut literatürde böyle bir çalışmaya rastlanmamıştır; tüm çalışmalarda remineralizasyon süreci demineralizasyondan sonra OKT ile incelenmiştir. Bu çalışmayı demineralizasyon sonrası remineralizasyon yapılan çalışmalarla tam olarak karşılaştırmak mümkün olmasa da, sonuçların yorumlanması açısından bu çalışmalar değerlendirilecektir.

Remineralizasyon süreçlerinde oluşan kristallerin farklı büyüklüklerde, şekillerde olduğu ve doğal HA kristallerinden farklı prizmatik yapıda olduğu bildirilmiştir<sup>(199)</sup>. Remineralizasyon sırasındaki kristal birikimi rastgele şekil ve yönelimde

olmaktadır<sup>(200)</sup>. Bu rastgele mineral birikiminin kırılma indisini değiştirdiği ve çalışmamızın OKT görüntülerinde farklılığa neden olduğu düşünülmektedir. Kalsiyum ve fosfat içeren ajanların gruplarında gri sinyal değerinin artması, yansımının arttığı anlamına gelmektedir. Diş yüzeyine kalsiyum ve fosfat iyonlarının rastgele, doğal prizmatik yapıdan farklı bir şekilde okelmesi kırılma indisini arttırmış ve dolayısıyla yansımının artmasına sebep olmuş olabilir. Ancak literatürde demineralizasyon sonrası remineralizasyonda sadece kalsiyum ve fosfat içeren ajanların kullanıldığı bir OKT alışması olmadığından, bu çalışma ile birebir bir karşılaştırma yapmak mümkün olamamıştır.

Çalışmamızda FP grubunda vestibül ve oral örneklerde mineralizasyon işlemi sonrası tı gri değerleri başlangıç t değerlerine göre anlamlı düzeyde azalmıştır (p<0,05; Tablo 4.2.). Demineralizasyon sonrası florür ile remineralize edilen mine yüzeylerinin OKT ile incelendiği çalışmalarda farklı sonuçlar göze çarpmaktadır. Jones ve ark.<sup>(180)</sup> rk lezyonlarının remineralizasyonunun OKT ile incelenmesi isimli in vitro çalışmada 40 adet molar diş kullanmışlardır. Örneklerden bir kısmını (n=20) 3 gün boyunca bir kısmını (n=20) 10 gün boyunca 6 saat demineralizasyon 17 saat remineralizasyona tabi tutmuştur. 3 günlük döngüye tabi tutulan dişlerin hafif demineralize lezyonları, 10 günlük döngüye tabi tutulan dişlerin ise şiddetli lezyonları rneklemeşi amaçlanmıştır. Hem 3 gün (n=10) hem de 10 gün (n=10) demineralizasyona tabi tutulan dişler, son olarak remineralizasyon solüsyonuna ek olarak 2 ppm F<sup>-</sup> içeren bir solüsyona konarak 20 gün boyunca bekletilmıştir. Histolojik değerlendirme için demineralize ve remineralize edilmiş örneklerden 200 m kalınlığında kesitler alınarak dijital mikroradyografi ile değerlendirilmıştir. Çalışmacılar demineralize minenin demineralize olmayan yüzeye göre daha yüksek sinyal değerine sahip olduğunu ifade etmişlerdir. Demineralize lezyonların remineralize edildikten sonra çekilen OKT görüntüleri değerlendirildiğinde ise, lezyon bölgesindeki sinyalin daha da fazla arttığını bildirmişlerdir.

Aynı araştırmacılar, mine çürüklerinin remineralizasyonunu OKT ile inceledikleri bir diğer çalışmalarında 20 adet molar diş kullanmışlar dişleri 9 gün boyunca demineralizasyon solüsyonunda bekletmişlerdir. Daha sonra örneklerin yarısını 2 ppm F<sup>-</sup> içeren remineralizasyon solüsyonu içerisinde 20 gün bekletmişlerdir. Remineralizasyon yapılan ve yapılmayan örneklerden 6'şar tanesini transverse mikro

radıyografı ile incelemışlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre demıneralıze edılen örneklerde OKT görüntülerinde sinyal artışı izlenmiştir. Remıneralızyon sonrası ise sinyal değerlerinin düştüğü tespit edilmiştir. Transverse mikro radyografıyle ile yapılan ölçümlerde de demıneralızyon sonrası yapılan remıneralızyon işleminden sonra örneklerde mineral yoğunluğunun arttığı görülmüştür. Araştırcılar remıneralızyon sonrası OKT görüntülerinde sinyal değerlerinin düşebileceğini ve elde edilen optik sonuçların sadece mineral yoğunluğu değil kristallerin yönelimine bağlı olabileceğini bildirmişlerdir<sup>(142)</sup>.

Aynı araştırcılar; iki çalışmalarında da aynı demıneralızyon ve remıneralızyon solüsyonlarını kullanmışlardır. Çalışmacılar, remıneralızyon sonrası yaptıkları histolojik incelemelerde mineral yoğunluğunun her iki çalışmada arttığını gzlemışlerdir. Ancak OKT ölçümlerinde birbirine ters sonuçlar elde etmişlerdir. Araştırcılar demıneralızyon-remıneralızyon işlemlerini döngüsel olarak gerçekleştirdikleri çalışmalarında son olarak remıneralızyon ajanı uyguladıktan sonra sinyal değerinin arttığını, demıneralızyon-remıneralızyon işlemlerini tek seferde gerçekleştirdikleri çalışmalarında son olarak remıneralızyon ajanı uyguladıktan sonra sinyal değerinin azaldığını görmüşlerdir. Bu farklılığın nedeni; remıneralızyon ve demıneralızyon süreçlerinin döngüsel olarak gerçekleşmesinin, remıneralızyonu sağlayan kristallerin farklı yönelimde oluşmasına neden olması olabilir. Kidd<sup>(201)</sup> alışmasında, demıneralızyon sonrası remıneralize olan mine yzeylelerinin kristallerinin yönelimindeki değişiklik nedeniyle kırılma indisinin değiştiğini bildirmiştir. Jones ve ark.<sup>(142)</sup>, 9 günlük demıneralızyon sonrası 20 günlük tek bir remıneralızyon işlemi sonrasında yaptıkları OKT ölçümlerinde ise sinyal yoğunluğunun azaldığını gzlemışlerdir. Benzer şekilde başka araştırmacılar da döngüsel olmayan, tek bir demıneralızyon işlemi ve sonrasında florür içeren remıneralızyon ajanı uygulaması yapmışlar ve örneklere OKT ile incelenmesinde remıneralızyon sonrası sinyal değerlerinin azaldığını tespit etmişlerdir<sup>(8, 188, 191, 202)</sup>. Bizim alışmamızda da FP grubunda dişler demıneralızyon-remıneralızyon döngüsüne tabi tutulmamış ve işlem sonrası tı gri değerlerinde azalma görülmüştür. Bu bulgunun döngüsel olmayan demıneralızyon sonrası florür ile remıneralızyon çalışmalarının bulgularıyla uyumlu olabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda R.O.C.S. ve GC Tooth Mousse grubunun vestibül ve oral tüm örneklerinde mineralizasyon işlemi sonrası  $t_1$  gri değerleri başlangıç  $t_0$  gri değerlerine göre yüksektir (Tablo 4.2.). Literatürde demineralizasyon işlemi uygulanarak ya da uygulanmaksızın, kalsiyum ve fosfat içerikli remineralizasyon ajanlarının etkinliğinin OKT ile incelendiği herhangi bir çalışma yoktur. Çalışmamızda her iki ajanın da örneklerin  $t_1$  gri değerlerinde artışa sebep olduğu görülmüştür. Araştırmacılar demineralize edilmiş mine yüzeylerini OKT ile inceledikleri çalışmalarında demineralizasyon sonrası sinyal değerlerinin arttığını gözlemlemişlerdir<sup>(141, 142, 144, 180, 181, 189, 203-205)</sup>. Demineralizasyon sonucu artan porözite ve mikro düzeydeki ara yüzeyin ışığın yansımalarını ciddi oranda arttırdığı ve poröz yapıların sinyal artışı ile ilişkilendirildiği çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir<sup>(205-207)</sup>. Ancak OKT taramalarında elde edilen optik sonuçların sadece mineral yoğunluğu değil kristallerin yönelimine bağlı olabileceği bildirilmiştir<sup>(142)</sup>. R.O.C.S ve GC Tooth Mousse, oluşturdukları kalsiyum ve fosfattan doygun dış ortam ile mine yüzeyine doğal HA kristallerinden farklı olarak, düzensiz yapılı veya farklı büyüklükte kristallerin çökmesine neden olmuş olabilirler. Bu kristaller minenin kırılma indisini değiştirdiğinden OKT’de artmış saçılmaya neden olarak taramalarda gri değerlerin artmasına neden olabilirler. Minenin demineralizasyonun gri değerlerin artışına sebep olması, R.O.C.S. ve GC Tooth Mousse’un da demineralizasyona sebep olabileceğini düşündürtebilir. Ancak yaptığımız pilot çalışmada kontrol sütunlarında bulunan ve PH’ları incelenen bu iki ajanın, bazik özellikte olduğu görülmüştür. Böyle bir durumda demineralizasyondan söz edilemeyecektir. OKT’nin az miktardaki mineral değişikliğini göstermede başarılı olduğu ancak mineral miktarını ölçmediği daha önceki çalışmalarda bildirilmiştir<sup>(142)</sup>. Bu bilgilerin ışığında R.O.C.S ve GC Tooth Mousse’un minenin mineral içeriğini arttırdığını ancak bu artışların hangi miktarda olduğunu tespit etmenin mümkün olmadığı söylenebilir.

Çalışmamızda R.O.C.S. ve GC Tooth Mousse gruplarının hem vestibül hem de oral yüzeylerde  $t_1-t_0$  gri değer farklarının, kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür ( $p=0,01$ ; Tablo 4.3.). R.O.C.S. ve GC Tooth Mousse gruplarında gri değer artışı görülürken FP grubunda gri değerlerde azalma görülmüştür. Her biri çürük profilaksisinde kullanılan bu ajanların OKT taramalarında görülen bu farklılığın sebebinin remineralizasyon ajanlarının mine yüzeyinde oluşturdukları değişikliklerin OKT cihazından gelen ışığın örnek üzerinde kırılmasını değiştirmesiyle açıklanabilir.

FP florür içeren bir ajandır ve HA'yı florapatite çevirerek mine yüzeyinde ince ve sert bir tabaka oluşturur<sup>(208-210)</sup>. Florapatitin kırılma indisi, HA'dan daha küçüktür yani ışığı daha az kırar<sup>(211, 212)</sup>. OKT'den gelen ışın önce örneğin üzerindeki florapatit katmanından geçerek HA içerisine girer. Işığın kademeli olarak artan kırılma indisi ile bir maddenin içerisine girdiği durumlarda ışık daha az saçılır<sup>(144)</sup>. Dolayısıyla ışık daha az saçıldığından OKT cihazına daha az ışın döner, sinyal yoğunluğu azalır ve OKT taramalarında gri değer azalır. Bu nedenle bu çalışmada kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, FP grubunun remineralizasyon uygulaması sonrasında gri değerlerinin başlangıç  $t_0$ 'a göre azaldığı düşünülmektedir. OKT taramalarında görülen bulguların sadece mineral yoğunluğuna değil, kristal yönelimine ve kırılma indisine bağlı olduğu söylenebilir.

Çalışmamızda gruplar içinde  $t_0$ ,  $t_1$  ve  $t_1-t_0$  gri değer farklarının oral ve vestibül yüzeyler arasında karşılaştırılması yapılmıştır. Sonuçlara göre gruplar içinde tüm gri değer ölçümlerinin vestibül ve oral yüzeylerde benzer olduğu görülmüştür (Tablo 4.4.). Buna göre remineralizasyon ajanlarının mine yüzeylerinin oral ve vestibül yüzeylerinde gösterdikleri etkinliğin OKT taramalarındaki gri değerleri etkilemediği söylenebilir.

Çalışmamızdaki OKT ile ilgili tüm bulgular düşünüldüğünde; mineralizasyon değerlendirilmesinde OKT'nin, mineral değişiminin gerçekleşip gerçekleşmediğinin incelenmesi açısından kullanılabilir bir yöntem olduğu söylenebilir. Ancak şu anki literatür bilgisiyle bu yeni inceleme yöntemi; mineral değişiminin hangi mineralin artması ya da azalması ile gerçekleştiği ile ilgili bilgi vermemektedir. Ayrıca mineral değişiminin miktarına bağlı olarak gruplar arası farkların değerlendirmesi ile ilgili herhangi bir skorlama yöntemi henüz geliştirilmemiştir. Remineralizasyon sonrası oluşan kristallerin yöneliminin OKT görüntülerinde oluşturabileceği varyasyonların değerlendirilmesiyle ilgili de yeterli literatür bilgisi bulunmamaktadır.

Mineralizasyon ajanlarının bağlanma dayanımına etkisinin incelendiği çalışmaların büyük çoğunluğunda dişler, mineralizasyon ajanı uygulanmadan önce demineralize edilmiştir. Bu çalışmada dişler demineralize edilmeden mineralizasyon ajanı uygulanmıştır. Literatürdeki bağlanma dayanımı çalışmaları; çok farklı gereç ve yöntemlere sahiptirler. Braket kullanılması veya kullanılmaması, farklı alan ve taban kurvatürüne sahip braketlerin kullanılması, kullanılan asidin çeşidi ve farklı marka kompozit kullanımı, test materyalinin diş üzerine yapıştırılmasında izlenen yöntemler

gibi çok sayıdaki değişken; bu çalışmaların ve bizim çalışmamızın sonuçlarının sayısal olarak karşılaştırılmasına olanak vermemiştir. Bu nedenle karşılaştırmalar sayısal değer verilmeksizin gruplar arası farklılar açısından yapılacaktır.

Çalışmamızda tüm gruplara ait vestibül ve oral yüzeylerin kompozit bağlanma dayanımları karşılaştırılmış ve vestibül yüzeylerin bağlanma dayanımının oral yüzeye göre anlamlı düzeyde daha fazla olduğu görülmüştür ( $p=0,01$ ; Tablo 4.5.). Shono ve ark.<sup>(213)</sup> çekilmiş sürmemiş 3. molar dişler üzerinde yaptıkları çalışmada aynı dişin farklı bölgelerine kare şeklinde kompozit bloklar yapıştirarak bağlanma dayanımı testi gerçekleştirmişlerdir. Araştırmacılar vestibül ve oral yüzler arasında bağlanma dayanımı açısından fark olmadığını ifade etmişlerdir. Bu sonuçlar çalışmamızın sonuçları ile uyumlu değildir. Bu farklılığın sebebi çalışmamızda kullanılan örneklerin farklı diş gruplarından seçilmesi ve sürmesinin üzerinden 2 yıl geçmemiş dişlerin dâhil edilmemesi olabilir. Olgunlaşmasını tamamlamış ve tamamlanmamış dişlerin ağız ortamında buldukları süreye bağlı olarak; beslenme şekli ve fırçalama sıklığı gibi maruz kaldıkları fiziksel ve kimyasal etkenlerdeki farklılık nedeniyle bağlanma dayanımları arasındaki fark olabileceği düşünülebilir.

Çalışmamızda gruplar içerisinde vestibül ve oral yüzlerin bağlanma dayanımı karşılaştırılmıştır (Tablo 4.5.). Grup içinde vestibül ve oral yüzeylerin kompozit bağlanma dayanımı arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

Çalışmamızda vestibül yüzeylerde bağlanma dayanımı Mpa cinsinden olmak üzere kontrol grubu için  $15,81 \pm 5,97$ , R.O.C.S. grubu için  $12,95 \pm 4,72$ , GC Tooth Mousse grubu için  $12,56 \pm 4,73$  ve FP grubu için  $11,11 \pm 6,85$  olarak bulunmuştur. Yapılan analizlerde tüm grupların vestibül yüzlerinin bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p>0,05$ ; Tablo 4.6). Tabrizi ve Çakırer<sup>(1)</sup> florür, CPP-ACP ve CPP-ACP ile birlikte florür içeren remineralizasyon ajanlarının braketlerin bağlanma dayanımına etkisini incelemişler ve çalışmalarında 80 tane insan premolar dişinin vestibül yüzeyini kullanmışlardır. Araştırmacılar kontrol grubu ile birlikte 4 grup oluşturmuşlar ve bağlanma testinin sonucunda kontrol grubu ve CPP-ACP ile remineralizasyon yapılan grubun bağlanma dayanımları arasında anlamlı fark olmadığını görmüşlerdir. Park ve ark.<sup>(214)</sup> CPP-ACP'nin braket bağlanma dayanımlarını self-etch sistem ve total etch sistemlerle değerlendirmişlerdir.

Araştırmacılar CPP-ACP'nin braket bağlanma dayanımını etkilemediğini ifade etmişlerdir.

Baysal ve Uysal<sup>(215)</sup>; mikroabrazyon, CPP-ACP uygulaması ve her iki işlemin birlikte uygulamasının vestibül yüzeylere braket bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında, demineralize mineye uygulanan CPP-ACP'nin bağlanma dayanımını arttırdığı sonucuna ulaşmışlardır. Araştırmacılar yalnız CPP-ACP uygulaması yapılan dişlerin braket bağlanma dayanımı ile kontrol grubunun braket bağlanma dayanımları arasında anlamlı bir ilişki bulamamışlardır. Karabekiroğlu ve ark.<sup>(216)</sup> florür ve CPP-ACP içeren remineralizasyon ajanlarının dişlerin vestibül yüzeylerine braket bağlanma dayanımına etkisini farklı adeziv sistemler kullanarak incelemişlerdir. Buna göre araştırmacılar CPP-ACP'nin asit uygulamasından önce ya da sonra braket bağlanma dayanımında anlamlı değişikliğe neden olmadığını ifade etmişlerdir. Ladhe ve ark.,<sup>(217)</sup> CPP-ACP içeren remineralizasyon ajanlarının vestibül yüzeylere braket bağlanma dayanımını ışıkla sertleşen ve kimyasal yolla sertleşen adezivler kullanarak değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar kontrol grubu ile CPP-ACP'nin ışıkla sertleşen adezivlerle yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı arasında anlamlı fark olmadığını ifade etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da vestibül yüzeylerde CPP-ACP içeren remineralizasyon ajanı olan GC Tooth Mousse grubu ile kontrol grubu arasında anlamlı fark yoktur ve bu bulgu literatürdeki diğer çalışmalarla uyumludur.

Florürün bağlanma dayanımına etkisi uzun yıllardır incelenen bir konudur ve konu ile ilgili çeşitli görüşler literatürde mevcuttur. Cossellu ve ark.,<sup>(218)</sup> florür uygulaması sonrası geçen sürenin braket bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında 80 adet sığır keser diş kullanmışlardır ve örneklerini 4 gruba ayırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda florür uygulaması sonrası örneklerin su banyosunda bekletilmesinin braket bağlanma dayanımı üzerinde olumlu etkisinin olduğunu ancak florür uygulanan tüm gruplarda bağlanma dayanımının kontrol grubuna göre anlamlı olarak düşük olduğunu bildirmişlerdir. Benzer şekilde Bayrak ve ark.,<sup>(219)</sup> florür, CPP-ACP ve ikisinin kombinasyonunu içeren remineralizasyon ajanlarının farklı adeziv sistemlerle birlikte braket bağlanma dayanımına etkilerini incelemişler; braket yapıştırılmadan önce uygulanan florürün tüm adeziv sistemlerde bağlanma dayanımını azalttığını bildirmişlerdir. Twaijri,<sup>(4)</sup> amorf kalsiyum fosfat ve florür içeren remineralizasyon ajanlarının, dişlerin vestibül yüzeylerine braket



bağlanma dayanımına etkisini incelemiş ve florürün bağlanma dayanımının kontrol grubuna göre anlamlı düzeyde daha az olduğunu ifade etmiştir.

Keçik ve ark.<sup>(136)</sup> ise florürün braket bağlanma dayanımını arttırdığını ifade etmişlerdir. Florür, CPP-ACP ve ikisinin kombinasyonunu içeren remineralizasyon ajanlarının dişlerin vestibül yüzeylerine bağlanma dayanımını incelemişler ve çalışmalarında flor içeren asidüle fosfat florit grubunun braket bağlanma dayanımını kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır.

Florürün bağlanma dayanımına etkisinin olmadığını ifade eden çalışmalar da literatürde mevcuttur. Garcia-Godoy<sup>(14)</sup> flor içeren asidüle fosfat floridi braketleri yapıştırmadan önce farklı sürelerde dişlerin vestibül yüzeylerine uygulamıştır. Araştırmacı braket bağlanma dayanımı testleri sonucunda florür içeren remineralizasyon ajanlarının braket bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığını ifade etmiştir. Kimura ve ark.,<sup>(220)</sup> florürün braket bağlanma dayanımına etkisinin self etch ve total etch adeziv sistemler kullanarak değerlendirmişler ve dişlerin vestibül yüzeylerinde işlem yapmışlardır. Buna göre araştırmacılar hem self etch hem de total etch adeziv sistem kullanılan gruplarda, florürün braket bağlanma dayanımını etkilemediğini ifade etmişlerdir. Bryant ve ark.,<sup>(10)</sup> dört farklı florür içerikli ajanı kullandıkları ayrıntılı bir çalışma yapmışlardır. Araştırmacılar florür ajanı uyguladıkları 4 grubu ve kontrol grubunu üç farklı analize tâbi tutmuşlardır. Tüm örnekler; florür analizi için mine biyopsisi, elektron mikroskopu incelemesi ve bağlanma dayanımı testine tâbi tutulmuştur. Araştırmacılar florür uygulaması sonrası örneklerin mine biyopsisi ve elektron mikroskopu incelemesinde ciddi farklılıklar gördüklerini ancak bağlanma dayanımının gruplar arasında farklılık göstermediğini ifade etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da vestibül yüzeylere uygulanan florür içerikli remineralizasyon ajanı FP'nin kompozit bağlanma dayanımına etkisinin kontrol grubuna göre anlamlı fark göstermediği bulunmuştur. Bu bulgu literatürdeki çalışmalarla uyumludur. Çalışmamızın FP grubunun OKT taramalarında mineral değişimi gösterilmesine rağmen kompozit bağlanma dayanımında anlamlı değişiklik olmamasının; biyopsi ile florür analizi ve elektron mikroskopu ile mine yüzeyindeki değişikliğin gösterildiği, ancak bağlanma dayanımında herhangi bir değişikliğin görülmediği Bryant ve ark.'nın<sup>(10)</sup> çalışmasındaki bulgularla paralellik gösterdiği söylenebilir.

Çalışmamızda R.O.C.S. grubunun vestibül yüzeyindeki kompozit bağlanma dayanımının kontrol grubundan anlamlı düzeyde farklılık göstermemiştir (Tablo 4.5.). Bu remineralizasyon ajanı ilk defa bu çalışmada kompozit bağlanma dayanımına tâbi tutulmuştur ve literatürde bu konuda yapılmış bir çalışma bulunmamaktadır. Ancak bu çalışmanın sonuçları itibariyle bu remineralizasyon ajanının, vestibül yüzeylerde bağlanma dayanımını etkilemediği söylenebilir.

Çalışmamızda oral yüzeylerde bağlanma dayanımı Mpa cinsinden kontrol grubu için  $14,28 \pm 7,09$ , R.O.C.S. grubu için  $8,07 \pm 3,38$ , GC Tooth Mousse grubu için  $10,12 \pm 3,34$  ve FP grubu için  $7,54 \pm 3,34$  olarak bulunmuştur (Tablo 4.5.). Kontrol grubunun kompozit bağlanma dayanımı, R.O.C.S. ve FP grubu ile anlamlı farklılık göstermekle birlikte tüm değerler klinik kullanım için gerekli olan bağlanma dayanımı değerlerinin üzerindedir<sup>(221)</sup> ( $p < 0,05$ ; Tablo 4.5.).

Literatürde bizim çalışmamızda kullanılan remineralizasyon ajanlarının bağlanma dayanımına etkisinin vestibül ve oral yüzeyler arasındaki karşılaştırılmasının yapıldığı herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Literatürde FP ve GC Tooth Mousse sadece vestibül yüzeylerde incelenmiştir. R.O.C.S'un bağlanma dayanımını inceleyen herhangi bir çalışma yoktur. Çalışmamızda remineralizasyon ajanlarının bağlanma dayanımına etkisinin vestibül ve oral yüzeylerde farklılık gösterdiği görülmüştür. Bu farklılık, mine prizmalarının dişlerin vestibül ve oral yüzeylerinde farklı yönelimde olması ve remineralizasyon ajanlarına farklı tepki vermesinden ve asitle muamelesi sonrasında mikto tag oluşumuna olumsuz etkisinden kaynaklanabilir<sup>(17)</sup>. Bir başka sebep ise dişlerin vestibül ve oral yüzeylerinin ağız içerisinde farklı mekanik ve kimyasal etkilere maruz kalmaları olabilir. Vestibül yüzeyde diş fırçalamaya bağlı aşınma ve diş macunu içerisinde bulunan florür ile temasın daha fazla olması remineralizasyon ajanlarının vestibül ve oral yüzlerde farklı etkinlik göstermesine neden olmuş olabilir.

Çalışmamızda oral yüzlerin bağlanma dayanımında R.O.C.S. ve GC Tooth Mousse, kalsiyum ve fosfat içerikli olmalarına ve bu anlamdaki benzerliklerine rağmen deney gruplarında farklı bağlanma dayanımı göstermişlerdir. Pilot çalışmada R.O.C.S. ve GC Tooth Mousse'un PH'larının farklı olduğu tespit edilmiştir. Bu farklılık remineralizasyon ajanlarının oral yüzeylerdeki etkinliğinin farklı olmasına neden

olmuş olabilir.

Dişlerin vestibül ve oral yüzeylerindeki mine dokusunun yapısal farklılıklar göstermesi ve zaman içerisinde maruz kaldıkları etkilerin farklı olmasının bağlanma dayanımını etkilediği düşünülebilir. Farklı remineralizasyon ajanlarının dişlerin vestibül ve oral yüzeylerine kompozit bağlanma dayanımına etkisine dair daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda farklı remineralizasyon ajanlarının etkinliği OKT ile incelenmiş, örnekler bağlanma dayanımı testine tabi tutulmuştur ve şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. R.O.C.S. GC Tooth Mousse ve FP remineralizasyon ajanlarının mine yüzeyinin hem vestibül hem de oral yüzeylerinde mineral yoğunluğunda değişikliğe sebep oldukları görülmüştür.
2. OKT taramalarında, hem vestibül hem de oral yüzeylerde kalsiyum ve fosfat içerikli remineralizasyon ajanlarının gri değerleri arttırdığı, florür içerikli remineralizasyon ajanlarının ise gri değerleri azalttığı tespit edilmiştir.
3. Remineralizasyon uygulanmış ve uygulanmamış tüm örnekler birlikte değerlendirildiğinde; dişlerin vestibül yüzeylerinin kompozit bağlanma dayanımı, oral yüzeylerin bağlanma dayanımına göre fazladır.
4. Remineralizasyon ajanlarının vestibül yüzeylerde kompozit bağlanma dayanımını etkilemediği görülmüştür. Oral yüzeylerde R.O.C.S. ve FP remineralizasyon ajanlarının diğer ajanlara göre bağlanma dayanımını azalttığı görülmüştür.
5. OKT ile elde edilen bulguların değerlendirilmesi için çeşitli skorlama ve standart yöntemlere ihtiyaç vardır. Ayrıca OKT'nin sınırlamalarının belirlenmesi için ek çalışmalara ihtiyaç vardır.

Çalışmamızda; diş hekimliğinde kullanımı yeni olan OKT ile mineralizasyon ajanlarının etkinliği incelenmiş ve kalsiyum fosfat içerikli ajanların gri değerlerde artışa, flor içerikli ajanların ise gri değerlerde azalmaya neden olduğu görülmüştür. Farklı ve yeni remineralizasyon ajanlarının etkinliğinin, in vivo olarak OKT ile incelenmesi bu çalışmayı daha ileriye taşıyabilir.

Remineralizasyon ajanlarının bağlanma dayanımını vestibül ve oral yüzeylerde farklı şekillerde etkilediği görülmüştür. Ancak; tüm gruplarda gerek vestibül, gerek oral yüzeylerde elde edilen bağlanma dayanımı değerlerinin kritik bağlanma dayanımı

değerinden yüksek olması, R.O.C.S., GC Tooth Mousse ve FP'nin ortodontik tedavi öncesi güvenle kullanılabilceğini göstermiştir.



## KAYNAKLAR

1. Tabrizi A and Cakirer B. A comparative evaluation of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate and fluoride on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Eur J Orthod.* 2010; 33: 282-7.
2. Li X, Wang J, Joiner A and Chang J. The remineralisation of enamel: a review of the literature. *J Dent.* 2014; 42: S12-S20.
3. Yengopal V and Mickenautsch S. Caries preventive effect of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate (CPP-ACP): a meta-analysis. *Acta Odontol Scand.* 2009; 67: 321-32.
4. Al-Twajjri S. Effect of prophylaxis pastes containing amorphous calcium phosphate and fluoride on enamel bond strength. University of Illinois at Chicago, 2009.
5. Lynch R. Calcium glycerophosphate and caries: a review of the literature. *Int Dent J.* 2004; 54: 310-4.
6. Oshiro M, Yamaguchi K, Takamizawa T, et al. Effect of CPP-ACP paste on tooth mineralization: an FE-SEM study. *J Oral Sci.* 2007; 49: 115-20.
7. Reynolds E. Remineralization of enamel subsurface lesions by casein phosphopeptide-stabilized calcium phosphate solutions. *J Dent Res.* 1997; 76: 1587-95.
8. Mandurah M, Sadr A, Shimada Y, et al. Monitoring remineralization of enamel subsurface lesions by optical coherence tomography. *J Biomed Opt.* 2013; 18: 046006.
9. Tezuka H, Shimada Y, Matin K, et al. Assessment of cervical demineralization induced by *Streptococcus mutans* using swept-source optical coherence tomography. *J Med Imaging.* 2016; 3: 014504.
10. Bryant S, Retief D, Bradley E and Denys F. The effect of topical fluoride treatment on enamel fluoride uptake and the tensile bond strength of an orthodontic bonding resin. *Am J Orthod.* 1985; 87: 294-302.
11. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Calvi D and Scribante A. Effect of fluoride application on shear bond strength of brackets bonded with a resin-modified glass-ionomer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005; 127: 580-3.
12. Coreil MN, McInnes-Ledoux P, Ledoux WR and Weinberg R. Shear bond strength of four orthodontic bonding systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990; 97: 126-9.
13. Damon PL, Bishara SE, Olsen ME and Jakobsen JR. Effects of fluoride application on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 1996; 66: 61-4.
14. Garcia-Godoy F. Shear bond strength of a resin composite to enamel treated with an APF gel. *Pediatr Dent.* 1993; 15: 272-4.
15. Malkoc S, Demir A, Sengun A and Ozer F. The effect on shear bond strength of different antimicrobial agents after acid etching. *Eur J Orthod.* 2005; 27: 484-8.

16. McCourt JW, Cooley RL and Barnwell S. Bond strength of light-cure fluoride-releasing base-liners as orthodontic bracket adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991; 100: 47-52.
17. James KA, Pauline F and Nancy A. *Oral development and histology.* Nova York: Thieme Medical Publishers, 1994.
18. Raue L, Gersdorff N, Rödiger M and Klein H. New insights in prism orientation within human enamel. *Arch Oral Biol.* 2012; 57: 271-6.
19. Berkovitz BKB, Holland GR and Moxham BJ. *Oral anatomy, embryology and histology.* Mosby Incorporated, 2002.
20. Junqueira L and Carneiro J. *Temel Histoloji,*(Çeviri: Aytekin, Y., Solakoğlu, S.,) 10. Baskıdan Çeviri, Nobel Tıp Kitabevi, İstanbul. 2009; 135.
21. Manisalı Y and Koray F. *Ağız-dış embriyolojisi ve histolojisi.* İstanbul: Yenilik Basımevi. 1982; 73-98.
22. Piesco N and Simmelink J. *Histology of enamel.* Oral Development and Histology; Avery, JK, Ed; Georg Thieme Verlag: New York, NY, USA. 2002.
23. Limeback H, Sakarya H, Chu W and Mackinnon M. Serum albumin and its acid hydrolysis peptides dominate preparations of mineral-bound enamel proteins. *J Bone Miner Res I.* 1989; 4: 235-41.
24. Goldberg M, Lelous M, Escaig F and Boudin M. Lipids in the developing enamel of the rat incisor. *Histochem.* 1983; 78: 145-56.
25. Fincham A, Moradian-Oldak J and Simmer J. The structural biology of the developing dental enamel matrix. *J Struct Biol.* 1999; 126: 270-99.
26. Simmer J and Fincham A. Molecular mechanisms of dental enamel formation. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1995; 6: 84-108.
27. Smith C. Ameloblasts: secretory and resorptive functions. *J Dent Res.* 1979; 58: 695-707.
28. Roberson T, Heymann H and Swift JR E. *Sturdevant's Art And Science Of Operative Dentistry,* Mosby, St. Louis, 2002.
29. Elliott J. The problems of the composition and structure of the mineral components of the hard tissues. *Clin Orthop Relat Res®.* 1973; 93: 313-45.
30. Brown WE. Crystal growth of bone mineral. *Clin Orthop Relat Res.* 1966; 44: 205-20.
31. Jullmann H and Mosebach R. Zur Synthese, Licht-und Doppelbrechung des Hydroxylapatits. *Zeitschrift für Naturforschung B.* 1966; 21: 493-4.
32. Zhou C, Zhang D, Bai Y and Li S. Casein phosphopeptide–amorphous calcium phosphate remineralization of primary teeth early enamel lesions. *J Dent.* 2014; 42: 21-9.
33. Reynolds E and Black C. Cariogenicity of a confection supplemented with sodium caseinate at a palatable level. *Caries Res.* 1989; 23: 368-70.
34. Jones F. Teeth and bones: applications of surface science to dental materials and related biomaterials. *Surf Sci Rep.* 2001; 42: 75-205.

35. Simmer JP, Papagerakis P, Smith CE, et al. Regulation of dental enamel shape and hardness. *J Dent Res.* 2010; 89: 1024-38.
36. GB D. Kompozit Restorasyonlar. Ankara: Quintessence Yayıncılık, 2011.
37. Habelitz S, Marshall S, Marshall Jr G and Balooch M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Arch Oral Biol.* 2001; 46: 173-83.
38. Loesche WJ. Role of *Streptococcus mutans* in human dental decay. *Microbiol Mol Biol Rev.* 1986; 50: 353.
39. Newbrun E. *Cariology.* 2nd. Baltimore: Williams and Wilkins. 1983; 465-78.
40. Forsberg C-M, Oliveby A and Lagerlöf F. Salivary clearance of sugar before and after insertion of fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992; 102: 527-30.
41. Robinson C, Shore R, Brookes S, Strafford S, Wood S and Kirkham J. The chemistry of enamel caries. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2000; 11: 481-95.
42. Civelek A, Emre Ö and Çildir ŞK. Diş Hekimliğinde Topikal Florür Uygulamaları. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2004; 5.
43. Hapçıoğlu B, Demir L, Başak E, Güray Ö and Özer N. Türkiye İçme Sularında Florürün Bölgesel Dağılımı (I)-Regional Distribution Of Fluorine In Drinking Waters Of Turkey. *J Istanbul Univ Fac Dent.* 1992; 26: 222-3.
44. Ercan E, Bağlar S and Colak H. Diş hekimliğinde topikal florür uygulama metotları. *Cumhuriyet Dental Journal.* 2010; 13.
45. Özel Y, Özel E, Attar N and Aksoy G. Dişhekimliğinde Beyazlatma. *EÜ Diş Hek Fak Derg.* 2007; 28: 33-40.
46. Maden EA. Dental erozyonda tanı ve tedavi yöntemleri. *Gülhane Tıp Derg* 2012; 54: 86. 2012; 86-91.
47. Ünlü İ and Bala O. Dentin duyarlılığının tedavisinde değişik materyallerin etkinliğinin klinik olarak değerlendirilmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2008; 25: 13-8.
48. Akyıldız MB, Doğusal G and Sönmez I. Aydın ve İzmir illerindeki pediatristlerin ağız-diş sağlığı hakkındaki bilgilerinin araştırılması. *J Pediatr Res.* 2015; 2: 21-5.
49. Akkaş İ, Toptaş O and Ozan F. Ağız kuruluğu. *Acta Odontologica Turcica.* 2014; 31: 54-60
50. Gündoğar ZU and Yıldız E. Diş Hekimliğinde Fluoridler. *Türkiye Klinikleri Journal of Pediatr Dent-Special Topics.* 2015; 1: 111-7.
51. Basdra E, Huber H and Komposch G. Fluoride released from orthodontic bonding agents alters the enamel surface and inhibits enamel demineralization in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996; 109: 466-72.
52. Donly KJ and Gomez C. In vitro demineralization-remineralization of enamel caries at restoration margins utilizing fluoride-releasing composite resin. *Quintessence International.* 1994; 25: 355-358.
53. Marinelli CB, Donly K, Wefel J, Jakobsen J and Denehy G. An in vitro comparison of three fluoride regimens on enamel remineralization. *Caries Res.* 1997; 31: 418-22.



54. Dawes C and Weatherell J. Kinetics of fluoride in the oral fluids. *J Dent Res.* 1990; 69: 638-44.
55. Heifetz S, Mellberg J, Winter S and Doyle J. In-vivo fluoride uptake by enamel of teeth of human adults from various topical fluoride procedures. *Arch Oral Biol.* 1970; 15: 1171-81.
56. Levine R. The action of fluoride in caries prevention. A review of current concepts. *Brit Dent J.* 1976; 140: 9-14.
57. Øgaard B, Alm AA, Larsson E and Adolfsson U. A prospective, randomized clinical study on the effects of an amine fluoride/stannous fluoride toothpaste/mouthrinse on plaque, gingivitis and initial caries lesion development in orthodontic patients. *Eur J Orthod.* 2005; 28: 8-12.
58. Todd MA, Staley RN, Kanellis MJ, Donly KJ and Wefel JS. Effect of a fluoride varnish on demineralization adjacent to orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999; 116: 159-67.
59. Alexander SA and Ripa LW. Effects of self-applied topical fluoride preparations in orthodontic patients. *Angle Orthod.* 2000; 70: 424-30.
60. Kidd E and Joyston-Bechal S. Fluoride supplementation in dental practice. *Essentials of dental caries the disease and its management.* 1997.
61. Cross K, Huq NL, Bicknell W and Reynolds EC. Cation-dependent structural features of beta-casein-(1-25). *Biochem J.* 2001; 356: 277-286.
62. Reynolds EC, Riley PF and Adamson NJ. A selective precipitation purification procedure for multiple phosphoserine-containing peptides and methods for their identification. *Anal Biochem.* 1994; 217: 277-84.
63. Whitford GM, Allmann D and Shahed A. Topical fluorides: effects on physiologic and biochemical processes. *J Dent Res.* 1987; 66: 1072-8.
64. Van Strijp A, Buijs M and Ten Cate J. In situ fluoride retention in enamel and dentine after the use of an amine fluoride dentifrice and amine fluoride/sodium fluoride mouthrinse. *Caries Res.* 1999; 33: 61-5.
65. Eigel W, Butler J, Ernstrom C, et al. Nomenclature of proteins of cow's milk: Fifth revision. *J Dairy Sci.* 1984; 67: 1599-631.
66. AVCI B, Baysal SU and Gökçay G. Çocuklarda Flor Kullanımının Yarar ve Zararlarının Değerlendirilmesi. *Çocuk Dergisi.* 2009; 9: 8-15.
67. Featherstone JD. Prevention and reversal of dental caries: role of low level fluoride. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1999; 27: 31-40.
68. Featherstone JD. The science and practice of caries prevention. *J Am Dent Assoc.* 2000; 131: 887-99.
69. Bauman D, Mather I, Wall R and Lock A. Major advances associated with the biosynthesis of milk. *J Dairy Sci.* 2006; 89: 1235-43.
70. Rugg-Gunn A. Diet and dental caries. *The Environment of the Teeth.* Karger Publishers, 1981, p. 33-65.
71. Reynolds E and Johnson I. Effect of milk on caries incidence and bacterial composition of dental plaque in the rat. *Arch Oral Biol.* 1981; 26: 445-51.

72. Reynolds E, Cain C, Webber E, et al. Anticariogenicity of calcium phosphate complexes of tryptic casein phosphopeptides in the rat. *J Dent Res.* 1995; 74: 1272-9.
73. Sigma Aldrich, General Properties of Casein. <https://www.sigmaaldrich.com/life-science/metabolomics/enzyme-explorer/enzyme-reagents/casein.htm>. (Erişim Tarihi: 30 Kasım 2018).
74. Cross KJ, Huq NL, Palamara JE, Perich JW and Reynolds EC. Physicochemical characterization of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate nanocomplexes. *J Biol Chem.* 2005; 280: 15362-9.
75. Llena C, Forner L and Baca P. Anticariogenicity of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate: a review of the literature. *J Contemp Dent Pract.* 2009; 10: 1-9.
76. Cross K, Huq N and Reynolds E. Casein phosphopeptides in oral health-chemistry and clinical applications. *Curr Pharm Des.* 2007; 13: 793-800.
77. Schüpbach P, Neeser J-R, Golliard M, Rouvet M and Guggenheim B. Incorporation of caseinoglycomacropptide and caseinophosphopeptide into the salivary pellicle inhibits adherence of mutans streptococci. *J Dent Res.* 1996; 75: 1779-88.
78. Reynolds EC. Anticariogenic complexes of amorphous calcium phosphate stabilized by casein phosphopeptides: a review. *Spec Care Dentist.* 1998; 18: 8-16.
79. Dawes C and Jenkins G. Some inorganic constituents of dental plaque and their relationship to early calculus formation and caries. *Arch Oral Biol.* 1962; 7: 161-72.
80. Reynolds EC. Anticariogenic phosphopeptides. Google Patents, 1991.
81. Sudjalim TR, Woods MG, Manton DJ and Reynolds EC. Prevention of demineralization around orthodontic brackets in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 131: 705. e1-. e9.
82. Ardu S, Castioni NV, Benbachir-Hassani N and Krejci I. Minimally invasive treatment of white spot enamel lesions. *Quintessence international.* 2007; 38: 633-6.
83. Direct Food Substances Affirmed As Generally Recognized As Safe. Food And Drug Administration Department Of Health And Human Services. URL: <https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfCFR/CFRSearch.cfm?fr=184.1201>. (Erişim Tarihi: 30 Kasım 2018).
84. Grenby T and Bull J. Dental caries in laboratory rats from breakfast cereals and its control by a calcium glycerophosphate additive. *Arch Oral Biol.* 1978; 23: 675-80.
85. Grenby T and Bull JM. Protection against dental caries in rats by glycerophosphates or calcium salts or mixtures of both. *Arch Oral Biol.* 1975; 20: 717-24.
86. Cole M and Bowen W. The effect of calcium  $\beta$  glycerophosphate on phosphatase activity in plaque from monkeys (*Macaca fascicularis*). *Arch Oral Biol.* 1974; 19: 335-7.
87. Bowen W. The cariostatic effect of calcium glycerophosphate in monkeys. *Caries Res.* 1972; 6: 43-51.

88. Pianotti R, Ambrozaitis J and Mc Namara T. Cariostatic activity of calcium glycerophosphate in hamsters: topical vs dietary administration. *J Dent Res.* 1976; 55: 1092-6.
89. Grenby T and Bull J. Use of high-performance liquid chromatography techniques to study the protection of hydroxylapatite by fluoride and glycerophosphate against demineralization in vitro. *Caries Res.* 1980; 14: 221-32.
90. Mainwaring P and Naylor M. A four-year clinical study to determine the caries-inhibiting effect of calcium glycerophosphate and sodium fluoride in calcium carbonate base dentifrices containing sodium monofluorophosphate. *Caries Res.* 1983; 17: 267-76.
91. Lynch R and Ten Cate J. Effect of calcium glycerophosphate on demineralization in an in vitro biofilm model. *Caries Res.* 2006; 40: 142-7.
92. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J. Bonding to enamel and dentin. 2006; 183-260.
93. Gorb SN and Koch K. From sticky to slippery: Biological and biologically-inspired adhesion and friction. Beilstein-Institut, 2014; 1450-1451.
94. Eick J, Gwinnett A, Pashley DH and Robinson S. Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1997; 8: 306-35.
95. Cohesion and Adhesion in Liquids: Surface Tension and Capillary Action. URL: <https://opentextbc.ca/physicstestbook2/chapter/cohesion-and-adhesion-in-liquids-surface-tension-and-capillary-action/>. (Erişim Tarihi:16.06.2018).
96. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955; 34: 849-53.
97. Silverstone L, Saxton C, Dogon I and Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res.* 1975; 9: 373-87.
98. Söderholm K-JM. Describe the structural changes which occur in enamel early in the acid etching cycle and recognize the effect of over-etching on the enamel structure. 1999. URL: <http://nersp.nerdc.ufl.edu/~soderho/F01.htm>. (Erişim Tarihi:12.06.2018).
99. Mithiborwala S, Chaugule V, Munshi A and Patil V. A comparison of the resin tag penetration of the total etch and the self-etch dentin bonding systems in the primary teeth: An in vitro study. *Contemporary clinical dentistry.* 2012; 3: 158–163.
100. Resin Tags. URL: <https://bohone.wikispaces.com/Group+1> (Erişim Tarihi:12.06.2018).
101. Aydın A and Bilge AH. Optik Koherens Tomografinin Glokomda Yeri. *Glokom-Katarakt/Journal of Glaucoma-Cataract.* 2007; 2: 77-82.
102. Colston Jr BW, Everett MJ, Sathyam US, DaSilva LB and Otis LL. Imaging of the oral cavity using optical coherence tomography. *Assessment of Oral Health.* Karger Publishers, 2000, p. 32-55.
103. Huang D, Swanson EA, Lin CP, et al. Optical coherence tomography. *Science (New York, NY).* 1991; 254: 1178–1181.

104. Hsieh Y-S, Ho Y-C, Lee S-Y, et al. Dental optical coherence tomography. *Sensors*. 2013; 13: 8928-49.
105. Fujimoto JG, Puliavito C, Margolis R, Oseroff A, De Silvestri S and Ippen E. Femtosecond optical ranging in biological systems. *Opt Lett*. 1986; 11: 150-2.
106. Jaffe GJ and Caprioli J. Optical coherence tomography to detect and manage retinal disease and glaucoma. *Am J Ophthalmol*. 2004; 137: 156-69.
107. Serway RA, Beichner RJ and Jewett JW. *Physics for scientists and engineers with modern physics*. 2000.
108. Enders P. Huygens' principle and the modelling of propagation. *Eur J Phys*. 1996; 17: 226–235.
109. Young T. *A Course of Lectures on Natural Philosophy and the Mechanical Arts: In Two Volumes*. Johnson, 1807.
110. Young T. The Bakerian lecture: On the theory of light and colours. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* . 1802; 92: 12-48.
111. Keller G and Gettys WE. Skove. *Fizik-Dalgalar, Katılar ve Akışkanlar, Termodinamik ve Optik Çev: Ömür Akyüz, Erhan Gülmez, Bekir Karaoğlu, Serdar Nergiz, Galip Tepehan İstanbul Literatür Yayıncılık*. 2006.
112. Shewhart WA. *A study of the propagation, refraction, reflection, interference and diffraction of ripple waves*. 1914.
113. Nave R. *Interference of Sound*. URL: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/Sound/interf.html>. (Erişim Tarihi: 12.06.2018).
114. *Diffraction Mönster*. URL: <https://www.pluggakuten.se/trad/diffraction-monster/>. (Erişim Tarihi 12.06.2018).
115. Born M and Wolf E. *Principles of optics: electromagnetic theory of propagation, interference and diffraction of light*. Elsevier, 2013.
116. URL: <http://threesology.org/threenkers-page-1.php>. (Erişim Tarihi:12.06.2018).
117. *Interference pattern*. URL: [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Interference\\_pattern.jpg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Interference_pattern.jpg). (Erişim Tarihi:12.06.2018).
118. Basgumus A, Durak FE, Sadik SA, Altuncu A, Yilmaz G and Ebeoglu MA. Fresnel reflection based fiber optic refractive index sensor for liquid concentration dedection. *Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, 2014 22nd. IEEE, 2014, p. 594-7.
119. Ide C, Yüksel K and Mühendisligi E-E. Fiber Optik Sensörler ile Sıvılarda Kırılma Indisi Ölçüm Yöntemlerinin Analizi A Comparative Study of Optical Fiber Sensors for Refractive Index Measurement. 2017; 725-730.
120. Baumgartner A, Dichtl S, Hitzenberger C, et al. Polarization–sensitive optical coherence tomography of dental structures. *Caries Res*. 2000; 34: 59-69.
121. Clarkson DM. An update on optical coherence tomography in dentistry. *Dent Update*. 2014; 41: 174-80.
122. Schippling S. Basic principles of optical coherence. *Optical Coherence Tomography in Neurologic Diseases*. 2015: 4-8.

123. Fried D, Glens RE, Featherstone JD and Seka W. Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths. *Appl Opt.* 1995; 34: 1278-85.
124. Amaechi BT, Podoleanu A, Higham SM and Jackson DA. Correlation of quantitative light-induced fluorescence and optical coherence tomography applied for detection and quantification of early dental caries. *J Biomed Opt.* 2003; 8: 642-7.
125. Shellis R. A synthetic saliva for cultural studies of dental plaque. *Arch Oral Biol.* 1978; 23: 485-9.
126. Richter C and Jost-Brinkmann P-G. Shear bond strength of different adhesives tested in accordance with DIN 13990-1/-2 and using various methods of enamel conditioning. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie.* 2015; 76: 175-87.
127. <http://www.rocsinfo.com/catalog/medical/medical-gel/> (Erişim Tarihi: 10.01.2018).
128. Otto A, Oliver H and Jane M. A method for the rapid determination of alkaline phosphatase with five cubic millimeters of serum. *J Biol Chem.* 1946; 164: 321-9.
129. Çakatay U, Aydın S and Belce A. *Biyokimya temel hesaplamalar.* İstanbul Üniversitesi İstanbul. 2010.
130. Kumar R and Sharma G. Salivary Alkaline Phosphatase level as Diagnostic marker for periodontal disease. *J Int Oral Health.* 2011; 174-80.
131. Savaş S and Küçükıılmaz E. Diş Hekimliğinde Kullanılan Remineralizasyon Ajanları Ve Çürük Önleyici Ajanlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2014; 9: 113-125.
132. Pai D, Bhat S, Taranath A, Sargod S and Pai V. Use of laser fluorescence and scanning electron microscope to evaluate remineralization of incipient enamel lesions remineralized by topical application of casein phospho peptide amorphous calcium phosphate (CPP-aCP) containing cream. *J Clin Pediatr Dent.* 2008; 32: 201-6.
133. Rahiotis C and Vougiouklakis G. Effect of a CPP-ACP agent on the demineralization and remineralization of dentine in vitro. *J Dent.* 2007; 35: 695-8.
134. Yamaguchi K, Miyazaki M, Takamizawa T, Inage H and Moore BK. Effect of CPP-ACP paste on mechanical properties of bovine enamel as determined by an ultrasonic device. *J Dent.* 2006; 34: 230-6.
135. Esenlik E, Uzer EÇ and Bolat E. Efficacy of a casein phosphopeptide amorphous calcium phosphate (CPP-ACP) paste in preventing white spot lesions in patients with fixed orthodontic appliances: A prospective clinical trial. *European journal of paediatric dentistry: Eur Arch Paediatr Dent.* 2016; 17: 274-80.
136. Keçik D, Cehreli SB, Şar Ç and Ünver B. Effect of acidulated phosphate fluoride and casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate application on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2008; 78: 129-33.
137. Duke S, Rees D and Forward G. Increased plaque calcium and phosphorus concentrations after using a calcium carbonate toothpaste containing calcium glycerophosphate and sodium monofluorophosphate. *Caries Res.* 1979; 13: 57-9.

138. Wycoff SJ, Morris ME and Newbrun E. The effect of mouthrinse containing calcium glycerophosphate on the chemical composition and development of plaque in humans. *J Dent Res.* 1980; 59: 23-8.
139. Feldchtein FI, Gelikonov G, Gelikonov V, et al. In vivo OCT imaging of hard and soft tissue of the oral cavity. *Opt Express.* 1998; 3: 239-50.
140. Fujimoto JG. Optical coherence tomography for ultrahigh resolution in vivo imaging. *Nat Biotechnol.* 2003; 21: 1361–1367.
141. Fried D, Xie J, Shafi S, Featherstone JD, Breunig T and Le CQ. Imaging caries lesions and lesion progression with polarization sensitive optical coherence tomography. *J Biomed Opt.* 2002; 7: 618-28.
142. Jones R and Fried D. Remineralization of enamel caries can decrease optical reflectivity. *J Dent Res.* 2006; 85: 804-8.
143. Jones R, Darling C, Featherstone J and Fried D. Imaging artificial caries on the occlusal surfaces with polarization-sensitive optical coherence tomography. *Caries Res.* 2006; 40: 81-9.
144. Park K-J, Haak R, Ziebolz D, Krause F and Schneider H. OCT assessment of non-cavitated occlusal carious lesions by variation of incidence angle of probe light and refractive index matching. *J Dent.* 2017; 62: 31-5.
145. Xiaojun D, Jing L, Xuehua G, et al. Effects of CPP-ACP paste on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2009; 79: 945-50.
146. Shadman N, Ebrahimi SF, Shoul MA and Sattari H. In vitro evaluation of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate effect on the shear bond strength of dental adhesives to enamel. *Dent Res J .* 2015; 12: 1361–1367.
147. Takahashi Y, Otsuki A and Takeuchi M. Effect of pretreatment with ethanol containing fluoride on etched enamel surface as evaluated by scanning electron microscopy, optical microscopy, and tensile bond strength measurement. *J Dent Res.* 1977; 56: 588-94.
148. Oesterle LJ, Shellhart WC and Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998; 114: 514-9.
149. Nakamichi I, Iwaku M and Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res.* 1983; 62: 1076-81.
150. Eliades T and Brantley W. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur J Orthod.* 2000; 22: 13-23.
151. Millett D and McCabe J. Orthodontic bonding with glass ionomer cement. *Eur J Orthod.* 1996; 18: 385-99.
152. Rueggeberg F. Substrate for adhesion testing to tooth structure—Review of the literature: A report of the ASC MD156 Task Group on Test methods for the adhesion of restorative materials Accredited standards committee MD156 for dental materials and devices. *Dent Mater .* 1991; 7: 2-10.
153. Keskinçe A and Sungurluoğlu K. Plasental Alkali Fosfatazın Saflaştırılması Ve Kinetik Özelliklerinin İncelenmesi. *Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Mecmuası.* 1999; 52: 121-127.

154. Morton R. Some properties of alkaline phosphatase of cow's milk and calf intestinal mucosa. *Biochem J.* 1955; 60: 573-582.
155. Ribelles ML, Guinot FJ, Mayné RA and Bellet LD. Effects of xylitol chewing gum on salivary flow rate, pH, buffering capacity and presence of *Streptococcus mutans* in saliva. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2010; 11: 9-14.
156. Burt BA. The use of sorbitol-and xylitol-sweetened chewing gum in caries control. *J Am Dent Assoc.* 2006; 137: 190-6.
157. Wennerholm K, Arends J, Birkhed D, Ruben J, Emilson C and Dijkman A. Effect of xylitol and sorbitol in chewing-gums on mutans streptococci, plaque pH and mineral loss of enamel. *Caries Res.* 1994; 28: 48-54.
158. Hellak A, Ebeling J, Schauseil M, Stein S, Roggendorf M and Korbmacher-Steiner H. Shear bond strength of three orthodontic bonding systems on enamel and restorative materials. *Biomed Res Int.* 2016; 1-10.
159. Hofmann E, Elsner L, Hirschfelder U, Ebert T and Hanke S. Effects of enamel sealing on shear bond strength and the adhesive remnant index. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie.* 2017; 78: 1-10.
160. Zielinski V, Reimann S, Jäger A and Bourauel C. Comparison of shear bond strength of plastic and ceramic brackets. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie.* 2014; 75: 345-57.
161. Daratsianos N, Musabegovic E, Reimann S, Grüner M, Jäger A and Bourauel C. The influence of cyclic shear fatigue on the bracket–adhesive–enamel complex: An in vitro study. *Dent Mater.* 2013; 29: 506-13.
162. Ostertag AJ, Dhuru VB, Ferguson DJ and Meyer RA. Shear, torsional, and tensile bond strengths of ceramic brackets using three adhesive filler concentrations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991; 100: 251-8.
163. Olsen ME, Bishara SE, Damon P and Jakobsen JR. Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997; 111: 498-501.
164. Olsen ME, Bishara SE and Jakobsen JR. Evaluation of the shear bond strength of different ceramic bracket base designs. *Angle Orthod.* 1997; 67: 179-82.
165. Merrill SW, Oesterle LJ and Hermes CB. Ceramic bracket bonding: a comparison of shear, tensile, and torsional bond strengths of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994; 106: 290-7.
166. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF and Warren JJ. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001; 119: 621-4.
167. Lippitz SJ, Staley RN and Jakobsen JR. In vitro study of 24-hour and 30-day shear bond strengths of three resin–glass ionomer cements used to bond orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998; 113: 620-4.
168. Eminkahyagil N, Arman A, Çetinşahin A and Karabulut E. Effect of resin-removal methods on enamel and shear bond strength of rebonded brackets. *Angle Orthod.* 2006; 76: 314-21.

169. Sonis AL. Air abrasion of failed bonded metal brackets: a study of shear bond strength and surface characteristics as determined by scanning electron microscopy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996; 110: 96-8.
170. Cehreli ZC, Kecik D and Kocadereli I. Effect of self-etching primer and adhesive formulations on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005; 127: 573-9.
171. Havlucu SK and Çakırer B. The Bond Strength of Ceramic Brackets Bonded to Remineralized Teeth with Casein. *Clin Exp Dent Res.* 2012; 2 : 621-4.
172. Sharma-Sayal SK, Rossouw PE, Kulkarni GV and Titley KC. The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003; 124: 74-82.
173. Cozza P, Martucci L, De Toffol L and Penco SI. Shear bond strength of metal brackets on enamel. *Angle Orthod.* 2006; 76: 851-6.
174. Serway RA. Fen ve mühendislik için fizik 1: mekanik-mekanik dalgalar-termodinamik. Palme Yayıncılık, 2002.
175. Schmidlin PR, Zimmermann J and Bindl A. Effect of ozone on enamel and dentin bond strength. *J Adhes Dent.* 2005; 7 : 621-44.
176. Benderli Y and Büyükgökçesu S. In vitro shear bond strength of adhesive to normal and fluoridated enamel under various contaminated conditions. *Quintessence international.* 1999; 30: 570-575.
177. El-Housseiny A and Sharaf A. Evaluation of fissure sealant applied to topical fluoride treated teeth. *J Clin Pediatr Dent.* 2005; 29: 215-9.
178. Sakr OM and Almohaimed M. Interference of preventive caries system with microshear bond strength of enamel surface bonded to etch & rinse or self etch adhesive system with nanofilled composite. *Life Sci J.* 2013; 1: 1984-1987.
179. Eliades G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. *J Dent.* 1994; 22: 73-81.
180. Jones RS, Darling CL, Featherstone JD and Fried D. Remineralization of in vitro dental caries assessed with polarization-sensitive optical coherence tomography. *J Biomed Opt.* 2006; 11: 014016.
181. Fried WA, Fried D, Chan KH and Darling CL. High contrast reflectance imaging of simulated lesions on tooth occlusal surfaces at near-IR wavelengths. *Lasers Surg Med.* 2013; 45: 533-41.
182. Krause F, Braun A and Frentzen M. The possibility of detecting subgingival calculus by laser-fluorescence in vitro. *Lasers Med Sci.* 2003; 18: 32-5.
183. Thomas SS, Mohanty S, Jayanthi J, Varughese JM, Balan A and Subhash N. Clinical trial for detection of dental caries using laser-induced fluorescence ratio reference standard. *J Biomed Opt.* 2010; 15: 027001.
184. Olejniczak AJ and Grine FE. Assessment of the accuracy of dental enamel thickness measurements using microfocal X-ray computed tomography. *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology: Anat Rec.* 2006; 288: 263-75.



185. Swain MV and Xue J. State of the art of micro-CT applications in dental research. *International J Oral Sci.* 2009; 1: 177-200.
186. Mahdian M, Salehi HS, Lurie AG, Yadav S and Tadinada A. Tissue characterization using optical coherence tomography and cone beam computed tomography: a comparative pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2016; 122: 98-103.
187. Şen S, Erber R, Kunzmann K, et al. Assessing abrasion of orthodontic surface sealants using a modified ophthalmic optical coherence tomography device. *Clin Oral Investig.* 2018: 1-15.
188. Can AM, Darling CL and Fried D. High-resolution PS-OCT of enamel remineralization. *Lasers in Dentistry XIV. International Society for Optics and Photonics*, 2008, p. 68430T.
189. Kang H, Jiao JJ, Lee C, Le MH, Darling CL and Fried D. Nondestructive assessment of early tooth demineralization using cross-polarization optical coherence tomography. *IEEE J Sel Top Quantum Electron.* 2010; 16: 870-6.
190. Katkar RA, Tadinada SA, Amaechi BT and Fried D. Optical Coherence Tomography. *Dent Clin North Am.* 2018; 62: 421-34.
191. Lee C, Hsu DJ, Le MH, Darling CL and Fried D. Non-destructive measurement of demineralization & remineralization in the occlusal pits and fissures of extracted 3(rd) molars with PS-OCT. *Proceedings of SPIE-J Biomed Opt.* 2009; 7162: 71620V.
192. Hitzenberger CK, Trost P, Lo P-W and Zhou Q. Three-dimensional imaging of the human retina by high-speed optical coherence tomography. *Opt Express.* 2003; 11: 2753-61.
193. Bakhsh TA, Sadr A, Shimada Y, Tagami J and Sumi Y. Non-invasive quantification of resin–dentin interfacial gaps using optical coherence tomography: validation against confocal microscopy. *Dent Mater.* 2011; 27: 915-25.
194. Nakajima Y, Shimada Y, Sadr A, et al. Detection of occlusal caries in primary teeth using swept source optical coherence tomography. *J Biomed Opt.* 2014; 19: 016020.
195. Colston BW, Everett MJ, Da Silva LB, Otis LL, Stroeve P and Nathel H. Imaging of hard-and soft-tissue structure in the oral cavity by optical coherence tomography. *Appl Opt.* 1998; 37: 3582-5.
196. Wiesauer K, Pircher M, Götzinger E, et al. En-face scanning optical coherence tomography with ultra-high resolution for material investigation. *Opt Express.* 2005; 13: 1015-24.
197. Ogodescu A, Sinescu C, Negrutiu ML, et al. Investigation of an Advanced Material for the Infiltration of White Spot Lesions in Orthodontics. *Solid State Phenomena. Trans Tech Publ*, 2012, p. 87-92.
198. Maia AM, FonsÊca DD, Kyotoku BB and Gomes AS. Characterization of enamel in primary teeth by optical coherence tomography for assessment of dental caries. *Int J Paediatr Dent.* 2010; 20: 158-64.
199. Yanagisawa T and Miake Y. High-resolution electron microscopy of enamel-crystal demineralization and remineralization in carious lesions. *Microscopy.* 2003; 52: 605-13.

200. Jongebloed W and Arends J. Remineralization of artificial enamel lesions in vitro. *Caries Res.* 1981; 15: 60-9.
201. Kidd E. The early carious lesion in enamel. The prevention of dental disease. 1983: 192-195.
202. Kang H, Darling CL and Fried D. Nondestructive monitoring of the repair of enamel artificial lesions by an acidic remineralization model using polarization-sensitive optical coherence tomography. *Dent Mater* . 2012; 28: 488-94.
203. Lee C, Darling CL and Fried D. Polarization-sensitive optical coherence tomographic imaging of artificial demineralization on exposed surfaces of tooth roots. *Dent Mater* . 2009; 25: 721-8.
204. Louie T, Lee C, Hsu D, et al. Clinical assessment of early tooth demineralization using polarization sensitive optical coherence tomography. *Lasers Surg Med.* 2010; 42: 898-905.
205. Natsume Y, Nakashima S, Shimada Y, Sadr A, Tagami J and Sumi Y. Estimation of lesion progress in artificial root caries by swept source optical coherence tomography in comparison to transverse microradiography. *J Biomed Opt.* 2011; 16: 071408.
206. Mandurah MM, Sadr A, Bakhsh TA, Shimada Y, Sumi Y and Tagami J. Characterization of transparent dentin in attrited teeth using optical coherence tomography. *Lasers Med Sci.* 2015; 30: 1189-96.
207. Sabel N, Robertson A, Nietzsche S and Norén J. Demineralization of enamel in primary second molars related to properties of the enamel. *The Scientific World Journal.* 2012; 1-8.
208. Øgaard B. The cariostatic mechanism of fluoride. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ: 1995).* 1999; 20: 10-7.
209. Willmot D. White lesions after orthodontic treatment: does low fluoride make a difference? *Journal of orthodontics.* 2004; 31: 235-42.
210. O'reilly M and Featherstone J. Demineralization and remineralization around orthodontic appliances: an in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987; 92: 33-40.
211. Larsen ES and Berman H. The microscopic determination of the nonopaque minerals. US Government Printing Office, 1934; 157-170.
212. Mitchell L, Faust G, Hendricks S and Reynolds D. The mineralogy and genesis of hydroxylapatite. *American Mineralogist: Journal of Earth and Planetary Materials.* 1943; 28: 356-71.
213. Shono Y, Terashital M, Pashley EL, Brewer PD and Pashley DH. Effects of cross-sectional area on resin-enamel tensile bond strength. *Dent Mater* . 1997; 13: 290-6.
214. Park S-Y, Cha J-Y, Kim K-N and Hwang C-J. The effect of casein phosphopeptide amorphous calcium phosphate on the in vitro shear bond strength of orthodontic brackets. *Korean J Orthod.* 2013; 43: 23-8.

215. Baysal A and Uysal T. Do enamel microabrasion and casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate affect shear bond strength of orthodontic brackets bonded to a demineralized enamel surface? *Angle Orthod.* 2011; 82: 36-41.
216. Karabekiroğlu S, Akdemir I and Kahraman FB. Influence of CPP-ACPF paste and fluorid varnish on bracket shear bond strength of two adhesive systems. 2017; 3(2): 228-232.
217. Ladhe KA, Sastri MR, Madaan JB and Vakil KK. Effect of remineralizing agents on bond strength of orthodontic brackets: an in vitro study. *Prog Orthod Title.* 2014; 15: 28.
218. Cossellu G, Lanteri V, Butera A, Laffi N, Merlini A and Farronato G. Timing considerations on the shear bond strength of orthodontic brackets after topical fluoride varnish applications. *Journal of orthodontic science.* 2017; 6: 11-15.
219. Bayrak S, Tuloglu N, Ozer F and Blatz MB. Effect of fluoride varnish with added casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate on bond strength to enamel. *J Adhes Sci Technol.* 2017; 31: 581-90.
220. Kimura T, Dunn WJ and Taloumis LJ. Effect of fluoride varnish on the in vitro bond strength of orthodontic brackets using a self-etching primer system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004; 125: 351-6.
221. Reynolds I. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod.* 1975; 2: 171-8.



T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

2017

**KARAR**

<b>ETİK KURUL BİLGİLERİ</b>	ETİK KURULUN ADI	Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Morfoloji Binası A Blok 1. Kat No: A1-05 Kampüs /ANTALYA
	TELEFON	0 (242) 249 69 54
	FAKS	0 (242) 249 69 03
	E-POSTA	etik@akdeniz.edu.tr
	ETİK KURUL KODU	2012-KAEK-20
PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI	Yrd.Doç.Dr.Esra BOLAT	
ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı Remineralizasyon Ajanlarının Mine Yüzeyine Etkisinin Optik Koherens Tomografi ile İncelenmesi	
<b>KARAR BİLGİLERİ</b>	Karar No: 720	Tarih: 06.12.2017
	Yukarıda bilgileri verilen çalışmanın yapılmasında <u>bilimsel ve etik açısından sakınca olmadığına oy birliği ile karar verilmiştir.</u> Araştırmacılara çalışmalarında başarılar dileriz.	

Öğr. Gör. Dr. M. Levent ÖZGÖNÜL  
Başkan Yardımcısı

Prof. Dr. Selahattin KUMRU  
Üye

Prof. Dr. Özgür DEĞİRMEN  
Üye

Doç. Dr. İzzet NUR  
Üye

Prof. Dr. Murat CANPOLAT  
Üye

Prof. Dr. Bilge KARSLI  
Üye (İzinli)

Doç. Dr. Gülşim ÖZGE BAYSAL  
Üye

Yrd. Doç. Dr. Mehmet TÜRKAY  
Üye

Prof. Dr. Arzu TAŞATARGİL  
Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Dilara İNAN  
Üye

Prof. Dr. Veli YAZISIZ  
Üye (İzinli)

Doç. Dr. Dijle KİPMEN KORGUN  
Üye (İzinli)

Dr. Ünal HÜLÜR  
Üye (İzinli)

Turgut ALTUN  
Üye

Av. Mustafa AÇIKEL  
Üye (İzinli)

## EK 2 : Taahhütname

Bu tez çalışması ile ilgili olan tüm radyografi, fotoğraf, hasta modelleri, görüntüler ve diğer bütün materyallerin ve bu materyallerden elde edilen ham veya analiz edilmiş tüm verilerin tez danışmanının bilgi ve onayı olmaksızın ulusal veya uluslararası hiçbir platformda 3. kişi ve/veya kurumlarla paylaşılmayacağını, yayın ve sunularda kullanılmayacağını; kullanılması halinde telif haklarının ve etik kuralların ihlali sebebiyle yasal sürecin başlatılabileceğini kabul ettiğimi beyan ve taahhüt ederim.

Tarih: 13.02.19

Ad-Soyad: İca BAYCAN

İmza: 

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	Ece	<b>Uyruğu</b>	TC
<b>Soyadı</b>	Bay Can	<b>Tel no</b>	905059450547
<b>Doğum tarihi</b>	14/04/1987	<b>e-posta</b>	eeccbay@gmail.com

### Eğitim Bilgileri

	<b>Mezun olduğu kurum</b>	<b>Mezuniyet yılı</b>
<b>Lise</b>	Lüleburgaz Anadolu Lisesi	2005
<b>Lisans/Yüksek Lisans</b>	Yıldız Teknik Üniversitesi-Kimya Mühendisliği	2005-2007
	İstanbul Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi	2007-2012
<b>Doktora</b>		

### İş Deneyimi

<b>Görevi</b>	<b>Kurum</b>	<b>Süre (yıl-yıl)</b>
Nöbetçi Hekim	Medical Park Göztepe Hastanesi	2013-4 Ay

<b>Yabancı Dilleri</b>	<b>Sınav türü</b>	<b>Puanı</b>
İngilizce	YDS	72

### Proje Deneyimi

<b>Proje Adı</b>	<b>Destekleyen kurum</b>	<b>Süre (Yıl-Yıl)</b>

**Burslar-Ödüller:****Yayınlar ve Bildiriler:**

Unilateral Molar Distalization With Tad Supported Sliding Jig-Case Report, 91st Congress Of The European Orthodontic Society, 13 Haziran 2015.

Herbst Aparentinin Modifikasyonuyla, Aynı Döküm Parçalar İle Yapılan Tek Taraflı Maksillar Genişletme Ve Mandibular İlerletme, XV. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi, 1-5 Ekim 2016

Die Wirkung Von Unterschiedlichen Schmelzbehandlungen Auf Die Mikrostruktur Des Zahnschmelzes Und Den Zahn-Adhäsiv Verbund, 89. Jahrestagung Deutsche Gesellschaft Für Kieferorthopädie E.V., Hannover, 2016.