



T.C.  
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN BİYOLOJİK DENTİN POSTUNUN  
BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİ**

HEBA MUHSİN HAYDER ALQASSAB  
DOKTORA TEZİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMANLAR

Dr. Öğr. Üyesi Fatma TUNÇ

Prof. Dr. Güven KAYAOĞLU

Gaziantep  
2020



T.C.  
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN BİYOLOJİK DENTİN POSTUNUN  
BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİ

HEBA MUHSİN HAYDER ALQASSAB  
DOKTORA TEZİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMANLAR

Dr. Öğr. Üyesi Fatma TUNÇ

Prof. Dr. Güven KAYAOĞLU

Gaziantep

2020

T.C.  
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN BİYOLOJİK DENTİN POSTUNUN  
BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİ

Heba Muhsin Hayder ALQASSAB

Tez Savunma Tarihi: 12/03/2020

Prof. Dr. Mehmet TARAKÇIOĞLU  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne; Bu tez çalışmasının bir “Doktora” derecesi için uygun ve yeterli bir çalışma olduğunu onaylıyorum.

Doç. Dr. Uğur AYDIN  
Endodonti Anabilim Dalı Başkanı

Bu tez tarafımda okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir “Doktora” tezi olarak kabul edilmiştir.

Dr. Öğr. Üyesi Fatma TUNÇ  
Tez Danışmanı

Prof. Dr. Güven KAYAOĞLU  
Ortak Tez Danışmanı

Bu tez tarafımda okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir “Doktora” tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

İmzası

Prof. Dr. Ali Cemal TINAZ

Doç. Dr. Fatih SARI

Dr. Öğr. Üyesi Fatma TUNÇ

Dr. Öğr. Üyesi Fatih AKSOY

Dr. Öğr. Üyesi Melis YILMAZ

## **BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

12/03/2020

HEBA MUHSIN HAYDER ALQASSAB

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tezimin hazırlanması sırasında desteğini, ilgisini ve tecrübesini hiçbir zaman esirgemeyen, bilgi ve deneyimleriyle ufkumu genişleten, zengin bakış açısıyla yol gösteren, tez danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi. Fatma TUNÇ 'a,

Doktora eğitimime ve tezimin hazırlanmasına katkıda bulunan ikinci tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Güven KAYAOĞLU'na,

Doktora eğitimim süresince desteğini esirgemeyen değerli hocam Sayın Doç. Dr. Uğur AYDIN'a.

Asistanlık eğitimim boyunca bilgilerinden ve fikirlerinden son derece yararlandığım ve tezimi yapmamda verdiği destekten dolayı Sayın. Arş. Gör. Zeynel Abidin ŞİMŞEKYILMAZ'a

Çalışmamda ve asistanlık eğitimim boyunca beraber çalıştığım tüm Endodonti Anabilim Dalı asistan arkadaşlarıma,

Ayrıca tüm yaşamım boyunca sevgileri ile yanımda olan ve her konuda olduğu gibi tezim süresince de maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen sevgili annem, babam ve kardeşime,

Doktora eğitimimde ve tezimin hazırlanması sırasında birçok fedakarlık gösterip yardımını esirgemeyen, sabrı ve sevgisinden dolayı her an yanımda olan sevgili eşim Zakaria AHMED'e en içten dileklerle teşekkür ederim...

# İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
İÇİNDEKİLER .....	iii
KISALTMALAR.....	iv
TABLolar LİSTESİ.....	vii
RESİMLER LİSTESİ .....	viii
ÖZET .....	1
ABSTRACT.....	2
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	3
2. GENEL BİLGİLER .....	5
2.1. Post-Kor Sistemler.....	5
2.1.1. Postta Bulunması Gereken Özellikler.....	5
2.1.2. Kor Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler .....	6
2.1.3. Post-Kor Restorasyonlar İçin Genel Prensipler .....	6
2.1.4. Post Seçiminde Dikkat Edilmesi Gereken Özellikler .....	8
2.2. Simantasyon.....	21
2.2.1. Yapıştırma Amacıyla Kullanılan Simanların Tutuculuk Özellikleri .....	23
2.2.2. Çinkofosfat Siman .....	23
2.2.3. Fenolat Simanlar .....	25
2.2.4. Çinko Polikarboksilat Simanlar .....	26
2.2.5. Cam İyonomer Simanlar .....	28
2.2.6. Rezin Simanlar.....	33
2.3. Post Sistemlerinde Retansiyonu Artırmak İçin Yapılan Yüzey İşlemleri .....	37
2.3.1. Mekanik Bağlantı Oluşturan İşlemler .....	38
2.4. Bağlanma Dayanımı (Adezyon) .....	41
2.4.1. Adezyonun Temel Kavramları.....	41
2.4.2. Bağlanma Mekanizmaları .....	42
2.4.4. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması.....	45
2.5.1. Nd:YAG Lazer.....	47
2.5.2. Diyet Lazer .....	47
2.5.3. Er:YAG Lazer .....	48
2.5.4. Er,Cr:YSGG Lazer.....	48
2.5.5. CO <sub>2</sub> Lazer .....	49
2.5.6. Argon Lazer .....	49
2.6. Hidrojen peroksit (H <sub>2</sub> O <sub>2</sub> ) .....	50
2.7. Fosforik Asit .....	51
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	53
3.1. Gereç.....	53
3.2. Yöntem.....	55
3.3. İstatistiksel Analiz.....	70
4. BULGULAR.....	71
5. TARTIŞMA .....	73
6. SONUÇ.....	82
7. KAYNAKLAR .....	83
8. EKLER.....	109
9. ÖZGEÇMİŞ.....	111

## KISALTMALAR

%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür
BDP	Biyolojik Dentin Post
CNC	Computer Numerical Control
CFP	Cam Fiber Post
GPa	Gigapascal
DK	Dakika
°C	Santigrat derece
N	Newton
SEM	Scanning electron microscope
MPa	Megapascal
İSO	Uluslararası Standardizasyon Örgütü
g/cc	Gram /santimetreküp
Kg/mol	Kilogram / mole
RTD	Recherches Techniques Dentaires
µm	Mikrometre
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Aluminyum oksit
HF	Hidroflorik asit
W	Dalga
mm	Milimetre
Ti	Titanyum
Au-Pt	Altın-Platin
Pd-Pt-Cu	Paladyum-Platin-Bakır
Cr-Ni	Krom Nikel
ZnO	Çinko Oksit
MgO	Magnezyum Oksit
GCİS	Cam İyonmer Siman
RMCİS	Rezinle Modifiye Cam İyonmer Siman
LED	Light Emitting Diyod
Nd:YAG	Neodymium:yttrium-aluminyum-garnet

Er:YAG	Erbium-doped yttrium aluminium garnet
Er,Cr:YSGG	Erbium, chromium-doped yttrium, scandium, gallium and garnet
CO <sub>2</sub>	Karbon dioksit
H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	Hidrojen Peroksit
No	Numara





## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3.1. İtme bağlanma dayanımı testi düzeneği.....	66
Şekil 4.1. Bağlanma dayanımları.....	72



## TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 3.1. Postların Bağlanma Dayanımı Test Grupları.....	63
Tablo 4.1 Postların ortalama bağlanma dayanımı değerleri .....	71
Tablo 4.2. Gruplar için Tukey HSD Analizi Sonuçları.....	72



## RESİMLER LİSTESİ

Resim 3. 1. NaOCl .....	53
Resim 3. 2. 15±1 mm kök uzunluğu .....	54
Resim 3. 3. Kesme diski.....	54
Resim 3. 4. K-tipi el eğeleri.....	55
Resim 3. 5. ProTaper NEXT ISO kanal eğesi.....	55
Resim 3. 6. EDTA.....	56
Resim 3. 7. Paper pointler.....	56
Resim 3. 8. Guttaperka.....	57
Resim 3. 9. Kök kanalı pat materyali.....	57
Resim 3. 10. Peeso frezler.....	58
Resim 3. 11. CNC cihazı.....	59
Resim 3. 12. CNC yazılımı.....	59
Resim 3. 13. Dentin Post.....	60
Resim 3. 14. Fosforik asit jeli.....	61
Resim 3. 15. H <sub>2</sub> O <sub>2</sub> .....	61
Resim 3. 16. Er,Cr:YSGG lazer.....	62
Resim 3. 17. MZ5-ZIPTIP.....	62
Resim 3. 18. MZ5-ZIP TIBES.....	63
Resim 3. 19. Rely X U200.....	64
Resim 3. 20. Çalışmada kullanılan LED ışık cihazı.....	64
Resim 3. 21. IsoMet cihazı.....	65
Resim 3. 22. Dentin dilimi.....	65
Resim 3. 23. Universal Test Cihazı.....	67
Resim 3. 24. Universal Test Cihazı ekranı.....	67
Resim 3. 25. İtme bağlantı dayanımı testinin uygulanması.....	68

## ÖZET

### FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN BİYOLOJİK DENTİN POSTUNUN BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİ

HEBA MUHSİN HAYDER ALQASSAB

Doktora Tezi, Gaziantep Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
Endodonti Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Fatma TUNÇ

Ortak Tez Danışmanı: Prof. Dr. Güven KAYAOĞLU

2020, 121 sayfa

Post-core sistemi, endodontik olarak tedavi edilmiş ve aşırı madde kaybına uğramış dişlerin retansiyonunu arttırmak için uygulanan tedavi yöntemidir. Bu çalışmanın amacı; biyolojik dentin postları üzerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin push-out bağlanma kuvvetine etkisini değerlendirmektir. Computer Numerical Control (CNC) kullanılarak mandibular premolarlardan üretilen silindirik şekilli biyolojik dentin postları, aşağıdaki gibi farklı yüzey işlemlerine maruz bırakıldı; Grup A: yüzey işlemi yok (kontrol), Grup B: %37'lik fosforik asit jeli, Grup C: %24'lük H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>, Grup D: 1,5W Er,Cr:YSGG lazer. Self-etch rezin siman ile maksiller kesici ve kanin dişleri bu postlar ile restore edildi (n = 15). Tüm kökler 2 mm kalınlığında 5 dentin dilimi elde edilecek şekilde kesildi. Bu şekilde, push-out bağlanma kuvveti beş farklı seviyede ölçüldü. Bu amaçla evrensel test makinesi kullanıldı. Veriler Tukey HSD ve Anova Testleri ile analiz edildi. Ortalama push-out test sonuçları gruplar için sırasıyla 8,57 MPa, 10,87 MPa, 7,34 MPa ve 5,86 MPa' idi. Fosforik asit grubu lazer grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bağlanma dayanımı sağlamış olsa da (p<0.05), hiçbir grup kontrolden istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermedi. Mevcut sonuçlara göre; hiçbir yüzey işleminin biyolojik dentin postunun bağlanma dayanımına anlamlı bir etkisi olmadığı söylenebilir.

**Keywords:** Biyolojik dentin postu, push-out bağlanma kuvveti, yüzey işlemi.

## ABSTRACT

### INFLUENCE OF SURFACE PRE-TREATMENT ON BOND STRENGTH OF BIOLOGICAL POST

HEBA MUHSİN HAYDER ALQASSAB

Phd Thesis, Gaziantep University Health Sciences Institute

Department of Endodontic

Supervisor: Asst. Prof. Fatma TUNÇ

Co-advisor: Prof. Dr. Güven KAYAOĞLU

2020. 121 pages

Post-cores are indicated for the restoration of endodontically treated and extensively damaged teeth. The aim of the present study was to evaluate the influence of surface treatment applied on posts over push-out bond strength of adhesively cemented biological dentine posts. Cylindrically shaped biological dentine posts fabricated from mandibular premolars by using Computer Numerical Control (CNC) were exposed to different surface treatments as follows; Groups A: no surface treatment, Group B: posts were immersed in 37% phosphoric acid gel, Group C: posts were immersed in 24% hydrogen peroxide, Group D: 1.5W Er,Cr:YSGG laser. Sixty maxillary incisor and canine teeth were restored with these posts (n=15) by using self-adhesive resin cement. Each root was resected into 5 dentin slices of 2 mm thickness. By this way, push-out bond strength was measured at five different levels. A universal testing machine was employed for this purpose. Data were analyzed with Tukey HSD and Anova Tests. The mean push-out test results of the groups were 8.57 MPa, 10.87 MPa, 7.34 MPa and 5.86 MPa respectively. Although phosphoric acid provided statistically significantly higher bonding strength than the laser group ( $p<0.05$ ), no group showed statistically significant difference from the control. According to the current results, it can be stated that none of the surface treatment did not significantly effect the bonding strength of the biological dentin post.

**Keywords:** Biological dentin post, push-out bond strength, surface treatment.

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif diş hekimliğindeki en önemli amaçlardan birisi restorasyonların fonksiyonel ve estetik olmasıdır. Günümüzde laminat veneerler, inley ve onleyler gibi indirekt restorasyonlar için farklı sistemler ve malzemeler bulunmaktadır (1–3).

Endodontik tedavi gören dişlere uygulanan post materyaliyle diş kökü, periodontal ligament ve kemikte ortaya çıkan stres miktarları farklılık göstermektedir (4). Bu streslere bağlı olarak da diş ve post yüzeyinde kırıklar meydana gelebilmektedir (5).

Postlar, endodontik tedavi görmüş dişlerde, restorasyona retansiyon sağlamak için sıklıkla kullanılmaktadırlar. Post-kor sisteminde, endodontik tedavi görmüş bu dişler paslanmaz çelik, altın, döküm, fiber ve seramik post kullanımı ile tekrar fonksiyona getirilmeye çalışılmıştır (6).

Yeni materyallerin bulunması, yeni çürük temizleme ve kavite preparasyonu yöntemlerindeki gelişmelere paralel olarak restoratif diş hekimliği gelişimini sürdürmektedir. Minimal invaziv tedavi yaklaşımları günümüz dünyasında diş tedavisinde ön plandadır. Bu yöntemlerle beraber diş sert dokularının olabildiğince korunmaya çalışılması araştırmacıları daha konservatif olan lazer ve adeziv sistemleri kullanmaya yönlendirmiştir (7).

Klinikte uygulanan indirekt restorasyonlarda lokalize kırıklar sıkça karşımıza çıkmaktadır. Bu durumda tedavi seçeneği olarak, restorasyon tamamen değiştirilebilir veya tamir edilebilir. Restorasyonların tamamen değiştirilmesi diş yüzeyinde travma oluştururken, maliyet artışına ve zaman kaybına yol açmaktadır. Oysaki restorasyonun lokalize şekilde tamir edilmesi, maliyeti daha az ve daha az zaman olan koruyucu bir tedavidir (8).

Restorasyon kırık yüzeyi ile farklı yapıdaki hidrofobik rezin bazlı kompozit ya da rezin siman arasında güçlü mikromekanik bağlantının elde edilmesi, ağız içi tamirin başarılı olabilmesi için gereklidir. Bu bağlantının kimyasal etkileşim içermesinden dolayı, farklı türdeki materyallerin açığa çıkmış kırık yüzeyleri için uygun yüzey işlemlerinin seçimi gereklidir (9). Yapılan yüzey işlemleri; alüminyum oksit partikülleri ( $A_2O_3$ ) ile kuşlama, frez, hidroflorik asit (HF) ve fosforik asit ile

pürüzlendirme, silan uygulanması, tribokimyasal silika kaplanması olarak sıralanabilir (10).

Bağlanmanın derecesi, simantasyon sırasında post-dentin yapışmasına bağlıdır ve kırıkların % 60'ının post ile rezin siman arasında meydana geldiği tahmin edilmektedir (11,12). Bağlanma kuvveti, şekil (13) ve yüzey sonrası işlem (14) dahil olmak üzere birçok faktörden etkilenir. Çeşitli ajanlar, ultrasonik / sonik teknikler veya lazerler kullanılarak yapılan dentin yüzey işlemi, dentin yapısal özelliklerini etkileyebilir ve bu durum dentinin pozitif veya negatif yöndeki mikro sertliğini, geçirgenliğini ve çözünürlüğünü değiştirebilir (15–17). Bu dentin değişiklikleri, rezin siman ile dentin arasındaki bağ kuvvetini önemli ölçüde etkiler (18).

Biyolojik dentin postlarının ve dentine benzer elastik modülüne sahip olmalarının endodontik yollarla tedavi edilen dişlerin restorasyonunu sağlama için avantajlı olduğu düşünülmektedir (19).

Bu araştırmanın amacı Er,Cr:YSGG, H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>, lazer ve fosforik asitle aşındırma işlemlerinin in vitro uygulanmasından sonra biyolojik dentin postlarının dentine bağlanma dayanımına etkisini karşılaştırmaktır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Post-Kor Sistemler

Diş hekimliğinde son yıllarda geliştirilen tedavi yöntemleri ile birlikte kaybedilen diş dokularının onarımı için alternatif tedavi seçenekleri ortaya çıkmıştır. Post-kor tedavi yöntemi uzun yıllardan beri aşırı madde kaybına uğramış endodontik tedavili dişlere uygulanmaktadır (20).

Günümüzde kullanılan post-kor sistemleri temel olarak 3 kısımdan oluşur:

**Post:** Dişin kök kanalı içine yerleştirilen ve ideal olarak apikalde en az 4 mm güta-perka bırakılacak şekilde kökün 2/3'üne kadar uzanan yapıdır. Sistemin başarısı için post çapı minimumda tutulmalıdır (21).

**Kor:** Restorasyonun post ile birleşen kısmıdır. Restorasyonun kron yapısını temsil etmektedir. Kor yapı mümkün olduğunca kalın yapılmalıdır (21).

**Koping:** Kırık oluşumuna karşı ferrule etkisi gösteren ve ortalama 2 mm genişliğinde metal banttır. Oluşan stresi, kor ve post yapıları arasında ileterek dentinde dağıtır, simanın örtücülük özelliğini devam ettirir (21).

#### 2.1.1. Postta Bulunması Gereken Özellikler

Bir postun sahip olması gereken özellikler genel itibariyle aşağıdaki gibidir (22):

- Dişe iletilen stres minimum seviyede olmalı,
- Kor yapısı için yeterli tutuculuk sağlamalı,
- Retreatment gerektiği durumda kolaylıkla kanaldan uzaklaştırılabilmeli,
- Korozyona uğramamalı,
- Kanal şekline uygun olmalı,
- Uygulanabilmesi için az miktarda madde kaybı ile preparasyon gerektirmeli
- Kanal duvarı ile arasında ince ve eşit miktarda siman kalınlığına izin vermeli



- Farklı ap ve uzunluklarda tipleri olmalı
- Diş dokuları ile benzer biyomekaniksel özellikleri olmalı
- Estetik özellikleri ihtiyacı karşılayabilir olmalı

### **2.1.2. Kor Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler**

Kor materyalinin bulundurması gereken özellikler aşağıdaki gibidir (23):

- Basma ve makaslama stres direnci yeterli olmalı,
- Biyoyumlu olmalı,
- Diş yüzeyine iyi bir şekilde bağlanabilmeli, mikrosızıntılara yol açmamalı
- Kolay uygulanabilmeli
- Diş dokusuna yakın ısısız genleşme katsayısına sahip olmalı
- Nemden etkilenmemeli

### **2.1.3. Post-Kor Restorasyonlar İçin Genel Prensipler**

#### **2.1.3.1. Diş Yapısının Korunması**

##### **2.1.3.1.A. Kök Kanalı**

Endodontik tedavi sırasında kök kanallarını aşırı genişletmek dişin zayıflamasına ya da perforasyonlara neden olabilir. Bu durum çiğneme sırasında kırılmalara yol açabilir. Kök kanalına uygun olan postun yerleştirilebileceği kadar genişletilme yapılması önerilmektedir (21).

##### **2.1.3.1.B. Kron**

Kor materyalinin stabilizasyonu için koronal bölgede 1 mm veya daha kalın sert dokunun gerekli olduğu belirtilmiştir. Koronal kısımda desteksiz sert doku, post-kor restorasyonu öncesinde kaldırılmalıdır (24).

Peroz ve ark, dişteki doku kaybı miktarlarını kalan aksiyel kavite duvar sayısına göre 5 gruba ayırarak, restore edilecek dişin post ihtiyacını değerlendirmişlerdir. Buna göre (24);

Sınıf 1: Tüm kavite duvarlarının mevcut olduğu durumdur. İdeal sayılabilecek giriş kavite preparasyonunu ifade eder. Dişe post yerleştirilmesine gerek yoktur, kalıcı dolgu yapılabilir.

Sınıf 2 ve 3: Bir veya iki kavite duvarının eksik olduğu, 2 veya 3 aksiyel kavite duvarının mevcut olduğu durumu ifade eder. Eğer kor yapı olarak, adeziv sistemler kullanılacaksa ve kalan diş dokusunun yüzey miktarı yeterli ise, genel olarak dişe post yerleştirilmesine gerek yoktur.

Sınıf 4: Bir aksiyel kavite duvarının mevcut olduğu durumdur. Bu durumda dişe post yerleştirilmesi gerekir. Estetik nedenlerden dolayı, ön bölgedeki dişlerde metal olmayan post materyallerinin uygulanması önerilir. Arka grup dişlerde ise böyle bir gereklilik yoktur.

Sınıf 5: Herhangi bir aksiyel kavite duvarının mevcut olmadığı durumdur. Kor materyaline yeterli destek sağlanamayacağı için dişe post materyali uygulanmalıdır. Özellikle bu grupta, ferrule etkisi oluşturulması kırılma direncini önemli ölçüde artırır. Eğer ferrule etkisi oluşturulması mümkün değilse, cerrahi müdahale ile kron uzatma işlemleri başarılı sonuç verecektir.

### **2.1.3.2. Ferrule Etkisi**

Ferrule, kron preparasyonunda gingival bölgedeki diş yapısında vertikal bir bant olarak tanımlanmaktadır (21). Araştırmacılar ferrulenin koronal veya supragingival diş dokusundaki artışa sebep olduğunu ve prognozu iyileştirdiğini bildirmişlerdir. Ferrule varlığının post restorasyonlu dişlerde dişi kama streslerine karşı koruduğu bildirilmiştir (25).

### **2.1.3.3. Post Uzunluğu**

Araştırmalarda post uzunluğunun, kök boyunun 2/3'üne kadar uzanması gerektiği savunulmaktadır. Post uygulanması düşünölen dişin kron/kök oranı en az 1:1 olmalıdır (26). Postun uzunluğu, dişin kök kısmına iletilen stres dağılımını etkilemektedir. Kısa

ve kalın postlar servikal bölgede stres birikimine yol açarken uzun ve ince postlar ise servikal bölgedeki stresi azaltarak apikal bölgedeki stresin artmasına neden olmaktadır (27).

#### **2.1.3.4. Post Çapı**

Post çapı dişin kök çapının 1/3'ü kadar olmalıdır. Postu çevreleyen en az 1 mm dentin olmalıdır. Lloyd ve Palik'in yapmış olduğu derleme çalışmasında diş yapısının korunması, perforasyon riskinin azaltılması ve post yapılan dişin kırılmaya karşı dayanıklılığının artırılabilmesi amacıyla post genişliği seçiminde korumacı ve oransal yaklaşımlar önermişlerdir (28,29).

#### **2.1.3.5. Postun Biçimsel Yapısı**

Konik (tapered) postlar koronal bölgede, paralel postlar ise apikal bölgede stres birikimine yol açar. Yeterli tutuculuğun sağlanması ve stresin minimize edilmesi için kök kanal duvarlarına iyi uyum sağlamış, pasif uyum gösteren paralel kenarlı postların kullanılması önerilmektedir (26).

#### **2.1.3.6. Post Yüzeyi**

Post yüzeyinde simantasyon öncesinde yapılan hazırlıklar, kök yapısına bağlanmayı etkilemektedir. Düzgün yüzeyli postların oluşturduğu stres az miktarda olmasına karşın tutuculukları da asgari düzeydedir. Çentikli postların ise tutuculukları düzgün yüzeyli postlara oranla daha fazladır. Vidalı postların tutuculuğu ise en iyi olup kök dentininde en fazla strese yol açan postlardır (30).

#### **2.1.4. Post Seçiminde Dikkat Edilmesi Gereken Özellikler**

Post-kor restorasyonlarında uygulanacak post materyalinin seçimi önemli bir kriterdir. Çünkü ideal post materyali seçiminin, post-kor restorasyonunun uzun dönem başarısında etkili olduğu bildirilmiştir (31). İdeal post materyalinin seçiminde değerlendirilmesi gereken kriterler şunlardır:

#### **2.1.4.1. Post Dizaynı**

Yüzey özellikleri açısından post materyalleri aktif ya da pasif olmak üzere ikiye ayrılır. Aktif postlar yüzeylerindeki yivlerle dentine sıkıca tutunurken, pasif olanların tutuculukları, simanların kullanımı veya diş kanal duvarlarına sıkı bir şekilde adapte edilerek sağlanır (32). Birçok çalışmada, aktif post dizaynı, post-kor uygulamasıyla restore edilmiş dişlerde kırık oluşumundan sorumlu tutulmuştur (33). Bu çalışmalarda uca doğru incelen post dizaynının, doğal dişlerdeki kök ve kanal formuna daha uygun olduğu belirtilmiştir (32,33). Ancak bu dizayna sahip postların, diş kökünün koronal kısmında stres oluşturduğu ve daha az tutuculuk özellikleri gösterdiği belirtilmiştir (32,33). Paralel kenarlı postlar, daha eşit düzeyde stres dağılımı sağlar ve tutuculukları da fazladır. Stres yoğunluğu postun uç kısmında, kanalın daralan bölgesinde gözlenir (33). Stresin oluşum nedeni olarak, kanalın uç kısmında fazla madde kaybı olması ve postun köşeli kısımlara sahip olması gösterilmektedir. Paralel kenarlı, uca doğru daralan yapıdaki post materyallerinde ise tutuculuk paralel kenarlarla sağlanır ve uç kısımda aşırı stres oluşumu önlenir. Yüzeyi yivli post materyalleri yüksek tutuculuk özellikleri gösterirler. Bunları, yüzeyi pürüzlü postlar ve pürüzsüz olanlar izler (32). Ancak yivli postlar diş kökünde daha fazla stres oluşumuna neden olurlar. Diş kökündeki stres oluşumunu önlemek için yivlerin sayısının azaltılması, post kanallarının kapatılması ve postun sıkıştırıldıktan sonra yarım tur gevşetilmesi önerilmektedir (34).

#### **2.1.4.2. Post Uzunluğu**

İdeal post uzunluğu diş kökünün 2/3'ü kadar olmalıdır. Post uzunluğu/kron uzunluğu oranı ise en az 1 olmalıdır (35). Post uzunluğu kök boyunca oluşan stres yükünü etkiler (36,37). Kanal kavite genişliği arttıkça, servikal stres miktarı da artar (38,39). Kanal boşluğuna post yerleştirilmesi ise bu stresi azaltır (40). Kısa kalın postlar servikal bölgede stres oluştururken, uzun postlarda stres apikal bölgede yoğunlaşır (41,42). Kırılma dayanıklılığı için post uzunluğu, ferrule etkisi oluşturulmasına göre daha az etkilidir (43).

#### **2.1.4.3. Kök Uzunluğu**

Diş kökünün uzunluğu ve şekli, kullanılacak post materyalinin şeklini belirler. İdeal post uzunluğunun belirlenebilmesi için, diş kökü de değerlendirilmelidir (44). Post materyali ne kadar uzun olursa; tutuculuğu ve yapısındaki stres dağılımı da o kadar iyi

olacaktır (33,34,42). Ancak diş kökünün kısa ve eğimli olduğu dişlerde her zaman istenen uzunlukta post kullanılamaz. Kısa köklü molar dişlerin restorasyonunda, birden fazla post yerleştirilmesi önerilmektedir (43). Ayrıca, ideal apikal tıkama için, 3-5 mm guttaperkanın bırakılması gerekliliği de kısa köklü dişlerde post uygulaması için olumsuz bir faktördür (36,45-47).

#### **2.1.4.4. Diş Anatomisi**

Diş kökünün anatomisi, post seçimini direkt olarak etkiler (48). Kök uzunluğu ve formunun değerlendirilmesi önemlidir (44). Aksi takdirde; yetersiz post yuvası preparasyonu ya da çok geniş post kullanımı apikal veya lateral perforasyon riskini arttıracaktır (49). Post seçiminde diş anatomisini değerlendirmede en yararlı işlem radyografik inceleme yapmaktır (32).

#### **2.1.4.5. Post Kalınlığı**

Post kalınlığının seçiminde; diş dokusunun korunması, perforasyon riskinin azaltılması ve restore edilen dişin dayanıklılık gösterebilmesi önemli kriterlerdir (50). Lloyd ve Palik (28) post kalınlığının belirlenmesine yönelik düşünceleri 3 grupta toplamıştır:

**A. Konservatif yaklaşım:** Kalan diş dokusunun korunması için mümkün olduğu kadar az kanal preparasyonu ve dar çaplı post seçimini destekler.

**B. Koruyucu yaklaşım:** Seçilen post en az 1 mm kalınlıktaki sağlıklı dentin tabakasıyla desteklenmelidir.

**C. Fırsatçı yaklaşım:** Kök kalınlığının en az olduğu kısımda post kalınlığı, kök kalınlığının 1/3'ünden fazla olmamalıdır (28).

Post kalınlığındaki artışın, tutuculuğa yönelik belirgin bir etkisi yoktur. Daha kalın çaptaki postların kullanıldığı restorasyonların, daha az kırılma dayanımı gösterdiği belirtilmiştir (51).

Lambjerg-Hansen ve Asmussen (52), yeterli retansiyon için postun en az 1,3 mm kalınlıkta olması gerektiğini belirtir. Peroz ve arkadaşlarının çalışmasında ise; yeterli post retansiyonu için minimum post kalınlığı, 1.25 mm olarak açıklanmıştır (24).

#### **2.1.4.6. Kanal Konfigürasyonu ve Post Uyumluluğu**

Kanal konfigürasyonu, özel üretim postlar veya prefabrike post materyalleri arasında seçim yapılmasına yardımcı olur (53). Post materyali diş kanal boşluğuna sıkı bir şekilde oturursa, kanal boyut ve şekline uyum gösterirse; az miktarda dentin dokusu kaldırılacağından işlem daha konservatif olur, dişin kırılma dayanımı artar ve post daha retantif hale gelir (54).

İdeal olmayan formdaki kanallarda, paralel kenarlı post uygulaması ve kalan boşluğun simanla doldurulması ya da daha fazla preparasyon yapılarak daha büyük bir post kullanımı önerilmektedir (32). Uyumu yetersiz bir prefabrike post uygulaması yerine, kanalda daha fazla preparasyon yapılarak, kanala daha uyumlu bir döküm post-kor uygulamasının daha retantif olacağı ileri sürülmüştür (55). Ancak Morgano ve Milot, uyumu çok sıkı olan postlarda artmış katastrofik kırılma oranı bildirmişlerdir (56).

#### **2.1.4.7. Koronal Yapı**

Restore edilecek dişin, kalan koronal doku miktarı da post seçiminde önemlidir. Dişe uygulanacak restorasyona yeterli retansiyon sağlanabilmesi için, marjin bölgesinde en az 1,5-2 mm diş dokusu bulunması gerektiği bildirilmiştir (57). Döküm post ve kor sistemler kullanılarak restore edilen orta ya da ciddi düzeyde koronal doku kaybı olan dişlerde, 5 yıl sonundaki başarı oranı %90,6'dır (58). Bu konudaki invivo ve invitro çalışmalar, aşırı düzeydeki kayıplarda döküm post-kor kullanımını, yeterli seviyede dentin varlığında ise metal olmayan postların kullanımını önermektedirler (58,59).

#### **2.1.4.8. Stres**

Post-kor uygulanarak restore edilen endodontik tedavi görmüş dişler; sıkıştırma, çekme ve makaslama streslerine maruz kalırlar. Bunlar arasında en yıkıcı etki gösteren makaslama stresidir (60). Holmes ve ark, post boyutlarındaki farklılıkların makaslama streslerini ciddi miktarda etkilediğini belirtmişlerdir. Kalınlığın minimumda tutularak post uzunluğunu arttırmanın, makaslama stresini azaltacağı vurgulanmaktadır (44).

Post-kor uygulamasıyla restore edilen dişler ağız içinde çeşitli yüklere maruz kalırlar (61-63). Post-kor ve krona gelen bükülme kuvvetleri postun kanaldan gevşemesi ve çıkmasına dolayısıyla sistemin çökmesine neden olur (64). Burgess ve ark, antirotasyonel yapıdaki postlara dikkat çekmiş ve bükülme kuvvetlerine dirençli

sistemlerde restorasyon başarısının daha iyi olacağını belirtmiştir. Ayrıca aktif tutuculu postların, bükülme kuvvetlerine pasif tutuculu postlara göre daha dirençli olduğu belirtilmiştir (62,63).

#### **2.1.4.9. Hidrostatik Basıncın Rolü**

Post simantasyonu, yani, diş kanal dentin duvarları ile post materyali arasındaki birleşme, retansiyon ve stres dağılımı açısından önemli bir uygulamadır (64). İşlem sırasında hidrostatik basınç oluşumu nedeniyle kanal içindeki stres artış gösterir (65). Bu basınç, postun kanal boşluğuna uyumunu etkiler ve dişte kırık oluşumuna neden olabilir (66). Simantasyon esnasında basıncı azaltmak için siman kaçışına izin verilmelidir. Bu amaçla stres artışını engellemek için post üzerinde “vent” adı verilen siman kaçış yolu oluşturulur. Hidrostatik basınç oluşumunu önlemede, özellikle uca doğru daralan yapıdaki postların uygulanması da önerilir (60). Hidrostatik basınç oluşumu, bunun yanı sıra simanın viskozitesinden etkilenir. Simanın viskozluğu arttıkça hidrostatik basınç oluşumu da artacaktır (67).

#### **2.1.4.10. Post Materyali**

İdeal sonuçlar elde edilebilmesi için post materyali dentine yakın fiziksel özelliklere sahip olmalı, diş yapısına bağlanabilmeli ve ağız ortamı için biyouyumlu olmalıdır. Ayrıca belirli seviyede stresi diş dokusuna ileterek kuvvet emici görevi görmelidir (68). Post-kor yapımında kullanılan materyaller luting ajanlar da dahil olmak üzere diş yapısından farklı fiziksel özelliklere sahiptir ve kırılma yapıları da birbirinden farklıdır (60). Özellikle yüksek rijiditedeki materyallerin kullanımı potansiyel tehlike oluşturacaktır (68).

#### **2.1.4.11. Materyal Uyumluluğu**

Postlarda korozyon oluşumu ve neticesinde kök kırıkları olduğu rapor edilmiştir. Post ve kor yapıların aynı alaşımdan yapılmış olması tercih edilmektedir. Farklı alaşımlar, galvanik akım oluşturarak korozyona sebebiyet verirler. Elektrolitlerin post yüzeyine; sement ve dentin boyunca, koronal restorasyondaki mikrosızıntı yoluyla, post yuvası preparasyonu esnasında aksesuar kanallar aracılığıyla veya teşhis edilmemiş kök kırıkları nedeniyle ulaştığı düşünülmektedir (66). Tüm post materyalleri arasında korozyona en dirençli olanlar titanyum postlardır (60). Değerli metaller de korozyona

dirençlidir, ancak maliyetleri fazladır. Metal olmayan postların kullanımıyla korozyon problemi ortadan kalkmıştır (67).

#### **2.1.4.12. Bağlantı Özelliği**

Postun diş yapısına bağlantısı, post retansiyonunu arttırarak ve diş yapısını güçlendirerek restorasyonun prognozunu olumlu yönde etkilemelidir. Diş yapısının güçlendirilmesi, bağlantı ajanlarının stres dağılım özelliklerine bağlıdır (69). Postların tutuculuğunda bağlantının önemi literatürde belirtilmiştir. Rezin luting ajanlar, karbon fiber ve cam fiber postlara iyi bir şekilde bağlanırlar. Ancak, zirkonya postlarının bağlantıları tatmin edici değildir (70).

#### **2.1.4.13. Geri Çıkarılabilme**

Endodontik tedavi başarısız olduğunda ya da post kırıldığında postun çıkartılması gerekir (71). Bu durumda en zor uygulama tek parça döküm post-kor sistemlerin çıkartılmasıdır. Çıkarılabilmeleri için postun etrafından diş dokusu kaldırılmalıdır. Karbon fiber postların çıkartılmaları metal ve seramik postlara göre daha kolaydır (72).

#### **2.1.4.14. Estetik**

Restorasyonda kullanılacak post-kor materyallerinin kron ve çevreleyen dokularla estetik açıdan uyumlu olması için en önemli kriter renk uyumudur (72). Ancak aşırı kök harabiyetine uğramış dişlerde, metal döküm post-kor uygulaması gerekebilir (73). Bu durum metal kronun altından, incelmış kök yapısından ya da dişetinden gri renkte bir yansıma neden olacaktır (70). Bu sorunu ortadan kaldırmak için güçlendirilmiş rezin ve seramik postlar geliştirilmiştir (32). Kor materyali olarak kompozit kullanıldığında, kalınlığa bağlı olarak metal postların rengi maskelenebilmektedir. Bu uygulamanın yetersiz olacağı durumlarda ise opak tabakası bulunan metal destekli porselen kronlar önerilebilir. Ancak yumuşak dokudaki yansıma bu şekilde tam olarak giderilemez. Tam seramik kronlar translüsent oldukları için metal postların görünmesine yol açarlar. Metal olmayan karbon fiber ve zirkonya postlarda ise tam seramik kronun altyapısı ve kron kalınlığı etkilidir (74). Post-kor uygulamasıyla restore edilmiş dişlerde teknik başarısızlıklar temel olarak; ince duvarlı zayıf yapıdaki köklerin streslere dayanamamasına ve azalmış tutucu yüzeyler nedeniyle simanda yüksek düzeyde stres oluşumuna bağlıdır (75).



### **2.1.5. Postların Sınıflandırılması**

Postların sınıflandırılması şu şekildedir (76):

#### **2.1.5.1. Post şekillerine göre**

- A. Konik
- B. Silindir
- C. Silindirik-konik postlar

#### **2.1.5.2. Tutuculuk şekillerine göre**

- A. Aktif: Yivlerin dentin yüzeyine temasıyla tutuculuğu sağlayan postlar
- B. Pasif: Kanal formuna uygun olacak biçimde fakat kanal duvarlarına teması yapıştırıcı ajanlar ile bağlı olan postlar

#### **2.1.5.3. Yapım şekillerine göre**

- A. Fabrikasyon
- B. Döküm

#### **2.1.5.4. Kullanılan materyallere göre**

- A. Metal alaşımlar (Ti, Au-Pt, Paslanmaz çelik, Pd-Pt-Cu, Cr-Ni, Amalgam)
- B. Metal Olmayan Prefabrike Postlar

##### **2.1.5.4.A. Metal Postlar**

Metal postlar, yıllardır çeşitli endikasyonlarda kullanılan ve özellikleri ihtiyaca göre geliştirilmiş post çeşitleridir. En önemli özellikleri, dişe gelen kuvvetler karşısında izotropik, yani kuvvetin geliş yönüne bağımlı olmaksızın her zaman aynı fiziksel özelliği göstermeleridir (77).

Diş ve çevre dokularda biyouyum sorunları, korozyon oluşturmaları, estetik problemlere neden olmaları, dişe ve restorasyonlara kimyasal bağlanmamaları, kök kanalı

içerisinden uzaklaştırılmalarının zor olması gibi dezavantajları nedeniyle günümüzde yerini metal içermeyen postlara bırakmaktadırlar (56).

### **1) Metal Döküm Postlar**

Metal döküm postlar, dişin kök kanalından alınan ölçüye göre hazırlanır. Kor yapıya birleşik, tek parça halinde, döküm yoluyla elde edilir (73). Metal döküm postlar, kanal boşluğuna uygun yapıldıkları için tam uyum gösterirler ve tek parça oldukları için, post-kor sistemlerde karşılaşılan bağlantı problemleri daha az görülür. Ölçü işlemi zaman alır ve estetik problem oluştururlar. Tutuculukları ise sürtünmesel olarak ya da yapıştırıcı ajanlarla sağlanır. Her iki tutunma şeklinin sağlanması için yapılacak preparasyon şekilleri, rezidüel dentinde aşırı stres oluşturarak kök kırığına neden olabilmektedir (78).

### **2) Prefabrike Metal Postlar**

Prefabrike metal postlar, işlemleri hızlandırmak amacı ile geliştirilmiştir. Döküm metal postlarla karşılaştırıldığında, uygulama aşamalarının daha basit olması, tek seansta hazırlanması ve uygun maliyeti gibi sebeplerle tercih edilmektedir (30). Prefabrike postlarda, dişin kök kanalının geniş ve düzensiz yapıda olduğu durumlarda olumsuz sonuçlar görülebilmektedir (79). Bu durum postun kök kanal boşluğunu doldurmada yetersiz kalmasına, rezidüel dentin ve post arasında kalan boşluğun siman ile doldurulmasına sebep olmaktadır. Simanın posta göre daha zayıf olan yapısı ve hacimce polimerizasyon büzülmesine uğraması, post materyali ve dentin birleşiminde stres oluşumuna neden olacaktır (80). Bu durumu engellemenin yolu, kök kanal boşluğuna birden fazla postun uygulanmasıdır (81). Prefabrike metal postlar; yüksek altın alaşımları, saf titanyum, titanyum alaşımları, krom-nikel ve krom-kobalt alaşımlarından üretilirler (82).

Prefabrike postlar kendi içinde; şekil ve yüzey özelliklerine, retansiyon şekillerine ve üretildikleri malzemeye göre sınıflandırılırlar (78,80).

Şekil ve yüzey özelliklerine göre:

1. Konik, düz yüzeyli postlar
2. Konik, vidalı postlar

3. Paralel yivli ve oluklu postlar
4. Paralel, vidalı postlar
5. Paralel, uç bölümü konik olan postlar

Retansiyon şekillerine göre:

1. Aktif retansiyonlu postlar
2. Pasif retansiyonlu postlar

Üretildikleri malzemeye göre:

1. Metalden üretilen prefabrike postlar
2. Metal olmayan malzemeden üretilen prefabrike postlar

#### **2.1.5.4.B. Metal Olmayan Prefabrike Postlar**

Karbon fiber post haricindeki metal olmayan prefabrike postların kullanımı, özellikle anterior bölgede estetik restorasyon yapılması planlanan dişlerde endikedir (83).

- Karbon fiber postlar
- Cam fiber postlar
- Karbon-kuartz fiber postlar
- Kuartz fiber postlar
- Polietilen fiber
- Cam seramikler
- Alüminyum oksitle güçlendirilmiş seramikler
- Freze tekniği ile elde edilen seramikler
- Zirkonyum esaslı seramikler

### **1) Zirkonyum Kaplı Karbon Fiber Postlar**

Karbon fiber postların estetiksel dezavantajının elimine edilmesi için tüm post yüzeyi zirkonyumla kaplanmıştır. Kuvvetlere karşı gösterdiği direnç, karbon fiber postlar ile benzer olmakla beraber kuvvet yönüne göre değişiklik gösterir (84).

### **2) Tam Seramik Postlar**

Geleneksel metal postların yerini alması amacıyla geliştirilmişlerdir. Translüsent olmaları, korozyona uğramamaları ve biyouyumlu olmaları gibi avantajları vardır. Dezavantajı ise, düşük kırılma dayanımına sahip olmalarıdır. Inceram, Procera ve zirkonyum oksit gibi çeşitli uygulamaları mevcuttur. Zirkonyum seramik postların dayanıklılıkları yüksektir, renk ve yarı şeffaflık açısından doğal dentine benzerler, diş rengine uygun parlaklık sağlarlar ve dişeti kenarlarındaki gölgelenmeyi önlerler (85).

Her ne kadar seramik malzemeler sert ve baskı direnci yüksek malzemeler olsalar da gerilim dayanıklılıkları düşüktür. Bu yüzden aşırı kuvvete maruz kaldıkları zaman kırılabilirler. Postun kuvvetlere karşı dayanımını artırmak amacıyla daha geniş yapılmaktadırlar ve kök içerisinde de daha geniş preparasyona gerek duyulur (86). Seramik postların yüksek elastisite modülünün kuvvetlerin adsorbe edilmeksizin diş ara yüzeyine iletilmesini sağladığı düşünülmektedir (87). Bu durumdan dolayı Asmussen ve ark seramik postların karbon fiber postlara göre dişte daha fazla kırığa yol açtığını bildirmişlerdir (88).

### **3) Zirkonyum Esaslı Prefabrike Postlar**

Oldukça yaygın kullanılmakta olan seramik post materyalleri arasında yer alır. Mükemmel ışık geçirgenliğine sahip olan zirkonyum aynı zamanda oldukça sert bir materyaldir. Zirkonyum esaslı tamamı seramik olan postlar yüksek biyouyumluluğa sahip, radyopak ve fiziksel açıdan çelik ile benzer materyallerdir. Bu postların dezavantajları ise şu şekilde sıralanabilir; metal postlara oranla daha düşük kırılma direncine sahiptirler, diş ile kor materyaline bağlanması daha zayıftır. Aynı zamanda kırıldıkları zaman kök içerisinde kalan parçanın çıkarılması da son derece güçtür (89).

#### 4) Fiberle Güçlendirilmiş Postlar

Diş hekimliğinde cam, karbon ve polietilen fiberler kullanılmaktadır. Post-kor restorasyonlara direnç kazandırılması için günümüzde en yaygın kullanılan fiber tipleri ise karbon, cam, kuartz ve polietilen fiberlerdir.

Fiber çeşitlerinin;

1. Örgü tip fiber
2. Devamlı, tek yönlü fiberler
3. Parçalı fiberler olmak üzere farklı formları mevcuttur (90).

Örgü tip fiberle yapılan post-kor restorasyonların kırılma direnci, metal postların kırılma direncine göre azdır, ancak kök kırığı oluşumuna neden olmazlar. Metal postlar homojen izotropik yani maddenin her yönünde aynı maddesel özelliklere sahipken, fiberle güçlendirilmiş kompozitlerden elde edilen postlar ise anizotropik, homojen olmayıp mekanik özellikleri farklılık gösterebilmektedir (91). Cam fiber post sisteminde rezin matrikse yerleştirilmiş cam fiberler bulunur. Elastisite modülleri dentine oldukça yakındır ve restorasyona uygulanan kuvvetlerin kök boyunca eşit dağılımını sağlarlar (92).

Fiberlerin polimer matriks içerisine gömülmeleri sertlik, kırılma direnci, güç ve yorulma dayanıklılığında önemli bir artış sağlamaktadır. Fiber ile güçlendirilmiş postlar ise dentine eşdeğer esneme göstererek diş üzerindeki restorasyonun kırılma direncinde artış sağlar. Metal postlar gibi stresi doğrudan iletmezler ve gelen okluzal stresleri dağıtırlar (93).

Post yüzeyi mikroskop altında incelendiği zaman birbiriyle paralel uzanmakta olan fiberlerin arasında boşlukların yer aldığı, rezin siman ve bağlayıcı ajanın bu boşluklara girerek tutuculuğu arttırdığı belirtilmiştir (94).

## **5) Karbon Fiber Post**

Karbon fiber biyouyumlu, inert, esneme ve çekme direnci gibi fiziksel özelliklere sahip bir maddedir. Isısal genleşme göstermeyen bu maddenin ısı ve elektrik iletkenliği az, yoğunluğu düşük, korozyona karşı ise direnci yüksektir. Rezine bağlantısı da kuvvetlidir (95).

Karbon fiberler güçlendirme amacıyla kullanılmakta olan fiberler arasında en kırılğan olanlarıdır. Elastik modüllerinin cam fiber postlara göre yaklaşık üç kat fazla olduğu bilinmekte olup bu özellik klinik açıdan dezavantaja dönüşebilir. Karbon fiber ile güçlendirilmiş postların yüksek elastik modül değeri bu postlardan beklenen mekanik özellik avantajının ortadan kalkmasına neden olur (96).

Karbon fiberler siyah renklidir. Bu nedenle tam seramik restorasyonlar ile beraber kullanılmaları estetiksel olarak sakıncalı olabilmektedir. Bu estetik problem, kuartz fiber postların üretilmesine neden olmuştur (97).

## **6) Karbon-Kuartz Fiber Post**

Karbon postların renklerinin siyah olması nedeniyle çevresi kuartz ile kaplanarak karbon-kuartz fiber postlar elde edilmiştir. Renkleri opaktır. Bu yüzden karbon-kuartz fiber postlar geliştirilerek daha estetik olan kuartz fiber postlar üretilmiştir (91,97).

## **7) Kuartz Fiber Post**

Düzgün ışık geçişi sağlayan postlardır. Estetik özellik açısından tatmin edicidir. Kuartz fiber post çevresindeki simanın ve primerin polimerizasyonu mümkündür. Böylece yalnızca ışık ile polimerize olan rezin simanların kullanımı da yapıştırma sırasında kullanılacak seçenekler arasında yer almıştır (91).

## **8) Cam Fiber Post**

Zirkonyum seramik postlar ve karbon fiber postlardan sonra geliştirilmiş olan cam fiber postlar dentine yakın elastisite modülüne sahiptirler. Yapılan çalışmalar sonucunda cam fiber destekli postların rezin matriks içerisinde tek yönlü cam fiberlerden meydana geldiği ve fiber demetlerini post yapısına direnç kazandırdığı tespit edilmesine rağmen

karbon fiber postların direncinin cam fiber destekli postlardan daha üstün olduğu bilinmektedir (94).

Ağız boşluğu gibi nemli ortamlarda cam fiber ile güçlendirilmiş polimerlerin uzun dönem başarısı ile ilişki bir diğer faktör de cam fiber yüzeyinin mikro sızıntıya karşı stabilitesidir (97).

Dört yıllık klinik takip neticesinde cam fiber postların kullanım ömrünün döküm postlara oranla daha başarılı olduğu tespit edilmiştir. Bu başarıda etkili olan en önemli unsur cam fiber postların dentine yakın elastisiteye sahip olmalarıdır. Dentinin elastisite modülü 14-18 GPa iken cam fiber postların ise 40 GPa'dır (94).

### **9) Polietilen Fiber**

Diş hekimliğinde periodontoloji, ortodonti, konservatif tedavi ve protetik tedavide yaygın olarak kullanılan polietilen fiber diş dokularına benzer renkte, yüksek yorgunluk direncine sahip, sert ve kırılğan olmayan, erimeye karşı dirençli, hidrofobik ve biyouumlu maddelerdir. Tüm bu avantajlarına karşın polar gruplarının olmaması ve yüzey enerjisinin düşük olması sebebiyle rezin ile bağlantısı zayıftır (98).

### **10) Biyolojik Dentin Postu**

Biyomimetik kavramı, insanların doğada bulunan sistemleri ve maddeleri taklit etmesi olarak tanımlanmaktadır. Biyomimetik diş hekimliğinde esas amaç; minimal invaziv yaklaşımlarla dişin yapısını korumaktır. Koruma ve biyolojik taklit amaçlı biyomimetik felsefesinde estetik ve konservatif bakış açılarını birleştirerek doku bütünlüğünü sağlamak esastır. Bu felsefeden yola çıkarak, araştırmacılar biyolojik restorasyon fikrini ortaya atmışlardır (99). Çekilmiş diştten post yapısı elde edilerek biyolojik post adı verilmiş, post-kor restorasyon gerektiren durumlarda dişlere uygulanmıştır. Bu post türünün ortaya çıkmasındaki ana düşünce dentin ile dentine yakın fiziksel özellikleri olan bir materyal kullanarak monoblok yapısı oluşturabilmektir. Böylece post-kor restorasyonu yapılmış dişte oluşan stres miktarı minimuma indirgenecektir (100).

Biyolojik dentin post kullanımının dentinde stres miktarını arttırmaması, kanal içi dentin duvarlarını desteklemesi, fabrikasyon postlara kıyasla biyoyumlu bir bütünlük oluşturulabilmesi, işlem uygulanmamış dişe benzer esneklik gösterebilmesi, maliyetinin düşük olması gibi ön görülebilir avantajları mevcuttur (99). Başka bir hastadan elde

edilmesi, gerekli sterilizasyon koşullarının sağlanması konusunda hassas davranılması gerekliliği ve bu aşamada materyalin biyomekanik özelliklerinin korunabilmesindeki sıkıntılar dezavantajları arasındadır (101). Ambica ve ark yapmış olduğu iki farklı kırılma dayanım testi çalışmalarında biyolojik dentin post, cam fiber ve karbon fiber postlar ile karşılaştırıldığında kırılma dayanımının daha fazla olduğu bulunmuştur (102,103). Yapılan vaka raporlarındaki takip süreleri 6 ay ile 1 yıl arasındadır. Daha uzun zamanlı takip sürelerine ve bu konu ile ilgili daha çok bilimsel çalışmaya ihtiyaç vardır.

İdeal post materyali, elastisite modülü, sertlik, ısısız genleşme ve estetik açıdan dentine benzer özelliklere sahip olmalı ve kök dentini ile bağlanabilmelidir (98). Bu önermeye dayanarak, kronun kaybedilen koronal kısmını yeniden oluşturmak için doğal diş parçalarının kullanılması, kırık dişlerin restorasyonunda etkili bir yöntem olarak önerilmiştir. “Biyolojik Restorasyon” olarak bilinen bu teknik, yüzey düzgünlüğünün yanı sıra estetik açıdan da mükemmel sonuçlar vermektedir (104).

## **2.2. Simantasyon**

Simanlar diş hekimliğinde restorasyon maddeleri olarak ve ağız içi sabit uygulamalarda yapıştırıcı maddeler olarak kullanım alanı bulmuştur (105). Sabit protetik restorasyonların başarısında, kullanılan siman ve simantasyon işlemi önemli rol oynamaktadır. Simantasyon işlemine bağlı kron retansiyon kaybının, sabit protetik restorasyonların başarısızlığının en önemli sebeplerinden biri olduğu yapılan çalışmalarda belirtilmiştir (106).

Günümüzde direnç, estetik ve dokulara uyum yönünden yeterli özelliklere sahip siman türleri geliştirilmiştir. Ancak bunların zamanla çözünmeleri nedeniyle kron ve diş arasında mikro sızıntının meydana gelmesi henüz önlenememiştir (107). Simantasyonda kullanılan hiçbir materyal üstün fiziksel ve retatif özellikler, biyoyumluluk, güvenli bir örtücülük, uzun süren stabilite ve manüplasyon rahatlığı özelliklerini birlikte bulduramamaktadır. Bundan dolayı klinik başarısızlıklar kaçınılmaz olmaktadır. Başarısızlık oranı uygun siman seçimi ve manüplasyonu ile minimum seviyeye düşürülebilmektedir. Bununla beraber çözünme ve mekanik yıkım gibi yapıştırıcıda önem taşıyan konular, simanın kendi özelliklerinden çok klinik durumla ilgilidir (107).



Simanlar genel olarak şu şekilde sınıflandırılır ;

- Fosfat simanlar
- Fenolat simanlar
- Polikarboksilat simanlar
- Rezin simanlar

19. yy'ın sonu, 20. yy'ın başlarında geliştirilmiş en eski simanlar olan çinko fosfat simanlar, günümüze kadar değişmeden gelebilmişlerdir. Diş ve restorasyonun pürüzlü yüzeylerine girerek mekanik bağlanma sağlayan çinko fosfat simanların en büyük dezavantajı ağız sıvılarında çözünmeleridir (108).

Smith 1968 yılında polikarboksilat simanı diş hekimliğine sunmuştur. Toz ve likitten oluşur. Tozu, çinko fosfat simanın tozuna benzer, magnezyum oksit ve çinko oksit içerir. Likidi, poliakrilik asidin sudaki solüsyonu ya da diğer doymamış karboksilik asitler ile akrilik asit kopolimeridir. Distile su ile sertleşen polikarboksilat simanlar da bulunmaktadır. Fenolat simanlar geçici simantasyon işleminde kullanılan siman çeşididir.

İdeal bir yapıştırma simanında bulunması istenen özellikler şunlardır (107);

- Yeterli dirence sahip olmalı
- Ağız sıvılarında çözünmemeli
- Toksik olmamalı, pulpayı irrite etmemeli
- Pulpayı ısıdan, galvanik akımdan ve zararlı penetrasyonlardan korumalı
- Mineye, dentine, metal alaşımlara, porselene ve akrilik rezinlere iyi yapışmalı fakat kullanılan aletlere yapışmamalı
- Simanın optik özellikleri translüsent restorasyonların simantasyonunda, dişin yapısıyla benzerlik göstermeli

- Sıvı haldeki simanın viskozitesi düşük, film kalınlığı ince olmalı ve ağız ısısında restorasyonun yerleştirilmesine izin verecek uygun çalışma zamanına sahip olmalı.

### **2.2.1. Yapıştırma Amacıyla Kullanılan Simanların Tutuculuk Özellikleri**

Restore edilmiş dişlerde stres dağılımını araştıran analizlerde simanın üzerinde meydana gelen basma, çekme, gerilme ve kayma kuvvetlerinin etkileri gösterilmiştir. Bazı araştırmacılar marjinal alandaki makaslama streslerinin sınırlı dayanıklılığa sahip olan simanların değerlerini aşabildiğini bildirmişlerdir. Bu sebepten ötürü kronların simantasyonları için kayma gerilimi yüksek olan siman seçilmesi gerektiği ifade edilmiştir. Konu üzerine gerçekleştirilen çalışmalar çekme direncinin de restorasyonların desteklenmesinde önemli faktörlerden birisi olduğunu gösterse de en önemli özelliğin elastisite modülü olduğu bildirilmiştir. Bunun yanında plastik deformasyon, kompresif modulus ve basma direncinin daha fazla önem arz ettiğini bildiren araştırmalar da bulunmaktadır. Çinko polikarboksilat simanlar rezin simanlar dışında en yüksek çekme direncine sahip simanlar olup çinko fosfat simanlarla kıyaslandığında ise modulus ve basma direncinin daha düşük olduğu gösterilmiştir. Cam iyonomer ve silikofosfat simanlar düşük çekme direncine sahip, kırılğan materyallerdir. Etoksi benzoik asit (EBA) simanların en zayıf dayanıklılık ve plastik deformasyon direncine sahip materyaller olduğu görülmüştür (107). Siman seçimi konusunda aynı zamanda mikro sızıntı, simanın plastik deformasyonları ve su emiciliği gibi faktörler de dikkate alınmalıdır.

### **2.2.2. Çinkofosfat Siman**

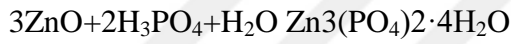
Çinko fosfat siman 100 yıla yakın süredir sabit restorasyonların yapıştırılmasında kullanılmaktadır. En eski yapıştırma simanı olan bu simanlar, yeni sistemler ile karşılaştırıldığında en uzun takip kayıtlarına sahip olanlardır (109). Özellikleri çok ideal olmamasına rağmen standart siman olarak kabul görür.

Toz; % 90 oranında ZnO, % 2-10 oranında MgO (simana beyaz rengini verir)

Likit; % 45-60 oranında fosforik asit, % 30-35 oranında su, alüminyum fosfat ve bazı preparatlarında reaksiyon hızını azaltmak için metal tuzları bulunur (109).

Sertleşme reaksiyonu pozitif çinko iyonlarıyla negatif fosfat grupları arasında olmaktadır. Toz ve likit karıştırıldığı zaman asit-baz reaksiyonu başlamaktadır. Fosforik asit çinko oksit partiküllerinin yüzeyine etki ederek çinko iyonlarının salınımını başlatır. Alüminyum ile kompleks oluşturan fosforik asit çinko ile de reaksiyona girerek partiküllerin kalan kısmının yüzeyinde çinkoalüminofosfat jeli meydana getirir ve siman koheziv çinkoalüminofosfat matriks içine gömülmüş reaksiyona girmemiş çinko oksit partiküllerinden oluşmuş olur.

Çinko oksitin yalnızca yüzey tabakası reaksiyona girer. Reaksiyona girmemiş iç kısım fosfat matriks aracılığıyla bir arada tutulur. Simanın direnci toz likit oranına bağlıdır. Toz oranındaki artışla doğru orantılı olarak direnç de artar. Çekme (5-7 MPa) ve basma (80-110 MPa) dirençlerinin çığneme kuvvetlerine karşı yeterli düzeyde olduğu görülmüştür. Ayrıca sahip oldukları yüksek elastisite modülüyle uzun köprülerde oluşan yüksek çığneme kuvvetlerine karşı direnç gösterirler (13 GPa). Çinko fosfat simanlar sadece mekanik bağlantı gösterir herhangi bir madde ile kimyasal bağlantı oluşturmazlar (109).



Avantajları;

- Kolay manipülasyon,
- Uygun çalışma süresi,
- Başarılı bir geçmiş,
- Yüksek sertlik direnci bulunmasıdır

Dezavantajları;

- Adezyonu zayıftır,
- Ağız sıvılarında çözünürlüğü yüksektir,
- pH'sı düşük olduğundan pulpal irritasyona neden olur ve buna bağlı post-operatif hassasiyet yaratır,
- Sertleşme sırasında büzülme gösterir (109).

Endikasyonları;

- Metal inley ve onlay restorasyonların simantasyonu,
- Prefabrik veya döküm postların simantasyonu,
- Tam metal kronların simantasyonu,
- Metal destekli sabit kron ve köprülerin simantasyonu,
- Ortodontik braket ve bantların simantasyonu,
- Zirkonyum veya alümina esaslı tam seramik kronların simantasyonu,
- Kaide materyali olarak kullanılmaktadır (110).

### **2.2.3. Fenolat Simanlar**

#### **2.2.3.1. Çinko oksit öjenol simanlar**

Çinko oksit öjenol simanın tozu; saf çinko oksitten oluşur. Yaklaşık %1'lik kısmına manipülasyonu kolaylaştırmak için asetat ve sülfat tuzları eklenir.

Likidi; %85 öjenoldür. Simanın sertleşmesi için çinko oksit ve öjenol arasında kimyasal bir reaksiyon oluşması gerekir. Bu reaksiyonun oluşmasıyla çinko öjenolat meydana gelir (111).

Avantajları;

- Pulpa üzerinde analjezik etki,
- Antiseptik özellik,
- İyi örtücülüktür.

Dezavantajları;

- Sertliğinin düşük olması,
- Abrazyon direncinin düşük olması,
- Ağız sıvılarında kolay çözünmesidir (112).

### 2.2.3.2. Kalsiyum hidroksit simanlar

Çinko oksit öjenol siman; derin kavitelere kaide materyali olarak, kron ve köprülerin geçici olarak yapıştırılmasında ve geçici dolgu maddesi olarak kullanılmaktadır (112). Kalsiyum hidroksit simanların geneli iki patlı sistemler halinde bulunur. Bir patın içinde, kalsiyum hidroksit, çinko oksit ve etilen toluen sülfanamid bulunur. Diğer patın içinde ise; kalsiyum tungsten, kalsiyum fosfat ve titanyum dioksit bulunur. Kalsiyum hidroksit sahip olduğu kalsifikasyon başlatma özelliği sayesinde sekonder dentin oluşumunu uyarır (111).

Avantajları;

- Kolay manipülasyon,
- Açık pulpa ve çürük dentin üzerinde olumlu etkiye sahip olma,
- İyi örtücülük özelliği
- İnce tabakalarda hızlı sertleşmeleridir.

Dezavantajları;

- Düşük dayanıklılık,
- Plastik deformasyon,
- Kenar sızıntısı
- Asidik ortamda yüksek çözünürlüğe sahip olmalarıdır.

Kalsiyum hidroksit siman derin kavitelere astar malzemesi olarak kullanılır. Bu simanın yüksek çözünürlüğü ve düşük dayanıklılığı yapıştırma simanı olarak kullanımını sınırlamaktadır.

### 2.2.4. Çinko Polikarboksilat Simanlar

Dennis Smith 1968 yılında; simanların gerilme dayanımını arttırmak ve diş dokularına adezyon sağlamak amacıyla çinkofosfat simanının likidinin yerine poliakrilik asit koyarak çinko polikarboksilat simanı geliştirmiştir. Çinko polikarboksilat simanın; dişin yapısında bulunan kalsiyuma yapışma mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Pat

halinde bulunan simanın apatite hidrojen bağı ile bağlandığı ve sonrasında siman sertleştikçe hidrojen bağlarının yerine metal iyonlarının gelerek metal iyon köprüsünün oluştuğu düşünülmektedir (112).

Toz; %90 oranında ZnO, %10 oranında MgO (MgO yerine bizmut, alüminyum oksit ve stannik oksit gibi diğer oksitlerde ilave edilebilir) vardır. Manipülasyon özellikleri arttırmak ve sertleşme süresini modifiye etmek amacıyla %4-5 oranında stannöz florid ilave edilir. Likit, %35-45 poliakrilik asidin sudaki solüsyonundan oluşmaktadır.

Polikarboksilat simanın likiti ile beraber karıştırılması ile; toz yüzeyinde bulunan kalay, magnezyum ve çinko gibi iyonların, poliakrilik asitin karboksil gruplarıyla reaksiyona girerek, iyonik çapraz bağ oluşturmasıyla sertleşme reaksiyonu başlar. Sertleşen siman, çinko polikarboksilat matriks içinde dağılmış çinko oksit partikülleri içerir (112).

Polikarboksilat simanların likit veya su ile karıştırılan çeşitleri vardır. Su ile sertleşen çeşitlerinde, poliakrilik asit kurutulup dondurulmuş ve toz haline getirilmiştir. Bu şekilde siman tozuna eklenmiştir.

Polikarboksilat simanlar, çinko fosfat simanlarla kıyaslandığında plastik deformasyon dirençleri daha düşüktür. Bu sebepten yüksek çığneme basıncı olan bölgelerde ve uzun köprülerin simantasyonunda kullanılmaları pek önerilmez. Polikarboksilat simanların dış yüzeylerine tutuculuğu büyük ölçüde kimyasal tutunmaya ve adezyon kuvvetlerine bağlı olduğundan, dış yüzeyinin temiz ve iyi kurutulmuş olması gerekmektedir. Altın ve porselenle olan adezyonu zayıf olduğundan, bu materyallerden yapılmış retorasyonların simantasyonunda kullanılmaları pek uygun değildir. Paslanmaz çelikle kuvvetli bağlantı oluştururlar, bu sayede ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılabilirler.

Avantajları;

- Manipülasyonu kolay ve çalışma zamanı uzundur,
- Düşük miktarda da olsa kimyasal adezyon sağlar,
- Pulpa ile biyouyumludur, postoperatif hassasiyete yol açmaz.

Dezavantajları;

- Yetersiz fiziksel özellikler,
- Ağız sıvılarında yüksek çözünürlük,
- Düşük basma direnci (55 MPa), germe direnci (8-12 MPa) ve elastisite modülüne (6 GPa) sahip olmasıdır.

Endikasyonları;

- Az üyeli metal destekli kron ve köprüler,
- Post sistemleri,
- Tam metal kronlar,
- İnce ve onley sistemleri,
- Ortodontik bant ve braket yapıştırılmasında kullanılır (112).

## **2.2.5. Cam İyonomer Simanlar**

### **2.2.5.1. Geleneksel cam iyonomer simanlar**

Cam iyonomer simanlar 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından, silikat simanların flor salma özelliği ve polikarboksilat simanların diş dokularına kimyasal olarak bağlanması gibi olumlu özelliklerin birleştirilmesi sonucu ortaya çıkmıştır. Alüminosilikat cam ya da fluoroalümina cam tozları ve poliasit solüsyonu arasındaki asit-baz reaksiyonu ile sertleşen su bazlı materyaller olarak açıklanabilirler. Erken dönem CİS'ler, "geleneksel cam iyonomer simanlar (GCİS)" olarak isimlendirilir (113).

### **2.2.5.2. Geleneksel cam iyonomer simanın içeriği**

Cam; metal floridler, alümina ( $Al_2O_3$ ), silika ( $SiO_2$ ), metal fosfatlar ve metal oksitlerin 1000 °C'den daha yüksek ısıda eritilmesiyle oluşmaktadır. Metal iyonlarını genellikle lantanum ( $La^{+3}$ ) alüminyum ( $Al^{+3}$ ), stronsiyum ( $Sr^{+2}$ ), kalsiyum ( $Ca^{+2}$ ), çinko ( $Zn^{+2}$ ), potasyum ( $K^{+1}$ ) ve sodyum ( $Na^{+1}$ ) meydana getirir. Fosfat ve florid, sertleşme reaksiyonunu geliştirmek ve erime ısını arttırmak amacıyla kalsiyum ve sodyum florür iyonları halinde kullanılarak cam bileşimine katılır. Baryum sülfat ( $BaSO_4$ ), lantanum

oksit ( $\text{La}_2\text{O}_3$ ) ve stronsiyum oksit ( $\text{SrO}$ ) ise simana radyoopasite vermesi amacıyla sadece cam tozuna eklenmektedir ancak bunlar cam yapısına katılmamaktadır (114). Tozun içeriğine göre partikül büyüklüğü de değişiklik gösterir. Tozun partikül büyüklüğü ve dağılımı, simanın sertleşme karakteristiğini etkilemektedir. Likit olarak çoğunlukla poliakrilik asit kullanılır ancak akrilik, itakonik, maleik, ıarik asit ve vinil fosforik gibi bazı asitlerin de polimer ve kopolimerleri kullanılabilir (114).

Floroalüminosilikat Cam (Base) + Poliasit (Asit) → Poliasit Matriks (Tuz)

GCİS'lerin cam ve asit bileşenlerinde değişiklik yapılarak farklı endikasyonlarda kullanılacak materyaller geliştirilmiştir. GCİS'ler kullanım alanlarına göre şu şekilde sınıflandırılır;

Tip I = Yapıştırıcı

Tip II = Restoratif

- Geleneksel simanlar
- Yüksek vizkoziteye sahip cam iyonomer simanlar
- Metal ile güçlendirilmiş (Sermet) cam iyonomer simanlar

Tip III = Hızlı sertleşen kaide tipi simanlar ve fissür örtücü olarak kullanılan cam iyonomer simanlar (114)

Avantajları (115);

- Mine ve dentine kimyasal olarak bağlanabilir,
- Minimal kavite preparasyonuna izin verir,
- Flor salma, topikal flor uygulamaları ile yeniden yüklenebilme ve bu sayede sekonder çürük oluşumunu engelleme özelliğine sahiptir.

Bu gibi klinik avantajlarının yanında birçok dezavantaja da sahiptir (116).



Dezavantajları (117);

- Diş dokularına bağlanma kuvvetinin günümüz dentin bağlayıcı sistemlere göre oldukça yetersiz olması,
- Aşınma ve kırılma dirençlerinin düşük olması,
- Asitle çözünürlüklerinin yüksek olması,
- Manipülasyonunun zor olması,
- Sertleşme reaksiyonu süresinin uzun olması,
- Reaksiyon sürecinde neme ve dehidratasyona karşı hassas olmasıdır.

Endikasyonları (109);

- Metal inley ve onleyler,
- Ortodontik braketler,
- Metal destekli seramik kron ve köprüler,
- Tam seramik kron ve köprüler,
- Postların simantasyonunda kullanılır

#### **2.2.5.3. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar**

80'li yılların sonlarında, geleneksel cam iyonomer simanın (GCİS) yapısına az miktarda rezin katılmasıyla rezinle modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) ortaya çıkmıştır. Böylelikle geleneksel cam iyonomer simanın sertleşme süresinin kısaltılması, dayanıklılığının artırılması, nem hassasiyeti ve çözünürlüğünün azaltılması hedeflenmiştir (118).

#### **2.2.5.4. Rezinle modifiye cam iyonomer simanın içeriği**

RMCİS'ler; GCİS'lerin yapıtaşlarının oluşturduğu asit-baz reaksiyonu, rezinin ışıkla polimerizasyonu, rezinin kimyasal polimerizasyonu, şeklinde üç farklı mekanizma ile sertleşme reaksiyonuna girerler.

RMCİS'lerin yapısını; florealüminosilikat cam, poliakrilik asit (veya bu asitin kopolimeri), metakrilat gibi suda çözünebilir komponentler (sıklıkla HEMA veya BİS-GMA), fotopolimerize olan hidrofilik monomerler, fotobaşlatıcı ve suyun birleşimi meydana getirmektedir (118).

RMCİS'lerin diş uygulanmasından önce sitrik asit veya poliakrilik asit gibi zayıf asitlerin diş yüzeyine uygulanması önerilmektedir. Böylelikle smear tabakası uzaklaştırılacaktır. Primer uygulanması yüzey enerjisini artırmakta ve bu artışla doğru orantılı olarak bağlanma enerjisi de artmaktadır. Primer olarak genellikle poliakrilik asit kullanılmaktadır ancak firmalar ve araştırmacılar tarafından farklı konsantrasyonlar ve uygulama süreleri önerilmektedir. RMCİS'ler, hidrofilik özellikleriyle dentin bonding ajanlara benzediklerinden nemli dentin yüzeyine daha iyi bağlanırlar (119).

Avantajları (120);

- Sertleşme reaksiyon süreleri GCİS'lere kıyasla daha kısadır,
- Erken dönem nem hassasiyeti GCİS'lerden daha düşüktür,
- Aşınma ve kırılma dirençleri GCİS'lerden daha yüksektir,
- Çalışma süreleri GCİS'lerden daha uzundur,
- Manipülasyonları GCİS'lerden daha kolaydır,
- Suda çözünürlükleri GCİS'lerden daha düşüktür,
- Asitlere karşı dirençleri GCİS'lerden daha yüksektir,
- Estetik özellikleri GCİS'lere göre daha iyidir,
- Flor iyonu salar ve topikal flor uygulamaları ile yeniden yüklenebilirler,
- Diş dokularına adezyon özelliklerini korumaktadırlar.

RMCİS'lerin üretilmesiyle GCİS'lerin istenmeyen birçok özelliği geliştirilse de materyalin hala tam olarak giderilememiş dezavantajları bulunmaktadır.

Bu dezavantajlar (121);

- Polimerize edilmiş simanın partikül boyutunun büyüklüğü nedeniyle yüzey pürüzlülüğü fazla olduğundan yapılan polisajın etkinliği sınırlıdır,
- Rezin içerikleri nedeniyle polimerizasyon büzülmesi göstermeleri bu nedenle kenar uyumunun tam olarak sağlanamaması ve mikrosızıntının engellenememesine neden olmaktadır,
- Yapısına giren su nedeniyle renk stabilitesi kötüdür, buna bağlı olarak restorasyonlarda zamanla renk değişikliği görülebilir.

Endikasyonları;

- Ortodontik braketler,
- Metal, metal destekli seramik ve tam seramik kron ve köprüler,
- Postların simantasyonunda kullanılırlar.

### **2.2.5.5. İmplant simanı**

Cam iyonomer içerikli yapıştırma simanlarıdır. Önerilen kullanım alanları;

- Bütün tam seramik, rezin ve metal kaideli kron ve köprülerin geçici yapıştırılmasında
- Bütün tam seramik, rezin ve metal kaideli kron ve köprülerin abutmentler üzerine geçici yapıştırılmasında kullanılabilirler.

Simante edilebilir implant restorasyonları için kullanımları uygundur. Gelecekte herhangi bir başarısızlık durumunda protezin geri çıkarılabilmesinde kolaylık sağlamak amacıyla üretilmişlerdir. İmplant destekli simante sabit protezin güvenli tutunmasını ve marjinal sızdırmazlığını sağlar, bunun yanında istenildiğinde esnekliği sayesinde protezin çıkarılabilmesini kolaylaştırır. Düşük tutunma gücüne sahiptir (122).

### 2.2.6. Rezin Simanlar

Rezin simanlar mine ve dentine, ayrıca metal ve porselen gibi farklı maddelere güçlü şekilde bağlanabilen simanlardır. Çok aşamalı işlemler gerektirdiklerinden başarı oranları kullanım tekniği ile doğrudan ilgilidir (106).

Diş hekimliğinde polimer rezinler kullanılmaktadır. Polimerler küçük moleküllü monomerlerden meydana gelir. Dental polimerler; içine eklenen dolduruculara, sertleşme mekanizmasına ve kullanılan rezin çeşidine göre farklılıklar gösterir .

Rezinlerin polimerizasyonu sırasında büzülme kaçınılmaz olarak ortaya çıkar. Bu büzülme azaltmak için ön polimerizasyon yapıldıktan sonra toz haline getirilmiş farklı inorganik doldurucular rezinlerin içerisine eklenir .

Kompozitler, inorganik doldurucu ve monomer olmak üzere en az iki farklı materyalin kimyasal birlikteliğinden meydana gelir. Kompozitin yapısını oluşturan materyaller tek başlarına özelliklerini gösteremezler. Doldurucu ve monomer arasındaki kimyasal bağlantı  $\gamma$ -metakriloksiyopropil trimetoksisilan denilen organik bir ajan ile sağlanır (123).

Rezin simanlar büyük oranda doldurucu içeren BİS-GMA rezin ve bu rezinin içine ilave edilen diğer metakrilatların varyasyonları halinde bulunur (124). Rezin simanlarda dahil olmak üzere tüm kompozitlerin mekanik özellikleri bu maddelerin varlığıyla doğrudan ilgilidir. Polimerizasyon reaksiyonu “başlama”, “ilerleme” ve “bitim” olmak üzere 3 aşamada gerçekleşir. Reaksiyonun başlaması “ısı”, “kimyasal” ve fotokimyasal reaksiyonlarla serbest radikallerin açığa çıkmasıyla gerçekleşir. Reaksiyon “ısı”, “ışık” ve “peroksitler” ile hızlanır.

Serbest radikaller monomer molekülündeki doymamış çift bağları açarak molekülü aktif hale getirdikten sonra diğer monomerler ile birleşip polimer zincirlerini meydana getirir. Bu işlem ortamda serbest radikal kalmayınca dek devam eder.

Rezin simanlar inorganik dondurucu, organik matriks ve bu iki fazı birleştiren ara faz olmak üzere 3 temel yapıdan meydana gelir.

### **2.2.6.1. İnorganik Doldurucu**

Polimer matriksin mekanik ve fiziksel özelliklerini artırmak ve polimerizasyon büzülmesine engel olmak için yapının içine katılan farklı büyüklük ve şekilde kuartz, stronsiyum, yitrium, lityum alüminyum silikat, kolloidal silika ve borosilikat cam partiküllerden meydana gelir.

### **2.2.6.2. Organik Matriks**

Organik faz taşıyıcı faz olmakla birlikte yüksek viskozite ve molekül ağırlığına sahip olan Bis-GMA ya da UDMA gibi monomerlerin ve viskoziteyi kontrol etmek için TEGDMA gibi düşük viskoziteli monomerlerin karışımından meydana gelir. UDMA adezyonu artırmak ve renk değişimine mani olmak için yapıya ilave edilir.

Organik matriks içine polimerizasyonu başlatma şekline göre kamforokinon gibi kimyasal başlatıcılar ve materyalin kendi kendine polimerize olmasına engel olan 4-metakorfenol gibi inhibitörler de eklenir.

### **2.2.6.3. Ara Faz**

Metakriloksi propiltrimetoksi silan olarak da adlandırılmakta olan ara faz organik ve inorganik fazları birbirine bağlayan bir vinil-silan türevidir. Silan bağlayıcılar inorganik doldurucuların yüzeyindeki hidroksi grupları ve su ile ester bağı kurarken organik matriksin metakrilat grupları ile kovalent bağ yaparlar.

### **2.2.6.4. Silan bağlayıcı ajanlar**

Üç hidrolize alfoksi grubu ve organofonksiyonel kısımdan meydana gelmektedir. Aktif hale gelmeden trialkoksisilan hafif asidik etanol-su çözeltisinde hidrolizasyona uğrayarak trialkoksi grubundan silanol formuna dönüşür. Daha sonra metakrilat grubu olan organofonksiyonel kısım rezin kompozit sistemin monomerleriyle polimerizasyon reaksiyonu meydana getirir.

Silan bağlayıcı ajanlar rezinin mekanik ve fiziksel özelliklerini değiştirmenin yanı sıra rezinin su emilimini ve çözünürlüğünü de azaltır ki bunu da rezin-partikül arayüzü boyunca suyun geçişini engelleyerek hidrolitik dengeyi sağlayarak yapar. Aynı zamanda ortaya çıkan stresin rezin matriksten dolduruculara taşınmasını ve rezin materyalin

bütünlüğünü sağlar. Silan bağlayıcı ajanlar substratın yüzey enerjisini artırmak suretiyle hidrofilik rezinin hidrofobik cam seramik, cam ve silika gibi yüzeylere yapışabilmesini sağlar.

#### **2.2.6.5. Kimyasal olarak sertleşen (otopolimerizan) rezin simanlar**

Genellikle birbiriyle karıştırılan iki pat şeklinde bulunurlar. Benzol peroksitine benzeyen bir peroksitin, reaksiyon hızlandırıcı tersiyer amin ile reaksiyona girmesi sonucu ortaya çıkan serbest radikaller kimyasal reaksiyonu başlatır. Polimerizasyon hızı aktivatör ve hızlandırıcı oranına bağlıdır. Bu yapıştırma simanlarının içerisinde bulunan amin grubu zaman geçtikçe renklenmelere neden olabilir. Kimyasal olarak sertleşen rezin simanların belirli sertleşme süreleri vardır (125).

Endikasyonları (126);

- Metal inley ve onleyler,
- Seramik inley ve onleyler,
- Adeziv köprüler,
- Tam metal kron, metal destekli seramik kron ve köprüler,
- Post sistemleri,
- Işık geçişine olanak tanımayan kor yapısında tam seramik.

#### **2.2.6.6. Işıklı sertleşen rezin simanlar**

Monomerler doğrudan ışık kaynakları (plazma ark, LED (Light Emitting Diode), halojen veya lazer) ile aktive edilerek polimerize olabilirler. Polimerizasyon reaksiyonu ışığa duyarlı kamforkinon veya luserin gibi reaksiyon başlatıcıların yapısının bozulup serbest radikallerin ortaya çıkması ile başlar (127).

Işıklı sertleşen rezin simanlar farklı renk seçenekleri ve farklı kıvamlar sunmaları, uzun çalışma süresi ve renk stabilitesine sahip olmaları sayesinde özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonunda büyük oranda kullanılmaktadır.

Bu simanların dezavantajı; restorasyonun kalınlığı fazla olduğunda yeterli polimerizasyonun oluşmamasıdır (128).

Endikasyonları;

- Işığın geisine olanak tanıyan, kalınlığı 1,5-2 mm'den az olan kompozit ve seramik laminate veneerler,
- Tam seramik kronlardır.

#### **2.2.6.7. Dual sertleşen rezin simanlar**

Restorasyonun altında polimerizasyonun tam olarak sağlanamama olasılığından ötürü geliştirilmiş olan simanlardır. Baz ve katalizör olmak üzere iki bölümden oluşurlar. Katalizör içinde amin/peroksit, baz yapı içinde ise ışık ile sertleşme reaksiyonunu başlatan kamforokinon bulunur. Baz tek başına ışık ile sertleştirilerek kullanılabilirdiği gibi katalizörle karıştırılarak da kullanılabilmektedir. Işık derinliğinin veya geçirgenliğinin yeterli olmadığı durumlarda tam polimerize olamayan siman yaklaşık 24 saat içerisinde kimyasal olarak polimerizasyonunu tamamlar. Dual sertleşen rezin simanların büyük bir kısmı sertleşme reaksiyonunun başlaması için ışığa bağımlıdır. Işık kullanılmadığı durumlarda ise mekanik dayanımlarında zayıflama görölür (125).

Avantajları (106);

- Mekanik ve fiziksel dayanımları yüksektir,
- Birden fazla substrata bağlanabilirler,
- Çok çeşitli renk ve opasite seçeneği mevcuttur,
- Tam seramik sistemlerle kullanıldığında seramiğin kırılma direncini arttıırırlar,
- Ağız sıvılarında çözünürlüğü düşüktür,
- Adezyon iyi olduğundan daha konservatif preparasyonlara olanak tanır,
- Yüksek dirence sahiptir,
- Diş hazırlığının yüksek retansiyon ve direnç sağlayamadığı vakalarda başarıyla kullanılabilirler.

Dezavantajları (129);

- Siman sertleştiğinde taşan simanın temizlenmesi zordur. Tamamen sertleştiğinde frez yardımcı olmaksızın neredeyse hiç temizlenemez. Bu sebepten ötürü de restorasyonun yerleştirilmesinden sonra taşan siman temizlenmeli ve marjinal bölgeye havayla teması kesen propilen-glikol gibi ajanlar hemen uygulanmalıdır,
- Oksijen varlığında polimerize olmazlar. Bu durum bilhassa restorasyon kenarlarında sertleşmemiş yapışkan bir tabaka şeklinde göze çarpmaktadır. Siman sertleşmeden temizlenirse restorasyon ve diş arasındaki marjinal bölgenin açık kalmasına, postoperatif hassasiyete ve devamında da çürüğe yol açabilir.
- Simantasyon öncesi adezyon ve pürüzlendirme işlemlerin uygulanması hem zaman alıcıdır hem de hassasiyet gerektirir,
- Maliyetleri yüksektir ve simanın film kalınlığı geleneksel simanlara kıyasla fazladır.

Endikasyonları;

- Adeziv kron ve köprü protezleri,
- Işık geçirgenliğinin yetersiz olduğu zirkonya ve alümina içerikli tam seramiklerle üretilen inley, onley, kron ve köprü protezleri,
- Fiber ve zirkonya postların simantasyonunda kullanılırlar.

### **2.3. Post Sistemlerinde Retansiyonu Artırmak İçin Yapılan Yüzey İşlemleri**

Son yıllarda yaygın olarak kullanılmakta olan fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin post sistemlerinin retansiyonu pek çok araştırma ile incelenmiştir. Fiber post sistemlerinin simantasyonu rezin simanlarla yapılmaktadır. Simante edilen postların retansiyon kaybının nedenleri tespit edilerek, post ile rezin simanın adezyonunu arttırmaya yönelik çözümler araştırılmıştır. Fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin postlara çeşitli yüzey uygulamaları yapmak, post-rezin adezyonunu arttırmaya yönelik bir işlemdir.



Postlara uygulanan yüzey işlemleri;

1. Mekanik bağlantı oluşturan işlemler

2. Kimyasal bağlantı oluşturan işlemler

3. Hem mekanik hem kimyasal bağlantı oluşturan işlemler olmak üzere üç grup altında değerlendirilmektedir (130–133).

### **2.3.1. Mekanik Bağlantı Oluşturan İşlemler**

#### **2.3.1.1 Kumlama İle Pürüzlendirme**

Dental restorasyonların yüzeylerini temizlemek, yüzey alanını arttırmak ve mikroretantif alanlar sağlamak için kumlama sıklıkla kullanılır. Böylece kumlanmış yüzeyin ıslanabilirliği artar. Uygulama esnasında ortaya çıkabilecek materyal kaybı restorasyonun klinik açıdan uyumunu bozabileceğinden kumlama yapılırken dikkatli olunmalıdır (134–136).

#### **A. Alüminyum Oksit Partikülleri İle Kumlama**

1940'lı yıllarda geliştirilen bu yöntem restorasyonları alüminyum oksit partikülleri ile kumlama esasına dayanmaktadır. Yüzeyde plastik deformasyona yol açarak ve pürüzlülüğü artırarak yüzey alanında artışa yol açar. Yüzey enerjisi ve ıslanabilirlik de artmaktadır. Bu işlem için 50 µm veya 100 µm'luk alüminyum oksit partikülleri içeren kumlar kullanılmaktadır. Kumlama işlemi ile materyallerin bağlanma kapasitelerini arttırmak amacıyla daha pürüzlü yüzeyler elde edilmektedir. Sıklıkla seramik ve kompozit tamir işlemlerinde, indirek kompozit bağlantısında, metal seramik restorasyonlarda metal yüzeyinde veya tribokimyasal silika kaplanması işleminin bir parçası olarak kullanılmaktadır. Güncel estetik post sistemlerinin rezin simanlarla bağlanma dayanıklılığını arttırmak amacıyla da alüminyum oksit partikülleri post yüzeylerine uygulanmaktadır. Fiber post sistemlerinin pürüzsüz yüzeylere sahip olması rezin simanlarla bağlanma dayanıklılığını olumsuz etkilemekte, alüminyum oksit uygulamasının post yüzeylerinde pürüzlü alan oluşturarak mekanik retansiyon sağladığı bildirilmektedir (137–139).

## **B. Sentetik Elmas Partikülleri İle Kuşlama**

Sentetik elmas partikülleri ile kuşlama işlemleri, restorasyon yüzeylerinde pürüzlülüğü artırarak yüzey alanının ve yüzey enerjisinin artmasına neden olmaktadır. Sentetik elmas partikülleri ile kuşlama işlemleri, 50 µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile kuşlama işlemine göre daha yüksek yüzey pürüzlülük ve bağlanma dayanıklılığı değerleri vermiştir (136,139).

### **2.3.1.2. Frezle Pürüzlendirme**

Restorasyon yüzeylerinde retantif alanların oluşturulmasında elmas frezler, karbon separeler ve taş mœletler kullanılır. Post yüzeylerinde frezle pürüzlendirme işleminin, yüzey alanını artırarak post ile rezin bağlantısını arttırdığı ileri sürülmektedir (131,138).

### **2.3.1.3. Asit İle Pürüzlendirme**

Bu pürüzlendirme işleminde diş ve restorasyonlar kısmen çözülür ve rezinin penetre olabileceği mikro pürüzlü bir yapı elde edilir. Bu sistemlerin tek seansta uygulanabilmesi en büyük avantajıdır. Aynı zamanda karmaşık laboratuvar işlemleri gerektirme, hata durumunda restorasyonun yeniden asitlenebilmesine imkan tanır (131,140).

## **A. Hidroflorik Asit**

Hidroflorik (HF) asit silika bazlı porselene uygulandığında, porselenin cam fazını ortamdaki uzaklaştırma özelliğine sahiptir. Böylece ortaya çıkan pürüzlü yüzey mekanik tutuculuğa katkıda bulunur. %2,5-10'lük konsantrasyonları ile 1 dk' dan 3 dk' a kadar değişen uygulama süreleri vardır. Post yüzeylerine asit uygulandığında pürüzlü bir yüzey oluşturarak mikro mekanik bağlantıyı artırır. HF asit cam fiber postların yüzey pürüzlülüğü üzerine etkili olmasına karşın silika içeriği bulunmayan alüminyum ve zirkonyum kaideli seramikler gibi yüksek dirençli seramikler ile kuartz ya da karbon fiber postlar üzerinde yüzey pürüzlülüğü oluşturmada etkili bir yöntem değildir (141–146).

Fiber postlar üzerinde hidroflorik asit uygulamasının etkisi konusunda çalışmaların sonuçları birbiriyle çelişmektedir. Hidroflorik asit uygulamasının cam fiber postların yüzey pürüzlülüğü üzerinde etkili olduğu, karbon ve kuartz fiber post ile rezin siman

bağlanma dayanıklılığında hidroflorik asitin etkisiz olduğunu bildiren çalışmalar vardır (147). Ayrıca kuartz fiber post yüzeylerine hidroflorik asit uygulanmasıyla klinik olarak kabul edilebilir post rezin bağlanma dayanıklılığı elde edildiğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (148).

## **B. Fosforik asit**

Yüzde 36-40 oranındaki fosforik asitten, porselen ya da kompozit yüzeyinin pürüzlendirilmesi için yararlanılmaktadır. Hidroflorik asite göre daha az güçlü bir asittir. Bazı araştırmacılar fosforik asidi porselen yüzeyini asitlemek için değil de, porselenin temizlenmesi için önermiştir (131).

## **C. Asidüle fosfat florür**

Porselen yüzeyinin güvenli ve etkili şekilde asitlenmesinde %1,23 oranındaki asidüle fosfat florür kullanılır. Porselen yüzeyinde düzgün, homojen bir alan yaratır (131,149).

### **2.3.1.4. Endüstriyel Çözücülerle Pürüzlendirme**

Fiber post yüzeylerini pürüzlendirmek amacıyla kloroform, hidrojen peroksit, sodyum etoksit ve potasyum permanganat'ın çeşitli konsantrasyonları uygulanmaktadır. Bu tip endüstriyel çözücüler fiberlerin rezin matriksini etkilemektedir. Böylelikle fiber post yüzeylerinde mikro pürüzlü alan oluşmakta ve rezinlerle bağlanma dayanıklılığı artmaktadır (125,150,151). Vano ve ark, cam fiber post yüzeylerine %10 ve %24 konsantrasyonlarında hidrojen peroksit uygulamasının, fiber post ile rezinin bağlanma dayanıklılığında anlamlı etkisi olduğunu bildirmiştir. Hidrojen peroksit, substrat oksidasyonu mekanizmasıyla epoksi rezin bağlantısını kırmakta ve rezin matriksini kısmi olarak çözmektedir (152).

Kloroform solüsyonu akrilik reçine kaide materyalinin kimyasal özellikleri ve yüzey morfolojisini değiştirerek akrilik reçine kaide materyallerinin tamir dayanıklılığını arttırmaktadır. Kloroform solüsyonu fiber post ile rezin siman bağlantısını arttırmak amacıyla, fiber post yüzeylerine de uygulanmaktadır. Uygulama süresine bağlı olarak farklı sonuçlar verdiği bildirilmektedir. Sodyum etoksit ve potasyum permanganat uygulaması ile kuartz fiber post ile rezin bağlanma dayanıklılığında yüksek değerler elde edildiği tespit edilmiştir. Ancak bu solüsyonlar, fiber post yüzeylerinde koroziv bir

etki oluşturmaları ve hidrojen peroksit ile kloroform uygulamalarına kıyasla uzun zaman almaları nedeniyle fazla tercih edilmemektedir (152).

### **2.3.1.5. Lazer ile Pürüzlendirme**

Son yıllarda sert doku lazerleri kullanılarak mine ve dentin yüzeyinde yapılan pürüzlendirme işlemlerinin, çeşitli asitlerle yapılan pürüzlendirme işlemlerine alternatif olabileceğini savunan çalışmalar vardır. Lazer enerjisi kullanılarak yapılan pürüzlendirme yöntemi oldukça yenidir. Lazerle pürüzlendirmede; mikro-patlamalar ve buharlaşma oluşturularak yüzeyden partiküller uzaklaştırılır (131,133).

### **2.4. Bağlanma Dayanımı (Adezyon)**

1955 yılında Buonocore tarafından geliştirilen asitle pürüzlendirme işlemi ve ardından mine ve dentin bağlanma ajanlarının geliştirilmesi ile adeziv diş hekimliği kavramı ortaya çıkmıştır. Adezyon, farklı moleküller arasındaki çekim kuvveti olarak tanımlanmaktadır. Adezyonu oluşturan maddeye adeziv, adezivin uygulandığı maddeye ise aderent adı verilir (153–155).

#### **2.4.1. Adezyonun Temel Kavramları**

Adezyon ile ilgili olan üç faktör vardır. Bunlar;

**A. Yüzey enerjisi:** Madde yüzeyinin birim alandaki enerji artışına yüzey enerjisi veya yüzey gerilimi denir. Adezyonun oluşması için iki farklı materyal ara yüzlerinde birbirleri tarafından çekilmelidir. Bir katının yüzeyindeki enerji iç kısmındaki enerjiden daha büyüktür. Bir maddenin iç kısmındaki tüm atomlar birbirleri tarafından eşit olarak çekilir. Atomlar arası mesafe eşittir ve enerji en az seviyededir. Maddenin yüzeyindeki enerji daha büyüktür çünkü dış yüzeydeki atomlar tüm yönlerde eşit olarak çekilmezler.

**B. Islanma:** Adezyon elde etmek için, sıvı tüm yüzey boyunca kolayca yayılmalı ve katıya bağlanmalıdır. Bu özellik “ıslanma” olarak adlandırılır. Şayet sıvı yüzeyi ıslatamaz ise sıvı ve yüzey arasındaki adezyon ihmal edilebilir ya da yok sayılabilir.

**C. Temas açısı:** Aderentin yüzeyini ıslatan adezivin yayıldığı alanın genişliği veya miktarı adeziv ve aderent arasındaki temas açısının ölçülmesiyle belirlenebilir. Temas açısı adeziv ile aderentin ara yüzeyinde adeziv tarafından oluşturulan açıdır. Eğer adeziv

molekülleri aderent molekülleri tarafından kendi moleküllerinden daha fazla çekilirse sıvı, adeziv katı yüzey üzerinde tam olarak yayılır ve temas açısı meydana gelmez. Bu durumda adezyon kuvvetlerinin, adeziv moleküllerini bir arada tutan koheziv kuvvetlerden daha büyük olduğu söylenebilir (18,153–158).

## **2.4.2. Bağlanma Mekanizmaları**

### **2.4.2.1. Mekanik Bağlanma**

Girintili çıkıntılı düzensiz yüzeyler arasındaki güçlü kilitlenmedir. Seramik veneer restorasyonlar ve rezin bağlı sabit bölümlü protezler için mikro mekanik bağlanma daha az diş kesimine olanak sağlar. Mikro-mekanik bağlanma için bağlanma yüzeylerinde derin düzensizlikler meydana getirilmelidir. Bunun için diş yüzeyine fosforik asit, seramik restorasyona ise hidroflorik asit veya kumlama işlemi uygulanır (157-162).

### **2.4.2.2. Moleküler Bağlanma**

Farklı iki materyalin molekülleri arasındaki fiziksel kuvvetler (Van der Waals, kimyasal bağlar) anlamına gelmektedir. Ancak moleküler adezyon tek başına bağımsız olarak yapıştırma mekanizmasından çok mekanik ve mikro mekanik tutuculuğu arttırmaya bu şekilde mikro sızıntıyı azaltmaya yönelik bir yol olarak düşünülmelidir. Farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen zayıf bir bağlantı türüdür (157,163).

### **2.4.2.3. Kimyasal Bağlanma**

Farklı yapıdaki atomların yüzeyleri arasındaki bağlanmadır. İyonik, kovalent, metalik bağlar gibi primer kimyasal bağların etkisi ile oluşur (157).

## **2.4.3. Adeziv Sistemlerin Gelişimi**

Dentine bağlanma dentin yüzeyinde oluşturulan demineralizasyon alanları ile bu alanlara infiltre olan rezin uzantılarının kalitesine bağlıdır. Kompozit rezinlerin diş sert dokularına bağlantılarının artırılması için diş yüzeyini pürüzlendirmede bazı asit uygulama yöntemleri ve bunlara göre de adeziv sistemleri geliştirilmiştir (164,165).

### 2.4.3.1. Birinci Nesil Adeziv Sistemler

Bu sistemler N-phenylglycine glycidyl methacrylate polyurethane (NPG-GMA) ve siyanoakrilat içerirler. Hidroksilapatit kristallerine iyonik, kollajene ise kovalent bağlarla tutunurlar. Hidrofobik olduklarından bağlanma özellikleri düşüktür. Bu sistemlerde smear tabakası göz ardı edilmiştir. NPG-GMA içerikli bağlayıcı ajana bir örnek olarak 1965 yılında kullanıma sunulan 'S.S. White's Cervident' verilebilir.

### 2.4.3.2. İkinci Nesil Adeziv Sistemler

Bu sisteme sahip ürünlerin bir çoğu 1970'lerin sonları ve 1980'lerin başlarında kullanıma sunulmuştur. Hidroksiapatitin kalsiyum iyonları ile fosfat grupları arasında oluşan iyonik etkileşimle bağlanırlar. Genellikle birinci nesil sistemlerden daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Üç tip ikinci nesil ürün vardır:

- 1) %25'lik sitrik asit ile dentin tübüllerini asitleyen ve ardından etilmetakrilat ile dentin tübüllerine mikromekanik bağlanmayı sağlayan sistem.
- 2) Fosfat ester dentin bonding sistemler: Polimerize olabilen fosfat grupları ilaveli Bis-GMA rezinleri kullanılmıştır. Bağlayıcı ajan molekülünün fosfat grubu dişin  $Ca^{++}$  iyonları ile bağlanırken, molekülün metakrilat sonu da kompozit rezin ile bağlanmaktadır.
- 3) Poliüretan dentin bonding sistemler: Dentindeki karboksil, amino ve hidroksil grupları ile bağlanabilen poliüretan polimerin izosiyanat gruplarını içermektedir. Ağız ortamında hidrolize olmaları ve dentin sement marjinlerinde mikrosızıntıyı önleyememeleri başarısızlıklarındaki diğer faktörlerdendir (166,167)

### 2.4.3.3. Üçüncü Nesil Adeziv Sistemler

Smear tabakasını değiştirebilen yada kaldıran sistemlerdir. Kimyası ikinci nesilden çok farklıdır. Asit, primer ve adezivden oluşan çok basamaklı uygulamalar içermektedir. Adeziv sistemin uygulanmasından önce dentine asitleme işlemi uygulanır. Kullanılan asitler smear tabakasını ya modifiye eder ya da tamamen kaldırır. Daha sonra hidrofilik primer ve bonding sistem uygulanır. Primeri META (methacryloxyethoxycarbonyl) phthalic anhydride) ve BPDM (biphenyl dimethacrylate) içeren hidrofilik rezin monomer içerir. Primer uygulamasından sonra %6 PENTA, (Dipentaerythitol

pentaacrylate) %30 HEMA (hidroksietil metakrilat) ve %64 etanol içeren doldurucusuz rezin adeziv uygulanır. 1980 sonrası üretilmiştir. Scotchbond 2, Gluma, Tenure, Prisma Universal Bond 3 ve XR Bond gibi yapıştırıcılar smear tabakasını kaldırarak rezinin dentine penetrasyonunu sağlamaktadır. Üçüncü nesil adeziv sistemlere Variolink II örnek verilebilir (159).

#### **2.4.3.4. Dördüncü Nesil Adeziv Sistemler**

Smear tabakası alüminyum oksalat ve N-fenil glisin içeren ajanlar tarafından kaldırılır. Total etch sistemi ile uygulanır. IV. nesil adeziv sistemleri öncekilerden ayıran en önemli özellik, dentine bağlanma dayanımlarının neredeyse mineye bağlanma dayanımları kadar güçlü olması ve nemli dentine güçlü bir şekilde bağlanabilmeleridir. Bir diğer özellik ise farklı materyallere bağlanabilmeleridir (mine, dentin, porselen, metal, amalgam). Adeziv sistemlerin kompozit rezini metale bağlayabildiği birçok araştırmacı tarafından gösterilmiştir. Bu rezin simanlara örnek ise Panavia F'dir (167,168).

#### **2.4.3.5. Beşinci Nesil Adeziv Sistemler**

Beşinci nesil bonding sistemler esas olarak tek basamaklı veya tek şişe ürünler olmaları ile diğerlerinden ayırt edilir. Aslında bu ürünler iki basamakta uygulanır; diş dokusuna önce %34-37,5'lik fosforik asit, daha sonra dentin bonding ajan uygulanır. Aseton esaslı olduklarından nemden etkilenmezler. İçeriğinde Bis-GMA veya HEMA bulunur. Bu sistemin getirdiği yenilik, primer ve adeziv rezinin tek şişede birleştirilmiş olmasıdır. Asitleme ve primerleme işlemlerini aynı anda yapabilen self-etch adezivler de beşinci nesil içerisinde anılır. Rely X ARC, C&B SuperBond beşinci nesil adeziv sistemleri kullanan rezin simanlara örnek verilebilir (162).

#### **2.4.3.6. Altıncı Nesil Adeziv Sistemler**

Asit-etch, primer ve adeziv rezin monomerlerin tek aşamada uygulanabilme kolaylığını sağlayan bu sistemlerde tek bir solüsyon (all-in one) kullanılarak adezyonun sağlanması amaçlanmıştır. Bu sistemlerin esas özelliği tek bir solüsyon ile mine ve dentine etkin bağlanma sağlayabilmeleridir. Bu sistemler tek şişe sistemlerdir. Bu sistemlere örnek olarak ise Rely X Unicem örnek verilebilir (169).

#### **2.4.3.7. Yedinci Nesil Adeziv Sistemler**

Asit-etch, dezenfeksiyon, dentin duyarlılığını azaltan ajan, primer, bonding tek bir şişede birleştirilmiştir (all-in one-step) (159).

#### **2.4.4. Adeziv Sistemlerin Sınıflandırılması**

##### **Primer içeriğine göre;**

A. Aseton içerikli olanlar

B. Su içerikli olanlar

##### **Total etching yöntemine göre;**

A. İki bileşen içeren ajanlar; asitleme likidi ve primer&bonding ajanı içerirler.

B. Üç bileşen içeren ajanlar; asitleme likidi, primer ve bonding ajanı likidi içerirler.

##### **Self etching primer yöntemine göre;**

A. İki bileşenli ajanlar; asitleme&primer solüsyonu ve bonding ajanı içerirler.

B. Tek bileşenli ajanlar; asitleme&primer&bonding ajanını beraber içerirler (162,163)

#### **2.5. Lazer**

Lazer, kelime olarak “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” kelimelerinin baş harflerinden oluşur ve “uyarılmış ışınım ile ışığın yükseltilmesi” anlamına gelir (170).

İlk lazer 1960 yılında Theodor Maiman tarafından, bir katı madde lazeri olarak rubin kristali ile üretilmiştir. Sonraları gaz lazeri, yarı iletken madde lazeri gibi değişik tipleri geliştirilmiştir. Bütün lazer sistemlerinde lazer ışını, maddedeki atomların ışık yaymaya başlayıncaya kadar enerjiyle pompalanması sonucu ortaya çıkar. Bu ışık daha sonra aynalar aracılığıyla güçlendirilir (171).

Lazer teknolojisinin kullanımının, diş malzemesinin veya dokunun yüzey işlemleri, metallerin aşınması, diş hassasiyetinin azaltılması, çürüklerin temizlenmesi, kavite hazırlanması, diş dokularının dezenfekte edilmesi ve ağartma gibi farklı diş



uygulamaları için nispeten güvenli olduğu gösterilmiştir (172–176). Bu uygulamalar için çeşitli lazer tipleri arasında erbium: itriyum-alüminyum-garnet (Er:YAG) lazeri (I = 2,940 nm) ve bir neodimyum: itriyum-alüminyum-garnet (Nd:YAG) lazeri (I = 1,064 nm) kullanılmıştır. Ayrıca, çürükleri temizlemek, kron ve dentindeki morfolojik değişiklikleri değerlendirmek için bir erbiyum-krom:itriyum-scandium-galyum-garnet (Er,Cr:YSGG) lazer (I = 2,780 nm) tanıtılmıştır (177). Ek olarak, güncel çalışmalar (178,179) Er,Cr:YSGG lazer ışınımının rezin simanının makaslama dayanımı üzerindeki seramik restorasyonlara etkisini değerlendirmiştir.

Diş hekimliği uygulamaları için lazer uygulamaları son 35 yıldır araştırma konusu olmuştur. Çeşitli parametrelerde (Atım modu, ışınlama süresi, frekans ve enerji çıkışları), çeşitli lazer tipleri; neodim: itriyum-alüminyum: garnet (Nd:YAG), karbondioksit (CO<sub>2</sub>), Er:YAG ve yarı iletkenleri değiştirilerek üretilen diyot lazerler diş tedavileri için endikedir (180).

Son on yılda, teknolojik gelişmeler nedeniyle lazerler daha popüler hale gelmiştir. Dental materyallerin bağlanma kuvvetini arttırmak için havadaki partikül aşınmasına ve diğer yüzey işlem yöntemlerine alternatif olarak farklı tipte lazerler kullanılmıştır (181,182). Son çalışmalarda (183,184) erbium: itriyum, alüminyum ve garnet (Er: YAG) lazerin (4,5 W), cam fiber postlar ve rezin siman arasındaki bağlanma kuvvetini havadaki partikül aşınmasına kıyasla arttırdığı bulunmuştur. Öte yandan, Tuncdemir ve ark, farklı atım modlarına sahip bir Er:YAG lazerin, kuvars fiber postların rezin simanlara bağlanmasını etkilemediğini belirtmiştir. Farklı dental uygulamalar için yeni nesil erbiyum, krom: itriyum, skandiyum, galyum ve garnet (Er,Cr:YSGG) lazer kullanılmıştır (185–188).

Kırmalı'nın, cam fiber postlarının kök dentinine push-out kuvveti üzerindeki farklı yoğunluklarda Er,Cr:YSGG lazer ışınımı içeren dentin yüzey işlemlerinin etkilerini değerlendirdiği çalışmasında bulduğu sonuçlar, kontrol grubuyla karşılaştırıldığında, çeşitli lazer ışınlamalarının dentin üzerine uygulanmasıyla bağlanma dayanımı değerlerinin arttırılabileceği yönündeydi (189).

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan lazerler şunlardır.

### **2.5.1. Nd:YAG Lazer**

Neodymium:yttrium-aluminyum-garnet lazer, diş hekimliğinde ilk kez 1985 yılında Dr. Terry Myers'ın mine dokusu üzerinde çalışmasıyla kullanılmaya başlanmıştır. Araştırmacı lazeri ilk kez, çürük lezyonlarında, oklüzaldeki fissürlerde ve periodontal operasyonlarda kullanmıştır. Nd:YAG lazer daha sonra ince bir fiberoptik uç yardımı ile kök kanallarının şekillendirmesi ve sterilizasyonunun sağlanması amacıyla kullanılmıştır (170,190-192). Birçok çalışmada Nd:YAG lazerin biyomekanik şekillendirmeden sonra oluşan smear tabakasını ve debrisini uzaklaştırabildiğı gösterilmiştir (193–195).

Nd:YAG lazer elektromanyetik spektrumun infrared bölümde yer alan, 1064 nm dalga boyunda bir kristal lazerdir. Suda ve hidroksiapatitte iyi absorbe olamamaktadır. Dolayısıyla bu lazer ışını diş sert dokuları tarafından iyi absorbe edilememektedir (193,195).

Lazer ışını kök kanallarının sterilizasyonu amacıyla, 200 µ'luk fiber optik kablolar kullanılarak kanalların içerisine uygulanabilmektedir.

Nd:YAG lazer yumuşak doku cerrahisinde de kullanılmaktadır. Nd:YAG lazerin periodontolojide kullanımı hem diş sert dokuları üzerindeki hem de pigmente dokulardaki etkinliğı nedeniyle dişeti cebindeki mikroorganizmalara etkili olabilmesi nedeniyle uygundur.

### **2.5.2. Diyot Lazer**

Son yıllarda Diyot lazerin antimikrobiyal özellikleri nedeniyle endodontik tedavide kullanımı yaygınlaşmıştır. Diyot lazer cihazlarının ince ve esnek fiber uçlarının olması kök kanallarında kullanımını kolaylaştırmaktadır. Diyot lazerin penetrasyon derinliğı (810 nm ve 980 nm), Nd:YAG lazerin penetrasyon derinliğinden (1,064 nm) daha azken ısıl yan etkileri daha fazladır (196,197).

Diyot lazer pigmente dokular üzerine etkinliğı nedeniyle periodontal tedavide Nd:YAG lazere alternatif olarak kullanılmaktadır. Ancak Diyot lazerin yumuşak dokulara ısıl etkilerinin ve etraf dokuya verdiğı hasarın daha fazla olduğı iddia edilmektedir. Ayrıca diyot lazerle yapılan periodontal işlemler anestezi gerektirmektedir. Diyot lazerler

yumuşak doku cerrahisinde, örneğin; abse insizyonu, implantların üst açılımı, frenektomi ve periimplantitiste de kullanılabilir. Bu sırada oluşabilecek ısısal hasar CO<sub>2</sub> lazerdekinden daha fazladır (196).

### **2.5.3. Er:YAG Lazer**

2940 nm dalga boyunda bir katı kristal lazeridir. Çürük dokunun uzaklaştırılması ve diş preparasyonunda kullanılmaktadır. Mine ve dentinde temiz ve keskin yüzeyler oluşturur. Bu amaçla kullanıldığında anestezi gerektirmez (198).

Hidroksiapatit ve suda çok fazla absorbe edilir. Bu nedenle mikroorganizmalar üzerine olan etkisi çoğunlukla ana kanalla sınırlı kalır ve endodontide kullanımı uygun değildir. Ancak organik dokuları ve smear tabakasını uzaklaştırabilir. Kök kanalları hipoklorit ile dolu iken kanala Er:YAG lazer uygulanmasının kanal içinde akustik şok dalgaları yaratarak dezenfeksiyon sağladığı bildirilmiştir (199).

Periodontal tedavide küretaj işlemleri için ilk seçenek Er:YAG lazerdir. Er:YAG lazerle atım sıklığı ve süresi ayarlanabilir. İnterradiküler ve interdental bölgede çok etkili temizlik sağlar, enfekte yumuşak dokuları uzaklaştırır, kök ve kemik dokularında yeniden ataçman oluşması için uygun yüzey sağlar (199).

İmplantların üst açılımında özellikle atım ayarları yapılabildiğinde ve özel cerrahi uçlar kullanıldığında oldukça başarılıdır. Doğru parametrelerde kullanıldığında yara iyileşmesi hızlıdır ve işlem sonrası operasyon alanında ağrı, şişlik ve enflamasyon CO<sub>2</sub> ve diyet lazere kıyasla daha az gözlenir. Periimplantitis ve frenektomi gibi yumuşak doku cerrahisi olgularında da kullanılmaktadır (199).

### **2.5.4. Er,Cr:YSGG Lazer**

2780 nm dalgaboyunda bir katı kristal lazeridir. Mine ve dentinde pürüzlü bir yüzey oluşturur. Dentinde smear tabakasını uzaklaştırır böylece rezinle olan bağlantıyı artırır. Buna karşın mine tabakasındaki bağlantı yeterli değildir ve ilave olarak asit uygulamasını gerektirir. Pulpa üzerine olumsuz etkisi yoktur (200).

Endodontide antimikrobiyal amaçla kullanımı uygun değildir. Organik doku ve smear tabakasının uzaklaştırılmasında kullanılabilir (201).

Periodontolojide küretaj işlemlerinde kullanılabilir. Ancak sudaki absorpsiyonunun Er:YAG lazere kıyasla iki üç kat daha az olduğu unutulmamalıdır. Doğru parametrelerde kullanılmadığında dokuya vereceği ısıl hasar daha fazla olacaktır (196).

Er,Cr:YSGG lazer, hidroksiapatit kristallerinin formülasyonunda bulunan su ve mineraller tarafından iyi emilir. Er,Cr:YSGG lazer dalga boyunun suya emiliminden dolayı, diş eti dokusu ve oral mukoza için çeşitli uygulamaları vardır (202). Sayısız avantajı nedeniyle, bu lazer bağ kuvvetini arttırmak için güvenli ve etkili bir yüzey işlemi yöntemi olarak kullanılır. Ayrıca, lazerle ışınlanmış yüzeyler, çok sayıda pörözitenin varlığı ve smear tabakasının olmaması nedeniyle restoratif malzemelere güçlü bir bağlanma ortamı sağlayabilir (203).

Er,Cr:YSGG darbeli dalga lazerinin bir hava-su spreyi ile birlikte kullanıldığı zaman, mineyi, dentini, sementumu ve kemiği verimli ve temiz bir şekilde kestiği gösterilmiştir. (204,205).

#### **2.5.5. CO<sub>2</sub> Lazer**

Kök kanallarının dezenfeksiyonu açısından yeterli etkinliğe sahip değildir (201). İmplantların üst açılımında kullanılabilir. Bu sırada dokunun yüzeyinde oluşan karbonizasyon bir dezavantaj olarak sayılabilir. Ayrıca frenektomi, gingivektomi, gingivoplasti ve bazı ağız içi lezyonların tedavisinde CO<sub>2</sub> lazer kullanılabilir. CO<sub>2</sub> lazer cerrahi işlem sırasında çok güçlü hemostaz sağlarken sert dokuya komşu alanlarda karbonizasyon yapabilmesi nedeniyle dikkatle kullanılmalıdır.

CO<sub>2</sub> lazer beyazlatma amacıyla kullanılmış olsa da pulpal hassasiyete neden olması ve klinikte bu amaçla kullanıldığında kontrol edilebilirliğinin az olması nedeniyle kullanımı önerilmemektedir (201).

#### **2.5.6. Argon Lazer**

Aktif maddesi Argon gazıdır. Diş hekimliğinde 488 nm ve 514 nm dalgaboylarında kullanılmaktadır. Çürük lezyonların teşhisinde kullanımı uygundur. Akut inflamatuvar periodontal hastalıklar ve hemanjiyomlar gibi damarlanmanın bol olduğu lezyonlarda kullanılabilir (206). Mine ve dentin tarafından absorpsiyonu azdır bu da

periodontal işlemler sırasında diş dokusuna zarar verme olasılığını ortadan kaldırır. Rezinlerin sertleştirilmesinde kullanıldığında rezinin fiziksel özellikleri üzerinde geleneksel halojen lambalardan daha üstün bir etki sağlamamaktadır. Beyazlatma amacıyla CO<sub>2</sub> lazer yerine kullanımı önerilmiştir (207).

## 2.6. Hidrojen peroksit (H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>)

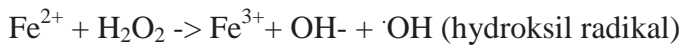
Hidrojen peroksit diş hekimliğinde 70 yıldan uzun süredir tuzlarla kombinasyon halinde kullanılmaktadır.

Diş hekimliğinde %3'lük hidrojen peroksit öncelikle dişeti operasyonlarında iyileşmeyi arttırmak ve periodontal hastalıklarda yer alan plak ve mikrobiyal organizma seviyelerini azaltmak için kullanılmıştır. Kozmetik amaçlı olarak, genellikle ağartmada, H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> veya H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> üreten sistemlerin seviyeleri %3'lük H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> verir. Oral hijyende düşük H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> seviyelerinin rutin kullanımının yanı sıra, diş beyazlatma için gereken yüksek seviyelerin kullanımı söz konusudur. Uzun süreli H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> kullanımıyla gündeme getirilen ana kaygılar arasında potansiyel tahriş, mantar üremesi ve kanserojen etki sayılabilir.

Plak oluşumunu azaltmak ve piyore'yi kontrol etmek için hidrojen peroksit kullanımı ilk olarak 1913'te rapor edilmiştir.

Hidrojen peroksit, oksijenin salınması yoluyla antimikrobiyal etkiler gösterebilir ve patojenik etkiler gram-negatif organizmalarda olduğu gibi gram-pozitif organizmalarda da görülür. Hidrojen peroksitin antimikrobiyal etkilerinin oluşması için birkaç faktör gereklidir. Konsantrasyon ve maruz kalma süresi en önemlisidir, ancak organik ve inorganik maddelerin varlığı da bu maddenin etkinliğini etkiler.

Hidrojen peroksitin etkinliği, aşağıdaki reaksiyondan hidrojen peroksitin hidroksil radikallerine ayrışmasını hızlandıran demir ve bakır gibi metallerin varlığı ile arttırılır:



Hidrojen peroksitin demir ile birleştirilmesinin genel etkisi, hidrojen peroksitin, yukarıda belirtildiği gibi reaktif oksijen türlerinin ara oluşumu ile hızlı bir şekilde ayrışmasıdır.

Sonuçta, H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> ve Fe etkileşimlerinden oksijen ve su oluşur:

$2 \text{H}_2\text{O}_2 + \text{Fe tuz} \rightarrow 2 \text{H}_2\text{O} + \text{O}_2$  (208).

$\text{H}_2\text{O}_2$ 'nin güçlü oksitleyici özelliği, daha önce ağartma jeli olarak doğrudan dentin örneklerine uygulandığında dentin içerisindeki organik bileşenlerin azalmasına neden olduğu gösterilmiştir. Bununla birlikte,  $\text{H}_2\text{O}_2$ 'nin bu dokudan difüzyonu sırasında derin dentinde meydana gelen kimyasal modifikasyonlar hakkında çok az bilgi bulunmaktadır (209).

Konsantre edilmiş (%37)  $\text{H}_2\text{O}_2$ 'nin DEJ'de dentin tübüllerinden difüzyonu 2 mm'de dentin içine (%63) akümülyasyonu olmuş ve 3 mm kalınlıkta azaldığı görülmüştür. Ağartma prosedürleri nedeniyle derin dentindeki değişiklikler tartışmalı olmasına rağmen, bu çalışmanın spektroskopik bulguları,  $\text{H}_2\text{O}_2$ 'nin dentin dokuları ile etkileşime girdiğini ve DEJ'de difüzyon dinamikleri sırasında bir konsantrasyon gradyanı gösterdiğini ortaya koymuştur (209).

## **2.7. Fosforik Asit**

Son yıllarda, kompozit restoratif malzemelerin bağlanmasını sağlamak ve marjinal adaptasyonunu geliştirmek amacıyla dişlerin sert yapılarının asitlenmesi işlemine olan ilgi artmaktadır. Fosforik asit ve sitrik asit, ön dişlerdeki insizal kırıkların onarımında, oklüzal yüzeylerdeki pit ve fissürlerin kapatılmasında ve servikal erozyonun tamirinde büyük başarı ile kullanılmıştır. Bu teknik aynı zamanda ortodontik braketlerin mineye doğrudan bağlanması için de kullanılmıştır (210). Mineralli asitlerin ilk önce kök kanallarını temizlemek ve dolgu malzemelerinin adaptasyonunu geliştirmek için kullanıldığı bildirilmiştir. Bununla birlikte, Buonocore (211) doldurucusuz bir akrilik rezinin diş minesine yapışmasını güçlendirmek için bir asit maddesi kullanılmasını önermiştir (212).

Mineyi aşındırmamızın amacı, rezin penetrasyonu için mikrogözenekler oluşturmaktır. Dentinin aşındırılması ise yüzeyin demineralizasyonu ile smear tabakasını ve smear tıkaçlarını kaldırmaktır. Aynı zamanda hem intertübüler hem de peritübüler kollajen ortaya çıkar (212). %37'lik fosforik asit ile muamele edilen dentinal yüzeylerin fotomikrografları incelendiğinde dentin tübüllerinin açık olduğu görülmüştür (213).

Fosforik asit sadece dentinin mineral fazını çözmeyi, aynı zamanda kollajen matriksinin denatürasyonuna neden olur (214,215).

Fosforik asit, adeziv restorasyonların bağlanmasını artırmak için önerilmiştir. Asitle aşındırma 57 yıldır kullanılmasına rağmen, bununla ilgili bazı temel soruların cevapları halen aranmaktadır (213).

Dentinde aşındırma, peritübüler dentinin demineralizasyonu nedeniyle dentin tübülleri açıklıklarını genişletir ve bu demineralizasyon, kullanılan asidin tipine ve uygulama süresine bağlı olarak bu tübüller içerisine kadar uzanır (213).

Yapılan bir çalışmada, dentin yapısının farklı kök bölümlerinde değiştiği gösterilmiştir. Bu anatomik özellik farklı kök kanal bölgelerinde bağlantı farklılıklarını açıklayabilir (216).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Gereç

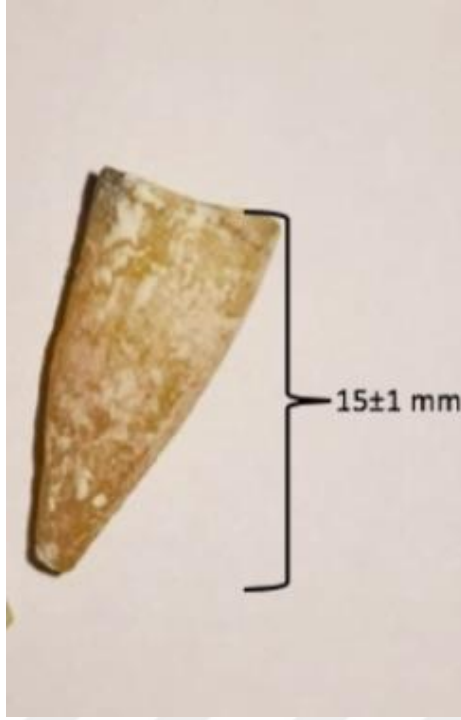
İn vitro ortamda gerçekleştirilmiş olan bu çalışmaya başlamadan önce Gaziantep Üniversitesi Etik Kurul Başkanlığı'nın onayı alınmıştır (Karar no: 2018/376).

Çalışma için 60 adet çürüksüz, kırık veya rezorbsiyonu olmayan, kanal tedavisi yapılmamış olan, sağlam tek kanallı üst çene kesici ve kanin diş kullanıldı. Dişler sistemik bir hastalığı bulunmayan sağlıklı bireylerden elde edilmiş olup hastalardan çalışma öncesinde onamları alınmıştır. Kök yüzeyinde bulunan organik birikintilerin uzaklaştırılması için dişler iki saat süresince %5,25'lik NaOCl (Imicryl, Konya, Türkiye) (Resim 3.1) içinde bekletilmiştir. Daha sonra dişler distile suyla yıkandı ve kök yüzeyinde kalan birikintiler periodontal küret ile uzaklaştırıldı. Dişler çalışma zamanına kadar oda sıcaklığında ve nemli bir ortamda muhafaza edildi. Kronlar  $15\pm 1$  mm kök uzunluğu (Resim 3.2) bırakılacak şekilde mine sement birleşiminden, düşük turla çalışan elmas kaplı separe ile distile su spreyi (Komet Dental, Lemgo, Almanya) altında kesildi (Resim 3.3).



Resim 3.1. NaOCl





**Resim 3. 2.** 15±1 mm kök uzunluğu

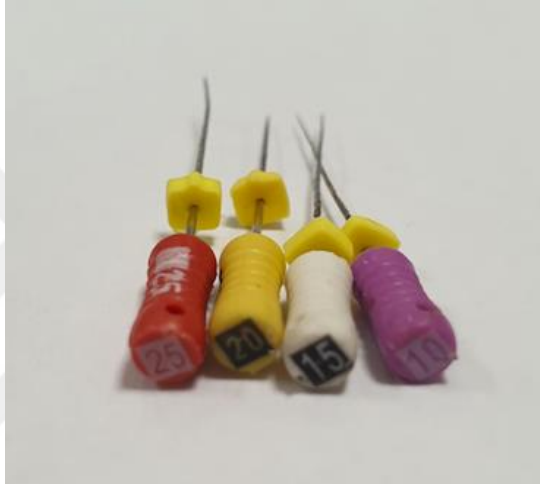


**Resim 3.3.** Kesme diski

## 3.2. Yöntem

### Kök Kanal Tedavisi Uygulaması

Bütün kanallar mekanik olarak prepare edildi. Kanal çalışma uzunluğu apikal foramenden 0,5 mm kısa olarak belirlendi. Kanal preparasyonu “crown-down” tekniğiyle yapıldı. Kök kanalının temizlenmesi ve şekillendirilmesi manuel 10, 15, 20, 25 no’lu K eğeleri ile (Resim 3.4) glide-path oluşturularak başlanmış olup daha sonra 0,06 taperli 25 no’lu master ISO kanal eğesi (ProTaper NEXT, Dentsply, Ballaigues, İsviçre) ile bitirildi (Resim 3.5).



Resim 3.4. K-tipi el eğeleri



Resim 3.5. ProTaper NEXT kanal eğesi

Farklı boyutlardaki eğe kullanımından sonra kanallarda 10 ml %17'lik EDTA (Kemiger Dental, EdiTac, Ostim Ankara, Türkiye) (Resim 3.6) ile 30 saniye, daha sonra 20 ml %5,25'lik NaOCl solüsyonuyla 30 saniye boyunca irrigasyon yapıldı.



**Resim 3.6.** EDTA

Daha sonra kanallar distile suyla yıkandı ve kağıt koniler (Pearl Endo, Pearl Dent, Ho Chi Minh, Vietnam) (Resim 3.7) ile kurutuldu. rnek dişlerde 25 no'lu ProTaper NEXT eğesine uyumlu gutta perka yardımıyla ( Pearl Dent; Pearl Endopia, Ho Chi Minh, Vietnam) (Resim 3.8) lateral kondenzasyon tekniğine uygun olarak kök kanal dolumu tamamlandı.

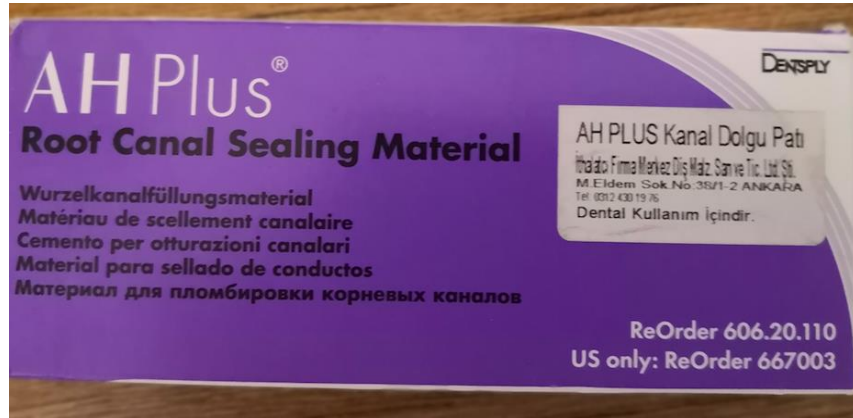


**Resim 3.7.** Paper pointler



**Resim 3.8.** Guttaperka

İlk olarak ana kon, çalışma boyunca ilerleyecek ve apikalde sıkışarak geri çekilmeyecek biçimde rezin esaslı AH Plus (Dentsply, AH Plus, Dentsply, Konstanz, Almanya) (Resim 3.9) kanal patına bulanarak kök kanalına yerleştirildi. Yardımcı gutta perka konlar ise spreader ile sıkıştırmanın ardından kök kanalına uygulandı.



**Resim 3.9.** Kök kanalı pat materyali

### **Post Boşluğunun Hazırlanması**

Kanal patının sertleşmesi için bir hafta beklendi. Daha sonra koronal kök kanal dolgu materyali kökün apikalinde 5 mm gutta-perka kalacak şekilde sırasıyla 1, 2, 3 ve 4 numara peeso frezler (Mani, INC, Utsunomiya, Japonya) (Resim 3.10) ile kaldırıldı.

Hazırlanan post boşlukları %0,2'lik klorheksidin ile yıkandı. 10 saniye süresince distile suyla durulandı ve kağıt koniler ile kurutuldu.



Resim 3.10. Peeso frezler

### Biyolojik Dentin Postunun Hazırlanması

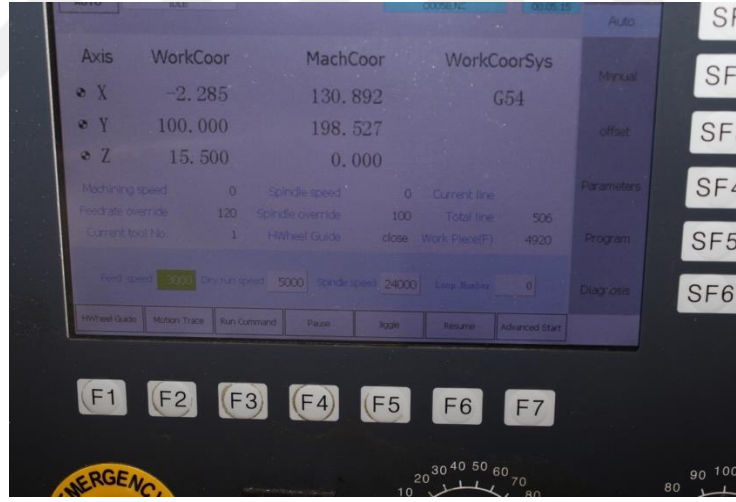
Biyolojik dentin postu için 60 adet yeni çekilmiş düz kök kanallarına sahip alt çene premolar dişler kullanıldı. Görünür kök çatlakları olan, çürük veya önceden endodontik tedavi görmüş dişler çalışmaya dahil edilmedi. Bunlar, sert doku artıklarından ve yumuşak dokulardan küret yardımıyla arındırıldı ve 20 dakika boyunca 121 °C'de otoklavda sterilize edildi. Daha sonra kullanılmak üzere hazırlandı.

Çalışmada kullanılmak üzere seçilen 60 adet alt premolar kök freze makinesiyle standart şekil ve ebatlarda 60 dentin postu hazırlamak için kullanıldı. Frezleme işlemi üç eksenli Bilgisayarlı Sayısal Kontrol (CNC) makinesinde (Frez hareketleri için x, y ve z eksenleri bulunan) manuel parça programlamayla (bu nesnelerin öğütülecek G ve M kodlarından oluşur) gerçekleştirildi (Resim 3.11).



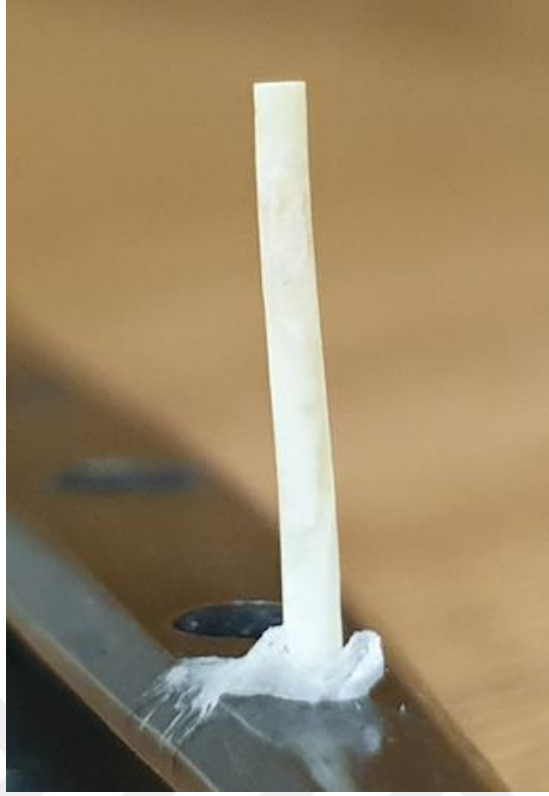
**Resim 3.11.** CNC cihazı

Bilgiler CAM cihazına yüklenerek, koronalde 1,2 mm ve apikalde 1,1 mm çaplara sahip, 15 mm uzunluğunda 60 adet biyolojik denti postu üretildi (Resim 3.12).



**Resim 3.12.** CNC yazılımı

Hazırlanan dentin postları diş dezenfeksiyonu için bütün biyogüvenlik standartlarının sağlanması için 15 dakika süresince 121 °C’de otoklavda steril edildi (Resim 3.13).



**Resim 3.13.** Dentin Post

### **Çalışma Gruplarının Oluşturulması**

Çalışmamızda kullanılacak 60 diş bağlantı dayanımı testi için dört ana gruba ayrıldı (n = 15). Bu dört grup aşağıdaki gibi farklı post yüzeyi pürüzlendirme işlemlerine maruz bırakıldı;

**Grup A (Kontrol grubu):** Herhangi bir yüzey işlemine tabi tutulmadı.

**Grup B (Fosforik asit grubu):** Postlar %37'lik fosforik asit jeline (Dharma Research, INC, Miami, FL, ABD) (Resim 3.14) 60 s boyunca batırıldı ve 2 dakika boyunca deiyonize su ile durulandı.



**Resim 3.14.** Fosforik asit jeli

**Grup C ( $H_2O_2$  grubu) :** %30'luk  $H_2O_2$  distile su ile seyreltilerek %24'lük  $H_2O_2$  elde edildi (Tekim Kimya, Sanayi, TİC. LTD. ŞTİ., Bursa, Türkiye) (Resim 3.15.) Post, oda sıcaklığında 10 dakika boyunca %24'lük  $H_2O_2$ 'ye daldırıldı. Sonra distile suyla durulandı.



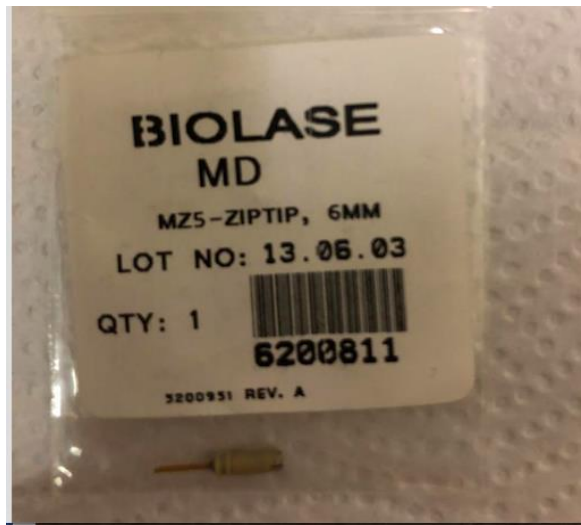
**Resim 3.15.**  $H_2O_2$



**Grup D (Er,Cr:YSGG Lazer grubu):** Post yüzeyleri, Er;Cr:YSGG lazer (Biolase, Inc, Irvine, CA, ABD) (Resim 3.16) kullanılarak pürüzlendirildi. Pürüzlendirme işlemi sırasında başlığa takılmış MZ5-ZIP fiber uç kullanıldı (Resim 3.17,3.18). Lazer cihazı, 1,5 W enerji çıkış gücü; 20 Hz frekans, 140 µs atım süresi, %80 su ve %60 hava ayarları ile, 30 saniye boyunca tüm post yüzeyinin ışınlanması şeklinde kullanıldı.



**Resim 3.16.** Er,Cr:YSGG lazer



**Resim 3.17.** MZ5-ZIPTIP



Resim 3.18. MZ5-ZIP TIBES

**Tablo 3. 1.** İtme Bağlantı Dayanımı Test Grupları

Grup	N	Post yüzey işlemi
A	15	Kontrol
B	15	Fosforik asit
C	15	H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>
D	15	Lazer

### **Postların Kök Kanalına Adaptasyonu ve Simantasyonu**

Hazırlanan kanallara klinik ve radyolojik analizlerle ideal olarak postların adaptasyonu teyit edildikten sonra simantasyon yapıldı (3M ESPE Relyx U200 self adhesive, Webling, Almanya) (Resim 3.19). Bütün postlar simana bulandıktan sonra kök-kanal post boşluğuna yerleştirildi. Taşan fazla rezin siman temizlendi. Ortalama 6 dakika beklemenin ardından oklüzalden 40 saniye süresince LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent Product, South Jordan, UT, ABD) kullanılarak polimerizasyon sağlandı (Resim 3.20).



Resim 3.19. Rely X U200



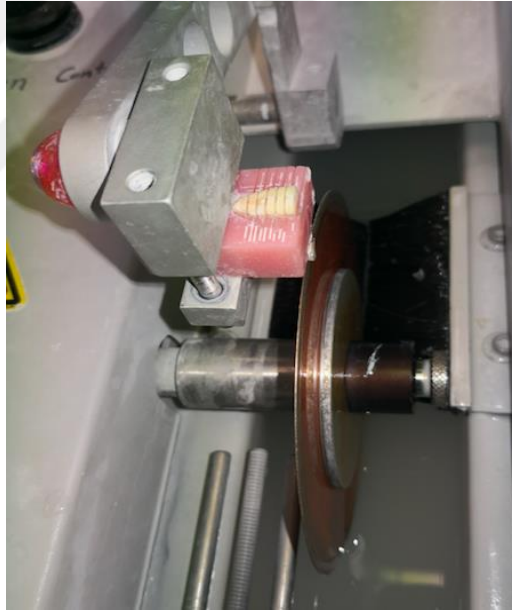
Resim 3.20. Çalışmada kullanılan LED ışık cihazı

### İtme Bağlantı Dayanımı (Push-Out) Testi

Bağlantı dayanımı testi için korondan apikale doğru ardışık bir şekilde, su soğutması altında hassas testere cihazında (IsoMet 1000 Precision Saw, Buehler, Şikago, IL, ABD) elmas separe (IsoMet Diamond Wafering Blades, Buehler, Şikago, IL, ABD) ile kesimler yapılarak 2 mm kalınlığa sahip dentin diskler elde edildi (Resim 3.21). Dentin disk kalınlıkları dijital kumpasla kontrol edildikten sonra (Resim 3.22) her bir grup için 75 adet dentin dilimi oluşturuldu (Şekil 3.1.).

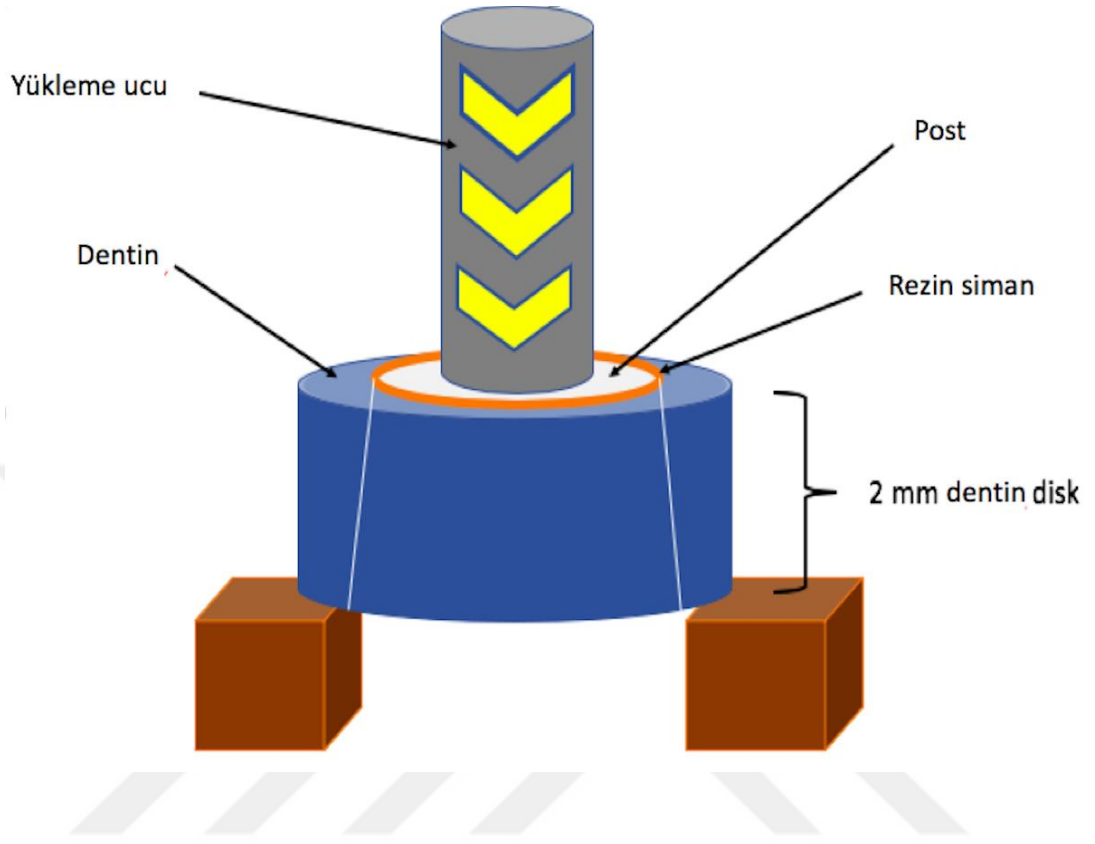


**Resim 3.21.** IsoMet cihazı



**Resim 3.22.** Dentin dilimi

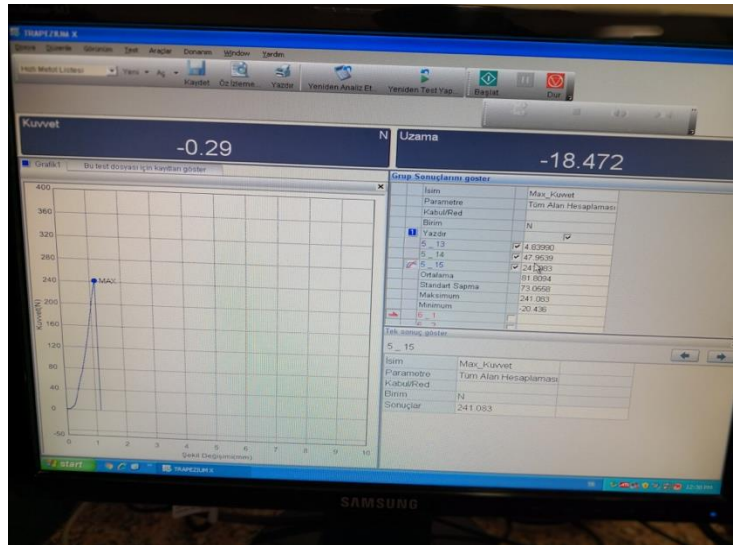
Her bir dentin dilimi yapıştırıcı mum (Sticky wax 772, Giordano Vannini, Florence, İtalya) yardımıyla itme dayanım testi düzeneğine sabitlendi ve universal test cihazına (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan) yerleştirildi (Resim 3.23-3.25).



Şekil 3.1. İtme bağlanma dayanımı testi düzeneği



Resim 3.23. Universal Test Cihazı



Resim 3.24. Universal test cihaz ekranı



**Resim 3.25.** İtme bağlantı dayanımı testinin uygulanması

Çalışmada kullanılan push-out test düzeneği aşağıdaki gibi üç ana bölümden oluşur:

- 1 mm çaplı silindirik metal uç
- Dentin dilimlerinin yerleştirileceği merkezi delik hareketli zemin
- Test cihazına bağlanmak için gerekli olan bağlantı parçaları

Apiko – koronal yönde kesite dik olarak diskin ortasında yer alan post yüzeyine konumlandırılan 1mm/dakika hızla hareket eden silindirik metal uç yardımıyla post kanaldan hareket edene kadar kuvvet uygulandı. Bağlantı kuvvetleri Newton olarak, bağlantı yüzey alanı da  $\text{mm}^2$  olarak hesaplandı. Bağlantı dayanımı maksimum kuvvetin (N) bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile Megapaskal (MPa) cinsinden hesaplandı. (Alan =  $\pi(a+b) \sqrt{(h^2 + (b - a)^2)}$ ;  $\pi$  (pi sayısı) = 3.14; r(a), post boşluğunun yarıçapı (mm); h, kesitin yüksekliği (mm)).

Bu şekilde, push-out (itme) bağlanma dayanımı beş farklı seviyede ölçülmüştür. Bu amaçla evrensel test makinesi (Shimadzu Autograph AGS-X, Kyoto, Japonya) kullanıldı.





### 3.3. İstatistiksel Analiz

Çalışmadan elde edilen veriler SPSS 21,0 (Statistical Package for Social Sciences, Version 21,0, IBM, Denver, Kolorado, ABD) Paket Programı ile analiz edildi. Veriler Shapiro Wilk testi ile homojenite açısından değerlendirildi. Homojen dağılım görüldüğünden push-out testi sonuçlarının analizinde bağımsız değişkenler için tek yönlü varyans analizi (One-Way ANOVA) kullanılmış olup elde edilen sonuçlar %95 ( $p<0,05$ ) anlamlılık düzeyinde değerlendirildi. Farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek için de Post-Hoc Tukey HSD analizi kullanıldı.



## 4. BULGULAR

Çalışmadan elde edilen bulgular aşağıda tablo ve grafikler halinde sunulmuştur.

Tablo 4.1’de push-out bağlanma dayanımı değerleri (MPa) gösterilmektedir. Bağlanma dayanımı bakımından gruplar arasında farklılık olup olmadığının belirlenmesi amacıyla yapılan Anova ve Tukey HSD testi neticesinde gruplar arasında anlamlı fark olduğu saptanmıştır ( $p=0,033$ ). Yapılan istatistiksel analiz sonucunda; push-out bağlanma dayanımı değerleri büyükten küçüğe doğru; asit, kontrol,  $H_2O_2$  ve lazer şeklinde sıralanmıştır.

**Tablo 4. 1.** Postların ortalama bağlanma dayanımı değerleri

Gruplar	n	Ort $\pm$ SS	P
Kontrol	15	8,57 <sup>a,b</sup> $\pm$ 6,21	0,033
Asit	15	10,87 <sup>a</sup> $\pm$ 14,63	
$H_2O_2$	15	7,34 <sup>a,b</sup> $\pm$ 10,72	
Lazer	15	5,86 <sup>b</sup> $\pm$ 9,32	

<sup>a,b</sup> Farklı üst simge harfler gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığa işaret eder ( $p<0,05$ ; Tukey HSD)

Tablo 4.2. de gruplar arası bağlanma değerlerinin karşılaştırılması gösterilmektedir.

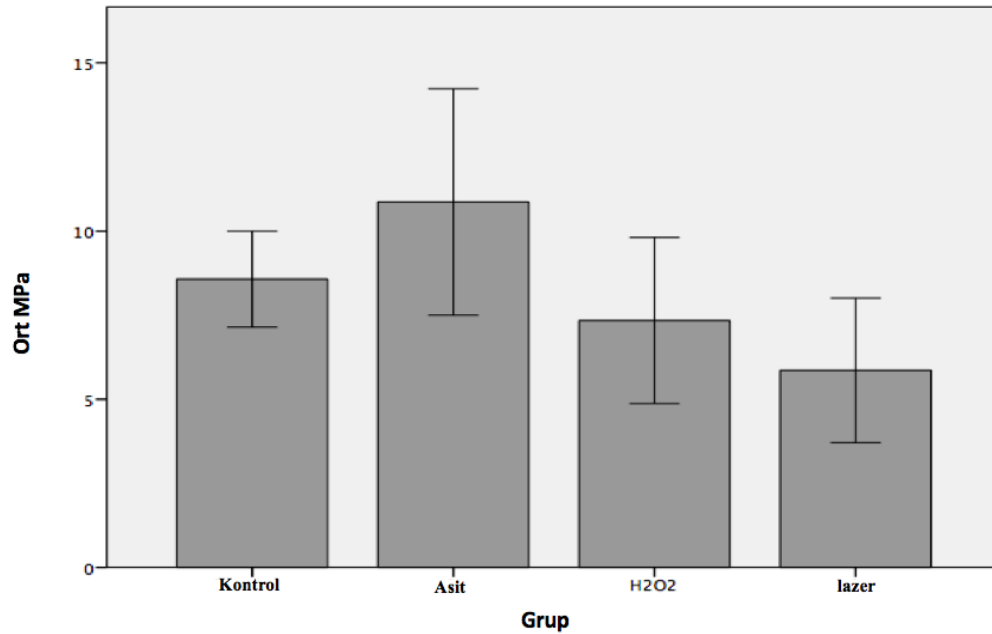
**Tablo 4. 2.** Gruplar için Tukey HSD Analizi Sonuçları

Gruplar	P
Kontrol-Asit	0,552
Kontrol-H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	0,894
Kontrol-Lazer	0,405
Asit-H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	0,181
<b>Asit-Lazer</b>	<b>0,022*</b>
H <sub>2</sub> O <sub>2</sub> -Lazer	0,830

\* Tukey HSD (p<0.05)

Gruplardaki ölçümlerde Asit-Lazer arasında anlamlı farklılık vardı. Fosforik asit grubunun bağlanma dayanımı değerlerinin, lazer grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek olduğu görülmektedir.

Şekil 4.1. de deney gruplarının bağlanma dayanımları şematik olarak gösterilmektedir.



**Şekil 4.1.** Bağlanma dayanımları

## 5. TARTIŞMA

Çürük, travma, daha önce yapılan restorasyonlar, giriş kaviteleri ve kök kanal preparasyonu gibi sebeplerle madde kaybına uğramış olan endodontik tedavili dişler yapısı zayıflamış dişlerdir. Geçmişten bu yana bu dişleri tedavi etmek amacıyla farklı yöntemler denenmiştir. Özellikle prefabrike postlar kolay uygulanabilirlik ve zaman kazancı sebepleriyle döküm postlara nazaran çok daha fazla kullanılmaktadır. Estetik sorunların üstesinden gelebilmek için seramik postlar ve fiberle güçlendirilmiş kompozit postların kullanımı gündeme gelmiştir (217). Ancak, ticari olarak temin edilebilen postların hiçbiri ideal biyolojik ve mekanik özelliklerin tümünü karşılamamaktadır. Bu bağlamda, “Biyolojik Post”, diş fonksiyonlarının ve estetiğin geri kazanımını değerlendirirken çeşitli avantajlar sunmaktadır (218).

Çekilen dişlerden yapılan biyolojik postların kullanımı, kök kanallarının güçlendirilmesi için uygun bir tedavi seçeneğidir. Böylece, dentin stresi absorbe olur, kök kanalının iç dentin duvarları korunur, tam biyoyumluluk sağlanır ve önceden üretilmiş postlara kıyasla kuvvetlere daha dayanıklı bir yapı oluşturulur, diş yapısı ve rezine mükemmel adezyon sağlanır (219–222).

Dentine bağlanma, dentin yüzeyinde oluşturulan demineralizasyon alanları ve buralara infiltrate olan rezin uzantılarının kalitesiyle ilişkilidir (223,224). Kompozit rezinlerin diş sert dokularına bağlantılarını arttırmak için diş yüzeyini pürüzlendirmeye yönelik çeşitli asit uygulama yöntemleri ve bunlara göre de adeziv sistemleri geliştirilmiş olup bu sistemler asitlerin uygulama şekillerine göre total etch ve self etch olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Her iki yöntem adeziv sistemlerin temelini teşkil eder (225). Total etch sistemlerde asit dişe doğrudan uygulanmakta olup devamında ıslanabilirliğini arttıran primer ya ayrı olarak ya da bağlantıyı sağlayan bonding içinde olacak şekilde dişe uygulanabilir (226). Self etch sistemlerde ise asit primerle beraber, bonding ajanı ayrı veya “all in one” olarak adlandırılan asit-primer ve bonding’in birlikte olduğu tek şişe sistemler şeklindedir (227). Adeziv sistemlerin dişe bağlantısının kalitesi adeziv sistemin yanı sıra uygulanacak dentin yüzeyinin özellikleri ile de ilişkilidir (228). Adeziv sistemlerin bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesinde pek çok test uygulanmış olmakla beraber bu testler çoğunlukla normal dentin üzerinde test edilmiştir (229).

Post boşluğu hazırlığından sonra, kök kanalı diş duvarlarının temizlenmesi, optimum post retansiyonu açısından önemli bir prosedürdür. Çünkü tübüller içindeki odontoplastik süreç, dentin nemi ve smear tabakası oluşumu gibi çeşitli faktörler bu bağlanmayı engelleyebilir (15,230-233). Özellikle, smear tabakası simantasyondan önce dikkate alınmalı, bu tabaka ile dentin arasında çok az etkileşim olduğu, farklı yöntemlerle (örn. irrigasyon yöntemleri, sonik/ultrasonik sistemler, lazerler) kaldırılması veya değiştirilmesi gerektiği akılda tutulmalıdır (15,17,18,177,232). Ayrıca, guta perka, pat kalıntıları ve dentin bileşenleri de temizlenmelidir. Bu tabakaların simantasyondan önce çıkarılması, dentin tübüllerine daha iyi siman penetrasyonuna izin vermek ve rezin simanın mikromekanik bağlanmasını arttırmak için savunulmuştur (234,235). Yukarıda belirtilen yöntemlerle dentin yüzey işlemi, dentinin kimyasal ve yapısal bileşiminde değişikliklere neden olur; guta-perka ve patları çıkarmak için özel şekilli frezler kullanılabilir. Bu frezler, post boşluğundan sonra etkili bir şekilde debridman yapabilirler ancak dentin duvarlarında daha fazla kalıntı bırakırlar (189). Araştırmamızda smear tabakasını çıkarmak için normal irrigasyon protokolü ile beraber %17'lik EDTA solüsyonundan yararlanıldı.

Bu çalışmada, post simantasyonu için, daha önce bildirilen yüksek bağlanma gücü değerleri ve düşük polimerizasyon stresi nedeniyle self-adeziv rezin siman seçildi (236).

Çalışmamızda rezin siman olarak RelyX kullandık çünkü self adeziv rezin siman, çalışmalarda geleneksel siman sistemlerine göre daha yüksek mikro tensile dayanımı göstermiştir. Yapay tükürükte depolanmasından ve mekanik yük döngüsünden sonra RelyX self adeziv rezin simanın mikro tensile dayanımı düşmemiştir (237).

Birçok in vitro çalışma, geride kalan diş yapı kütesinin, kök kırığına karşı mukavemet ve direnç açısından önemini doğrulamıştır (238-240). Postun çapının artırılması, postun bağlanmasında önemli bir artış sağlamaz (241,242). Çalışmalar ayrıca, postun apikaldeki çapının, genellikle 1 mm veya daha az olması gerektiğini göstermektedir (243,244). Araştırmamızda post çapı koronalde 1,2 mm, apikalde 1,1 mm olacak şekilde dizayn edildi.

Apikal tıkanmanın bozulmaması için ise apikalde minimum 4-5 mm guta perka korunmalıdır (245).

Siman sistemlerinin intraradiküler dentinlere bağlanma mekanizması, minerali alınmış yüzeyin hibridizasyonuna, rezin taglara ve lateral dalların oluşumuna dayanır (246). Dentin yoğunluğu ve tübüllerin çapı apikal yönde azalır, bu da siman sistemlerinin (247) mikromekanik bağlanma mekanizmasını etkileyebilir. Kök orta bölümlerinin simantasyon değerlerindeki düşüş muhtemelen, daha önce doğrulandığı gibi, kanalın daha derin bölgelerinde halojen ışığı tarafından ulaşılamayan bölgedeki polimerizasyondaki zorluktan kaynaklanıyor olabilir (241). Dahası, kanalın koronal kısmı, kanal boşluğunun en erişilebilir kısmıdır, bu da simantasyon ajanların aşındırılmasını ve daha iyi uygulanmasını, ayrıca temizlenmesi daha kolay hale getirilmesini sağlar. Orta bölgedeki mukavemet azalması, kavite oluşturulduktan sonra bu bölgede kalabilen boşluk oluşumu (248) ya da guta-perka ve endodontik patların daha zor uzaklaştırılmasıyla da ilgili olabilir (249).

Çekme, kesme ve itme dayanımı testleri dahil çok sayıda malzemenin bağlanmasını ölçmek için çeşitli test yöntemleri kullanılır. Bunlardan biri, push-out testidir ve endodontide sıkça kullanılmaktadır (250). Push-out testinin kesme testinden daha iyi değerlendirme sonuçları sağladığı öne sürülmüştür, çünkü push-out testi kullanılarak yapılan kırılma testi, dentin-bonding ara birimine paralel olarak meydana gelir, bu da onu paralel taraflı örnekler için gerçek bir kesme testi yapar (251). Ayrıca, gerilme testi, erken bağlanma başarısızlık yüzdesi ve test sonuçlarındaki büyük değişkenlik nedeniyle kanal dolguları ile kullanım için uygun değildir (252). Ancak post bağlantı değerlendirmeleri için daha uygundur.

Push-out bağlanma testi simante edilmiş postların bağlanma kuvvetini ölçmede güvenilir değerler göstermiştir. Push-out testinde erken başarısızlık görülmemiştir. Microtensile testine kıyasla daha homojen stres dağılımı ve daha düşük veri değişkenliği gözlemlenmiştir (252,253). Ayrıca, örnekleri hazırlamak ve testi yapmak kolaydır; kök dentin seviyeleri arasındaki bölgesel farklılıklar bu yöntemle değerlendirilebilir (253,254). Push-out testi, post bağlanmasının değerlendirilmesinde önemli bir test aracıdır.

Mikro push-out testi, daha homojen stres dağılımı elde etmek için numunelerin boyutunu azaltan ve sonuçta mekanik test sonuçlarında daha az değişkenlik gösteren bir tür kayma dayanımı testidir. Çekiç-Nagaş'a göre bu yöntemde kırılma, bağlanma ara

yüzeyine paralel (enine değil) olarak meydana gelir, bu da geleneksel kayma testinden daha doğru ve güvenilir bağlanma dayanımı sonuçları sağlar (255).

Bazı klinik uygulamalarda yüzey işlemlerinin ardından adeziv restorasyonlara ihtiyaç duyulabilmektedir. %38'lik H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> ile muamelenin ardından geçen zamanın mineye olan bağlanma üzerine etkileri araştırılmıştır (256). Araştırmacılar beyazlatma işlemiyle adeziv restorasyon arasında en az 7 gün beklenmesi gerektiğini ifade etmişlerdir. Rezin kompozitler doldurucu tipi, dağılımı, ortalama partikül büyüklüğü, materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri gibi farklı şekillerde sınıflandırılmaktadırlar (257). Günümüzde doldurucu olarak genellikle küçük inorganik partiküller içeren materyaller kullanılmaktadır. Doldurucuların yanı sıra organik rezin matris yapısı da kompozit materyalin özellikleri bakımından önemlidir (258).

Postların köklere bağlanması, rezin siman ile dentin arasındaki bağlanmaya, ayrıca rezin siman ile post arasındaki bağlanmaya bağlıdır (259). Genel olarak bağlanma; postun tipi, simanın özellikleri ve bağlanılacak dentin yüzeyinden etkilenir (260).

Kırmalı ve ark'na göre kök kanalı bölgesi bağlanma kuvvetini etkilemektedir. Koronal ve orta seviyelerde daha yüksek bağlanma kuvveti değerleri gözlenirken, tüm grupların apikal seviyelerinde düşük değerler gözlenmiştir (189).

Er,Cr:YSGG kullanırken yüksek enerjilerin kullanılması, hidroksiapatit kristallerinin çözünmesine neden olacak ve dentin için daha düşük karbonat içeriği üretecek, böylece ışınlanmış dokuyu demineralizasyona daha dirençli hale getirecektir (261). Bu nedenle sayıca az olan dental tübüller kapatılabilir ancak rezin siman tübüller içine giremez, bu nedenle bağlanma kuvveti zayıf olur.

Visuri ve ark, intertübüler dentinden daha fazla mineral içeriğine sahip olan peritübüler dentin varlığının, dentinde daha iyi bağlanma ile sonuçlanabileceğini öne sürmüşlerdir (262).

Simantasyon malzemesinin eksik polimerizasyonu veya tek tip olmayan adaptasyonu, kök dentini ile ilgili olarak yüksek bağlanma kuvvetlerinin oluşumunu engelliyor olabilir. Bunların her ikisi de yerleştirme sırasında post alanına zor erişim ile ilgilidir. Bu faktörler, orta ve apikal kök bölümlerinde simantasyon ajanları tarafından elde edilen düşük bağlanma kuvvetlerinden sorumlu olabilir (263).

Haragushiku ve ark (264) yaptıkları çalışmada dentin yüzeyinin Er:YAG lazer ve EDTAC çözeltisi ile tedavi edildiğinde en yüksek bağlanma değerleri gösterdiğini ifade etmişlerdir.

Son yıllarda, Er,Cr:YSGG lazer üzerinde çok fazla durulmaktadır. Bu lazer, su ve havanın soğutma maddesi olarak kullanıldığı durumlarda mine, dentin, sement ve kemiği kesmede etkili bir şekilde kullanılabilir (265,266).

Çeşitli lazer tipleri arasında Er,Cr:YSGG lazer kullanılması son zamanlarda önerilmektedir (177). Erbiyum lazerler, termomekanik ablasyon ile dokular üzerinde etki eder ve mikro-patlamalarla buradaki suyu buharlaştırarak genleşmeye neden olur; bu da, organik ve inorganik dokuyu dışarı çıkarır ve açık dentin tübülleri içeren ve smear tabaka içermeyen yüzey elde edilmesini sağlar.

Yapılan bir çalışmada (267) Er,Cr:YSGG lazer uygulamasının ardından dentin yüzeyi, bonding adezyonunu arttıran yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Lazer irradyasyonu, dental materyallerinin yüzey işlemlerinde kullanılan bir diğer tekniktir. Bu sistem asit dağlamada meydana gelen etkilere benzer olarak, pürüzlü ve düzensiz bir yüzeye neden olur (268).

Hossain ve ark, tarafından yapılan çalışmada Er,Cr:YSGG lazer kullanımı mine veya dentin aşınması açısından ümit verici bir yöntem olarak sunulmuştur. Lazerle işlem görmüş yüzey için pürüzlülük değerleri, asit uygulanmış yüzeyden (73-94µm) anlamlı derecede daha büyük (150 ile 170 µm ) kaydedilmiştir (269).

Yamazaki ve ark. (177) dentin yüzeyine Er,Cr:YSGG lazer uygulamışlar ve bu lazeri, smear tabakasının ve debrislerin kök kanallarından çıkarılması için önermişlerdir. Araştırmalara göre, bu lazerin radiküler dentin üzerindeki etkileriyle ilgili farklı sonuçlar bildirilmiştir. Mohammadi ve ark. Er, Cr:YSGG lazer ışınımı (0,5-2,5W) sonrası bağlanma dayanımı değerlerinin, tedavi edilmemiş gruptakilerden anlamlı derecede yüksek olduğunu göstermişlerdir (270).

Oysa Nagase ve ark. (271), dual polimerize olan rezin siman ile birlikte bir cam fiber post ve total-etch siman sistemi kullanıldığında bağlanma kuvvetinin, Er,Cr:YSGG (0.75 W) veya Nd:YAG + Er,Cr:YSGG lazer ışınımından sonraki kontrol grubundakine



benzer olduğunu bulmuşlardır, Tek başına Nd:YAG (1,5W) lazerin bağlanma kuvvetini olumsuz yönde etkilediği gösterilmiştir. Diğer çalışmalar, Er,Cr:YSGG lazer ışınımının rezinin çeşitli siman sistemler ile dentin bağlanması üzerindeki olumsuz etkisini göstermiştir; bununla birlikte, lazer ışınımından sonra asitle dağlama, bağlantının gerilme direncini arttırmıştır (189,272,273).

Kırmalı ve ark, farklı güç değerlerindeki Er,Cr:YSGG lazer ışınımının sadece dentin yüzeyindeki etkilerini belirlemeyi amaçlamışlardır. Çalışma neticesinde Er,Cr:YSGG lazerin farklı güç parametrelerinde dentin yüzeyine uygulanması fiber postların bağlantısında anlamlı bir farklılığa yol açmamıştır (189).

Önceki raporlar, Er,Cr:YSGG lazerin, mine ve dentin yüzeylerinin asitle aşınması ile elde edilenlerle karşılaştırılabilir yüzey pürüzlülüğü üretebildiğini göstermiştir (274,178).

Dentine lazer uygulaması için birçok araştırmacı, 1,25-5W arasında değişen güç değerlerinin kullanılabilceğini belirtmiştir (275). Yüksek enerji değerleri, özellikle soğutma eşlik etmediğinde, dentin üzerindeki zararlı termal etkilerle ilişkili tutulmuştur. Yapılan bir çalışmada (177), 1-6W arasında değişen farklı çıkış güçlerinde Er,Cr:YSGG lazer kullanılarak dentin yüzeyleri ışınlanmış ve araştırmacılar soğutmasız ışınlanmış tüm numunelerde karbonizasyon ve çatlaklar gözlemlemiştir. Oysa soğutma ile ışınlanmış numunelerde karbonizasyon çok az oluşmuş ya da meydana gelmemiştir. Ek olarak, Hossain ve ark. (276) çıkış gücü 3W değerinde ve su soğutmalı Er,Cr:YSGG lazerin, smear tabakasının çıkarılmasında ve kök kanallarındaki debrisin uzaklaştırılmasında etkili bir yöntem olduğunu ifade etmişlerdir. Yapılan başka bir çalışmada lazerin olumsuz etkilerinden kaçınmak için %50 hava / su akışı altında lazer ışınlaması uygulanmıştır (189).

Tunçdemir ve arkadaşlarına göre lazer uygulaması post ve rezin arasındaki bağlanma kuvvetini arttırmamış, ancak restorasyonların başarısızlıkları genellikle tüm numunelerde siman post ve siman-dentin arayüzleri arasında görülmüştür (132).

Lazer ışınımı peritübüler dentinin demineralizasyonunu sağlamaz ve dentin tübülleri genişlemeyerek açık kalır (277). Bu etki, yüzeyel maruz kalmaların mevcut olduğu

servikal bölümlerin mikrogerilme bağlanma kuvvetlerine katkıda bulunmuş olabilir (178).

Yılmaz ve arkadaşlarına göre, fiber post tiplerinden bağımsız olarak, 1 ve 1,5W Er,Cr:YSGG lazer uygulamaları kontrol grubuna göre önemli ölçüde bağlanma kuvvetini arttırmıştır (227).

Dental materyallerde lazer uygulaması, yüzey işlemi için nispeten güvenli ve kolay bir yöntem olarak önerilmiştir (278).

Ayrıca, Kurtulmuş ve ark, Er,Cr:YSGG lazer ışınımının fiber postların rezin korlara bağlanma kuvveti üzerindeki etkisini değerlendirmiş ve bu lazerin 1 W ve 1,5 W güç değerlerinde uygulanmasının post-kor ara yüzünün bağlanmasını güçlendirdiğini bildirmiştir (279).

Kullanılan metotlar arasında, silanizasyon, bağlanma kuvvetinin artırılmasının etkinliği konusunda tartışmalıdır. FRC Postec Plus'taki silanizasyon, bağlanma gücünün artmasında etkili olmuştur (253).

Bir başka çalışma, simantasyondan önce kuvars fiber post yüzeyine uygulanan kuşlama ve Er:YAG lazer irradyasyon işleminin, kuvars fiber post ve rezin siman ara yüzü arasında bağlanma kuvvetinde önemli bir artış sağladığını ortaya koymuştur (280).

Wang ve arkadaşlarına göre lazer ışınımından sonraki bağlanma kuvveti, kontrol grubundan anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. Fark, lazer ışınımı sonrası dentinin kompozisyonel ve mikroyapısal değişikliklerine bağlanabilir (281).

Kulunk ve arkadaşlarının çalışmasında, kuvars fiber postunun ön işleminde H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> kullanılması, daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerine yol açmıştır (282).

Yılmaz ve ark, fiber postun HF asit ve CH<sub>2</sub>Cl<sub>2</sub> ile yüzey işlemine tabi tutulmasının, bağlanma kuvvetine pozitif yönde etkili olduğunu bulmuşlardır; 1 ve 1,5 W Er,Cr:YSGG lazer ışınımı bağlanma dayanımını artırmış, 2 W lazer ışınımının bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir etkiye sahip olmadığı görülmüştür (227).

Araştırmacılar tarafından (177,178,230,283,284), fiber postun epoksi rezin yüzeylerinin hidrojen peroksit ile aşındırılması ile bağlanma gücü değerleri ölçülmüştür. 10 dakika

boyunca %24'lük hidrojen peroksit, her bir posttta kullanılan epoksi rezin matriksini çözme kabiliyetinden dolayı bağlanma kuvvetini önemli ölçüde yükseltmiş, ayrıca yüzey pürüzlülüğünü arttırmış, böylece silan ve fiber post arasında daha iyi bir kimyasal bağ oluşturmuştur. Hidrojen peroksitin aşındırma etkisi, rezin matriksini kısmen çözme ve epoksi rezin bağlarını bir substrat oksidasyon mekanizması vasıtasıyla parçalama kapasitesine bağlıdır (283).

Khamverdi ve ark. hidrojen-peroksitle muamele edilmiş postların bağlanma dayanımı değerlerinin kumlanmış postlardan daha yüksek olduğunu göstermişlerdir (285).

Dishman ve ark, Torneck ve arkadaşlarının çalışmasında, dentin H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> ile muamele edildiğinde, bağlanma kuvveti üzerinde önemli bir etkisi olmamıştır çünkü rezidüel serbest radikal oksijeni rezin simanın polimerizasyonunu tehlikeye atmaktadır (286,287).

Öte yandan, de Sousa Menezes ve ark. nispeten düşük H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> konsantrasyonunun (%24) kısa sürede (1 dakika) uygulanmasının, daha yüksek konsantrasyonlarla (%50) ve daha uzun uygulama süreleriyle (5–10 dk) elde edilene benzer bir bağlanma kuvveti oluşturduğunu bildirmiştir (288).

Kısa sürede yüksek konsantrasyondaki peroksit ağartma maddesi konsantrasyonları, bağlanma kuvvetinde ani bir azalmaya neden olur (286).

Fosforik asit, %30-50 arasında değişen konsantrasyonlarda diş yüzeylerini pürüzlendirmek için kullanılmıştır. Bu amaçla genel olarak, %37'lik fosforik asit tercih edilir. Bu çalışmada post yüzeylerine %37'lik fosforik asit uygulandı. Post yüzeyine asit uygulanması, kontrol grubunda kaydedilen bağlanma değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı olmasada rakamsal olarak daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdi. Daha önceki bir çalışmada da benzer bir sonuç bildirilmiştir (289).

Saker ve arkadaşlarının H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>, hava abrazyonu ve fosforik asite muamele edilen fiber postların bağlanma kuvvetini araştırdığı çalışmalarında, en yüksek bağlanma kuvvetinin sırasıyla H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>, hava abrazyonu ve fosforik asitle muamele edilen fiber post gruplarında olduğunu ve bunu kontrol grubunun takip ettiğini göstermişlerdir. Fiber postun, fosforik asit ile yüzey ön işlemini takiben ölçülen bağlanma kuvveti değerleri, kontrol grubundan daha yüksek olmasına rağmen, deney grupları arasında en düşük olduğu

gösterilmiştir. Bunun nedeni olarak, az miktarda mikromekanik bağlanmaya sebep olan yüzeyel epoksi rezin tabakasının daha az uzaklaştırılması olabileceği vurgulanmıştır (283).

Hazırlanan post yüzeylerinin EDTA veya MTAD ile muamele edilmesinin ya da kanal duvarlarının %37 fosforik asitle pürüzlendirilmesinin, dentin bağlanma kuvvetini önemli ölçüde arttırdığı bildirilmiştir (290).

%37'lik fosforik asit ile muamele edilen dentinal yüzeylerin fotomikrografları incelendiğinde dentin tübüllerinin açık olduğu görülmüştür. Dentinde aşındırma, peritübüler dentinin demineralizasyonu nedeniyle dentin tübülleri açıklıklarını genişletir ve bu demineralizasyon, kullanılan asidin tipine ve uygulama süresine bağlı olarak bu dentin tübülleri içerisine kadar uzanır (213). İntertübüler dentin miktarı mine – dentin sınırından pulpaya doğru artarken, dentin tübüllerinin sayısı ve çapı da mine – dentin sınırından pulpaya gidildikçe artmaktadır. Fosforik asidin demineralize edici etkisinden dolayı mekanik retansiyonu arttırdığı düşünülmektedir (216). Çalışmamızdaki limitasyonlardan biri de kullanılan postlardaki intertübüler ve peritübüler dentin miktarlarının bilinmemesidir.

Fosforik asit muamelesi, kök dentin yüzey enerjisini artırır, smear tabakasını ve yüzey debrislerini giderir ve daha kalın bir hibrit tabaka oluşturur (236).

## 6. SONUÇ

Yapmış olduğumuz çalışmadan elde edilen sonuçlar dikkate alındığında, biyolojik dentin post yüzeyine fosforik asit uygulamasının bağlantı dayanımını bir derece arttırdığı ancak bu artışın kontrolden çok da farklı olmadığı görülmüştür.

Bağlanma dayanımında en yüksek değerler fosforik asit, en düşük değerler Er,Cr:YSGG lazer grubunda görüldü.

Yüzey işlemleri grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında, fosforik asit ile Er,Cr:YSGG lazer gruplarının bağlanma dayanımı değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı olduğu görüldü.

Test edilen hiçbir yüzey işlemi kontrolden belirgin bir farklılık sağlamadı.

## 7. KAYNAKLAR

1. Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehabil.* 1999;26(2):130–7.
2. Borges G, Sophr A, De Goes M, Sobrinho L CD. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2003;89(5):479–88.
3. Kang S-H, Chang J, Son H-H. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod.* 2013;38(3):134–40.
4. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JI, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanches-Marín Ft. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent.* 2006;31(1):47–54.
5. Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth colored posts and cores. *J Oral Rehabil.* 2000;27(7):595–601.
6. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod.* 1992; 18(7):332–5.
7. Jacobi R, Shillingburg HT Jr. Pins, dowels, and other retentive devices in posterior teeth. *Dent Clin North Am.* 1993;37(3):367–90.
8. Sailer I, Pjetursson B, Zwahlen M, Hammerle C. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clin Oral Impl Res.* 2007;18(3):86–96.
9. Kimmich M, Stappert CFJ. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *J Am Dent Assoc.* 2013;144(1):31–44.
10. Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent.* 2011;105(4):217–26.

11. Mosharraf R, Ranjbarian P. Effects of post surface conditioning before silanization on bond strength between fiber post and resin cement. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(2): 126–32.
12. Saha A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Retention and failure morphology of prefabricated posts. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3):307–12.
13. Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Cury AH, Goracci C, Ferrari M. Post surface conditioning improves interfacial adhesion in post/core restorations. *Dent Mater.* 2006;22(7):602–9.
14. Nergiz I, Schmage P, Platzer U, McMullan-Vogel CG. Effect of different surface textures on retentive strength of tapered posts. *J Prosthet Dent.* 1997;78(5):451–7.
15. Khalighinejad N, Feiz A, Faghihian R, Swift E. Effect of dentin conditioning on bond strength of fiber posts and dentin morphology: a review. *Am J Dent.* 2014;27(1):3–6.
16. Aslantas E, Dogan Buzoglu H, Altundasar E, Serper A. Effect of EDTA, sodium hypochlorite, and chlorhexidine gluconate with or without surface modifiers on dentin microhardness. *J Endod.* 2014;40(6):876–9.
17. Bitter K, Noetzel J, Volk C, Neumann K, Kielbassa AM. Bond strength of fiber posts after the application of erbium: yttrium-aluminum-garnet laser treatment and gaseous ozone to the root canal. *J Endod.* 2008;34(3):306–9.
18. Dogan Buzoglu H, Calt S, Gumusderelioglu M. Evaluation of the surface free energy on root canal dentine walls treated with chelating agents and NaOCl. *Int Endod J.* 2007;40(1):18–24.
19. Kinney J, Gladden J, Marshall G, Marshall S, Maynard J. Resonant ultrasound spectroscopy measurements of the elastic constants of human dentin. *J Biomech.* 2004;37(1):437–441.
20. Başaran Göncü E. Geçmişten günümüze post sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2013;23(7):150–6.
21. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004;30(5):289–301.

22. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont.* 2001;10(1):26–36.
23. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth: post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(5):611–19.
24. Peroz I, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores- a review. *Quintessence Int.* 2005;36(9):737–46.
25. Loney RW, Kotowicz WE, Mcdowell GC. Three-dimensional photoelastic stress analysis of the ferrule effect in cast post and cores. *J Prosthet Dent.* 1990;63(5):506–12.
26. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1999;81(4):380–5.
27. Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1989;62(2):166–72.
28. Lloyd PM, Palik JF. The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1993;69(1):32–6.
29. Isidor F, Brondum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont.* 1999;12(1):78–82.
30. Gutmann JL. The dentin-root complex: Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1992;67(4):458–67.
31. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1990; 63(5):529–536.
32. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2003;90(6):556–562.
33. Standlee JP, Caputo AA. The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J Prosthet Dent.* 1992;68(3):436–442.



34. Cooney JP, Caputo AA, Trabert KC. Retention and stress distribution of tapered endodontic posts. *J Prosthet Dent.* 1986;55(5):540–546.
35. Stockton LW. Factors effecting retention of post systems. *J Prosthet Dent.* 1999;81(4):380–385.
36. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil.* 2006;33(9): 690–697.
37. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):321–329.
38. Lui JL. Cement reinforcement of a weakened endodontically treated root: A case report. *Quintessence Int.* 1992;23(8):533–538.
39. Lui JL. Composite resin reinforcement of flared canals using light transmitting plastic posts. *Quintessence Int.* 1994;25(5):313–319.
40. Forberger N, Göhring TN. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithium disilicate based all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2008;100(4): 264–273.
41. Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1989;62(2):166–172.
42. Gurbuz T, Sengul F, Altun C. Finite element stress analysis of short-post core and over restorations prepared with different restorative materials. *Dent Mater J.* 2008;27(4):499–507.
43. Isidor F, Brøndum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont.* 1999;12(1):78–82.
44. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1996;75(2):140–147.
45. Mattison GD, Delivanis PD, Thacker Jr. RW, Hassell KJ. Effect of post preparation on the apical seal. *J Prosthet Dent.* 1984;51(6):785–789.

46. Abramovitz I, Lev R, Fuss Z, Metzger Z. The unpredictability of seal after post space preparation: a fluid transport study. *J Endod.* 2001;27(4):292–295.
47. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004;30(5):289–301.
48. Nissan J, Dmitry Y, Assif D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *J Prosthet Dent.* 2001;86(3):304–308.
49. Aquaviva S, Fernandes BDS. Factors determining post selection: A literature review. *J Prosthet Dent.* 2003;90(6):556–62.
50. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):431–7.
51. Standlee P, Caputo, A, Hanson C. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent.* 1978; 39(4):400–405.
52. Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil.* 1997;24(12):882–887.
53. Smith CT, Schuman N. Restoration of endodontically treated teeth: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int.* 1997;28(7):457–462.
54. Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1990;64(4):419–24.
55. Cohen BI, Pagnillo MK, Condos S, Deutsch AS. Four different core materials measured for fracture strength in combination with five different designs of endodontic posts. *J Prosthet Dent.* 1996;76(5): 487–495.
56. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent.* 1993;70(1):11–16.
57. Barkhordar RA, Radke R, Abbasi J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *J Prosthet Dent.* 1989;61(6): 676–678.

58. Bergman B, Lundquist P, Sjogren U, Sundquist G. Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J Prosthet Dent.* 1989;61(1):10–15.
59. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. *J Prosthet Dent.* 1997;78(1):5–9.
60. Burns DR, Beck DA, Nelson SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2003;90(5):474–97.
61. Cohen BI, Pagnillo M, Condos S, Deutsch AS. Comparison of the torsional forces at failure for seven endodontic post systems. *J Prosthet Dent.* 1995;74(4):350–357.
62. Burgess JO, Summitt JB, Robbins JW. The resistance to tensile, compression and torsional forces provided by four post systems. *J Prosthet Dent.* 1992;68(6):899–903.
63. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Effect of three bonding systems on torsional resistance of titanium-reinforced composite cores supported by two post designs. *J Prosthet Dent.* 1999;81(6):678–83.
64. Turner CH. Cement distribution during post cementation. *J Dent.* 1981;9(3):231–9.
65. Lewis R, Smith BG. A clinical survey of failed post retained crowns. *Br Dent J.* 1988;165(3):95–7.
66. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont.* 2001;14(4):355–363.
67. Irinoda Y, Matsumura Y, Kito H, Nakano T, Toyama T, Nakagaki H, et al. Effect of sealant viscosity on the penetration of resin into etched human enamel. *Oper Dent.* 2000;25(4):274–82.
68. Fredriksson M, Astbäck J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent.* 1998;80(2):151–157.

69. Saupé WA, Gluskin AH, Radke Jr, RA. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. *Quintessence Int.* 1996;27(7):483–91.
70. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent.* 1999;1(2):153–8.
71. Lewis R, Smith BG. A clinical survey of failed post retained crowns. *Br Dent J.* 1988;165(3):95–7.
72. Freedman GA. Esthetic post and core treatment. *Dent Clin North Am.* 2001;45(1):103–16.
73. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Preparations for extensively damaged teeth. *Fundamentals of fixed prosthodontics.* Quintessence Publishing Inc. 1997;3(1):181-209.
74. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent.* 2000;83(4):412–417.
75. Torbjørner A, Fransson B. Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont.* 2004;17(2):131–145.
76. Kumar R, Garg N, Bogra P, Nikhil V, Garg A, Thakur A. The Effect of Different Post Materials and Cements on Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth—An in Vitro Study. *Dent J Adv Stud.* 2016;4(1):38–43.
77. Robbins JW. Restoration of the endodontically treated tooth. *Dent Clin North Am.* 2002;46(2):367–84.
78. Qualtrough AJ, Mannocci F. Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent.* 2003;28(1):86–91.
79. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent.* 1996;75(4):375–80.
80. Braga RR, Boaro LCC, Kuroe T, Azvedo CLN, Singer JM. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and “c” factor) on shrinkage stress

- development and microleakage of composite restorations. *Dent Mater.* 2006;22(9):818–23.
81. Martelli H, Pellizzer E, Rosa BT. Fracture resistance of structurally compromised root filled bovine teeth restored with accessory glass fibre posts. *Int Endod J.* 2008;41(8):685–92.
  82. Torbjörner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3):369–76.
  83. Koutayas SO, Kern M. All-ceramic post and cores; the state of the art. *Quintessence Int.* 1999;30(6):383–92.
  84. Isidor F, Odman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996;9(2):131–6.
  85. Meyenberg KH, Lüthy H, Schaarer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent.* 1995;7(2):73–80.
  86. Ottl P, Hahn L, Lauer HCH, Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *J Oral Rehabil.* 2002;29(2):175–183.
  87. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent.* 1992;68(2):322–6.
  88. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* 1999;27(4):275–8.
  89. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent.* 1999;82(6):643–57.
  90. Uzun G, Hersek N, Tincer T. Effects of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *J Prosthet Dent.* 1999;81(5):616–20.
  91. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF. Three-point bending test of fiber posts. *J Endod.* 2001;27(12):758–61.
  92. Triolo PT, Trajtenberg C, Powers JM. Flexural properties and bond strength of an esthetic post. *J Dent Res.* 1999;78(6):679–85.

93. Yaman S, Karacaer O, Şahin M. Stres distribution of post-core applications in maxillary incisors. *J Biomater Appl.* 2004;18(3):163–77.
94. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater.* 1992;8(3):197–202.
95. Vallittu PK, Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *J Oral Rehabil.* 1992;19(3):225–30.
96. Love RM, Purton DC. The effect of serrations on carbon fibre posts-retention within the root canal, core retention and post rigidity. *Int J Prosthodont.* 1996;9(5):484–8.
97. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent.* 1985;54(4):543–7.
98. Braden M, Davy K, Parker S, Ladizesky N, Ward I. Denture base poly (methyl methacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibers. *Br Dent J.* 1988;77(3):109–13.
99. Correa-Faria P, De Alcantara CE, Caldas-Diniz MV, Botelho AM, Tavano KT. Biological restoration: root canal and coronal reconstruction. *J Esthet Restor Dent.* 2010;22(3):168–78.
100. Belli S, Çelik K, Akbulut M, Güneşer M, Eraslan O, Eskitascioğlu G. Are dentin posts biomechanically intensive?: a laboratory and FEA study. *J Adhesion Sci Technol.* 2014;28(24):2365–77.
101. Swarupa CH, Sajjan SG, Bhupathiraju VL, Anwarullah A, Sashikanth YV. Biological dentin post for intra radicular rehabilitation of a fractured anterior tooth. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(2):242–3.
102. Ambica K, Khetarpal S, Kavitha M. Ex vivo fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors restored with fiber-reinforced composite posts and experimental dentin posts. *J Conserv Dent.* 2011;14(4):401–45.
103. Ambica K, Mahendran K, Talwar S, Verma M, Padmini G, Periasamy R. Comparative evaluation of fracture resistance under static and fatigue loading of endodontically treated teeth restored with carbon fiber posts, glass fiber posts, and an experimental dentin post system: an in vitro study. *J Endod.* 2013;39(1):96–100.

104. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(3):97–113.
105. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1999;81(2):135–141.
106. Macedo VC, Silva ALF, Martins LRM. Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. *J Endod.* 2010;36(9):1543–6.
107. McKenna JE, Ray NJ, McKenna G, Burke FM. The effect of variability in the powder/liquid ratio on the strength of zinc phosphate cement. *Int J Dent.* 2011;10(1):1–4.
108. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J.* 2011;56(1):67–76.
109. Servais G, Cartz L. Structure of zinc phosphate dental cement. *J Dent Res.* 1971;50(3):613–20.
110. Wilson D, Desmond J, Clinton, Robert P. Zinc oxide-eugenol cements: IV. Micro-structure and hydrolysis. *J Dent Res.* 1973;52(2):253–60.
111. Koroğlu A, Ekren D, Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme alışması. *Ataturk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2012;22(2):205–16.
112. O’Brien WJ. *Dental materials and their selection* 3rd Ed. Quintessence Pub Co. Inc. 2002;5(1):62–70.
113. Walls AWG. Glass Polyalkenoate (Glass-Ionomer) Cements: A Review. *J Dent* 1986;14(6):231–46.
114. Wilson AD, Kent BE. A New Translucent Cement for Dentistry. The Glass Ionomer Cement. *Br Dent J.* 1972;132(4):133–35.
115. Lin A, McIntyre NS, Davidson RD. Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *J Dent Res.* 1992;71(11):1836–1841.

116. Azillah MA, Anstice HM, Pearson GJ. Long-term flexural strength of three direct aesthetic restorative materials. *J Dent.* 1998;26(2):177–182.
117. Chadwick BL, Evans DJP. Restoration of class II cavities in primary molar teeth with conventional and resin modified glass ionomer cements: a systematic review of the literature. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2007;8(1):14–21.
118. Soares JA, Brito-Júnior M, Fonseca DR, Melo AF, Santos SM, Sotomayor Ndel C, Braga NM, Faria e Silva AL. Influence of luting agents on time required for cast post removal by ultrasound: an in vitro study. *J Appl Oral Sci.* 2009;17(3):145–149.
119. Berg JH. Glass Ionomer Cements, *Pediatr Dent.* 2002;24(5):430–438.
120. Forss H. Release of fluoride and other elements from light-cured glass ionomers in neutral and acidic conditions. *J Dent Res.* 1993;72(8):1257–1262.
121. Sidhu SK. Clinical Evaluations of Resin-Modified Glass-Ionomer Restorations, *Dental Mater.* 2010;26(1):7–12.
122. Alvarez-Arenal A, Gonzalez-Gonzalez I, deLlanos-Lanchares H, Brizuela-Velasco A, Ellacuria-Echebarria J. The selection criteria of temporary or permanent luting agents in implant-supported prostheses: in vitro study. *J Adv Prosthodont.* 2016;8(2):144–149.
123. Magne P, Belser UC. Rationalization of shape and related stress distribution in posterior teeth: a finite element study using nonlinear contact analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002;22(5):3–11.
124. Polat S, Cebe F, Tunçdemir A, Öztürk C, Üşümez A. Evaluation of the bond strength between aged composite cores and luting agent. *J Adv Prosthodont.* 2015;7(2):10–114.
125. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3): 268–274.
126. Krejci I, Boretti R, Giezendanner P, Lutz F. Adhesive crowns and fixed partial dentures fabricated of ceromer/FRC: clinical and laboratory procedures. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1998;10(4):487–98.
127. St-Georges AJ, Swift EJ, Thompson JY, Heymann HO. Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites. *Oper Dent.* 2002;27(4):410–7.



128. Allen EP, Bayne SC, Cronin RJ, Donovan TE, Kois JC, Summitt JB. Annual review of selected dental literature: Report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. *J Prosthet Dent.* 2004;92(1):39–71.
129. Ogunyinka A. The Bond of Two Adhesive Resins to Alumina Blasted and Heat-Treated Gold Alloy Surfaces. *J Oral Rehabil.* 2000;27(5):403–6.
130. Kimyai S, Mohammadi N, Navimipour EJ, Rikhtegaran S. Comparison of the effect of three mechanical surface treatments on the repair bond strength of a laboratory composite. *Photomed Laser Surg.* 2010;28(2):25–30.
131. Prithviraj DR, Soni R, Ramaswamy S, Shruthi DP. Evaluation of the effect of different surface treatments on the retention of posts: a laboratory study. *Indian J Dent Res.* 2010;21(2):201–6.
132. Tuncdemir AR, Yıldırım C, Güller F, Ozcan E, Usumez A. The effect of post surface treatments on the bond strength of fiber posts to root surfaces. *Laser Med Sci.* 2013;28(1):13–18.
133. Uludamar A, Akalın B, Kulak Ozkan Y. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *J Cumhuriyet Dent.* 2011;14(2):140–153.
134. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Cury AH, Coniglio I, Vulicevic ZR. The effect of sandblasting on adhesion of a dual cured resin composite to methacrylic fiber posts: microtensile bond strength and SEM evaluation. *J Dent.* 2007;35(6):496–502.
135. Amaral M, Rippe MP, Konzen M, Valandro LF. Adhesion between fiber post and root dentin: evaluation of post surface conditioning for bond strength improvement. *Minerva Stomatol.* 2011;60(6):279–87.
136. Zicari F, De Munck J, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Factors affecting the cement post interface. *Dent Mater.* 2012;28(3):287–97.
137. Kern M, Thompson VP. Effects of sandblasting and silica coating procedures on pure titanium. *J Dent.* 1994;22(5):300–6.
138. Akın H, Tugut F, Mutaf B, Guney U, Ozdemir A. Effect of sandblasting with different size of aluminum oxide particles on tensile bond strength of resilient liner to denture base. *Cumhuriyet Dent J.* 2011;14(1):5–11.

139. Mair L, Padipatvuthikul P. Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dent Mater.* 2010;26(2):17–23.
140. Frankenberger R, Kramer N, Sindel J. Repair strength of etched vs silica coated metal-ceramic and all-ceramic restorations. *Oper Dent.* 2000;25(3):209–15.
141. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003;19(8):725–31.
142. Sahafi A, Peutzfelt A, Asmussen E. Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Operative Dent.* 2004;29(1):60–8.
143. Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri P, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between fiber posts and composite resin cores: Microtensile bond strength with and without post silanization. *Dental Mater.* 2006;39(1):437–44.
144. Perdigao J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dental Mater.* 2006;22(8):752–8.
145. Bitter K, Noetzel J, Neumann K, Kielbassa AM. Effect of silanization on bond strengths of fiber posts to various resin cements. *Int Quintessence.* 2007;38(2):121–8.
146. Sahinkesen G, Erdemir U, Oktay E, Sancakli H. The effect of post surface and luting agents on the push out bond strengths of adhesively inserted fiber reinforced posts. *Int J Adhes.* 2011;31(4):265–70.
147. Park SJ, Jin JS. Effect of silane coupling agent on interphase and performance of glass fibers/unsaturated polyester composites. *J Colloid Int Sci.* 2001;242(1):174–9.
148. Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M. A simple etching technique for improving the retention of fiber posts to resin composites. *J Endod.* 2006;32(1):44–47.
149. Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Cury AH, Goracci C, Ferrari M. Post surface conditioning improves interfacial adhesion in post/ core restorations. *Dent Mater.* 2006;22(7):602–609.
150. Purton DG, Chandler NP, Qualtrough AJ. Effect of thermocycling on the retention of glass fiber root canal posts. *Quintessence Int.* 2003;34(5):366–9.

151. Yenisey M, Kulunk S. Effects of chemical surface treatments of quartz and glass fiber posts on the retention of a composite resin. *J Prosthet Dent.* 2008;99(1):38–45.
152. Vano M, Derchi G, Barone A, Genovesi A, Covani U. Tooth bleaching with hydrogen peroxide and nano-hydroxyapatite: a 9-month follow-up randomized clinical trial. *Int J Dent Hyg.* 2015;13(4):1–8.
153. Monticelli F, Ferrari M, Toledano M. Cement system and surface treatment selection for fiber post luting. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008;13(3):214–21.
154. Kalkan M, Üşümez A, Öztürk NA, Belli S, Eskitaşçioğlu G. Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. *J Prosthet Dent.* 2006;96(1):41–46.
155. Nagas I, Şüküroğlu E, Canay S. Does the surface treatment affect the bond strength of various fibre-post systems to resin-core materials? *J Dent.* 2011;39(2):171–9.
156. Balbosh A, Kern M. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts *J Prost Dent.* 2006;95(3):218–23.
157. Wang JVJ, Chen YM, Kevin HK, Roger JS, Meng QF, Chen L. Effect of two fiber post types and two luting cement systems on regional post retention using the push-out test. *Dent Mater.* 2008;24(3):372–7.
158. Perdigao J. Dentin bonding, variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater.* 2010;26(2):24–37.
159. Naves LZ, Santana FR, Castro CG, Valdivia AD, Da Mota AS, Estrela C, Corrêa-Sobrinho L, Soares CJ. Surface treatment of glass fiber and carbon fiber posts: SEM characterization. *Microsc Res Tech.* 2011;74(12):1088–92.
160. Torres CR. How much bond strength do we need. *J Contemp Dent Pract.* 2011;12(4): 242–52.
161. Kahnamouei MA, Mohammadi N, Navimipour EJ, Shakerifar M. Push-out bond strength of quartz fibre posts to root canal dentin using total-etch and self-adhesive resin cements. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012;17(2):337–44.

162. Şengün A, Yalçın M, Kocabaşoğlu A. Yedinci jenerasyon adeziv sistemlerinin dentine makaslama bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2009;9(3):156–160.
163. Ünlü N, Çetin AR, Cebe MA, Gönlüm Özgür. Güncel self etch ve total etch adezivlerin çürükten etkilenmiş dentine bağlanma dayanımları. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2010;20(3):162–9.
164. Jayasooriya PR, Pereira PNR, Nikaido T, Tagami J. Efficacy of a resin coating on bond strengths of resin cement to dentin. J Esthet Restor Dent. 2003;15(2):105–13.
165. Sönmez I, Akbayoba A. Self-etch bir adezivin süt dişi dentinine makaslama bağlanma direncinin değerlendirilmesi. Hacettepe Diş Hek Fak Derg. 2008;32(1):49–54.
166. Giannini M, Carvalho RM, Martins LR, Dias CT, Pashley DH. The influence of tubule density and area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin. J Adhes Dent. 2001;3(4):315–24.
167. Oliveira SA, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall Jr GW. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. Dent Mater. 2003;19(8):758–67.
168. Munck J, Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res. 2005;84(2):118–32.
169. Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K, Sano H, Van Meerbeek B. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. J Dent Res. 2005;84(12):1160–4.
170. Midda M, Renton-Harper P. Lasers in dentistry. Br Dent J. 1991;170(9):343–6.
171. Miller M, Truhe T. Lasers in dentistry: an overview. J Am Dent Assoc. 1993;124(2):32–5.
172. Kirmali O, Akin H, Kapdan A. Evaluation of the surface roughness of zirconia ceramics after different surface treatments. Acta Odontol Scand. 2014;72(6):432–9.

173. Shiu P, De Souza-Zaroni WC, Eduardo CDP, Youssef MN. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomed Laser Surg.* 2007;25(4):291–6.
174. Kameyama A, Kato J, Amagai T, Takase Y, Kawada E, Oda Y, et al. Resin bonding to dentin irradiated by high repetition rate Er:YAG laser. *Photomed Laser Surg.* 2006; 24(3):397–401.
175. Birang R, Poursamimi J, Gutknecht N, Lampert F, Mir M. Comparative evaluation of the effects of Nd:YAG and Er:YAG laser in dentin hypersensitivity treatment. *Lasers Med Sci.* 2007;22(1):21–4.
176. Marcondes M, Paranhos MP, Spohr AM, Mota EG, da Silva IN, Souto AA, et al. The influence of the Nd:YAG laser bleaching on physical and mechanical properties of the dental enamel. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006;90(1):388–95.
177. Yamazaki R, Goya C, Yu DG, Kimura Y, Matsumoto K. Effects of erbium, chromium:YSGG laser irradiation on root canal walls: a scanning electron microscopic and thermographic study. *J Endod.* 2001;27(1):9–12.
178. Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent.* 2003;90(1):24–30.
179. Kursoglu P, Motro PF, Yurdagüven H. Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(2): 98–103.
180. Kim JT, Cho SA. The effects of laser etching on shear bond strength at the titanium ceramic interface. *J Prosthet Dent.* 2009;101(2):101–6.
181. Külünk T, Külünk Ş, Kurt M. The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand.* 2010;68(10): 354–359.
182. Yılmaz A, Akyil M.S, Hologlu B. The effect of metal primer application and Nd:YAG laser irradiation on the shear-bond strength between polymethyl methacrylate and cobalt-chromium alloy. *Photomed. Laser Surg.* 2011;29(1):39–45.

183. Arslan H, Barutçigil C, Yılmaz CB, Ceyhanlı KT, Topcuoğlu HS. Push-out bond strength between composite core buildup and fiber-reinforced posts after different surface treatments. *Photomed. Laser Surg.* 2013; 31(7):328–333.
184. Arslan H, Kurklu D, Ayrancı LB, Barutçigil C, Yılmaz CB, Karatas E, Topcuoğlu HS. Effects of post surface treatments including Er:YAG laser with different parameters on the pull-out bond strength of the fiber posts. *Lasers Med. Sci.* 2014;29(1):1569–1574.
185. Tuncdemir AR, Yıldırım C, Güller F, Özcan E, Usumez A. Er,Cr:YSGG laser dentine conditioning improves adhesion of a glass ionomer cement. *Photomed. Lasers Med Sci.* 2013;28(1):13–8.
186. Kursoglu P, Motro PFK, Yurdagüven H. Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(2): 98–103.
187. Ramos TM, Oliveira TM, Moretto SG, de Freitas PM, Eduardo C. Microtensile bond strength analysis of adhesive systems to Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser-treated dentin. *Lasers Med. Sci.* 2014; 29(10): 565–573.
188. Cho SD, Rajitrangson P, Matis BA, Platt JA. Effect of Er,Cr:YSGG laser, air abrasion, and silane application on repaired shear bond strength of composites. *Oper Dent.* 2013;38(3): 58–66.
189. Kirmali O, Kustarci A, Kapdan A, Er K. Effects of dentin surface treatments including Er,Cr:YSGG laser irradiation with different intensities on the push-out bond strength of the glass fiber posts to root dentin. *Acta Odontol Scand.* 2015;73 (5):380–6.
190. Pick RM. Using lasers in clinical dental practice. *J Am Dent Assoc.* 1993;124(2):37–47.
191. Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *J Am Dent Assoc.* 1993;124(2):57–61.
192. Myers TD. Lasers in Dentistry: their application in clinical practice. *J Am Dent Assoc.* 1991;122(2):46–50.
193. Anić I, Tachibana H, Masumoto K, Qi P. Permeability, morphologic and temperature changes of canal dentine walls induced by Nd:YAG, CO<sub>2</sub> and argon lasers. *Int Endod J.* 1996;29(1):13–22.

194. Goodis HE, White JM, Marshall SJ, Marshall GW Jr. Scanning electron microscopic examination of intracanal wall dentin: hard versus laser treatment. *Scanning Microsc.* 1993;7(3):979–87.
195. Harashima T, Takeda FH, Kimura Y, Matsumoto K. Effect of Nd:YAG laser irradiation for removal of intracanal debris and smear layer in extracted human teeth. *J Clin Laser Med Surg.* 1997;15(3):131–5.
196. Judy MM, Matthews JL, Aronoff BL, Hults DF. Soft tissue studies with 805 nm diode laser radiation: thermal effects with contact tips and comparison with effects of 1064 nm Nd:YAG laser radiation. *Lasers Surg Med.* 1993;13(5): 528–36.
197. Gerek M, Aşçı S, Yaylalı Dİ. Ex vivo evaluation of antibacterial effects of Nd:YAG and Diode lasers in root canals. *Biotechnol & Biotechnol Eq.* 2010;24(3): 2031–4.
198. Nair PN, Baltensperger MM, Luder HU, Eyrich GK. Pulpal response to Er:YAG laser drilling of dentine in healthy human third molars. *Lasers Surg Med.* 2003;32 (3):203–9.
199. Bader C, Krejci I. Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent.* 2006;19(3):178–86.
200. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Matsumoto N, Matsumoto K. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17(4):155-9.
201. Matsumoto K. Laser in endodontics. *Dent Clin North Am.* 2000;44(4):889-906.
202. Harashima T, Kinoshita JI, Kimura Y, et al. Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. *Photomed Laser Surg.* 2005;23(1):52-5.
203. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Microleakage of composite resin restoration in cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation and etched bur cavities in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent.* 2002;26(3):263-268.
204. Eversole LR, RizoIU I, Kimmel AI. Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium: YSGG laser powered hydrokinetic system. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(8):1099-106.

205. Eversole LR, RizoIU IM. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. *J Calif Dent Assoc* 1995;23(12):41-7.
206. Finkbeiner RL. The results of 1328 periodontal pockets treated with the argon laser: selective pocket thermolysis. *J Clin Laser Med Surg.* 1995;13(4):273-81.
207. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc.* 1999;65(8):447-50.
208. Marshall M V, Cancro LP, Fischman SL. Hydrogen peroxide: a review of its use in dentistry. *J Periodontol.* 1995;66(9):786-96.
209. Ubaldini ALM, Baesso ML, Medina Neto A, Sato F, Bento AC, Pascotto RC. Hydrogen peroxide diffusion dynamics in dental tissues. *J Dent Res.* 2013;92(7):661-5.
210. Lee jr HL, Orłowski JA, Scheidt GC, Lee JR. Effects of acid etchants on dentin. *J Dent Res.* 1973;52(6):1228-33.
211. Buonocore, MG. A Simple Method of creasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34(1): 849-853.
212. Matos AB, Palma RG, Saraceni CHC, Matson E. Effects of acid etching on dentin surface: SEM morphological study. *Braz Dent J.* 1997;8(1):35-41.
213. Parihar N, Pilia M. SEM evaluation of effect of 37% phosphoric acid gel, 24% EDTA gel and 10% maleic acid gel on the enamel and dentin for 15 and 60 seconds: an in-vitro study. *Int Dent J Students Res.* 2012;1(2):29-41.
214. Blomlof J, Cederlund A, Jonsson B, Ohlson NG. Acid conditioning combined with single component and two component dentin bonding agents. *Quintessence Int.* 2001;32(9): 711-715.
215. Blomlof JPS, Cederlund AL, Blomlof LB et al. A new concept for etching in restorative dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1999;19(1):31-35.
216. Lo Giudice G, Cutroneo G, Centofanti A, Artemisia A, Bramanti E, Militi A, et al. Dentin morphology of root canal surface: a quantitative evaluation based on a scanning electronic microscopy study. *Biomed Res Int.* 2015;16(4):65-7.



217. Radovic I, Mazzitelli C, Chieffi N, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts cemented using different adhesive approaches. *Eur J Oral Sci.* 2008;116(6):557–63.
218. Correa-Faria P, Alcantara CE, Caldas-Diniz MV, Botelho AM, Tavano KT. “Biological Restoration”: Root Canal and Coronal Reconstruction. *J Esthet Restor Dent.* 2010;22(3):168–77.
219. Galindo VAC, Nogueira JSE, Yamasaki E, Kós Miranda D. Biological posts and natural crowns bonding alternatives for anterior primary teeth restoration. *J Bras Odontoped Odontol Bebe.* 2000;16(1):513–20.
220. Kaizer OB, Bonfante G, Pereira Filho LD. Utilization of biological posts to reconstruct weakened roots. *Rev Gaucha Odontol.* 2008;56(1):7–13.
221. Osborne JW, Lambert LR. Reattachment of fractured incisal tooth segment. *Gen Dent.* 1985;33(6):516–7.
222. Cândido MSM, Pozzobon RT, Porto Neto ST. Esthetic resolution through heterogeneous bonding root-coronal, laminate and recontouring. *J Bras Odontol Clin.* 1999;15(1):29–33.
223. Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, Braem M, Lambrechts P, VanHerle G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res.* 1993;72(2):495–501.
224. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent.* 1997;25(5): 355–72.
225. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, Lambrechts P, Vanherle G. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* 2003;82(7):136–40.
226. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater.* 2005;21(5):397–412.
227. Yilmaz S, Cengiz E, Ozan O, Ramoglu S, and Yilmaz H, The effect of Er,Cr:YSGG laser application on the micropush-out bond strength of fiber posts to resin core material. *Photomed Laser Surg.* 2014;32(10): 547–81.

228. Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res.* 1995;74(1):1679–88.
229. Ozer F, Sengun A, Ozturk B, Say EC, Tagami J. Effect of tooth age on microtensile bond strength of two fluoride-releasing bonding agents. *J Adhes Dent.* 2005;7(1):289–95.
230. Albashaireh ZS, Ghazal M, Kern M. Effects of endodontic post surface treatment, dentin conditioning, and artificial aging on the retention of glass fiber reinforced composite resin posts. *J Prosthet Dent.* 2010;103(1):31–9.
231. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* 1999;27(4):275–8.
232. Zicari F, De Munck J, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Factors affecting the cement-post interface. *Dent Mater.* 2012; 28(3):287–97.
233. Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K, et al. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* 2005; 84(12):1160–4.
234. Celik D, Serper A, Tasdemir T, Ceyhanli KT. Push-out bond strength of three calcium silicate cements to root canal dentine after two different irrigation regimes. *Clin Oral Investig.* 2014;18(4):1141–6.
235. Oksan T, Aktener BO, Sen BH, Tezel H. The penetration of root canal sealers into dentinal tubules: a scanning electron microscope study. *Int Endod J.* 1993;26(5): 301–5.
236. Bergoli CD, Amaral M, Boaro LC, Braga RR, Valandro LF. Fiber post cementation strategies: effect of mechanical cycling on push-out bond strength and cement polymerization stress. *J Adhes Dent.* 2012;14(5):471-8.
237. Aguiar TR, André CB, Correr-Sobrinho L, Arrais CAG, Ambrosano GMB, Giannini M. Effect of storage times and mechanical load cycling on dentin bond strength of conventional and self-adhesive resin luting cements. *J Prosthet Dent.* 2014;111(5):404–10.
238. Guzy GE, Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent.* 1979;42(1):39-44.

239. Trabert KC, Caputo AA, Abou-Rass M. Tooth fracture a comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod.* 1978;4(11):341-5.
240. Barkmeier WW, Murrin JR, Anderson RW. Amalgam restoration of posterior teeth before endodontic treatment. *J Endod.* 1980;6(2):446-9.
241. Standlee JP, Caputo M, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effect of cement, dowel length and design. *J Prosthet Dent.* 1978;39(4):400-5.
242. Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1989;62(2):166-72.
243. Goodacre CJ, Spolnik KJ. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part I: tooth preparation considerations. *J Prosthodont.* 1995;4(2):122-8.
244. Abou-Rass M, Jann JM, Jobe D, Tsutsui F. Preparation of space for posting: effect on thickness of canal walls and incidence of perforation in molars. *J Am Dent Assoc.* 1982;104(6):834-7.
245. Kvist T, Rydin E, Reit C. The relative frequency of periapical lesions in teeth with root canal-retained posts. *J Endod.* 1989;15(12):578-80.
246. Ferrari M. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *Am J Dent.* 2000;13(5): 255-60.
247. Yoldas O, Akova T, Uysal H. An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. *J Oral Rehabil.* 2005;32(6):427-32.
248. Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Mathias P, Muench A. Microtensile bond strength of light- and self- cured adhesive systems to intraradicular dentin using a translucent fiber post. *Oper Dent* 2005; 30(4): 500-6.
249. Bolhuis P, de Gee A, Feilzer A. The influence of fatigue loading on the quality of the cement layer and retention strength of carbon fiber post-resin composite core restorations. *Oper Dent.* 2005;30(2):220-7.
250. Mastoras K, Vasiliadis L, Koulaouzidou E, Gogos C. Evaluation of push-out bond strength of two endodontic post systems. *J Endod.* 2012;38(4):510-14.

251. Drummond JL, Sakauchi RL, Racean DC, Wozny J, Steinberg AD. Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. *J Biomed Mat Res.* 1996;32(1): 533–41.
252. Soares CJ, Santana FR, Castro CG, Santos-Filho PC, Soares PV, Qian F, et al. Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between microtensile and push-out tests. *Dent Mater.* 2008;24(10): 1405 –11.
253. Cekic-Nagas I, Ergun G, Nagas E, Tezvergil A, Vallittu PK, Lassila LV. Comparison between regional micropush-out and microtensile bond strength of resin composite to dentin. *Acta Odontol Scand.* 2008;66(2):73–81.
254. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: Comparison between micro-tensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci.* 2004;112 (4): 353–61.
255. Cekic–Nagas I, Sukuroglu E, Canay S. Does the surface treatment affect the bond strength of various fiber-post systems to resin-core materials? *J Dent.* 2011;39(2): 171–79.
256. Da Silva Machado J, Cândido MS, Sundfeld RH, De Alexandre RS, Cardoso JD, Sundfeld ML. The influence of time interval between bleaching and enamel bonding. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(2):111–118.
257. Senawongse P, Pongprueksa P. Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent.* 2007; 19(5): 265–273.
258. Başeren M. Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocerbased tooth colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *J Biomater Appl.* 2004;19(1):121–134.
259. Miller BH, Nakajima H, Powers JM, Nunn ME. Bond strength between cements and metals used for endodontic posts. *Dent Mater.* 1998;14(5): 312–20.
260. Albashaireh ZS, Ghazal M, Kern M. Effects of endodontic post surface treatment, dentin conditioning, and artificial aging on the retention of glass fiber-reinforced composite resin posts. *J Prosthet Dent.* 2010;103(1):31–9.

261. Rabelo JS, Ana PA, Benetti C, Vale´rio MEG, Zezell DM. Changes in dental enamel oven heated or irradiated with Er,Cr:YSGG laser: analysis by FTIR. *Laser Phys.* 2010;20(3):871–875.
262. Visuri S, Gilbert J, Wright D, Wigdor H, Walsh J Jr. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res.* 1996;75(1):599–605.
263. Gluskin AH, Radke RA, Frost SL, Watanabe LG, The mandibular incisor: rethinking guidelines for post and core design. *J Endod.* 1995;21(1):33–37.
264. Haragushiku GA, Sousa-Neto MD, Silva-Sousa YT, Alfredo E, Silva SC, Silva RG. Adhesion of endodontic sealers to human root dentine submitted to different surface treatments. *Photomed Laser Surg.* 2010;28(3):405–10.
265. Eversole LR, RizoIU IM. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. *J Calif Dent Assoc.* 1995;23(12):41–47.
266. Eversole LR, RizoIU I, Kimmel AI, Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium:YSGG laser-powered hydrokinetic system. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(8):1099–1106.
267. Li R, Ren Y, Han J. Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2000;18(6):377–9.
268. Usümez S, Orhan M, Usümez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122(6): 649–56.
269. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Suzuki N, Murakami Y, Matsumoto K. Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er, Cr: YSGG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg.* 2001;19(6):297–303.
270. Mohammadi N, Savadi OS, Abed KM, Bahari M, Kimyai S, Rikhtegaran S. Effect of Er,Cr:YSGG pretreatment on bond strength of fiber posts to root canal dentin using a self-adhesive resin cement. *Lasers Med Sci.* 2013;28(12):65–9.
271. Oysa Nagase D, de Freitas P, Morimoto S, Oda M, Vieria G. Influence of laser irradiation on fiber post retention. *Lasers Med Sci.* 2011; 26(9): 377–80.

272. Tseng WY, Chen MH, Lu HH, Lin CW, Hsieh TT, Chen CH, et al. Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser irradiated human dentin to composite inlays with two resin cements. *Dent Mater J*. 2007;26(5):746–55.
273. Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Influence of Er,Cr:YSGG laser treatment on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent*. 2008;10(1):25–33.
274. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Suzuki N, Murakami Y, Matsumoto K. Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg*. 2001;19(6):297–303.
275. Tasar S, Ulusoy MM, Meric G. Microshear bond strength according dentin cleansing methods before recementation. *J Adv Prosthodont*. 2014;6(2):79–87.
276. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Matsumoto N, Matsumoto K. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *J Clin Laser Med Surg*. 1999;17(4):155–9.
277. Ceballos L, Osorio P, Toledano M, Marshall GW. Microleakage of composite restorations after acid or Er-YAG laser cavity treatments. *Dent Mater*. 2001;17(4):340–6.
278. Spohr AM, Borges GA, Júnior LH, Mota EG, Oshima HM. Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomed Laser Surg*. 2008;26(3):203–208.
279. Kurtulmus S, Cengiz E, Ozan O, Ramoglu S, Yilmaz HG. The effect of Er,Cr:YSGG laser application on the micropush-out bond strength of fiber posts to resin core material. *Photomed Laser Surg*. 2014;32(10):574–581.
280. Akin GE, Akin H, Sipahi C, Piskin B, Kirmali O. Evaluation of surface roughness and bond strength of quartz ber posts after various pre-treatments. *Acta Odontol Scand*. 2014;72(8):1010–6.
281. Wang Q, Zhang C, Yin X. Evaluation of the bactericidal effect of Er,Cr:YSGG, and Nd:YAG lasers in experimentally infected root canals. *J Endod*. 2007;33(7):830–932.
282. Kulunk Ş, Kulunk T, Yenisey M. Effects of different surface pre-treatments on the bond strength of adhesive resin cement to quartz fiber post. *Acta Odontol Scand*. 2012;70(6):547–54.

283. Saker S, El-Kholany N, El-Wassefy N. Effect of different surface treatments on push-out bond strength of glass fiber posts to resin composite core material. *J Dent App.* 2015;2(6):246–50.
284. Bonfante EA, Pegoraro LF, de Goes MF, Carvalho RM. SEM observation of the bond integrity of fiber-reinforced composite posts cemented into root canals. *Dent Mater.* 2008;24(4):483–91.
285. Khamverdi Z, Abbasi S, Habibi E, Kasraei S, Azarsina M, et al. Effect of storage time on microtensile bond strength between quartz ber post and composite core after different post surface treatments. *J Conserv Dent* 2011;14(4):361–365.
286. Dishman M V, Covey DA, Baughan LW. The effects of peroxide bleaching on composite to enamel bond strength. *Dent Mater.* 1994;10(1):33–6.
287. Torneck CD, Titley KC, Smith DC, Adibfar A. The influence of time of hydrogen peroxide exposure on the adhesion of composite resin to bleached bovine enamel. *J Endod.* 1990;16(3):123–8.
288. de Sousa Menezes M, Queiroz EC, Soares PV, Faria-e-Silva AL, Soares CJ, Martins LR. Fiber post etching with hydrogen peroxide: effect of concentration and application time. *J. Endod.* 2011;37(3):398–402.
289. Balbosh A, Kern M. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. *J Prosthet Dent* 2006;95(3):218–223.
290. Jalali H, Farid F, Kulivand S, Nokar S, Dadgar K. Effect of Different Irrigants Applied After Post Space Preparation on Push-Out Bond Strength of a Self-Etch Resin Cement. *J Dent (Tehran).* 2018;15(4): 222–29.

## EKLER

**GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU**

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı yüzey işlemlerinin biyolojik dertin postunun bağlanma dayanımına etkisi		
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	376		

<b>ETİK KURUL BİLGİLERİ</b>	ETİK KURULUN ADI	Gaziantep Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu		
	AÇIK ADRESİ:	Gaziantep Üniversitesi Hayvan Deneyleri Araştırma Merkezi Binası (GAÜNDAM) Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 27310 Şehitkamil/Gaziantep		
	TELEFON			
	FAKS			
	E-POSTA	etikkurul@gantep.edu.tr		

<b>BAŞVURU BİLGİLERİ</b>	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Dr.Öğretim Üyesi Fatma TUNÇ			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Endodonti Anabilim Dalı			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi			
	VARSA İDARI SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI				
	DESTEKLEYİCİ				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>		
FAZ 4		<input type="checkbox"/>			
Gözlemsel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>			
Tıbbi cihaz klinik araştırması		<input type="checkbox"/>			
İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>			
İlaç dışı klinik araştırma	<input checked="" type="checkbox"/>				
Diğer ise belirtiniz :					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input checked="" type="checkbox"/>	

	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	<b>DEĞERLENDİRİLEN BELGELER</b>	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ		
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU				Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
OLGU RAPOR FORMU				Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ				Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>

	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Açıklama
<b>DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER</b>	SİGORTA	<input type="checkbox"/>		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>		
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>		
	İLAN	<input type="checkbox"/>		
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>		

Etik Kurul Başkanı  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Assun BARANSEL ISIR

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.



## GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı yüzey işlemlerinin biyolojik dertin postunun bağlanma dayanımına etkisi		
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	376		
KARAR BİLGİLERİ	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>	
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>	
	DIĞER:	<input type="checkbox"/>	
	<b>Karar No:2018/376</b>	<b>Tarih: 19.12.2018</b>	
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.		

<b>KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU</b>	
<b>ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI</b>	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
<b>BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:</b>	Prof. Dr.Aysun BARANSEL ISIR

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr.Aysun BARANSEL ISIR	ADLI TIP	Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Yasemin ZER	MİKROBİYOLOJİ	Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Özlem ALTINDAĞ	FİZİK TEDAVİ ve REHABILITASYON	Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Birgöl ÖZÇİRPİCİ	HALK SAĞLIĞI	Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Muradiye NACAĞ	FARMAKOLOJİ	Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. İlker SEÇKİNER	ÜROLOJİ	Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mehmet KESKİN	ÇOCUK ENDOKRİNOLOJİ VE METABOLİZMA HASTALIKLARI	Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Sinan AKBAYRAM	ÇOCUK HEMATOLOJİ ve ONKOLOJİ	Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ramazan BAL	FİZYOLOG	Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Umut ELBOĞA	NÜKLEER TIP	Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr.Öğr.Üyesi Serkan GÜRGÜL	BIYOFİZİK	Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr.Öğr.Üyesi Eda Didem YALÇIN	AĞIZ DIŞ ve ÇENE RADYOLOJİSİ	Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Uzm. Dr. Günay KOZAN	KULAK, BURUN BOĞAZ HASTALIKLARI	Gaziantep İl Sağlık Müdürlüğü	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Emine Aybuken YILDIRIM	AVUKAT (Hukukçu)	Gaziantep Barosu	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Recep TÜRK	BANKACI (Kamu Yönetimi)	Ziraat Bankası Gaziantep Bölge Yöneticisi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

\*:Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Başkanının  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Aysun BARANSEL ISIR

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmamalıdır.

## ÖZGEÇMİŞ

Heba Muhsin Hayder Alqassab, 1986 yılında Musul’da doğdu. İlkokul ve orta öğretimini Al-Fetva Devlet Okullarında, lise eğitimini ise Kurtoba Lisesi’nde tamamladı. Lisans eğitimini Sanaa/ Yemen University of Science and Technology (UST) Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde 2010 yılında bitirdikten sonra, 2010-2018’de devlet memuru oldu (devlet hastanesinde çalıştı), 2016 Şubat’ta Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı’nda doktora eğitimine kabul edildi, Şubat’tan Aralık’a kadar Tömer eğitimi aldı. 2016 Aralık ayında Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı’nda doktora eğitimine başladı.

