

T. C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI IŞIK KAYNAKLARI VE BAĞLAYICI SİSTEMLERİ İLE
LÖSİTLE GÜÇLENDİRİLMİŞ CAM SERAMİKLERİN DENTİNE
BAĞLANMA DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Işıl Çekiç Nağas

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Gülfem ERGÜN

ANKARA
Mart 2008

T. C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI IŞIK KAYNAKLARI VE BAĞLAYICI SİSTEMLERİ İLE
LÖSİTLE GÜÇLENDİRİLMİŞ CAM SERAMİKLERİN DENTİNE
BAĞLANMA DAYANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Işıl Çekiç Nağış

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Gülfem ERGÜN

ANKARA
Mart 2008

**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı
çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.**

Tez Savunma Tarihi: 24/03/2008

**Prof. Dr. Turgut Cihan AKÇABOY
Gazi Üniversitesi
Jüri Başkanı**

**Prof. Dr. Levent NALBANT
Gazi Üniversitesi**

**Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI
Ankara Üniversitesi**

**Doç. Dr. Gülfem ERGÜN
Gazi Üniversitesi**

**Prof. Dr. Suat YALUĞ
Gazi Üniversitesi**

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay.....	I
İçindekiler.....	II
Resimler, Grafikler.....	IV
Tablolar.....	VII
Semboller, Kısaltmalar.....	VIII

1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Seramik.....	2
2.2. Dental seramiklerin yapısı.....	3
2.3. Dental seramiklerin sınıflandırılması.....	5
2.3.1. Fırınlama ısısına göre seramiklerin sınıflandırılması.....	6
2.3.1.1. Yüksek ısı seramikleri.....	6
2.3.1.2. Orta ısı seramikleri.....	6
2.3.1.3. Düşük ısı seramikleri.....	6
2.3.1.4. Ultra düşük ısı seramikleri.....	6
2.3.2. Kullanım alanlarına göre seramiklerin sınıflandırılması.....	7
2.3.2.1. Metal destekli seramikler.....	7
2.3.2.2. Tam seramikler.....	8
2.3.2.3. Yapay dişlerde kullanılan seramikler.....	10
2.3.3. Yapım tekniklerine göre seramiklerin sınıflandırılması.....	10
2.3.3.1. Dökülebilir seramikler.....	11
2.3.3.2. Isıya dayanıklı day'lar üzerinde fırınlanan seramikler.....	12
2.3.3.3. Isı ve basınç altında üretilen seramikler.....	12
2.3.3.4. Makine desteği ile üretilen seramikler.....	15
2.3.3.4.1. CAD-CAM sistemi (Bilgisayar destekli tasarım – Bilgisayar destekli üretim).....	15
2.3.3.4.2. Kopya freze sistemler (Copy milling tekniği).....	16
2.3.3.4.3. Direkt seramik mekanikliği.....	16
2.4. Bağlantı.....	18
2.5. Diş hekimliğinde bağlantı.....	18
2.5.1. Mineye bağlanma mekanizması.....	20
2.5.2. Dentine bağlanma mekanizması.....	21
2.5.3. Bağlayıcı sistemler.....	22
2.5.3.1. Smear tabakası üzerindeki etkilerine göre dentin bağlayıcı sistemler.....	22
2.5.3.2. Kronolojik değişimlerine göre dentin bağlayıcı sistemler.....	23
2.5.3.3. Uygulama aşamalarına göre dentin bağlayıcı sistemler.....	25
2.5.4. Bağlayıcı ajanların klinik performansı.....	27
2.6. Rezin simanlar.....	28
2.7. Diş hekimliğinde kullanılan ışık kaynakları.....	29
2.7.1. Kuartz-tungsten-halojen ışık kaynakları (KTH).....	31
2.7.2. Işık yayan diyotlar (LED, light emitting diode).....	31
2.7.3. Plazma ark ışık kaynakları.....	32
2.7.4. Lazer ışık kaynakları.....	32

2.8. Polimerizasyon modları	33
2.8.1. Standart polimerizasyon modu	33
2.8.2. Yavaş başlangıç modu (Soft-start)	33
2.8.2.1. İki veya üç aşamalı artan mod (Step-curing mode)	33
2.8.2.2. Kademeli olarak artan mod (Ramp-curing mode)	33
2.8.2.3. Gecikmiş eğilim modu (Pulse-delay mode).....	34
2.8.2.4. Salınım modu (Oscillating mode).....	34
2.8.3. Destek polimerizasyon modu (Boost-curing mode)	34
2.9. Bağlayıcı sistemlerin bağlanma dayanımlarının in vitro olarak değerlendirilmesi	34
2.9.1. Bağlanma dayanımı test yöntemleri	34
2.9.1.1. Mikrogerilim bağlanma dayanımı test yöntemi.....	36
2.9.2. Termosiklus	37
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	39
3.1. Dentin yüzeylerinin hazırlanması	40
3.2. Lössit seramiklerin hazırlanması	42
3.3. Seramiklerin dişlere bağlanma işlemleri	46
3.4. Kesitlerin alınması	54
3.5. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi	57
3.6. Kırık tiplerinin analizi.....	59
3.7. Örneklerin tarama elektron mikroskobu ile incelenmesi	59
3.8. İstatistiksel analiz.....	61
4. BULGULAR.....	62
4.1. Mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlendirilmesi.....	62
4.2. Kırık tipi değerlendirilmesi	67
5. TARTIŞMA	80
6. SONUÇLAR	92
7. ÖZET	93
8. SUMMARY	95
9. KAYNAKLAR	97
10. EKLER	114
11. ÖZGEÇMİŞ.....	115

Resimler

Resim 1. IPS Empress ve IPS Empress 2 sistemlerinin EP500 basınç fırını diyagramı	14
Resim 2. a. Çalışmada kullanılan dişler, otopolimerizan akril ve plastik borular. b. Dentin yüzeylerinin açığa çıkarılmasında kullanılan otomatik parlatma makinesi.....	40
Resim 3. a. Dentin yüzeyi açığa çıkarılan örneğin okluzal yüzeyinin yer düzlemine göre paralelliğinin kontrolü. b. Akriliğin fazla kısımlarının kesilmesi için kullanılan elektrikli kesme aleti	41
Resim 4. İki yüzeyi 90° açı yapacak şekilde dişin otomatik parlatma makinesinde düzleştirilmiş görüntüsü	42
Resim 5. Mum örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp.....	42
Resim 6. a. Örneklerin manşete alınması. b. Manşetin mum atımı için fırına yerleştirilmesi.....	43
Resim 7. EP500 ısı-basınç fırını.....	44
Resim 8. IPS Empress dentin tabletleri	44
Resim 9. Döküm seramik örnekler	45
Resim 10. Çalışmada kullanılan ultrasonik banyo cihazı	45
Resim 11. Seramik örneklerin pürüzlendirilmesinde kullanılan HF asit ve silan	46
Resim 12. Çalışmada kullanılan tam pürüzlendirme sistemi	48
Resim 13. Çalışmada kullanılan kendiliğinden pürüzlendirme sistemi	48
Resim 14. Çalışmada kullanılan dual olarak polimerize olan rezin siman.....	49
Resim 15. a. Polietilen kalıplar, b. Polietilen kalıbın dentin üzerine yerleştirilmesi	49
Resim 16. a. Örneğin 0.94 kg'lık yük uygulayan alete yerleştirilmesi. b. Elde edilen örnek. c. Özel yükleme aletinin basınç uygulayan kısmı	50
Resim 17. Çalışmada kullanılan ışık kaynakları. a. KTH, b. LED, c. Plazma ark.....	51
Resim 18. Örneklerin bekletildiği etüv	53
Resim 19. Termosiklus cihazı	53
Resim 20. Örneğin kesme cihazına yerleştirilmesi.....	54
Resim 21. Örneklerin 1mm'lik ilk kesitleri alındıktan sonra 90° çevrilerek tekrar yapıştırılması	55
Resim 22. Örneklerden alınmış kesitler	55
Resim 23. Kum saati şekli verilmiş örnekler.....	56
Resim 24. Kum saati şeklinin verilmesinde kullanılan metal örnek ve elde edilen örnekler	56
Resim 25. Mikrogerilim test aleti	57
Resim 26. Mikrogerilim test cihazına siyanoakrilat yapıştırıcı ile yapıştırılan ve gerilim uygulandıktan sonra kırılan örnekler, a. 1. örneğin yapıştırılması, b. kırılmış görüntüsü	58
Resim 27. Işık mikroskobu	59
Resim 28. Püskürterek kaplama makinesi.	60
Resim 29. Altın ile kaplanmış örnekler	60

Resim 30. Tarama elektron mikroskobu.....	61
Resim 31. Dentin ile rezin siman arasında adeziv kırık tipinin ışık mikroskobu görüntüsü (X40 büyütme)	68
Resim 32. Resim 31’de görülen a. seramik ve rezin simanın, b. dentinin ışık mikroskobu görüntüsü (X40 büyütme).	68
Resim 33. TKG grubundan dentin ile rezin siman arasında oluşan adeziv kırık tipi görüntüsü, a. seramik kısmı (Büyütme X200, bar=100 µm), b. dentin kısmı (Büyütme X500, bar=50 µm).	69
Resim 34. TPN grubundan dentin ile rezin siman arasında oluşan adeziv kırık tipi görüntüsü, a. seramik kısmı, b. dentin kısmı (Büyütme X500, bar=50 µm).	70
Resim 35. KKG grubundan dentin ile rezin siman arasında oluşan adeziv kırık tipi görüntüsü, a. seramik kısmı, b. dentin kısmı (Büyütme X500, bar=50 µm).	71
Resim 36. Resin siman ile seramik arasında adeziv kırık tipinin ışık mikroskobu görüntüsü (X40 büyütme).	72
Resim 37. Resim 36’da görülen a. seramik, b. dentin ve rezin simanın ışık mikroskobu görüntüsü ve rezin simanın içinde görülen hava kabarcığı (X40 büyütme).	72
Resim 38. TKY grubunda görülen rezin siman ile seramik arasında oluşan adeziv kırık tipinin görüntüsü (Büyütme X500, bar=50 µm).	73
Resim 39. Karma kırık tipinin ışık mikroskobu görüntüsü (X40 büyütme).	74
Resim 40. Resim 39’da görülen a. seramik ve rezin simanın, b. dentin ve rezin simanın ışık mikroskobu görüntüsü (X40 büyütme).	74
Resim 41. En fazla karma tip kırığın görüldüğü KPN grubundan karma kırık tipi görüntüsü, a. dentin kısmı (Büyütme X500, bar=50 µm), b. Seramik kısmı (Büyütme X200, bar=100 µm).	75
Resim 42. Resin siman içinde koheziv kırık tipinin ışık mikroskobu görüntüsü (X40 büyütme).	76
Resim 43. Resim 42’de görülen a. seramik ve rezin simanın, b. dentin ve rezin simanın ışık mikroskobu görüntüsü (X40 büyütme).	76
Resim 44. KPK grubundan rezin siman içerisinde oluşan koheziv kırık tipinin görüntüsü (Büyütme X150, bar=100 µm).	77
Resim 45. TPK grubunda görülen rezin siman içinde oluşan koheziv kırık tipinin tarama elektron mikroskobu görüntüsü (Büyütme X1000, bar=10 µm).	77
Resim 46. TLG grubunda gözlenen dentin içerisinde oluşan koheziv kırık tipinin görüntüsü (Büyütme X500, bar=50 µm).	78
Resim 47. Dentin yapısı eritildikten sonra elde edilen rezin tag yapısı görüntüsü, a. Tam pürüzlendirme bağlayıcı sistemi, b. Kendiliğinden pürüzlendirme bağlayıcı sistemi (Büyütme X1000, bar=10 µm).....	79

Grafikler

Grafik 1. Grupların mikrogerilim bağlanma dayanımı (μ GBD) değerleri...	62
Grafik 2. Örneklerin kırık tipi analizi	67

Tablolar

Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyaller	39
Tablo 2. Çalışmada kullanılan ışık kaynakları ve polimerizasyon modları	47
Tablo 3. Grupların kullanılan bağlayıcı sisteme, ışık kaynağına ve polimerizasyon moduna göre ortalama mikroyerilim bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri (MPa, Ortalama $\pm$ Stdsapma)	63
Tablo 4. μ GBD değerleri karşılaştırmaları için üç yönlü varyans analizi sonuçları	64
Tablo 5. Farklı ışık kaynakları için Tukey HSD testi sonuçlarına göre gruplar arası farklılıklar	65
Tablo 6. Farklı polimerizasyon modları için Tukey HSD testi sonuçlarına göre gruplar arası farklılıklar	66

Semboller, Kısaltmalar

m	metre
cm	santimetre
mm	milimetre
μm	mikrometre
nm	nanometre
kg	kilogram
sn	saniye
dk	dakika
cal	kalori
$^{\circ}\text{C}$	santigrad derece
MPa	megapaskal
N	Newton
α	alfa
O	Oksijen
Si	Silisyum
Al_2O_3	Alüminyum oksit
SiO_2	Silisyum oksit
$\mu\text{-GBD}$	Mikrogerilim bağlanma dayanımı
UDMA	Üretan dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A-diglisidil dimetakrilat
TEGDMA	Trietilenglikoldimetakrilat
BPDM	Bifenil dimetakrilat
HEMA	Hidroksietil metakrilat
AMPS	2-akrilamido–2-metil propansülfonik asit
BISMEP	Bis-2-metakriloyloksietil fosfat
CAD	Bilgisayar destekli tasarım (Computer Aided Design)
CAM	Bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacture)

GİRİŞ

Hastaların estetik beklentileri her geçen yıl artmaktadır. Estetik arayışları, seramik sistemlerinde ilerlemelere, yeni seramik yapıların ve üretim tekniklerinin gelişmesine neden olmuştur.

Tam seramik restorasyonların başarılı simantasyonu, uzun süreli klinik başarılarında çok önemli rol oynamaktadır. Tam seramik restorasyonların simantasyonu için hem ışık hem kimyasal olarak polimerize (dual) olan rezin esaslı yapıştırma simanları önerilmektedir. Dental teknolojilerde son yıllardaki en büyük değişiklikler ise bu sistemlerin polimerizasyonunda kullanılan rezin polimerizasyon cihazlarında görülmektedir. Bunlardan en yaygın olarak kullanılanlar; kuartz-tungsten-halojen ışık kaynakları (KTH), ışık yayan diyotlar (LED), plazma ark lambaları ve argon iyonu lazerleridir.

Klinik başarı; seramik, yapıştırma simanı, bağlayıcı sistemler ve diş yapısı arasındaki bağlantının başarısına bağlıdır. Son yıllarda üretilen dentin bağlayıcı ajanların kullanımı ile klinik olarak kabul edilebilir oranda dentine bağlanma sağlanmaktadır. Dentin bağlayıcı ajanların teknik hassasiyet gerektirmeleri, yeni bağlayıcı sistemlerin geliştirilmesinde, üreticilerin dikkatini bu sistemlerin uygulama aşamalarının basitleştirilmesine çekmektedir. Üreticiler tarafından tanıtılan kendiliğinden pürüzlendiren sistemler (self-etch), mine ve dentine bağlanmada yeni yaklaşımlardır.

Dentin bağlayıcı sistemlerin klinik başarısının saptanabilmesi için, uygun laboratuvar koşullarında klinik öncesi in vitro test yöntemleriyle değerlendirilmesi öngörülmektedir. Bunlar arasında önemli bir yer tutan mikrogerilim bağlanma dayanımı, dental materyallerin farklı yüzeylere bağlanma kuvvetini değerlendirebilen güvenilir mekanik bir test yöntemidir.

Bu çalışmada, farklı tip bağlayıcı sistemlerin ve polimerizasyon tekniklerinin hekimlerin sıklıkla tercih ettiği lösit esaslı cam seramiklerin dentine bağlanma dayanımları üzerine etkisinin mikrogerilim bağlanma dayanımı test yöntemi ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramik

Seramik sözcüğü, Yunanca “keramikos” sözcüğünden türetilmiş olup, yüksek ısıda pişirilmiş topraktan yapılan materyal olarak tanımlanmıştır¹.

Seramik, ilk önce Asurlular, 9. yüzyılın başlarında da Çinliler tarafından kullanılmıştır². 16. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir. Bu tarihten 150 yıl önce İtalya'da “Medicisler'in” destekleriyle seramik yapılmasına yönelik çalışmaların varlığı bildirilmiştir³. Kullanılan ilk seramiklerin, opak, zayıf ve poröz olması nedeniyle diş hekimliği uygulamalarında kullanımları uygun değildi. Bu seramiklerin içeriğinin büyük kısmını kaolin oluşturmaktaydı. Yapıya silika, feldspat gibi minerallerin katılmasıyla seramik, dental restorasyonlar için gerekli olan dayanıklılık ve yarı saydamlık özelliğini kazanmıştır¹.

Diş hekimliğinde seramik ilk olarak, 1774 yılında Saint-Germainen-Laye çevresinde eczacılık yapan Alexis Duchateau tarafından kullanılmıştır. Duchateau sert seramiklerden protez yapımını denemiştir. 1788 yılında Nicholas Dubois De Chemant, Duchateau'nun yöntemini geliştirmiş ve ilk seramik dişler için patent almıştır^{4,5}.

İlk kişisel seramik dişler, 1808 yılında Paris'te İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Giuseppe Angelo Fonzi tarafından üretilmiştir. Bu uygulamalarda seramik, gözenekli yapıda ve kırılgandı. Gözeneksiz yapıyı ve vakumda seramiğin pişirilmesini 1949'da Alman Gatz başarmış ve porözitesiz düzgün yapıda seramik elde edilmiştir³. 1838 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde Elis Wildman eski seramiklere kıyasla daha saydam olan seramikleri kullanıma sunmuştur. 1873 yılında Beers seramik tam kron fikrini ortaya atmıştır. 1885 yılında Logan seramiğin platin bir post ile kaynaştığı Richmond kronunu tanıtmıştır. 1886 yılında Matterson altın yaprak ile ilk estetik kronu yapmış ve üstüne seramik pişirmiştir².

Charles H. Land ilk seramik kronları ve inleyleri platin folyo matriks tekniği ile yapmış ve 1887 yılında patentini almıştır. Dr. Land 1903 yılında ise yüksek ısı seramikleri ve platin folyo matriks kullanarak seramik jaket kronların imalatına yönelik bir teknik tanımlamıştır⁴.

Bu tekniği izleyen yıllarda, uygun bir kimyasal bağlanma ile metal alt yapıya bağlanan feldspatik seramikler kullanılmıştır. Bu dönemde, feldspatik seramiklerin metal bir alt yapı olmaksızın fonksiyona girebilmek için yeterli dayanıklılığa sahip olmaması ve fırınlama sırasında ortaya çıkan büzülme sonucunda bozulan kenar adaptasyonu nedeniyle tam-seramik sistemler hak ettiği yeri alamamıştır. 1940 yılında akrilik rezinlerin tanıtılması ile seramik restorasyonlar popülerliğini yitirmiştir. Rezin veneer materyallerinin dezavantajları ortaya çıkana kadar bu şekilde devam etmiştir. 1962’de Weinstein ve Weinstein metal seramik restorasyonlarda kullanılmak üzere lōsit içeren porselen hamurunun patentini almıştır. Yüksek termal genleşmeli alūmina silikatın yani lōsitin varlığı, seramik ile metalin termal genleşmelerinin karşılaştırılmasına izin vermiştir. Seramik restorasyonların görünümü, vakumlu fırınlama ile geliştirilmiş, porözite miktarı belirgin derecede azalmış, bu nedenle de daha yoğun ve translusent restorasyonlar elde edilmiştir^{6,7}.

İlk restorasyonların en önemli dezavantajı; stresin yoğun olduğu bölgelerde kullanılmalarını önleyen düşük dirençleri olmuştur. Bu da yüksek dirençli materyallerin gelişimini tetiklemiştir. Gelişmeler iki yol izlemiştir. İlk olarak, yüksek dirençli fakat estetik olmayan seramik kor materyali düşük dirençli estetik porselen ile kaplanmıştır^{6,8}. Diğer taraftan, yüksek direnç ve estetik kombine olarak kullanılmıştır⁶.

2.2. Dental seramiklerin yapısı:

Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin yapısı, seramikçilerin kullandığı sert seramiğe çok yakındır. Çoğunlukla silikat yapıları olan seramik, bir ya da birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle (örn. oksijen) ile yaptığı bir kombinasyondur⁹. Bu yapı, merkezdeki silisyum (Si^{4+}) katyonunun dört köşesine yerleşen oksijen (O^-) anyonlarının oluşturduğu “tetrahedrat” yapılardan meydana gelmektedir³.

Ana yapı taşları, feldspar ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$), kuartz (Silika, SiO_2) ve kaolin ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$)’dir. Bu, “triaksiyel” seramik yapısı olarak adlandırılmaktadır^{1,10}.

Feldspar:

Erime ısısı en düşük olan materyaldir. 1150°C’de eriyip, serbest kristalin fazında erimiş cama dönüşerek, kuartz ve kaolin için ana yapıyı oluşturur. Seramiklere doğal bir radyolüsentlik veren, göreceli olarak saf ve renksiz olan ana yapıyı oluşturan maddedir. Daha az kaolin

kullanılarak feldspar oranının artması, seramiğin yarı saydamlığını arttırarak camsı görünüm sağlar. Ancak cam fazını arttırmak, fırınlama ısısı ve zamanı açısından daha dikkatli bir çalışma gerektirmektedir. Bağlayıcı bir özelliği bulunmaktadır. Minimum %60 oranında içeriğe katılmaktadır. Feldspar saf değildir, içinde soda (Na_2O) ve potas (K_2O) değişik oranlarda bulunur^{1,11}.

Kuartz:

Seramik kitlesine destek görevi yapan ve pişme sonrası meydana gelen büzölmeleri önleyen kuartz 1700°C'de erimektedir. Maddeye tutucu bir destek oluşturur ve yapı içinde %10–30 arasında bulunarak doldurucu görevi görür. Termal genleşme katsayısının kontrolünü sağlar. Pişirme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler, seramiklerin dayanıklılığını arttırır ve materyale şeffaf bir görünüm kazandırır¹¹.

Kaolin:

Kaolin, alüminyum hidrat silikat yapısındadır. Çin kili olarak da bilinen genellikle küçük hegzagonal yüzeylere sahip çok ince yumuşak kilsli bir materyaldir. Isıya oldukça dayanıklıdır, 1800°C'de erir. Isıtıldığında nemi uçar ve yapışkan yapısı sayesinde diğer maddeleri bir arada tutar. Opak olup seramik hamuru içinde %1–5 arasında bulunur^{9,12}.

Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, doğal dişe yakın bir görünüm kazandırmak için çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya lüminesans özelliğini geliştiren farklı ajanlar da seramik yapıya eklenebilmektedir¹³.

Akışkanlar ve cam modifiye ediciler:

Seramik tozundaki partiküllerin yeterince düşük ısıda birlikte sinterlenebilmesi için ısıyı düşürmek amacıyla kimyasal maddeler ya da akışkanlaştırıcılar (borik asit ya da alkali karbonatlar) seramik yapısına katılmaktadır¹.

Ara oksitler:

Seramiklerin içine katılan ara oksitlerle akışkanlığa karşı direnç hedeflenmektedir. Bu nedenle seramikleri düşük fırınlama ısısında, yüksek viskozitede üretmek gerekmektedir. Ara oksitlerin kullanımı ile bu mümkün olmaktadır. Camın sertliği ve viskozitesi, alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile artmaktadır¹.

Renk pigmentleri:

Kullanılan pigmentler, seramiğin erime ısısında stabil kalabilen metal oksitlerdir¹.

Opaklaştırıcı ajanlar:

Opaklaştırıcı ajanların ilavesi çok hassas bir işlemdir. Bu ajanlar genellikle çok ince partikül boyutlarında öğütülmüş metal oksitleri içermektedir. Opasite; seryum, zirkonyum, titanyum ya da kalay oksit ilavesi ile elde edilebilir^{1,5,10}.

Luminisans özelliği:

Luminisans, floresans ve fosforesans adlı iki etkinin birleşimi ile oluşur. Seramik üreticileri floresans özelliğinin elde edilmesinde uranyum tuzları ve sodyum diüronat gibi radyoaktif maddeler kullanmaktaydı. Ancak günümüzde bunların zararlı etkileri nedeni ile samaryum, uterbiyum ve europinyum gibi lantanid oksitler kullanılmaktadır^{1,5,10}.

2.3. Dental seramiklerin sınıflandırılması

Dental seramikler pek çok şekilde gruplandırılabilmeyle birlikte, fırınlama ısılarına, uygulama alanlarına, yapım tekniklerine göre sınıflandırılmaları yaygındır.

2.3.1. Fırınlama ısısına göre seramiklerin sınıflandırılması

Dental seramikler, fırınlama ısılarına göre;

- ❖ Yüksek ısı seramikleri
- ❖ Orta ısı seramikleri
- ❖ Düşük ısı seramikleri
- ❖ Ultra düşük ısı seramikleri olmak üzere 3 grupta toplanmaktadır^{1,10,14}.

2.3.1.1. Yüksek ısı seramikleri:

1288°C–1371°C’de fırınlanan bu seramikler, %70–90 feldspar, %11–18 kuartz ve %1–10 kaolin içermektedirler. Ergitici maddeler içermemektedirler. Çok homojen bir yapı göstermekte ve % 15 oranında büzülmeye uğramaktadırlar^{1,10,14}.

2.3.1.2. Orta ısı seramikleri:

1093°C -1260°C’de fırınlanan bu seramikler; %61 feldspar, %29 kuartz, %5 CaCO₃, %2 Na₂CO₃, %2 K₂CO₃, %1 Na₂B₄O₂ içermektedirler. %15’ten fazla büzülmeye uğrar ve homojen yapıdadırlar. İnlet, jaket kron ve köprü protezlerinde kullanılmaktadırlar^{1,10,14}.

2.3.1.3. Düşük ısı seramikleri:

871°C–1066°C’de fırınlanan bu seramikler, %60 kuartz, %12 feldspar, %11 Na₂B₄O₂, %8 Na₂CO₃, %8 K₂CO₃, %1 CaCO₃ içermektedirler. Pişirme süreleri çok kısadır, %30–35 oranında büzülmeye uğramaktadırlar. Genellikle metal destekli kron-köprü protezlerinde, alüminöz porselenlerde (kor materyali hariç), çeşitli boya ve glaze tozlarında kullanılmaktadırlar^{1,10,14}.

2.3.1.4. Ultra düşük ısı seramikleri:

870 °C altında fırınlanan seramik grupları ultra düşük ısı seramikleri olarak tanımlanmaktadır. Bu seramiklerin bazıları, büzülme katsayılarının düşük olması nedeni ile titanyum ve alaşımları ile birlikte kullanılmaktadırlar^{1,10,14}.

2.3.2. Kullanım alanlarına göre seramiklerin sınıflandırılması:

Kullanım alanlarına göre seramikler aşağıdaki şekilde sınıflandırılmaktadır:

- ❖ Metal destekli seramikler
- ❖ Tam seramikler
- ❖ Yapay dişlerde kullanılan seramikler

2.3.2.1. Metal destekli seramikler:

Metal destekli seramik restorasyonlar, metal alaşımlarının geliştirilmesi ve veneer materyallerindeki yapısal gelişmeler sayesinde yaygın kullanım alanı bulmuştur. Günümüzde uygulanan sabit restorasyonların ortalama %70'ini oluşturmaktadır¹².

Seramik ve metalin ısısal genleşme katsayısının benzer olması iki materyalin bağlanabilmesi için gerekmektedir. En uygun olanı, seramiğin ısısal genleşme katsayısının, metalin ısısal genleşme katsayısından düşük olmasıdır. Hobo ve Shilingburg, 1×10^{-6} °C'lik ısısal genleşme farkını güvenilir bir sınır olarak kabul etmektedir¹⁵. Bu, metalin fırınlama esnasında genişerek, soğuma esnasında seramiğin sıkışmasına neden olarak bağlantıyı arttırmaktadır¹³. Yüksek oranda potas ve soda eklenmesi, metal alt yapı ile uyum sağlayacak oranda seramiğin ısısal genleşme katsayısını yükseltmektedir. Böylece metal seramik restorasyonlar, çatlak oluşumuna daha dirençli hale gelmektedir¹⁰.

Metal destekli seramiklerin avantajları:

1. Yüksek dayanıklılığa sahiptir.
2. Sabit protez yapımına olanak sağlamaktadır.
3. Ön ve arka bölgede kullanılabilir.
4. Rengi değişmemekte ve istenilen renk kolaylıkla sağlanabilir.
5. Gözenekli yapı oluşturmadığı için ağız sıvılarından etkilenmemektedir¹⁴.

Metal destekli seramiklerin dezavantajları:

1. Metal marjinlerin görünmesi estetiği olumsuz yönde etkilemektedir.
2. Metale bağlı renk değişikliği olabilmektedir.
3. Translüsant görünümün elde edilmesi zordur.
4. Metal-seramik bağlantısında başarısızlık olabilmektedir.
5. Estetik nedenlerle restorasyonun aşırı konturlu yapılması sonucunda, çevre dokularda tahribat oluşabilmektedir.
6. Kullanılan alaşıma bağlı problemler oluşabilmektedir¹⁴.

2.3.2.2. Tam seramikler:

Son yıllarda dental seramiklerdeki en önemli gelişmeler, seramik jaket kronların yapım teknikleri ve materyal yapılarında görülmektedir. Seramik jaket kronlar, Dr. Charles Land tarafından 1903 yılında platin folyo tekniği tanıtıldığından beri diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır¹⁵.

İlk geliştirilen seramik jaket kronlar, platin matriks kullanılarak yüksek ısı seramiklerinden yapılmıştır. Ancak kırılma oldukları için kullanımları ön keser dişlerde sınırlı kalmıştır. Yeterince dayanıklı olmamaları ve stresin fazla olduğu bölgelerde diş bağlantısının zayıflığı, başarısızlık nedenleri olarak bildirilmiştir¹⁴.

1965 yılında Mc Lean ve Hugues, kırığın ilerlemesini önlemek için, %40–50 oranında alümina kristalleri içeren kor seramiğinin kullanıldığı seramik jaket kronları geliştirmişlerdir. 1981’de büzüşmesiz, alüminöz seramik sistemi (Cerestore) tanıtılmış ve dökülebilir cam seramikler (Dicor, Cerapearl) kullanılmaya başlanmıştır^{1,11,16}. 1985 yılında, ağırlıkça %99 alümina içeren In-Ceram sistemi geliştirilmiştir. Diğer sistemlerden farklı olarak; alüminanın 1120°C’de sinterlenmesinin ardından, alt yapı materyaline fırınlama sonrası 1100°C’de 3-5 saat cam infiltrasyonu işlemi uygulanmıştır¹⁷. Yüksek kırılma direnci sayesinde köprü yapımına olanak sağlayan ilk seramik sistemidir¹⁵. In Ceram Spinell, In Ceram’a alternatif olarak geliştirilmiştir. Esneme dayanıklılığı In Ceram’dan daha düşüktür. Kor yapısı cam infiltre edilmiş $MgAl_2O_4$ ’ten oluşan sistem, In-Ceram ile aynı şekilde üretilmiştir¹².

Geleneksel feldspatik seramiklerde toz halden katı hale geçerken görülen yoğunluk değişimleri ve fırınlama sonrası büzülmeleri nedeniyle oluşan uyum problemini çözebilmek için geliştirilen IPS

Empress seramiği, esas olarak feldspatik seramiktir. Bu teknik, seramikleri yüksek ısılarda şekillendirmenin ve sinterizasyonun sağlanmasının yanı sıra dışarıdan basınç uygulanması esasına dayanmaktadır. 1983 yılında Zürih Üniversitesi Dental Materyaller Bölümü'nde geliştirilmiştir^{13,17}.

IPS Empress 2, 1959 yılında tanıtılmış ancak düşük kimyasal direnci, yetersiz yarı geçirgenliği, kontrol edilemeyen mikroçatlak oluşumu ve laboratuvar safhasının karmaşık ve zaman alıcı olması gibi dezavantajları nedeniyle diş hekimliğinde yerini alamamış ve kullanımı terk edilmiştir. 1998 yılında lityum disilikat cam seramik kullanımı ısı ve basınç tekniği ile tekrar güncel hale gelmiştir¹⁸.

Tam seramiklerden en son geliştirilen kor sistemleri, itriyum tetragonal zirkonya çoklu kristal (Y-TZP) esaslı materyallerdir. Biyomedikal alanda, ortopedide kullanım için geliştirilen Y-TZP, 1990'ların başında, diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır¹⁹.

Restorasyonların bilgisayar yardımı ile tasarlanması ve şekillendirilmesini (CAD-CAM) esas alan sistem, 1971 yılında Francois Duret tarafından tanıtılmıştır. Bu sistemlerle birlikte makine ile şekillendirilebilen seramikler geliştirilmeye başlanmıştır. Teknolojik gelişmelerle, günümüzde kullanımı kolay hale gelmiştir²⁰.

Tam seramiklerin avantajları:

1. Tam seramik restorasyonlar ile mükemmel estetik elde edilebilir.
2. Radyografide, radyolusent olmaları nedeni ile altta bulunan diş ve mevcut dolgular rahatlıkla görülebilir.
3. Metal destekli restorasyonlarda görülen, alaşıma bağlı korozyon, toksik ve alerjik etkiler görülmez.
4. Alaşıma bağlı dişetinde renklenme gözlenmez.
5. Homojen yapıdadır.
6. Baskı kuvvetlerine dayanıklıdır ve yeterli mekanik özelliklere sahiptir.
7. Doğal diş dokusuna yakın ısısal genleşme katsayısına ve iletkenliğine sahiptir.
8. Seramik ile kor arasında, metal-seramik arasında olduğu gibi bir bağlantı sorunu olmamaktadır.
9. Gelen ışık büyük oranda kronun içinden geçebildiği için doğal dişe yakın bir estetiği vardır¹².

Tam seramiklerin dezavantajları:

1. Diş kesimi ve laboratuvar çalışmaları, metal destekli seramik kronlara göre daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir.
2. Çekme ve gerilme kuvvetlerine karşı zayıftır.
3. Maliyeti yüksektir.
4. Ek laboratuvar donanımı gerektirir¹².

2.3.2.3. Yapay dişlerde kullanılan seramikler:

Avantajları:

1. Biyoyumluluğu çok iyidir.
2. Kırılma ve bozulmaya dirençlidir.
3. Doğal bir görünüme sahiptirler^{10,14}.

Dezavantajları:

1. Kırılgandır.
2. Akrilik kaideye kimyasal bağlantı yapmamakta ve mekanik bağlantı için ilave parçalar gerektirmektedir.
3. Temas ettiğinde ses çıkarmaktadır.
4. Aşındırma sonrası parlatılması güçtür.
5. Yoğunluğun fazla olması, protezlerin ağırlığını arttırmaktadır.
6. Isısal genleşme katsayısının akrilik ile uyumlu olmaması, protez kaidesi içinde stres yaratmaktadır^{10,14}.

2.3.3. Yapım tekniklerine göre seramiklerin sınıflandırılması:

Seramiklerin yapımında pek çok teknik kullanılmaktadır. Yapım tekniklerine göre seramikler; dökülebilir seramikler, ısıya dayanıklı daylar üzerinde fırınlanan seramikler, ısı ve basınç altında üretilen seramikler ve makine desteği ile üretilen sistemler olmak üzere 4 ana başlık altında toplanmaktadır¹⁴.

2.3.3.1. Dökülebilir seramikler:

Dökülebilir seramikler, kayıp mum tekniğini esas almaktadırlar. Sıvı haldeki camın yavaş ve kontrollü bir şekilde kristalize edilerek seramiğe dönüştürülmesi ile elde edilmektedir. Yapısındaki %34 oranında SiO_2 'nin P_2O_5 ile birleşmesi sonucu fiziksel ve kimyasal stabilizasyonu sağlamış olur. Bükülme direnci, mine ve altın alaşımlarından yüksektir. Okluzal basınçlar altında şekil değiştirmeden kalabilir. Sıkıştırma ve çekme kuvvetlerine karşı dirençlidir. Bu sistemlere, Dicor ve Cerapearl örnek verilebilir^{14,17}.

Tetrasilisik flouromika cam seramikler (Dicor), SiO_2 , K_2O , MgO , MgF_2 , az miktarda Al_2O_3 , ZrO_3 ve floresans ajanı içerirler. Geriye kalan %45'i ise camdır.

Dökülebilir seramiklerden bir diğeri ise, kalsiyum fosfat cam seramikler (Cerapearl) dir. Bu sistemde, kalsiyum fosfat esaslı cam, kontrollü ısı uygulamasıyla kısmen kristalin bir yapıya dönüştürülür. Bu ilk kristalin faz, oksiapatit yapısında ve stabil değildir. Suyun varlığında hemen hidroksiapatite çevrilir²¹.

Dökülebilir seramiklerin avantajları:

1. Kristal yapı, çatlak ilerlemesini engelleyebilmektedir.
2. Yapısı bozulmadan birçok kez fırınlanabilmektedir.
3. Yapısı ve rengi doğal diş minesine benzerdir.
4. Bakteri plağını, doğal mineden 7–8 kat daha az tutar.
5. Kenar uyumu iyidir.
6. Radyolusent olduğu için kole uyumu radyolojik olarak incelenebilmektedir¹¹.

Dökülebilir seramiklerin dezavantajları:

1. Yapımı özel donanım gerektirir.
2. Laboratuvar işlemleri uzun sürer ve pahalıdır.
3. Kullanımı tek üye ön veya arka dişlerin restorasyonu ile sınırlıdır¹.

2.3.3.2. Isıya dayanıklı day'lar üzerinde fırınlanan seramikler:

Seramik tabakalama tekniği ile hazırlanmaktadırlar. Bu grubun ilk örnekleri; ısıya dayanıklı day üzerine platin folyonun uyumlanması üzerine Al_2O_3 veya MgO ile güçlendirilmiş seramiklerdir. Aluminus seramikler, Magnesia kor, Cerestone/Alceram, Optec HSP, In-Ceram, Hi-Ceram sistemleri, ısıya dayanıklı day'lar üzerinde fırınlanan seramik sistemlerindendir^{12,14}.

Isıya dayanıklı day'lar üzerinde fırınlanan seramiklerin avantajları:

1. Dayanıklısıdır.
2. Marjinal uyumu iyidir.
3. Metal alt yapı gerektirmez.
4. Yüksek gerilme direncine sahiptir.
5. Biyouyumluluğu iyidir^{12,14}.

Isıya dayanıklı day'lar üzerinde fırınlanan seramiklerin dezavantajları:

1. Maliyeti yüksektir.
2. Yapımı zaman alıcıdır.
3. Dişe bağlantısı yetersizdir.
4. Rezin bağlantısı için alümina seramiğe asit ve silan uygulanamaz.
5. Kor yapısı opaktır.
6. Ön ve arka bölgedeki kronların ve ön bölgedeki üç üyeli köprülerin yapımında kullanılır.
7. Yapımı özel donanım gerektirmektedir^{12,14}.

2.3.3.3. Isı ve basınç altında üretilen seramikler:

1990'ların başında tanıtılan, ısı ve basınç altında üretilen bu sistem, yüksek ısıda enjeksiyonlu kalıplama olarak da adlandırılmaktadır^{8,22}. Diş hekimliğinde, kronların, inleylerin, veneerlerin ve köprülerin yapımında kullanılmaktadır²².

Isı ve basınç altında üretim, hem geniş boşlukların oluşmasını engellemekte, hem de cam matriks içinde kristallerin dağılımına katkıda bulunmaktadır¹⁰.

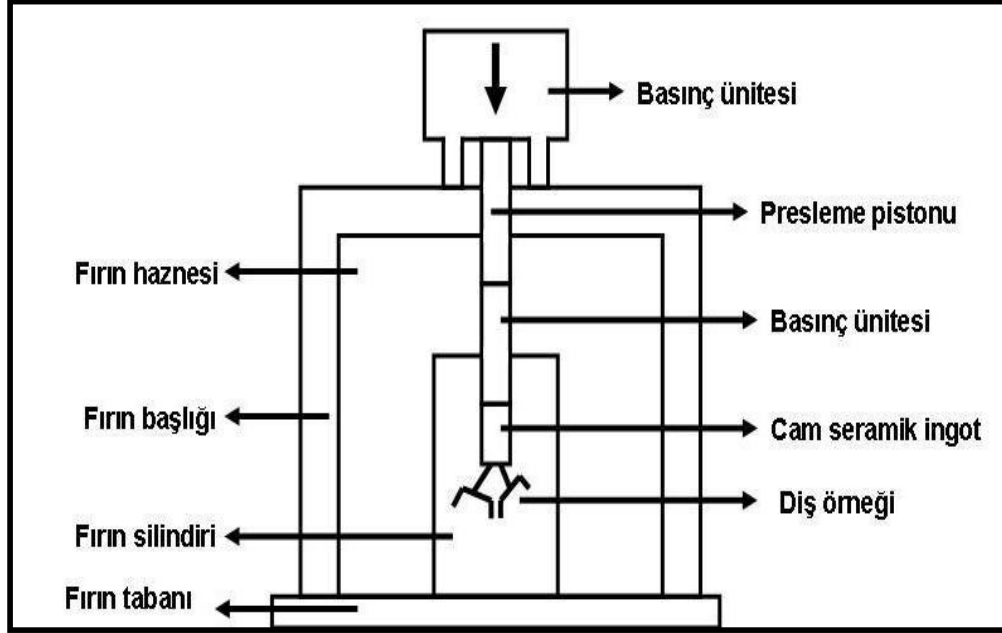
IPS Empress cam seramikler; ısı ve basınçla şekillendirilen, kayıp mum tekniği kullanılarak lösitle güçlendirilen materyallerdir. Alt yapısı ve tabaka materyali $K_2O.Al_2O_3.SiO_2$ sisteminden oluşan lösitle güçlendirilmiş cam seramik yapı içerir. Bu lösit kristalleri, cam matriks içine homojen olarak dağılmıştır. Kristal boyutları, 3-10 μm , lösit içeriği ise hacimce %35–50 oranları arasında değişmektedir²³.

Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişe benzer, bükülmeye karşı direnci 120–200 MPa'dır. Bu sistemde lösit ile kuvvetlendirilmiş cam porselen tabletler, EP500 adı verilen özel fırında 1075 °C veya 1180 °C de vizköz alümina özelliğine ulaşır ve kayıp mum tekniği ile elde edilen kalıp içerisine basınç ile transfer edilerek şekillendirilmesi sağlanır²². İki farklı yapım tekniğine sahiptir. İlk teknikte, renksiz seramik kullanılarak yapılan restorasyon, yüzey renklendirmesine tabi tutulur. İkinci teknikte, renkli dentin tabletleri (ingot) kullanılarak elde edilen restorasyonun son formu, veneer seramik materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir. Silindir şeklinde olan ingotların boyutları; yaklaşık 8 mm uzunluğa, 11 mm çapa sahiptir. IPS Empress, inley, onley, veneer ve tek kron yapımında kullanılmaktadır²⁴.

IPS Empress cam seramiğe alternatif olarak üretilen, üç veya daha fazla üyeli köprülerin yapılabileceği bir materyal olan IPS Empress 2, lityum disilikat alt yapı ($Li_2Si_2O_5$) ve floroapatit tabaka seramiğinden oluşur²⁵. Floroapatit seramikleri, optik özelliklerin (transluserinin, parlaklığın ve ışık saçılımının) kontrolüne olanak sağlamaktadır. Böylece, dental restorasyon doğal dişe yakın bir görünüme sahip olmaktadır²². Mekanik özellikleri, bağlanma başarısı, mineye yakın ısısal özellikleri nedeni ile IPS Empress'ten üstün olduğu bildirilmiştir²⁶.

Isı ve basınç tekniğinin, lityum disilikat kristal fazda homojen yapı oluşumunu sağladığı, kontrol edilemeyen mikroçatlak oluşumunu engellediği, kısa sürede ve kolay restorasyon hazırlanmasına olanak sağladığı ifade edilmiştir. Bu sistemde, lityum disilikat cam porselen tabletleri, EP500 adı verilen özel fırında 920°C de visköz akma özelliğine ulaştıktan sonra basınçla rövetman boşluğunun içine yollanmaktadır (Resim 1). Lityum cam porselen kor yapı üzerine tabakalama tekniği ile floroapatit yapıda cam seramik yerleştirilmektedir. Isısal genleşme katsayıları birbiri ile uyumlu olan lityum disilikat cam seramik kor yapı ile üzerine pişirilen apatit cam seramik materyaller arasında oluşan

bağlanmanın güvenilir yapıda olduğu gösterilmiştir. Uzun olan ingotlar, köprülerin yapımında kullanılmaktadır^{10,24}.



Resim 1. IPS Empress ve IPS Empress 2 sistemlerinin EP500 basınç fırını diyagramı.

IPS Empress 2 sistemi, ön ve arka grup dişlerde tek kronlarda, üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Arka grup dişlerde üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolar en son distal destek ve gövde bir premolar genişliğinde olmalıdır²².

IPS Empress 1 ve 2'nin farkı materyalin kor kısmındaki kimyasal yapıdadır. IPS Empress 2'nin hacmi geleneksel lösit içeren porselenlere göre %60 oranında yoğun kristal içerir. Kristaller çok yönlü dağılır ve ısı basınç işlemlerinden sonra lityum silikat boyutu artar. Bu kor yapıdaki farklılık, IPS Empress 2'nin kırılmaya direncini IPS Empress'e göre üç kat artırmıştır. IPS Empress 2'de cam daha az olduğu için mikroçatlak oluşum riski en azdır²⁴.

IPS Empress 2 seramik sisteminin avantajları:

1. Estetiği mükemmeldir.
2. Makine ile işlenebilmektedir.
3. Parlatılabilir.
4. Aşındırma etkisi doğal dişe benzemektedir.
5. Yapım süresi kısadır.
6. Uyumudur.
7. Işık geçirgenliği yüksektir.
8. Bükülme direnci ve kırılmaya dayanıklılığı yüksektir²⁴.

IPS Empress 2 seramik sisteminin dezavantajları:

1. Özel laboratuvar donanımı gerektirmektedir²⁴.

2.3.3.4. Makine desteği ile üretilen seramikler:

İnley, onley ve veneerlerin makine desteği ile üretimi için pek çok sistem tanıtılmıştır.

2.3.3.4.1. CAD-CAM sistemi (Bilgisayar destekli tasarım – Bilgisayar destekli üretim):

CAD-CAM sistemi, optik tarayıcılar aracılığı ile toplanan verilerin bilgisayar yazılımı kullanılarak, üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi esasına dayanmaktadır^{9,14}. Bu sistem; optik ölçü alma ünitesi, tasarım parçası ve freze (milling) ünitesinden oluşmaktadır. Kamera yardımı ile elde edilen veriler, bilgisayara aktarılmaktadır. Restorasyonun bilgisayar ortamında tasarımı tamamlandıktan sonra, cam seramik bloklar, freze ünitesinde şekillendirilerek restorasyonlar hazırlanmaktadır^{9,14,27}.

CAD-CAM sisteminde çeşitli üreticiler tarafından hazırlanmış sistemler (Cerec, Procera Al-Ceram, Vita Mark II, Dicor, Procera zirconia, IPS e.max ZirCAD, DC-zirkon, Lava, YZ Cubes Cerec InLab, Denzir) kullanılmaktadır^{12,19}.

CAD-CAM sistemlerinin avantajları:

1. Hasta başında ve tek seansta restorasyon bitirilebilir.
2. CAD-CAM kor seramiklerinde ihmal edilebilecek düzeyde porözite oluşabilmektedir.
3. Ölçü alınımına, alçı model ve day kullanımına gerek kalmamaktadır.
4. Üstün fiziksel ve optik özelliklere sahiptir¹².

CAD-CAM sistemlerinin dezavantajları:

1. Kullanılan cihaz ve ekipmanların maliyeti yüksektir.
2. Okluzyonun düzenlenmesinde, bilgisayar ile kontrol mümkün değildir.
3. Teknik hassasiyet gerektirmektedir¹².

2.3.3.4.2. Kopya freze sistemler (Copy milling tekniği):

1991 yılında geliştirilmiş olan Celay (Mikrona Technologies AG) sistemi bunlara örnek olarak verilebilir. Sistemde, teknisyenin şekillendirdiği mum ya da ışıkla sertleşen altyapılardan elde edilen örnekler 80µm detay kabiliyetine sahip mekanik problemler yardımı ile taranmaktadır. Toplanan veriler sisteme aktarılarak frezlerin yardımıyla seramik blokların şekillendirilmesi gerçekleştirilir^{13,14}.

2.3.3.4.3. Direkt seramik mekaniği:

Zirkonyum:

Son yıllarda posterior dişlerde kullanılan yüksek güçte oksit seramik materyalleri geliştirilmiştir. Bu materyallerden biri olan zirkonyum dioksit (zirkonya) seramiklerin dayanım özellikleri, bu kor materyalinin kullanımını çok yaygın hale getirmiştir. ZrO₂ seramiklerinin kullanıma girmesi, CAD-CAM teknolojisinin gelişmesi ile paralellik göstermiştir¹⁹.

İn vitro çalışmalarda, bu materyalin kırılma direncinin 9-10 MPa/m^{1/2} ve bükülme dayanımının 900-1200 MPa olduğu, alüminyum oksit seramiklerin ise 3,1-4,6 MPa/m^{1/2} kırılma direncine, 236-600 MPa bükülme dayanımına sahip olduğu bildirilmiştir. Zirkonyanın kırılma direncinin, lityum silikat esaslı seramiklerin yaklaşık 3 katı olduğu da belirtilmiştir¹⁶.

Bu oksit seramik başlangıçta, ortopedide biyomedikal kullanım için tanıtılmıştır. Günümüzde ise diş hekimliğinde; kron ve köprü alt yapılarında, kök kanal postlarında, implant üst yapıların ve implantların yapımında kullanılmaktadır¹⁹.

Zirkonyanın saf hali oda ısısında monolitik kristal yapısındadır, stabil değildir ve artan ısılarda tetragonal yapıdan kübik yapıya kadar değişimler göstermektedir. Tetragonal fazda porseleni stabilize etmek için zirkonyum dioksit materyaline %3,5–6 oranında iterbiyum partikülleri ilave edilmiştir (%95 ZrO_2 , %5 Y_2O_3). Grenlerinin boyutu, 0,4 μm olup, homojen özellikteki ince grenli bu mikro yapı, dental restorasyonlardaki üstün mekanik kalitenin nedenini oluşturmaktadır. Tetragonal ve kübik fazlarının stabilizasyonu (kararlılığı) için magnezyum oksit (MgO), itriyum oksit (Y_2O_3), kalsiyum oksit (CaO) gibi oksitlerin katılması gerekmektedir. Üretim sırasında ısı artışı ile kararlılık hali elde edilmektedir. Bu sırada monokristal fazdan, zirkonyadan tetragonal faza geçiş gerçekleşmektedir^{16,19}.

Birçok tipte zirkonya içeren seramik sistemi bulunmaktadır. Diş hekimliğinde, itriyum katyonlu zirkonya polikristali (3Y-TZP), magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg-PSZ) ve zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (ZTA) kullanılmaktadır. Son yıllarda, Cercon, DCS system, LAVA, Procera AllZirkon, YZ cubes CEREC InLab, Denzir, DC-Zirkon ve IPS e.max ZirCAD olmak üzere birçok tipte zirkonyum oksit seramik sistemi tanıtılmıştır. En önemli mekanik özellikleri, dayanıklılık, yüksek kırılma direnci, uzun dönem stabilitesi ve korozyon direncidir. Bunun yanı sıra translusensi, opasite ve veneer seramiğin uyumu da olumlu özellikleridir^{16,19,28}.

Seramiklerin matriks yapısındaki kristallerinin miktarı, büyüklüğü ve kimyasal özelliklerine bağlı olarak, ışığın saçılması ve yansıtılması artabilmektedir. Böylece seramik daha opak veya translusent görülür. Restoratif materyallerin estetik açıdan tercih edilmesini etkileyecek şekilde translusensileri sırasıyla; In-ceram Zirkonya, In Ceram Alumina, Procera AllCeram, IPS Empress 2 ve In-Ceram Spinell şeklinde artmaktadır. Özellikle zirkonyum esaslı tam seramik sistemlerde, korun opak olması nedeniyle, minimal kor kalınlığı istenmekte ve bu opak görüntüyü azaltmak için dentin ve mine seramiklerinden yararlanılmaktadır^{28,29}. Günümüzde, çoğu üretici firma, Y-TZP seramik sistemlerinin dentine bağlanma, floresans ve renk parlaklığı özelliklerini geliştirmek için astar materyallerinin üretimini gerçekleştirmektedir¹⁹.

Diş hekimliğinde seramikler, yeni teknolojilerle birlikte gelişmeye devam etmektedir. Tam seramiklerin yapısal özelliklerini ve üretilme yöntemlerini geliştirmede geçerli olan en önemli kriterler, dental uygulamalarda kullanılabilecek hem estetik hem de yeterli dayanıklılıkta materyaller üretilmesidir⁷.

Tam seramik restorasyonların kullanımının giderek artması ile birlikte, restorasyonların dayanıklılık ve bağlanma dayanımlarının geliştirilmesi de önem kazanmaktadır. Tam seramiklerin simantasyonunda adeziv simantasyon tekniği tercih edilmektedir. Tam seramik restorasyonların başarılı simantasyonu, uzun süreli klinik kullanımda çok önemli rol oynamaktadır. Bu seramik, yapıştırma simanı ve dental materyaller arasındaki bağlantının başarısına bağlıdır³⁰.

2.4. Bağlantı:

Bağlantı (adezyon), iki farklı materyalin atom veya moleküllerinin birbiri ile ilişki içinde olmasıdır. Bağlantının kimyasal ve mekanik olmak üzere iki mekanizması vardır. Kimyasal bağlantı, atomik ve moleküler düzeyde bağlanmadır. Mekanik bağlantı ise bir yüzeyin diğerine kenetlenme yoluyla tutunmasıdır. Bağlanılan yüzey adherent (substrat), bağlantıyı oluşturan materyal adeziv olarak adlandırılır. Bağlantı tabakasını oluşturan komponentlere bağlayıcı ajan denir¹.

Uygun bağlantı yüzeyinin oluşabilmesi için bağlanılan yüzeyin temiz olması, bağlantıyı oluşturan materyalin bağlanılan yüzeyi iyi ıslatabilmesi, ara yüzün bağlantıyı bozmaya çalışan fiziksel, kimyasal ve mekanik kuvvetlere karşı dirençli olması ve bağlantıyı oluşturan materyalin iyi polimerizasyonu gerekmektedir^{10,31}.

2.5. Diş hekimliğinde bağlantı:

Teknolojinin diğer alanlarından farklı olarak diş hekimliğinde bağlantı, türlü varyasyonlar içeren canlı dokuyu içine almaktadır.

Bağlantı mekanizmasında 4 önemli faktör rol oynamaktadır:

1. Islanabilirlik.
2. Hibrit tabakanın oluşumu için penetre olabilmek.
3. Mikromekanik kilitleme.
4. Kimyasal bağlanma¹².

Adeziv diş hekimliğinin temeli, 1955 yılında Buonocore'un, mine yüzeylerinin asidik solusyonlar kullanılarak daha tutucu yüzeyler haline getirilebildiğini belirten çalışmaları ile atılmıştır. Buonocore, akrilik reğinelerin, diş minesine %85 fosforik asidin 30 sn uygulanması ile bağlanabileceğini bildirmiřtir³².

Buonocore tarafından tanıtılan asitle pürüzlendirme tekniği, %30–40 fosforik asit kullanımı ile birlikte ideal yüzey morfolojisini sağlamışır. 1970'lere kadar fosforik asitin kullanımı kabul görmemesine rağmen, günümüzde mine ve dentinde pürüzlendirici ajan olarak kullanılmaktadır^{33,34}.

Asitle pürüzlendirme, düz yüzeyi düzensiz hale getirmekte ve yüzey enerjisini arttırmaktadır. Likit rezin esaslı materyal, düzensiz yüzeye uygulandığında, rezin kapiller hareket ile birlikte yüzeye penetre olmaktadır. Resin mikrotaglarının oluşumu, bağlantı mekanizmasının temelini oluşturmaktadır³¹.

Mine ve dentine bağlantı, farklı yapıları nedeniyle pek çok problemi de beraberinde getirmektedir. Minenin hacimce %90'ından fazlası mineralize dokulardan oluşurken; dentinin önemli bir bölümü su ve organik yapıdan oluşmaktadır. Dentin, mine-dentin sınırından pulpaya doğru uzanan tübüller içermektedir. Bu tübüller, peritübüler dentin adı verilen hipermineralize bir dentin yapısı ile birbirinden ayrılmıştır. İntertübüler dentin, submikron boyutta olan kanallarla birbirine bağlanmış durumdadır. Bu kanallar, komşu tübüller arasında sıvı geçişine izin verir ve intertübüler anastomozu oluşturur. Dentin tübüllerinin içine uzanan odontoblastik uzantılar, plazma şeklindeki sıvı ile desteklenmektedir^{35,36}. Dentin tübülleri içindeki sıvı pulpadan dışarı doğru devamlı ve sabit bir basına maruz kalmaktadır. Dentin herhangi bir nedenle açığa çıktığında, dentin tübüllerindeki sıvı da yavaş bir şekilde dışarı doğru sızmaktadır³⁵⁻³⁷.

Bağlayıcı sistemlerin mine ve dentin yüzeylerine bağlanmasını zorlaştıran bir başka faktör ise, dönen aletlerle preparasyon sonrasında kan, tükürük, mine ve dentin parçacıklarından oluşan smear tabakasıdır. Smear tabakasının kalınlığı, kullanılan aletlerin tipine ve kullanım şekillerine göre değişmektedir. Bu tabakanın tübüllerin ağzını kısmen tıkamasıyla smear tıkaçları oluşur ve bu dentin geçirgenliğini etkiler. Adeziv bağlanmada etkili olan bu tabakanın uzaklaştırılması ya da bağlantıya dâhil edilmesiyle ilgili olarak farklı görüşler vardır. Smear tabakasının, mikroorganizma ve toksinlerin pulpaya ulaşmasında doğal bir bariyer görevi gördüğü ve bağlanmada etkili olan dentin sıvısının akışını engellediği düşünülerek bu tabakayı modifiye eden veya kısmen

çözünmesini sağlayarak bağlantıya dâhil eden dentin bağlayıcı sistemleri geliştirilmiştir. Bununla birlikte smear tabakasının bakteri yerleşimi için uygun olduğu düşüncesi ve altındaki dentine zayıf bağlarla tutunması nedeniyle yüksek bağlantı dayanımının elde edilememesi nedeniyle smear tabakasının tamamen kaldırıldığı sistemler de geliştirilmiştir^{10,11}.

2.5.1. Mineye bağlanma mekanizması:

Mine yüzeyi düzdür ve organik pelikül ile kaplıdır. Mikromekanik bağlanma için çok az potansiyel oluşturmaktadır. Belirli asitler uygulandığında, mine yüzeyi modifiye edilebilmektedir. Mineye asit uygulanması ile tükürük pelikülü uzaklaşır ve mine yüzeyindeki mine prizmaları kısmen çözünerek düzensiz ve poröz bir yüzey oluşur. Böylece minenin yüzey enerjisi değiştirilerek ıslanabilirliği arttırılır. Fosforik asit solüsyonlarının kontrolü zordur ve asitle pürüzlendirilmesi gerekmeyen bazı alanlar ile kaçınılmaz olarak temasta bulunabilir. Asitle pürüzlendirme uygulamalarındaki bir diğer gelişme de, asit jel kullanımıdır. Jel kıvamındaki asit, pürüzlendirilmesi gereken bölgeye kontrollü uygulamayı sağlar^{1,11}.

Uzun yıllar mine yüzeyleri pürüzlendirilirken, asidik solüsyon 60 sn süre ile bekletilmiştir. Ancak günümüzde yapılan çalışmalar, 15 sn süre ile mine yüzeylerine asit uygulanmasının yeterli olduğunu göstermektedir^{38,39}. Mine ve dentin yüzeylerinde bağlayıcı sistemlerle birlikte fosforik asit yerine başka asitler de kullanılmıştır. Dentin yüzeylerinde daha güvenilir olduğu düşünülen maleik, sitrik, nitrik ve oksalik asit gibi daha az yıkıcı olan asitlerin mine yüzeylerinde kullanımı ile yeterli bağlanma dayanımları elde edilmiştir. Ancak fosforik asit ile mine yüzeylerinde daha derin demineralizasyon oluşturulduğundan, fosforik asit diğer asitlere göre daha çok tercih edilmektedir⁴⁰. Asitle pürüzlendirilmiş minenin yüksek yüzey enerjisi, su, tükürük, kan ve cep sıvısı için de çekicidir. Bu yüzden minenin herhangi bir sıvıyla olan teması yüzey enerjisini düşürecek, hidrofobik bağlayıcının mine ile yakın temasını engelleyerek ıslanabilirliğini azaltacaktır¹.

Minenin pürüzlendirildikten sonra aldığı şekil değişiklikleri, tip 1: mine prizma korlarının uzaklaştırılması ve prizma çevresinin kalması; tip 2: prizma çevresinin uzaklaşması ve korların kalması (tip 1'in tersi); tip 3: tip 1 ve 2'nin karışımı olarak izlenebilmektedir. Farklı pürüzlendirme şekilleri, mikromekanik bağlanma açısından değişiklik oluşturmamaktadır¹⁰.

Genel olarak, mine bağlayıcı ajanları, farklı dimetakrilatların (bisfenol glisidil metakrilat, bis-GMA; trietilen glikol dimetakrilat, TEGDMA) kombinasyonu ile oluşturulmuştur. Minenin kuru tutulması mümkündür ve bu hidrofobik rezinler, minede kullanımları sınırlı olduğu takdirde iyi görev yaparlar. Son yıllarda, bu bağlayıcı ajanlar, dentinde kullanılan bazı sistemler ile yer değiştirmiştir¹².

2.5.2. Dentine bağlanma mekanizması:

Mineye bağlanma mekanizması; rezinin, poröz, asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyinden, mekanik bağlanma oluşturmak amacıyla penetrasyonunu içermektedir. Bunu esas alarak, yıllar önce, aynı mekanizmanın dentin için de kullanılabileceği düşünülmüştür. Canlı dentin üzerinde potansiyel zararlı etkileri olabileceği düşünülen asitlerin pulpada dönüşümsüz hasara yol açabileceği, pürüzlendirilmiş dentinde tübüllerin açıldığı ve dentin sıvısının akışını arttırdığı konusunda endişeler ortaya çıkmıştır. Pek çok restoratif rezin hidrofobiktir ve dentin yüzeyinin nem oranındaki herhangi bir artış, bağlanmayı zorlaştırmaktadır¹.

Dentine bağlanma konusunda dönüm noktası, 1978 yılında, Fusayama ve ark.⁴¹'nin %37'lik fosforik asiti, hem mine hem dentinde kullanmasıyla gerçekleşmiştir. Bu uygulamanın pulpal hasara neden olmadığı, aksine restorasyonun retansiyonunu arttırdığı öne sürülmüştür. Daha sonra Nakabayashi ve ark.⁴², hidrofilik rezinlerin kollajen fibrillerin demineralize dentinin içine girmesini sağlayarak, rezin tabakasını içeren hibrit tabakayı oluşturduğunu belirtmişlerdir.

Genellikle dentin bağlayıcı sistemler; asit olan smear tabakası ve kollajen ağı açığa çıkaran şartlandırıcı, primer, adeziv ve minör komponentler içermektedir. Organik (maleik, tartarik, sitrik, EDTA ve asidik monomerler), polimerik (poliakrilik asit) ve mineral (hidroklorik, nitrik, hidroflorik) asitleri piyasaya sürülmüştür. Bunlardan fosforik asit solüsyonu ve jelleri ideal pürüzlendirme ajanları olarak üretilmişlerdir. Genellikle dentin 15 sn. pürüzlendirilir ve yıkanarak asit uzaklaştırılır. Fazla su kollajen ağı kurutulmadan uzaklaştırılır. Eğer bu ağı kurutulursa, kollajenler çöker ve primer ile birlikte infiltre olması zor olan kalın bir film tabakası oluşturur¹².

Primerler, çözücü içinde taşınan hidrofilik monomerlerdir. Çözücüler, aseton, etanol-su veya sadece sudan oluşmaktadır. Bazı primerlerde çözücü oranları %90'dır. Bağlayıcılar ise, genellikle primer ve kompozit ile uyumlu olan, hidrofobik dimetakrilat oligomerleridir. Bu

oligomerler, düşük molekül ağırlıklı seyreltilmiş monomerlerdir. Minör komponentler ise; başlatıcı, hızlandırıcı, doldurucu, flor ve antimikrobiyal maddelerdir. Primer uygulandıktan sonra oluşan hibrit tabakası, bağlayıcı rezinle birlikte polimerize olmaktadır. Oluşan bağlayıcı rezin tabakasının stresleri absorbe ettiği ve kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesi sırasında ayrılmayı önlediği bildirilmektedir⁴³.

Bağlayıcı ajan, dentine uygulandıktan sonra, hava spreyi ile inceltirmeli ve havadaki oksijenin atmosfere difüzyonunun ve bu yolla primer ve bağlayıcı rezinin polimerizasyonunun önlenmemesi için kalınlığı en az 50 µm olmalıdır¹². Bağlayıcının polimerizasyonundan sonra, yüzeyinde oksijenin polimerizasyonu inhibe etmesi nedeniyle yaklaşık olarak 15 µm kalınlığında polimerize olmamış yapışkan bir tabaka oluşur. Bu tabaka daha sonra üzerine yerleştirilen kompozit rezinle çift metakrilat bağları yaparak kopolimerize olmaktadır¹¹.

İdeal bir dentin bağlayıcı sistem; mikrosızıntıyı önlemeli, ağız ortamında uzun dönem stabilitesini korumalı, pulpaya zarar vermemeli, biyouyumlu ve uygulaması kolay olmalı, bitirme ve parlatma işlemlerine izin vermek amacıyla kısa sürede maksimum bağlanma dayanımına ulaşmalıdır⁴⁴.

Mineye bağlanma ile karşılaştırıldığında dentine bağlanma, halen klinisyenler için problem oluşturmaktadır. Son yıllarda geliştirilen dentin bağlayıcı ajanlar, primer ve bağlayıcı ajanlar ile klinik olarak kabul edilebilir oranda dentine bağlanma sağlamaktadırlar. Geleneksel dentin bağlayıcı ajanların teknik hassasiyet gerektirmeleri, yeni sistemlerin geliştirilmesinde, üreticilerin dikkatini bu sistemlerin uygulama aşamalarının basitleştirilmesine çekmektedir.

Bağlayıcı sistemler; smear tabakası üzerindeki etkilerine, kronolojik değişimlerine ve uygulama aşamalarına göre sınıflandırılabilir.

2.5.3. Bağlayıcı sistemler:

2.5.3.1. Smear tabakası üzerindeki etkilerine göre dentin bağlayıcı sistemler:

- A.** Smear tabakasını modifiye eden bağlayıcılar.
- B.** Smear tabakasını tamamen kaldıran bağlayıcılar.

C. Smear tabakasını eriten bağlayıcılar olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır⁴⁵.

Smear tabakası; kan, tükürük, mine ve dentin parçacıklarının yanında kesilmiş kollajen fiberler, hidroksiapatit kristalleri içermektedir. Bu yapıların zayıflığı nedeniyle dentine bağlantı olumsuz yönde etkilenebilmektedir. Dentin bağlayıcı sistemlerin erken dönem ürünlerinde, bu zayıflığın farkına varılamamış ve bağlanma dayanımı değerleri çok düşük olarak gözlenmiştir⁴⁶.

A. Smear tabakasını modifiye eden bağlayıcı sistemler: smear tabakasının pulpaya karşı bir doğal bariyer oluşturması düşüncesinden yola çıkılarak geliştirilmiştir. Bakteriyel yayılım önlenerek, bağlanma etkinliğinin zayıflamasına neden olabilecek pulpal sıvının dışarı akışı engellendiği düşünülmüştür. Polimerize olan monomer, modifiye edilen smear tabakasına mikromekanik olarak, altındaki dentine ise zayıf kimyasal bağlanma ile tutunmaktadır. Ancak monomerin dentine bağlanması kısıtlı olduğundan, bu bağlayıcılar ile yeterli bağlanma elde edilememiştir⁴⁵.

B. Smear tabakasını tamamen kaldıran bağlayıcı sistemler ise, tam pürüzlendirme tekniği (Total-etch) ile mine ve dentine uygulanmaktadır. Dentine asidik solusyonun uygulanmasından sonra, smear tabakası tamamen uzaklaşır, dentinde yüzeyel demineralizasyonla beraber mikro-poröz yapıda kollajen fibriller açığa çıkar, dentin tübüllerinin ağzı genişler, peritübüler dentin tamamen erir. Dentin yüzeylerine bağlayıcıların tutunması, asidik solüsyonların yıkanmasını takiben açığa çıkan demineralize kollajen matriks içine reçinenin yayılması ve bağlanması ile oluşan hibrit tabaka ile sağlanmaktadır^{45,47}.

C. Son yıllarda kullanıma sunulan smear tabakasını eriten dentin bağlayıcı sistemler, kendiliğinden pürüzlendiren sistemlerdir (self-etch). Çözünen smear tabaka artıklarını uzaklaştırmadan ve tübül ağzılarını açmadan, smear tabakasını ve dentini demineralize etmektedirler⁴⁵.

2.5.3.2. Kronolojik değişimlerine göre dentin bağlayıcı sistemler:

Birinci nesil dentin bağlayıcı sistemlerde, yüzey aktif monomer olan N-fenilglisin glisidil dimetakrilat (NPG-GMA) kullanılmıştır. Molekülün bir tarafı dentine bağlanırken, diğer tarafı kompozit rezine

bağlanmış. Fakat Cervident (SS White, Lakewood) ile sonuçlar tatmin edici olmamıştır.

İkinci nesil dentin bağlayıcı sistemlerden Clearfil bağlayıcı sistem F (Kuraray), 1978 yılında tanıtılmıştır. Mekanizması; rezin içindeki negatif yüklenmiş fosfat grubu ile smear tabakasındaki pozitif yüklenmiş kalsiyum arasındadır. Smear tabakası, sistemdeki en zayıf halkadır ve dentin yüzeyine gevşek olarak tutunmaktadır.

Üçüncü nesil dentin bağlayıcı sistemlerde, rezinin dentine penetrasyonuna izin vermek amacıyla, smear tabakası uzaklaştırılmış ya da modifiye edilmiştir (Scotchbond 2, 3M Espe). Klinik olarak başarı sağlanamamıştır^{31,44}.

Smear tabakası, difüzyon bariyeri olarak rol oynamasına rağmen, dentinin permeabilitesini azaltmakta olduğu ve bu nedenle uzaklaştırılması gerektiği düşüncesi esas alınarak, dördüncü nesil dentin bağlayıcı sistemler tanıtılmıştır. Bu ajanlar, ideal olarak dentine bağlanmaya en yakın olanlardır.

1990'ların başında, "tam pürüzlendirme" tekniğinin tanıtılması ile mine ve dentinin aynı anda pürüzlendirilmesi sağlanmıştır. Pürüzlendirme işleminden sonra, nemli bağlanma tekniği ile yüzeyin nemli tutulması sayesinde desteksiz kollajenin çökmesi önlenerek, rezinin yayılımı arttırılmıştır^{48,49}.

Bu sistemler, örneğin All-Bond 2 (Bisco), Scotchbond Multi-Purpose (3M Espe), asit jeli, primer solüsyonu ve doldurucu veya doldurucu içermeyen bağlayıcı ajandan oluşmaktadır. Primer ve bağlayıcı rezin, pürüzlendirilmiş dentine uygulandığında, rezin-dentin ara difüzyon alanı (hibrit tabaka) oluşmaktadır³¹.

Son yıllarda, mine ve dentin bağlayıcı ajanları; karışık, çok şişeli üçüncü ve dördüncü nesil sistemlerinden, daha basitleştirilmiş, tek aşamalı beşinci (One Step, Bisco, Schamburg, Illinois) ve altıncı nesil sistemlere doğru gelişme göstermiştir. Bu sistemlerde, primer ve adezivler birleştirilmiştir ancak mine ve dentini pürüzlendirmek için halen ayrı bir pürüzlendirme ajanı içermektedirler⁵⁰.

Pürüzlendirme ve primer uygulama aşamalarının birleştirilmesi ile çalışma süresi kısaltılmış, asidik jelin yıkanma, kurutma aşamaları kaldırılmış ve kollajen ağın çökmesi engellenmiştir⁵¹.

Altıncı nesil sistemler, "hepsi bir arada" (all in one) adezivleri adıyla tanıtılmıştır. Asit, primer ve bağlayıcı ajanı tek uygulamada birleştirmişlerdir. Bu yeni dentin bağlayıcı sistemleri (Prompt L-Pop, Espe), geleneksel bağlayıcı sistemlere oranla, yüksek konsantrasyonda asidik monomer içermektedirler.

Yedinci nesil dentin bağlayıcı sistemler (iBond) ise, asitleme, primer uygulama ve adeziv rezin işlemleri tek seferde uygulanan, fosforik asit ester monomeri ve 4-META içeren sistemlerdir^{33,50}.

2.5.3.3. Uygulama aşamalarına göre dentin bağlayıcı sistemler:

Günümüzde sıklıkla kullanılan bir sınıflandırmadır. Yıkayan ve yıkanmayan sistemler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır.

A) Yıkayan (tam pürüzlendirme, total-etch) bağlayıcı sistemler:

i) Üç basamaklı yıkayan bağlayıcı sistemler: Asit ile pürüzlendirme, primer uygulanması ve adeziv rezin uygulanmasını içermektedirler.

ii) İki basamaklı yıkayan bağlayıcı sistemler: Asit ile pürüzlendirme, tek şişede birleştirilmiş primer ve adeziv rezin uygulamasından oluşmaktadır.

Yıkayan sistemlerde ilk aşamayı, asit uygulama ve yıkama işlemleri oluşturmaktadır. Asit uygulanması, smear tabakasını ortadan kaldırarak, dentinin 3–5 µm veya daha fazla derinlikte dekalsifiye olmasını sağlamaktadır. Yoğun bir şekilde mineralize olan peritübüler dentinin demineralizasyonu ile tübül ağızları huni şeklinde açılmaktadır. Böylece dentinin geçirgenliği artmaktadır. Demineralizasyon sonucunda minerallerin çözünmesi ile kollajen fibriller açığa çıkmakta ve intertübüler dentinin mikroporözitesi artmaktadır. Rezinin, intertübüler ve intratübüler penetrasyonu kolaylaşmaktadır⁵².

B) Yıkanmayan (kendiliğinden pürüzlendiren, self-etch) bağlayıcı sistemler:

a) Basamak sayısına göre iki gruba ayrılmaktadırlar:

Son zamanlarda üreticiler tarafından tanıtılan yıkanmayan sistemler, mine ve dentine bağlanmada yeni yaklaşımlardır.

i) İki basamaklı yıkanmayan bağlayıcı sistemler: Asidik primer uygulanmasını takiben adeziv rezin uygulanmasıdır.

İki basamaklı yıkanmayan bağlayıcı sistemler, hidrofilik primeri takiben, daha hidrofobik bir bağlayıcı ajan uygulamasını içermektedir. Asitleme sonrası yıkama işlemi yapılmadığından smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri ortamdaki uzaklaştırılmaz, bağlayıcı rezin içerisine dâhil olur⁵². Ayrıca yüzeyin fazla kurutularak açığa çıkmış kollajen yapıda, çökme veya bağlanmayı engelleyecek ölçüde ıslak kalma riski de azalmaktadır. Asitleme ve rezin infiltrasyonu eş zamanlı olduğundan, infiltrasyonun yetersiz olma olasılığı düşüktür. Buna bağlı olarak postoperatif duyarlılığın oluşmaması da beklenmektedir⁵³.

ii) Tek basamaklı yıkanmayan bağlayıcı sistemler: Asidik primer ve adezivin karıştırılarak uygulandığı karıştırma gerektirmeyen sistemlerdir (tek şişede asidik primer ve adeziv).

Tek basamaklı yıkanmayan sistemler, karıştırıldıktan sonra diş yüzeylerine uygulanan iki likide sahiptir. Mine ve dentine bağlanmayı kolaylaştırmada en son yaklaşım, tek şişede asit, primer ve bağlayıcı ajanı bulunduran sistemlerdir (iBond, Brush&Bond)⁵⁴.

b) İçeriklerindeki asidin, diş dokularını demineralize etme kapasitesine göre hafif, orta ve kuvvetli kendiliğinden pürüzlendiren sistemler olmak üzere üç gruba ayrılmaktadırlar. Kuvvetli bağlayıcı sistemlerin, pH'sı 1 veya 1'in altındadır. Orta kuvvetli bağlayıcı sistemlerin, pH'sı 1,5 civarındadır. Hafif bağlayıcı sistemlerin, pH'sı 2 veya daha fazladır⁵³.

i) Hafif kendiliğinden pürüzlendiren bağlayıcı sistemler, dentini oldukça sıkı demineralize ederek olası kimyasal etkileşim için kollajen fibriller etrafında hidroksi apatitin kalmasına izin vermektedirler.

Dentinde oluşan demineralizasyon derinliği sadece 1 µm'dir. Genellikle smear tıkaçlarını tamamen kaldırmazlar. Submikron boyutlarında oldukça yüzeyel bir hibrit tabakası oluştururlar.

ii) Orta kuvvetli kendiliğinden pürüzlendiren bağlayıcı sistemlerde, mikromekanik bağlanma için yeterli derecede yüzey porözitesi elde edilir. Hibrit tabakanın kalınlığı, kuvvetli bağlayıcılara göre azdır. Tipik olarak dentinal hibrit tabakası, en üstte tamamen demineralize yapı ve tabanda kısmen demineralize yapı olmak üzere iki kattan oluşmaktadır. Hibrit tabakasının tabanında kalan artık hidroksi apatitler, moleküller arası kimyasal etkileşime izin vermektedirler.

iii) Kuvvetli kendiliğinden pürüzlendiren bağlayıcı sistemlerin, dentine infiltrasyonları daha derindir. Bu nedenle oluşan hibrit tabaka kalındır ve rezin taglar mevcuttur^{52,53}.

2.5.4. Bağlayıcı ajanların klinik performansı:

Son yıllarda, bağlayıcı sistemlerin kullanımında uygulama kolaylığına yönelik pek çok yenilik sunulmuştur. Bu yeniliklerden sonuncusu olan, "hepsi bir arada" tek şişe sistemlerinde bağlanma etkinliğinin kaybının söz konusu olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur^{55,56}.

Klinik etkinliği düşünöldüğünde, bağlayıcı sistemler, restorasyonun belirli bir zaman diliminde yerinde kalmasını sağlamalı ve restorasyon kenarlarının oral sıvılara ve mikroorganizmalara karşı tamamen kapanmasını gerçekleştirmelidir. Uygun olmayan marjinal uyum; hassasiyet, marjinal renklenme, tekrarlayan çürük gibi nedenlerle restorasyonu başarısız kılabilir.

Klinik başarı, materyallerin uygun laboratuvar koşulları altında, klinik öncesi in vitro test yöntemleriyle değeriendirilebilmektedir. Günümüzdeki bağlayıcı sistemlerin klinik başarıları, rezin sistemlerin kullanımı ile artma göstermiştir. Klinik başarısızlığın en büyük nedeni olarak görölen retansiyon problemi de bu sistemlerin kullanılmasıyla birlikte çözülmüştür⁴⁵.

2.6. Rezin simanlar:

Doldurucusuz rezin simanlar, 1950 yılından beri kullanılmaktadır. Üretilen ilk simanlar, çok düşük çözünürlüklerine rağmen, yüksek polimerizasyon büzülmesi ve düşük biyouyumluluklarından dolayı başarısız bulunmuşlardır⁸. Bu rezin simanların aktivasyonu kimyasal yolla gerçekleşmekteydi. Kimyasal aktivasyonun dezavantajı, çalışma zamanının ve sınırlarının hekim tarafından kontrol edilememesiydi. Işık ile aktive olabilen rezin simanların üretilmesi ile uygulamalardaki aksaklıkların giderilebileceği düşünülüyordu. Fakat ışığı soğurma kapasitelerinin düşük olması sebebi ile aktivasyon bütünüyle gerçekleştirilemedi. Bu problemlerin çözülebilmesi amacı ile üreticiler, hem kimyasal olarak hem de ışık ile polimerize olan “dual cure rezin simanları” tanıtmışlardır⁵⁷.

Dental materyaller içinde önemli bir yer tutan rezin simanlar, 30 yıldan beri diş hekimliğinde rezin bağlantılı sabit protezlerin, porselen veneerlerin, postların, inleylerin, onleylerin, kronların, ortodontik braketlerin ve periodontal splintlerin yapıştırılmasında kullanılmaktadır^{58,59}. Metal olmayan inley ve onleylerin simantasyonunda, ilave olarak ışığın ulaşmadığı bölgelerde de polimerizasyonun sağlanabilmesi için, hem kimyasal olarak hem ışık ile polimerize olan rezin simanlar (dual-cure) tercih edilmektedir⁶⁰.

Rezin simanların bileşimi, rezin esaslı kompozit materyaline benzemektedir. Rezin matris ve silanla muamele edilmiş inorganik dolduruculardan oluşmaktadır. Çoğunlukla rezin simanların temelini dimetrilat monomer sistemi (örn: Bisphenol A-glisidil dimetakrilat, Bis-GMA; üretan dimetakrilat, UDMA; trietilenglikol dimetakrilat, TEGDMA) oluşturmaktadır. Termal genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak, aşınmaya karşı direncini arttırmak için inorganik doldurucular içermektedir^{57,59}.

Günümüzde estetik restoratif diş hekimliğinde, tam seramik restorasyonların simantasyonu için ışıkla polimerize olan veya hem ışık hem kimyasal olarak polimerize (dual) olan rezin simanlar önerilmektedir. Dual rezin simanlar, estetiğin mükemmel olması ve düşük polimerizasyon büzülmesi gibi klinik avantajlar sunmaktadır^{60,61}. Geleneksel simanlarla karşılaştırıldığında rezin simanlar, oral sıvılarda çözünmemektedirler. Mine, dentin, seramik ve metal yüzeyine kuvvetli bağlanabilmektedirler¹².

Siman film kalınlığı; kron, inley, onley veya veneer ile diş arasındaki siman aralığını belirten bir terimdir. Protezlerin tutuculuğunda

önemli rol oynamaktadır. Kalınlığı, protezin yerleştirilmesi esnasında uygulanan kuvvete, uygulama şekline, protezin prepare edilen dişe uyumuna, simanın kaçış yoluna göre değişmektedir¹². Tam seramik kronlar için rezin siman film kalınlığı değişmektedir^{14,62,63}.

Işık ile polimerize olan yapıştırıcı simanların sınırlamalarının üstesinden gelmek için 2 mm den kalın restorasyonlarda dual olarak polimerize olan rezin simanların kullanımı önerilmektedir. Simanın kimyasal polimerizasyonu, ışık uygulamasını takiben, çok düşük ışık şiddeti alan bölgelerde devam eder. Bu simanların en büyük dezavantajı, yapısındaki kimyasal polimerizasyon için kullanılan amin katalizörü nedeniyle renk değişimidir⁶⁰.

Tam seramik restorasyonun simantasyonunda yeterli polimerizasyon; seramik, rezin siman ve dentin arayüzeyinde en uygun bağlanma kuvvetini ve fiziksel özellikleri sağlamak için en önemli faktörü oluşturmaktadır. Polimerizasyon, monomerlerin kimyasal bağlarla bir araya gelerek, yüksek moleküler ağırlıklı formlara dönüşmesidir. İdeal olarak bir polimerizasyon reaksiyonu sırasında, tüm monomerlerin polimerize olması arzu edilmektedir. Materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri, polimerizasyon yöntemlerinden ve farklı ışık kaynaklarından etkilenmektedir⁶⁴.

Restoratif materyalin tipi, rengi, kavitenin derinliği, restorasyonun lokalizasyonu, ışık tipi, yoğunluğu, süresi, ışık tüpünün çapı, restorasyon yüzeyi ile ışık ucu arasındaki mesafe ve uygulama açısı gibi pek çok faktör de, polimerizasyon işlemini etkilemektedir⁶⁵.

Polimerizasyon, ışık kaynağına en yakın yerden başlar, ilk 20 sn içinde polimerizasyon büzülmesi oluşur ve rezinin ışık kaynağına bakan yüzüne doğru yönelir. Polimerizasyon büzülmesi, rezin esaslı tüm dolgu maddelerinde, polimerizasyondan sonra gözlenen büzülmedir. Kenar sızıntısına, post-operatif duyarlılığa ve ikincil çürüklere yol açabilir^{66,67}.

2.7. Diş hekimliğinde kullanılan ışık kaynakları:

1970 yılında tanıtılan ilk kompozit rezinler, ultraviyole ışık ile polimerize olmaktaydı. Daha sonra, ultraviyole ışık ile polimerize olan rezinlere göre hastaların sağlığına zarar verme riski daha düşük olan, çalışma zamanı kontrol edilebilen ve polimerizasyon derinliği daha fazla olan görünür ışık ile polimerize olan kompozit rezinler geliştirildi⁶⁸. UV cihazlar, günümüzde, filtreli (1014 mW/cm²) veya filtresiz (574 mW/cm²)

olarak diş laboratuvarlarında rezinlerin indirekt polimerizasyonlarında kullanılmaktadırlar. Materyalin yüzey tabakasında yüksek oranda sertleşme sağlamaları ve materyallerin renk değişikliğini önlemeleri bu cihazların avantajları olarak bildirilmiştir⁶⁹.

Son 40 yılda, Bis-GMA esaslı dimetakrilat formülasyonlarında genel olarak değişiklik gözlenmemekle birlikte, farklı olarak organik formülasyonlara, ışığı absorbe eden ve molekülleri hareketli bölgelere taşıyan fotobaşlatıcı (photoinitiator) sistemler eklenmiştir. Bu noktada radikaller veya diğer başlatıcılar, oligomer karıştırıcının çapraz bağlı polimerik ağa dönüşümünü başlatmaktadırlar. Dental fotobaşlatıcıların emilimleri, dental ışık polimerizasyon kaynaklarının spektral yayılımını sağlamalıdır⁷⁰.

Görülebilir ışık ile polimerize olan kompozit rezinler, ışık geçirmeyen tüplerde tek bir pat halinde bulunmaktadır. Bu patlar, ışığa duyarlı hale getirici ve amin başlatıcı içeren başlatıcı serbest radikal sistem içermektedir ve α -1,2 diketonu (benzil veya kafurkinin, KK) başlatıcı serbest radikal olarak kullanılmaktadırlar^{12,71}. KK, dental rezin ve bağlayıcı formülasyonlarında yaygın olarak kullanılmakta olan fotobaşlatıcıdır ve ortalama 470 nm emilim değerine sahiptir. Katı, rengi beyazlatılamayan, sarı kromofor grubu olmaları nedeniyle polimerize olan materyalin son estetik görünümünü etkileyecek istenmeyen sarımsı renge neden olmaktadır^{70,72}. Işıkla polimerize olan KK içeren kompozit rezinler, mavi görünür ışık ile polimerize olmaktadır. Monomer substratın polimerizasyon reaksiyonunu başlatan serbest radikaller oluşturmak için KK, yaklaşık 470 nm dalga boyunda iki keton reaksiyona sahiptir. Bununla birlikte, bazı kompozitlerde farklı dalga boyunda cevap veren ek veya alternatif başlatıcıları mevcuttur⁷³.

Görünür ışık polimerizasyon kaynaklarından; ışığa duyarlı restoratif materyalleri, kompozit rezinleri, rezin modifiye cam iyonomerleri, poliasit modifiye kompozit rezinleri, fissür örtücüleri, bağlayıcı ajanları, peridontal materyalleri, yapıştırıcı ajanları ve geçici restoratif materyalleri polimerize etmede yararlanılmaktadır^{74,75}.

Son yıllarda dental teknolojilerdeki en büyük değişiklikler, rezin polimerizasyon sistemlerinde ve cihazlarında görülmektedir. Dental materyallerin polimerizasyonu, uygun fiziksel özellikleri ve tatminkâr klinik performansı elde etmede büyük önem taşımaktadır. Yetersiz polimerizasyon ise; yüksek miktarda artık çift bağ ile birlikte, düşük monomer-polimer dönüşüm hızının neden olduğu düşük fiziksel

özelliklere, artmış su emilimine, çözünürlüğe ve sitotoksik etkilere neden olmaktadır⁷⁴⁻⁷⁶.

Günümüzde, kuartz-tungsten-halojen ışık kaynakları, ışık yayan diyotlar (LED), plazma ark lambaları ve argon iyonu lazerleri olmak üzere dört farklı polimerizasyon kaynağı mevcuttur^{77,78}.

2.7.1. Kuartz-tungsten-halojen ışık kaynakları (KTH):

Kuartz-tungsten-halojen ışık kaynakları (KTH), rezin esaslı kompozitlerin ışık ile polimerizasyonunda yaygın olarak kullanılmaktadır. Yüksek derecede ısı ile akkor haline gelen bu lambalardan yayılan radyasyon filtre edilerek, 380–400 nm arasından başlayan ve 500–520 nm değerlerinde sonlanan spektruma geçirilmektedir^{79,80}.

Tipik olarak, ışık şiddeti, 400–800 mW/cm² arasındadır ve kompozit rezinleri, 2 mm derinliğe kadar 40 sn de polimerize etmektedir. Bununla birlikte, yüksek ışık şiddetinde (800 mW/cm² den fazla) KTH ışık kaynakları da günümüzde kullanıma sunulmuştur. Turbo ışık kaynaklarından bazıları, 1.300 mW/cm²'den fazla ışık şiddeti yayabilmektedir⁵⁹. Bu cihazlarda, 11 mm'lik standart veya ışık konsantrasyon ve yoğunluğunu %50 arttıran 8 mm'lik ışık uçları kullanılmaktadır⁶⁶. Bazı tipleri ise, iki veya üç farklı şiddette (step cure) ya da devamlı artan şiddette (ramp cure) enerji sağlamaktadır¹⁰.

KTH ışık kaynakları yaygın kullanımlarına rağmen, bazı dezavantajlara sahiptir. Halojen ampullerin ömürleri 40–100 saat arasında değişmektedir. Yüksek çalışma sıcaklığında ampul, reflektör ve filtre zaman içinde bozulabilmekte ve bunun sonucunda ışık kaynağının polimerizasyon etkinliği zamanla azalmaktadır. Klinik açıdan bu durum, yeterince polimerize olmamış, fiziksel özellikleri zayıf ve prematür kırık riski fazla olan restorasyonların yapılanmasına yol açabilmektedir⁸¹.

2.7.2. Işık yayan diyotlar (LED, light emitting diode):

KTH ışık kaynaklarında oluşan problemlerin üstesinden gelmek amacıyla ışık yayan diyot (light emitting diode, LED) teknolojisi tanıtılmıştır. LED ışık kaynakları, ışığın oluşturulmasında, katı fazda yarı iletkenlerin bağlantılarını (p-n bağlantıları) kullanmaktadırlar. Diyotlar, dar spektral aralıkta ışığı oluştururlar ve galyum nitritten yarı iletken olarak yararlanırlar. Genellikle 450–490 nm dalga boyları arasında ışık

üretmektedirler. Bu enerji aralığı, KK'yi fotobaşlatıcı olarak kullanan dental materyallerde ideale yakındır⁸².

Birinci nesil LED ışık kaynakları, 400 mW/cm² den düşük ışık yoğunluğuna ve birçok ışık yayan diyota sahip olduğundan, geleneksel KTH ışık kaynakları kadar iyi polimerizasyon oluşturmamışlardır. Günümüzde ikinci nesil LED ışık kaynakları kullanıma sunulmuştur. Bunlar, birinci nesil ışık kaynaklarına göre daha yüksek çıkış gücü ve farklı spektral dağılımda ışık yaymaktadır. Daha kısa polimerizasyon süresi ile daha iyi performans sağlamaktadırlar⁸³.

LED ışık kaynakları, dar bir spektral aralıkta ışık oluştururlar ve çalışabilmeleri için düşük güce ihtiyaçları vardır. Düşük güç gereksinimi, ısı üreten kızıl ötesi dalga boylarını uzaklaştırarak, soğutucu fan gereksinimini ortadan kaldırmakta ve şarj edilebilen bataryalar ile güç sağlanabilmektedir. Diğer ışık kaynaklarına göre daha hafif olup, kablosuz olarak kullanılabilirler. Darbelere ve vibrasyona son derece dirençlidirler. Halojen ışık kaynaklarının ömrü 50–100 saat arasında olmasına rağmen, LED ışık kaynaklarının ömrünün, yaklaşık 10.000 saat civarında olduğu bildirilmektedir. Filtre, reflektör içermezler ve zamana bağlı olarak bozulmadıkları için ürettikleri ışık sabit şiddettedir. Daha az ısı oluşturmakta ve bu da gingival, pulpal irritasyon riskini azaltmaktadır^{59,82}.

2.7.3. Plazma ark ışık kaynakları:

Plazma ark ışık kaynakları, daha etkili bir polimerizasyon sağlamak ve çalışma süresini kısaltmak amacı ile üretilmişlerdir. Düşük dalga boyu aralığında, yüksek ışık şiddeti ile karakterizedirler. Işık, iyonize molekül ve elektronların gaz karışımı olan ısı veren plazmadan yayılmakta ve KK aktivasyonu için, 440–500 nm aralığında dalga boylarında filtre edilmektedir⁷⁸. Üretici firmalara göre, polimerizasyon süresini birkaç sn. (3–10 sn.) ye düşürmektedir. Plazma ark ışığı ile polimerizasyon hızlı geliştiğinden, bu durum yüksek polimerizasyon büzülmesi riskini düşündürmektedir^{74,84,85}.

2.7.4. Lazer ışık kaynakları:

Lazer ışık kaynakları, 1980'lerin sonundan itibaren mevcut olmasına rağmen, ekonomik nedenlerle yaygın kullanım alanı bulamamışlardır. Tıp ve diş hekimliğinde en çok Karbondioksit, Nd:YAG, Er:YAG, Argon ve Excimer sert lazerleri kullanılır⁸⁶. Argon iyonu lazerleri 400-500 nm ışık dalga boyuna ve kısa uygulama süresine sahip olup, ışığı

farklı frekanslarda yaymaktadırlar. Mavi lazerler ise rezin esaslı kompozitlerin ışık ile aktivasyonunda başarı ile kullanılmaktadırlar^{59,79}.

2.8. Polimerizasyon modları:

Son yıllarda ışık polimerizasyon protokollerinde, polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla polimerizasyon modları ortaya konmuş olup, çeşitli ışık kaynaklarında farklı isimlerle tanımlanmışlardır. İki veya üç aşamalı (step-curing), kademeli olarak artan (ramp-curing), salınım (oscilating), destek (boost-curing) modları bunlardan bazılarıdır^{60,87,88}.

2.8.1. Standart polimerizasyon modu:

Bu teknikte, kullanılan cihaza göre değişen ışık gücü, polimerizasyonun başından sonuna kadar hep aynı şiddette ve 10, 20, 30, 40 sn gibi farklı sürelerde uygulanmaktadır^{60,66,87,88}.

2.8.2. Yavaş başlangıç modu (Soft-start):

Yavaş başlangıç modu; rezin materyallerin kenar uyumlarının geliştirilmesi, polimerizasyon büzülmesinin azaltılması amacıyla, özellikle son zamanlarda geliştirilen cihazlara ilave edilen 4 farklı mod içermektedir^{60,66,87,88}.

2.8.2.1. İki veya üç aşamalı artan mod (Step-curing mode):

İlk 5–10 sn, 0–250 mW/cm² civarındaki düşük şiddette ışıkla ön polimerizasyon sağlanır, ardından hemen kullanılan ışık kaynağına göre değişen yüksek şiddette (650–1000 mW/cm² civarında) ışık uygulanarak polimerizasyon tamamlanır^{60,66,87,88}.

2.8.2.2. Kademeli olarak artan mod (Ramp-curing mode):

Işık şiddeti düşükten başlar ve artarak devam eder. Son yıllarda geliştirilen ışık cihazlarına ilave edilen bir moddur^{60,66,87,88}.

2.8.2.3. Gecikmiş eğilim modu (Pulse-delay mode):

Polimerizasyon, kısa ve ani bir ışık şiddeti ile başlar. Polimerizasyon tamamlanmadan önce birkaç dakika beklenir ve polimerizasyon tamamlanır^{60,66,87,88}.

2.8.2.4. Salınım modu (Oscillating mode):

Polimerizasyon süresince ışık şiddeti, devamlı olarak en yüksek ve en düşük ışık şiddetleri arasında değişmektedir^{60,66,87,88}.

2.8.3. Destek polimerizasyon modu (Boost-curing mode):

Son zamanlarda, materyalin polimerizasyonunu desteklemek amacıyla uygulanan ilave bir moddur, 10 sn sürer, ışık gücü 1000mW/cm² nin üzerindedir^{60,66,87,88}.

Bu polimerizasyon modları üretici firmalara göre farklı isimler almaktadırlar. Bu modların amacı, polimerizasyon miktarını arttırarak ve iç stresleri azaltarak, marjinal bütünlüğü korumaktır⁸⁴.

2.9. Bağlayıcı sistemlerin bağlanma dayanımlarının in vitro olarak değerlendirilmesi:

Klinik ve laboratuvar testleri ile yeni üretilen dental materyaller, hızlı, kolay ve güvenilir bir şekilde değerlendirilmektedir. Klinik testler için fazla zamana ve hastaya ihtiyaç duyulmaktadır. Laboratuvar testleri, materyallerin klinikte kullanımı ile ilgili bir ön bilgi vermektedir. Yeni üretilen materyallerin çoğu laboratuvar testlerinde güvenilir sonuçlar vermesine rağmen klinik ortamda aynı başarıyı ortaya koyamayabilmektedir⁴⁵.

2.9.1. Bağlanma dayanımı test yöntemleri:

Bağlanma dayanımı testleri, dental materyallerin klinik kullanımlarının ve etkinliklerinin değerlendirilmesi amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır.

Makaslama ve gerilim test yöntemleri, bağlayıcı sistemlerin ve rezin-seramik bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesinde uzun yıllardan beri kullanılmaktadır⁸⁹⁻⁹¹.

Sıklıkla kullanılan makaslama testleri uygulama kolaylığı olan, yükü dağıtılabilen veya arayüze iletilebilen bıçak kenarı, ilmik tel yöntemi, künt sonlanan çubuk gibi çeşitli konfigürasyonları bulunan bir yöntemdir. Bu sistemlerdeki en büyük zorluk, makaslama yükleme cihazının arayüz ile aynı hizaya getirilmesinde ortaya çıkmaktadır⁹².

Della Bona ve Van Noort, makaslama yöntemin geçerliliğini sorgulamışlardır. Geometrik tasarım ile bağlantı arayüzü sabit tutularak örneklerin konfigürasyonları değiştirildiğinde istatistiksel olarak farklı sonuçlar elde etmişlerdir⁸⁹. Bu nedenle arayüzde dayanımın değerlendirilmesinde gerilim testinin daha uygun olduğu bildirilmiştir⁹³.

Gerilim testlerinde, örnek ile bağlanan materyal aynı düzleme getirildiği zaman daha homojen bir stres dağılımının elde edileceği düşünülmektedir. Fakat bağlayıcı sistemlerin, kompozit rezinlerin, demineralize ve mineralize dentin yüzeylerinin elastik ve plastik deformasyonlarının karmaşık şekilde bir arada bulunması nedeni ile bu test yöntemlerindeki stres dağılımlarının homojen olmadığı bildirilmiştir⁹⁴.

Yeni dental materyallerin ve tekniklerin bağlanma dayanımı ile ilgili geliştirilen test yöntemlerinin bazı sınırlamaları bulunmaktadır:

- a. Örneğin şekil ve boyutu: Dişlerin şekil ve boyutları arasında büyük farklılıklar bulunabilmektedir.
- b. Dişlerin yapısal farklılıkları: Aynı dişte bile mine kalınlığı, dentin mineralizasyonu gibi farklılıklar bulunmaktadır.
- c. Diş temin edilmesinde zorluk: Eğer parametre standardizasyonu katı bir şekilde izlenirse; diş yaşı, çekilme zamanı ve depolama koşulları gibi faktörler önem taşımaktadır⁹⁵.

Geleneksel makaslama ve gerilim testleri, büyük yüzey alanında yapılan testlerdir. Stres uygulandığı zaman bağlanma testlerinde ayrılmalar genellikle dentinin veya rezinin iç yapısında koheziv kırık şeklinde ortaya çıkmaktadır. Bu da materyalin bağlanma dayanımının doğru bir şekilde değerlendirilmesini engellemektedir. Bu tip başarısızlık, materyalin kendi içindeki bir kırılma olduğundan bağlanma dayanımı hakkında güvenilir bir bilgi vermemektedir⁹⁰.

2.9.1.1. Mikrogerilim bağlanma dayanımı test yöntemi:

Mikrogerilim bağlanma dayanımı test yöntemi (microtensile bond strength test (μ -TBS), 1994 yılında Sano ve ark.⁹⁶ tarafından tanıtılmıştır.

Mikrogerilim test yönteminde, düşük hızda çalışan elmas separe ile tek bir diştten 1 mm²lik çok sayıda kesitler alınmaktadır⁹⁶. Daha sonra kesitler ya böyle bırakılmakta ya da kum saati şekline getirilmektedir⁹⁷. Bu test ile geniş yüzey alanının kullanıldığı klasik test yöntemlerinden daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmektedir. Geniş yüzey alanları düşük bağlanma dayanımı gösterirken, küçük yüzey alanları ise yüksek bağlanma dayanımı göstermektedir⁹⁶.

Mikrogerilim test yönteminin avantajları:

1. Mikrogerilim test metodu, dentinin koheziv başarısızlığı olmadan bağlanma dayanımının ölçülmesine izin verir.
2. Örnekler küçük hazırlandığı ve arayüz bağlantı yüzeyleri en aza indirildiği için kuvvet uygulanması sırasında daha iyi stres dağılımı oluşmaktadır.
3. Bölgesel bağlanma dayanımının ölçülmesine izin veren bir yöntemdir. Bu test yöntemi ile farklı dentin bölgelerinde ve derinliklerinde bağlanma dayanımları ölçülebilmektedir.
4. Düzensiz yüzeylerde bağlanma dayanımı testi yapılmasına olanak sağlamaktadır.
5. Tek bir diştten çok sayıda örnek hazırlanabilmekte, böylece tek bir diş için ortalama ve standart sapma değerleri saptanabilmektedir.
6. Mikrogerilim test yöntemi, bağlanma dayanımı ölçümü için diş hekimliğinde kullanılan en etkili ve güvenilir mekanik testtir.
7. Yüzey alanı 1 mm² olduğundan bağlanma yüzeylerinin elektron tarama mikroskobu ile değerlendirilmesi mümkündür^{96,98}.

Mikrogerilim test yönteminin dezavantajları:

1. Laboratuvar işlemleri teknik hassasiyet gerektirmektedir.
2. Özel düzeneğe ihtiyaç vardır.
3. Örnekler çok küçük oldukları için kolaylıkla dehidrate olabilmektedirler⁹⁸.

2.9.2. Termosiklus:

Dental materyallerle ilgili deneylerin doğrudan in-vivo koşullarda yapılması zaman alıcı ve bazı durumlarda olanaksız olduğundan, restoratif sistemlerin etkinliğini değerlendirmek ve bağlayıcı sistemlerin ağız içindeki davranışlarını önceden tahmin edebilmek için laboratuvar koşullarında gerçekleştirilen deneyler uygulanmaktadır. Bu amaçla termosiklus, suda bekletme, eskitme cihazında bekletme ve yük uygulanması gibi yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır^{99,100}.

Termosiklus (sıcaklık döngüsü), restorasyon ve dişlerin ağız dışında değerlendirilmesinde kullanılan en önemli test yöntemlerinden biridir. Bu test yöntemi, metal-rezin ve diş-restoratif materyal arasındaki bağlanma dayanıklılığının, ağız içindeki sürekliliğinin ve sıcaklık değişimlerinin bu materyaller üzerindeki etkisinin belirlenmesi amacıyla tercih edilmektedir. İşlemin amacına uygun olarak gerçekleştirilebilmesi için, belli standartlara sahip özel bir termosiklus cihazı kullanılmalıdır¹⁰¹.

Termosiklus cihazında, iki ayrı su banyosu ve deney örneklerinin bu banyolar arasında taşınmasını sağlayan bir taşıyıcı bulunmaktadır. Su sıcaklıklarını ve suda bekletme sürelerini kontrol eden elektronik devreler sayesinde işlemin kesintisiz ve hassas bir şekilde uygulanması sağlanmaktadır. Sıvı olarak distile suyun yanı sıra yapay tükürük ve şehir suyu da kullanılmaktadır. Distile suyun tercih edilmesinin nedeni; şehir suyunun veya yapay tükürüğün kullanıldığı durumda sıcak banyoda buharlaşma olabileceği ve bir banyodan diğerine geçişte sıvının taşınabileceği dolayısıyla aylarca süren deneyin kontrol edilemeyen konsantrasyon değişikliklerine yol açabileceğidir¹⁰².

Termosiklus deneylerinde örneklerin bir kez soğuk ve bir kez sıcak suya daldırılması işlemi “devir”, bu sırada geçen toplam süre “devir süresi” olarak tanımlanmaktadır. Devir sayıları 500 ile 50.000 arasında değişmektedir¹⁰³.

Termosiklus işleminin amacına uygun olarak gerçekleştirilebilmesi için, ısı alışverişinin tamamlanabileceği zaman aralığını, örneklerin boyutlarını ve sayılarını göz önüne alarak, su banyolarındaki bekleme sürelerine göre ayarlanması gerektiği bildirilmektedir. Örnekler, su banyosu kabına tümüyle ıslanması sağlanacak şekilde yerleştirilmektedir. Banyo solüsyonlarında belirtilen bekleme süresi 15–60 sn arasındadır. Bir banyodan diğerine geçiş süresi

5–10 sn olarak belirlenmiştir. Ağız ortamında da sıcak ve soğuk yiyecek ve içecekler direkt olarak birbirini takip etmemektedir⁹⁹.

Dental materyallerin çeşitli ısılara maruz bırakılması, materyal testlerinin ortak bir aşamasıdır. Termosiklusta kullanılan ısı oranlarının uygun olması ve ağız ortamı ısılarını yansıtması önemlidir. Aşırı uçlardaki ısı oranları materyalin aşırı stresine yol açabilmekte ve güvenilir olmayan sonuçlar verebilmektedir. Önerilen ısılar 4°C–8°C ile 45°C–60°C ye kadardır. Bu ısılar oral kaviteyle uyumlu minimum ve maksimum değerler olarak bildirilmektedir¹⁰⁴.

Bağlayıcı sistemlerin performansının, uzun dönem klinik çalışmalar ile değerlendirilmesi gerekmektedir. Uzun dönem suda bekletme ve termosiklus işlemi de materyalde ısıya bağlı değişimler ile ilgili laboratuvar koşullarında bilgiler verebilmektedir¹⁰⁵.

Termosiklus yöntemi distile suda bekletme işlemine göre daha etkili olduğu ve test süresini kısalttığı için, bağlayıcı sistemlerin ve restoratif materyallerin değerlendirilmesinde sıklıkla tercih edilmektedir¹⁰³.

3. GEREÇ VE YÖNTEM:

İn vitro çalışmamız, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Turku Üniversitesi Diş Hekimliği Enstitüsü Protetik Diş Hekimliği ve Biyomateryal Bölümü Laboratuvarı (Institute of Dentistry, Department of Prosthetic Dentistry and Biomaterials Science) ve Özdemir Porselen Diş Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda, IPS Empress seramik sisteminin dentine mikroyerilim bağlanma dayanımının, farklı ışık kaynakları, polimerizasyon modları ve bağlayıcı sistemler kullanılarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Test edilen materyaller Tablo 1'de gösterilmiştir.

Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyaller.

Ticari isim	Tipi	Bileşimi	Seri no	Üretici firma
IPS Empress	Lösit seramik	SiO ₂ %59-63, K ₂ O %10-14, Al ₂ O ₃ %17-21 Na ₂ O %3.5-6.5, CaO %0.5-2.5, pigmentler %0.6	G09113 Renk TC 1	Ivoclar- Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Duolink	Dual polimerize rezin siman	Bis-GMA ^a %5-30, TEGDMA ^b %5-20, cam doldurucu %50- 80, UDMA ^c %5-15	0400003526	Bisco Inc, Schaumburg, IL, USA
One Step plus	Dolduruculu üniversal dental adeziv	Bis-GMA ^a , BPDMD ^d , HEMA ^e , aseton, cam doldurucu %8.5	0400001415	Bisco Inc, Schaumburg, IL, USA
Tyrian SPE	Kendinden primerli pürüzlendirici	Primer A: timol mavisi, etanol, su Primer B: AMPS ^f , BISMEP ^g , fosfat, etanol	010802	Bisco Inc, Schaumburg, IL, USA
Etch 37	Yarı jel pürüzlendirici	H ₃ PO ₄ %37	0500005395	Bisco Inc, Schaumburg, IL, USA
Porcelain primer	Silan	Etanol %30-70, aseton %30-70, silan %1-10	0400003530	Bisco Inc, Schaumburg, IL, USA
Porcelain Etch	Hidroflorik asit jel	HF %9,5	0400003543	Bisco Inc, Schaumburg, IL, USA

^aUDMA, üretilen dimetakrilat; ^bBis-GMA, bisfenol A-diglisidil dimetakrilat; ^cTEGDMA, trietilenglikoldimetakrilat; ^dBPDMD, bifenil dimetakrilat; ^eHEMA, hidroksietil metakrilat; ^fAMPS, 2-akrilamido-2-metil propansülfonik asit; ^gBISMEP, Bis-2-metakriloyloksietil fosfat.

3.1. Dentin yüzeylerinin hazırlanması:

Çalışmamızda, 16–40 yaş aralığındaki kişilerden çekilmiş 60 adet çatlaksız, çürüksüz ve restorasyonsuz alt 3. molar diş kullanıldı. Dişler, laboratuvar işlemleri başlayana kadar, 1 ay süreyi geçmeyecek şekilde oda sıcaklığında %0.5 kloramin-T solüsyonunda (Halides Chemical Pvt. Ltd, Kurkumbh, India) bekletildi. Seçilen dişler üzerlerindeki debris ve yumuşak doku artıkları kretuvar (H6/H7; Hu-Friedy, Chicago) ile kazındıktan sonra, keçe (Merssage Brush; Shofu Inc, Kyoto, Japan) kullanılarak pomza (Americos Industries Inc, Gujarat, India) ile temizlendi. Daha sonra 20 mm boy ve çapta hazırlanan plastik borular içine yerleştirilen otopolimerizan akrile (Palapress, Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany) gömüldü (Resim 2a).



a.



b.

Resim 2. a. Çalışmada kullanılan dişler, otopolimerizan akril ve plastik borular. b. Dentin yüzeylerinin açığa çıkarılmasında kullanılan otomatik parlatma makinesi.

Dişlerin dentin yüzeyleri açığa çıkacak şekilde, okluzal üçlü kısımları otomatik parlatma makinesinde (Struers LaboPol-21, seri no. 76.1259.20, Rodovre, Danimarka, Resim 2b) su soğutması altında sırasıyla 180, 320, 600 ve 1000 gritlik silikon karbit kâğıtlar (FEPA; Federation of European Producers of Abrasives, Paris, Fransa) ile aşındırıldı. Yüzeyler ışık mikroskobu (Stereomicroscope, Wild M3B, Heerbrugg, Switzerland) altında, herhangi bir mine tabakası varlığı açısından değerlendirildi. Okluzal yüzeylerin yer düzlemine göre

paralelliği, seramik örneklerin boyutlarına göre özel olarak yapılmış metal alet ile gözlendi (Resim 3a).

Dişlerin gömüldüğü akriliklerin fazla kısımları elektrikli kesme aleti (Fox, seri no. F-28-180, Warren Cutlery company, Rhinebeck, USA) (Resim 3b) ile kesildikten sonra, dişlerin iki yüzeyi birbiri ile 90° açı yapacak şekilde otomatik parlatma makinesinde düzleştirildi (Resim 4).

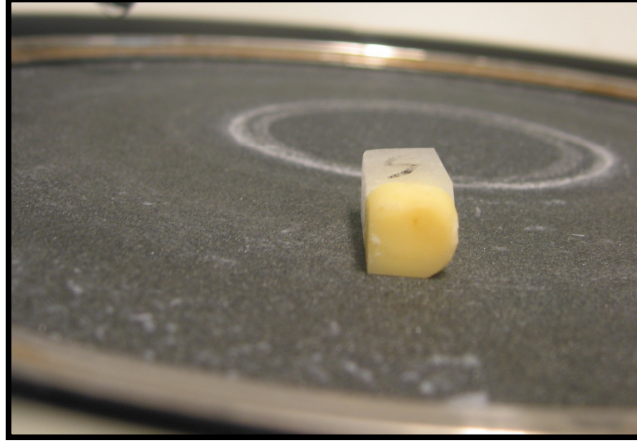


a.



b.

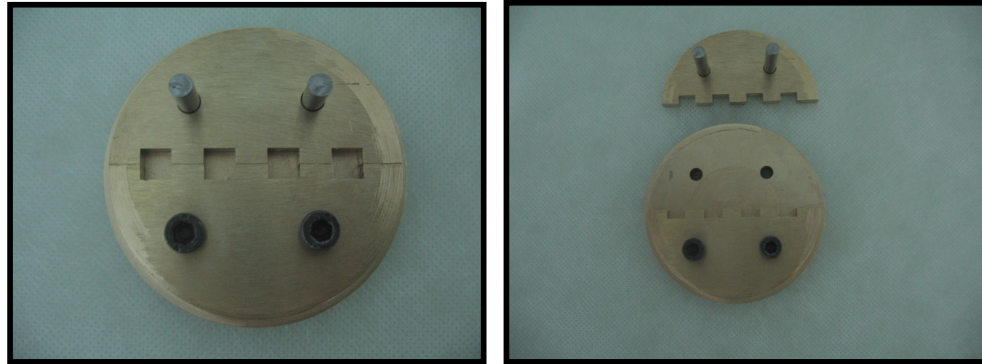
Resim 3. a. Dentin yüzeyi açığa çıkarılan örneğin okluzal yüzeyinin yer düzlemine göre paralelliğinin kontrolü. b. Akriliğin fazla kısımlarının kesilmesi için kullanılan elektrikli kesme aleti.



Resim 4. İki yüzeyi 90° aç yapacak şekilde dişin otomatik parlatma makinesinde düzleştirilmiş görüntüsü.

3.2. Lössit seramiklerin hazırlanması:

Seramiklerin mum örneklerinin hazırlanmasında, içerisinde 7x7x5 mm³ boyutlarında 4 adet küp bulunan, vida sistemine sahip metal kalıp kullanıldı (Resim 5).

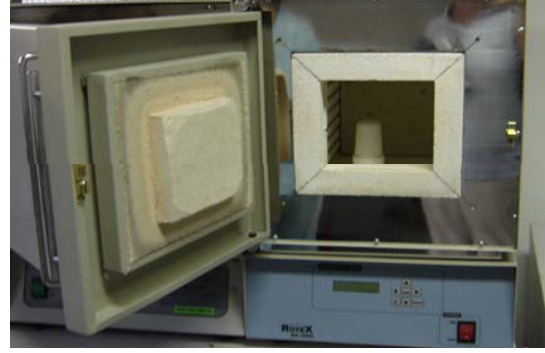


Resim 5. Mum örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp.

60 adet mum örnek, özel kalıp içine mum damlatılarak elde edildi. Hazırlanan mum örnekler, özel bir rövetman (PressVest Speed, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak manşete alındı ve sertleşmeye bırakıldı (Resim 6a). Mumların eritilmesi için manşetler ön ısıtma fırınında 10 dakika bekletildi (Resim 6b).



a.



b.

Resim 6. a. Örneklerin manşete alınması. b. Manşetin mum atımı için fırına yerleştirilmesi.

Oda ısısında soğuyan rövetman 700°C'de 1 saat süre ile ısı-basınç fırını (EP 500, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) içinde ısıtıldı (Resim 7). Bir saatin sonunda, cam-seramik ingot (Resim 8) (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) EP500 fırınında 1075°C'de viskoz alümina özelliğine ulaştıktan sonra kayıp mum tekniği ile elde edilen kalıp içerisine 20 bar piston basınç ile transfer edildi.

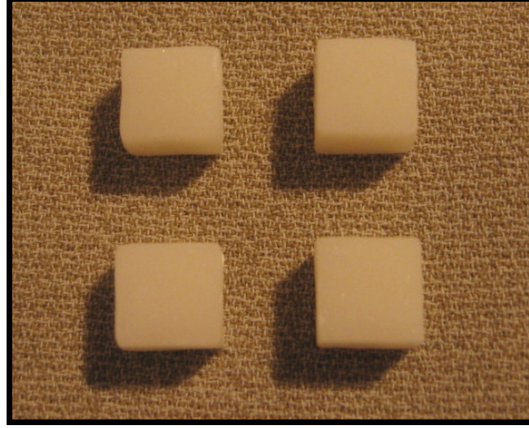


Resim 7. EP500 ısı-basınç fırını.



Resim 8. IPS Empress dentin tabletleri.

Döküm örnekler, oda ısısında soğumaya bırakıldı (Resim 9). Daha sonra örneklerin bağlanma yüzeylerinin standardizasyonu için 220, 360 ve 600 gritlik silikon karbit kâğıtlar ile otomatik parlatma makinesinde aşındırma yapıldı.



Resim 9. Döküm seramik örnekler.

Örnekler kumlama cihazında (Ar-Ge Dental; Turkey), 125 μm büyüklüğündeki alüminyum oksit kumu (Korox; Bego, Bremen, Germany) ile ilk etapta 4 bar basınçla manşet üzerine püskürtüldü. Seramik örnekler doğru yaklaşıldığında basınç 2.5 bara düşürüldü ve 50 μm 'lik alüminyum oksit kumu ile kumlandı. Tijlerin elmas disk ile kesilmesini örneklerin yüzeyinde aşındırma ve bitirme işlemleri izledi. Bu amaçla orta grenli elmas frez ve ön bitirme için beyaz lastikler kullanıldı.

Kontamine olmamış ve temiz seramik yüzeylerinin elde edilmesi amacı ile örnekler, ultrasonik banyo içinde (L&R Quantrex; Kearny, USA) distile suda 10 dk. temizlendi (Resim 10).



Resim 10. Çalışmada kullanılan ultrasonik banyo cihazı.

Seramik örneklerin HF asit ile (Bisco Inc, Schaumburg, IL, USA) 2 dk. pürüzlendirilmesini takiben, 30 sn. silan (Bisco Inc) uygulandı (Resim 11).



Resim 11. Seramik örneklerin pürüzlendirilmesinde kullanılan HF asit ve silan.

3.3. Seramiklerin dişlere bağlanma işlemleri:

Örnekler, kullanılan bağlayıcı sisteme (tam pürüzlendirme, kendiliğinden pürüzlendirme) göre iki gruba ($n=30$) ayrıldı. Daha sonra polimerizasyonda kullanılan ışık kaynağına göre (KTH, LED, plazma ark) üç gruba ($n=10$) ve seçilen polimerizasyon moduna (KTH'nin yavaş artan (soft-up) ve yüksek güç (high-power) modları; LED'in standart (standard) ve giderek artan (exponential) modları; plazma ark'ın normal ve kademeli olarak artan (ramp-curing) modları) göre iki alt gruba ayrıldı ($n=5$).

Çalışmada kullanılan ışık kaynakları ve polimerizasyon modları Tablo 2'de yer almaktadır.

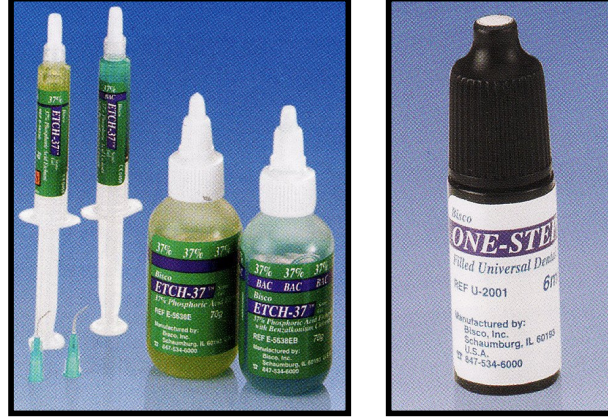
Tablo 2. Çalışmada kullanılan ışık kaynakları ve polimerizasyon modları.

Işık kaynağı	Işık kaynağının tipi ve ucunun çapı	Modlar	Modların tanımları	Çıkış gücü* (mW/cm²)
KTH (Blue Swan Digital, Dentanet, Türkiye)	8 – 11,5 mm	Yavaş artan Mod	Polimerizasyon siklusu düşükten yükseğe doğru otomatik olarak artar.	1000 mW/cm ²
		Yüksek güç modu	Polimerizasyon esnasında her zaman en yüksek enerji ile çalışır.	
Plazma ark (PlasmaStar, SP-2000, Monitex Industrial Co. Tayvan)	8 mm	Normal mod	Polimerizasyon esnasında her zaman en yüksek enerji ile çalışır.	2250±50 mW/cm ²
		Kademeli olarak artan mod	Polimerizasyon süresi 6 sn.dir ve 2 sn. %50, 2 sn. %50, 2 sn. %100 Işık şiddeti ile çalışır.	
LED (Elipar Freelight 2, 3M Espe, St. Paul, Minn)	8 mm	Standart mod	Polimerizasyon esnasında her zaman en yüksek enerji ile çalışır	1200 mW/cm ²
		Giderek artan mod	5 sn. boyunca artarak, 5 sn. sonunda en yüksek ışık şiddetine ulaşır.	

* Üretici firmalardan alınmış bilgilerdir.

Bağlanma prosedürleri üretici firmanın önerileri doğrultusunda gerçekleştirildi. Tam pürüzlendirme tekniğinde; dentin 15 sn. boyunca %37'lik fosforik asit (Etch 37) ile pürüzlendirildikten sonra, 15 sn. su ile yıkandı ve hafifçe kurutularak nemli bırakıldı. Bağlayıcı ajan (One Step Plus), pürüzlendirilen dentin yüzeyine sürüldü (Resim 12).

Hafifçe kurutulup yayılması sağlandıktan sonra ikinci tabaka, ince bir film şeklinde dentin yüzeyine uygulandı ve ışık ile polimerize edildi.



Resim 12. Çalışmada kullanılan tam pürüzlendirme sistemi.

Kendiliğinden pürüzlendirme tekniğinde ise; dentine kendinden primerli prüzlendirici (Tyrian SPE) iki tabaka halinde 5 sn. uygulandı. Hafifçe kurutulduktan sonra, bağlayıcı ajan (One Step Plus) uygulanıp hava spreyi ile yayılması sağlandı. İkinci tabaka bağlayıcı ajan dentine sürülerek, ışık ile polimerize edildi (Resim 13).



Resim 13. Çalışmada kullanılan kendiliğinden pürüzlendirme sistemi.

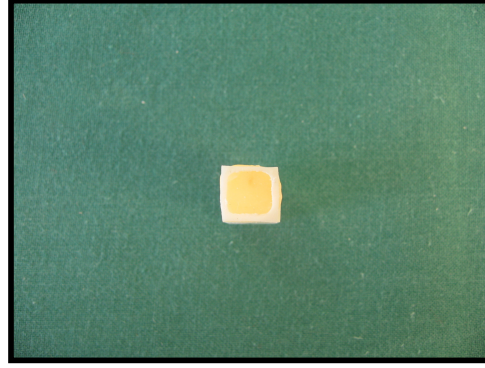


Resim 14. Çalışmada kullanılan dual olarak polimerize olan rezin siman.

Dentin yüzeyleri üzerine, standart ve homojen rezin siman (Resim 14) kalınlığı oluşturmak amacı ile polietilen yapıda kalıplar ($0.1 \times 6.8 \times 6.8 \text{ mm}^3$) yerleştirildi (Resim 15). Kalıpların içlerine rezin siman (Duolink) ve üzerine seramikler konuldu. Resin siman kalınlığının ve simantasyon esnasında uygulanan basıncın standardizasyonu için 0.94 kg yük uygulayan özel bir yükleme aletinden yararlanıldı (Resim 16).



a.

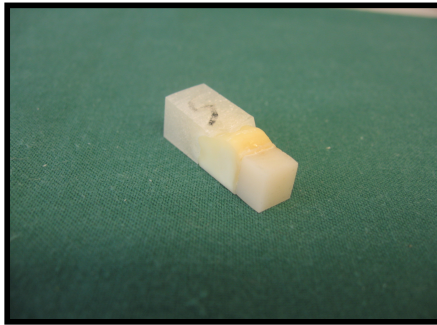


b.

Resim 15. a. Polietilen kalıplar, b. Polietilen kalıbın dentin üzerine yerleştirilmesi.



a.



b.



c.

Resim 16. a. Örneğin 0.94 kg'lık yük uygulayan alete yerleştirilmesi. b. Elde edilen örnek. c. Özel yükleme aletinin basınç uygulayan kısmı.



a.

b.

c.

Resim 17. Çalışmada kullanılan ışık kaynakları. a. KTH, b. LED, c. Plazma ark.

Çalışmadaki örnekler, aşağıdaki şekilde gruplandırılmıştır:

1. grup (TKY): Dentin yüzeylerine tam pürüzlendirme sistemi uygulandı. KTH'nin yavaş artan modu ile 10 sn. süre ile polimerize edildi. Resin siman ve seramikler yerleştirildikten sonra KTH'nin yavaş artan modu ile 40 sn. süre ile polimerizasyonu sağlandı (n=5).

2. grup (KKY): Dentin yüzeylerine kendiliğinden pürüzlendirme sistemi uygulandı. KTH'nin yavaş artan modu ile 10 sn. süre ile polimerize edildi. Resin siman ve seramikler yerleştirildikten sonra KTH'nin yavaş artan modu ile 40 sn. süre ile polimerizasyonu sağlandı (n=5).

3. grup (TKG): Dentin yüzeylerine tam pürüzlendirme sistemi uygulandı. KTH'nin yüksek güç modu ile 10 sn. süre ile polimerize edildi. Resin siman ve seramikler yerleştirildikten sonra KTH'nin yüksek güç modu ile 40 sn. süre ile polimerizasyonu sağlandı (n=5).

4. grup (KKG): Dentin yüzeylerine kendiliğinden pürüzlendirme sistemi uygulandı. KTH'nin yüksek güç modu ile 10 sn. süre ile polimerize edildi. Resin siman ve seramikler yerleştirildikten sonra KTH'nin yüksek güç modu ile 40 sn. süre ile polimerizasyonu sağlandı (n=5).

5. grup (TLS): Dentin yüzeylerine tam pürüzlendirme sistemi uygulandı. LED'in standart modu ile 10 sn. süre ile polimerize

edildi. Rezin siman ve seramikler yerleştirildikten sonra LED'in standart modu ile 40 sn. süre ile polimerizasyonu sağlandı (n=5).

6. grup (KLS): Dentin yüzeylerine kendiliğinden pürüzlendirme sistemi uygulandı. LED'in standart modu ile 10 saniye süre ile polimerize edildi. Rezin siman ve seramikler yerleştirildikten sonra LED'in standart modu ile 40 saniye süre ile polimerizasyonu sağlandı (n=5).

7. grup (TLE): Dentin yüzeylerine tam pürüzlendirme sistemi uygulandı. LED'in giderek artan modu ile 10 sn. süre ile polimerize edildi. Rezin siman ve seramikler yerleştirildikten sonra LED'in giderek artan modu ile 40 sn. süre ile polimerizasyonu sağlandı (n=5).

8. grup (KLE): Dentin yüzeylerine kendiliğinden pürüzlendirme sistemi uygulandı. LED'in giderek artan modu ile 10 sn. süre ile polimerize edildi. Rezin siman ve seramikler yerleştirildikten sonra LED'in giderek artan modu ile 40 sn. süre ile polimerizasyonu sağlandı (n=5).

9. grup (TPN): Dentin yüzeylerine tam pürüzlendirme sistemi uygulandı. Plazma ark'ın normal modu ile 1 sn. süre ile polimerize edildi. Rezin siman ve seramikler yerleştirildikten sonra plazma ark'ın normal modu ile 6 sn. süre ile polimerizasyonu sağlandı (n=5).

10. grup (KPN): Dentin yüzeylerine kendiliğinden pürüzlendirme sistemi uygulandı. Plazma ark'ın normal modu ile 1 sn. süre ile polimerize edildi. Rezin siman ve seramikler yerleştirildikten sonra plazma ark'ın normal modu ile 6 sn. süre ile polimerizasyonu sağlandı (n=5).

11. grup (TPK): Dentin yüzeylerine tam pürüzlendirme sistemi uygulandı. Plazma ark'ın kademeli olarak artan modu ile 1 sn. süre ile polimerize edildi. Rezin siman ve seramikler yerleştirildikten sonra plazma ark'ın kademeli olarak artan modu ile 6 sn. süre ile polimerizasyonu sağlandı (n=5).

12. grup (KPK): Dentin yüzeylerine kendiliğinden pürüzlendirme sistemi uygulandı. Plazma ark'ın kademeli olarak artan modu ile 1 sn. süre ile polimerize edildi. Rezin siman ve seramikler

yerleştirildikten sonra plazma ark'ın kademeli olarak artan modu ile 6 sn. süre ile polimerizasyonu sağlandı (n=5).

Örnekler, etüvde distile su içinde 37°C'de 24 saat bekletildikten sonra (Resim 18), termosiklus cihazına (Comfort Heto Chill Master, Model CB 8-30E, Heto-Holten A/S, Allerød, Denmark, Resim 19) yerleştirildi. $(5 \pm 2)^{\circ}\text{C}$ ile $(55 \pm 2)^{\circ}\text{C}$ arasında, 20 sn su içinde bekletilerek, 5 sn. (soğuktan sicağa, sıcaktan soğuğa) transfer zamanı ile 6000 siklus tekrarlandı. Termosiklus işleminin, 4.5 gün sürdü.



Resim 18. Örneklerin bekletildiği etüv.



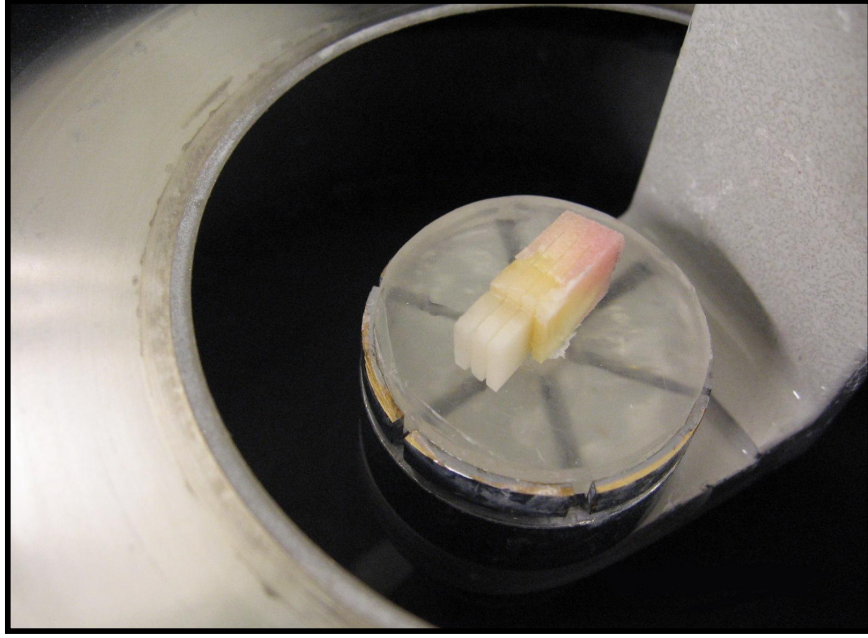
Resim 19. Termosiklus cihazı.

3.4. Kesitlerin alınması:

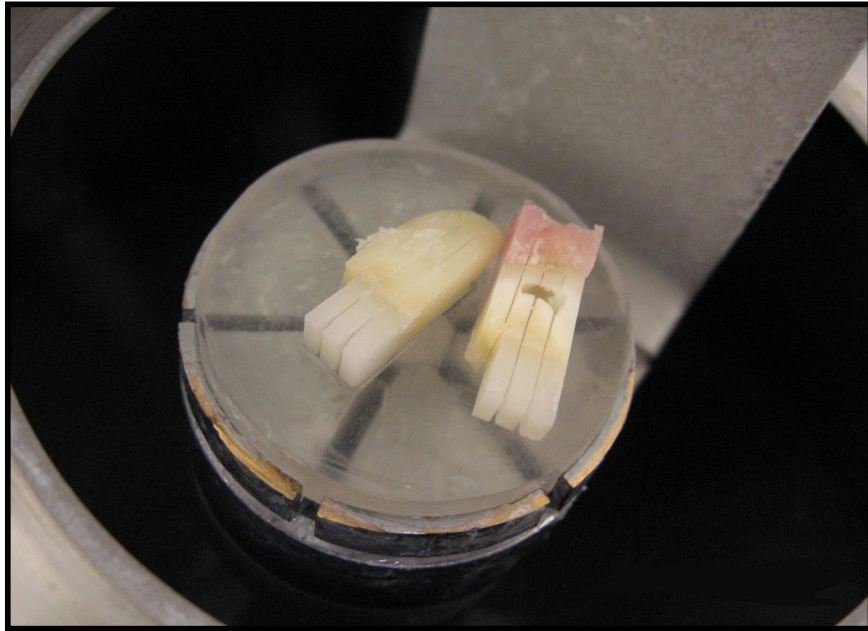
Örnekler, düşük hızlı kesme cihazının (Ernst Leitz GMBH, Wetzlar 1600, Germany) akrilik aparatına, siyanoakrilat yapıştırıcı (Zapit, DVA, AnaHeim, CA, USA) ile yapıştırıldı (Resim 20). Örneklerden önce 1.5 mm'lik okluzo gingival doğrultuda kesitler alındı. Daha sonra örnekler yerinden çıkarılarak 90° çevrilerek tekrar yapıştırıldı. Örneklerden 1.5 mm'lik kesitler alındı (Resim 21 ve Resim 22).



Resim 20. Örneğin kesme cihazına yerleştirilmesi.

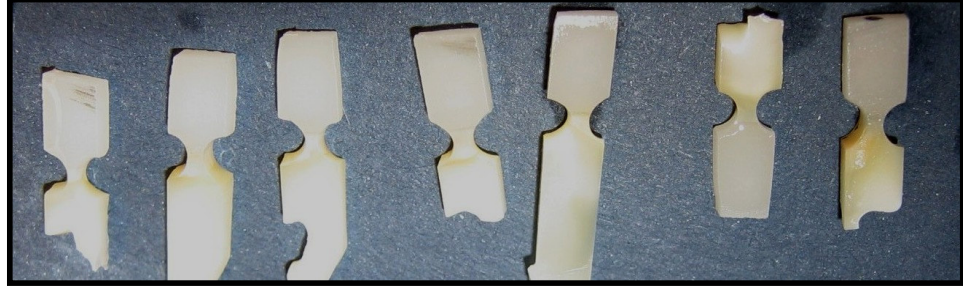


Resim 21. Örneklerin 1mm'lik ilk kesitleri alındıktan sonra 90° çevrilerek tekrar yapıştırılması.

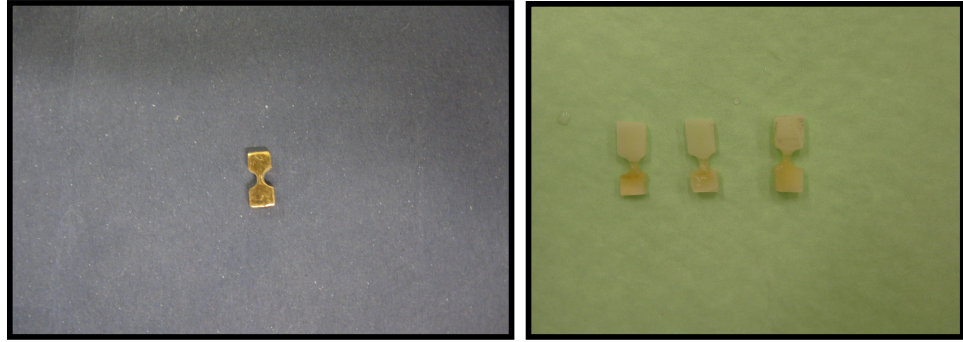


Resim 22. Örneklerden alınmış kesitler.

Dentin-rezin siman-seramik bağlanma yüzeyleri, elmas rond frez ile su soğutması altında daraltılarak, $1.6 \pm 0.16 \text{ mm}^2$ çapraz kesitinde kum saati şekline getirildi (Resim 23). Kum saati şeklinin verilmesinde metalden yapılmış bir örnek kullanıldı (Resim 24). Örneklerin kesit alanları dijital kumpas ile ölçüldü.



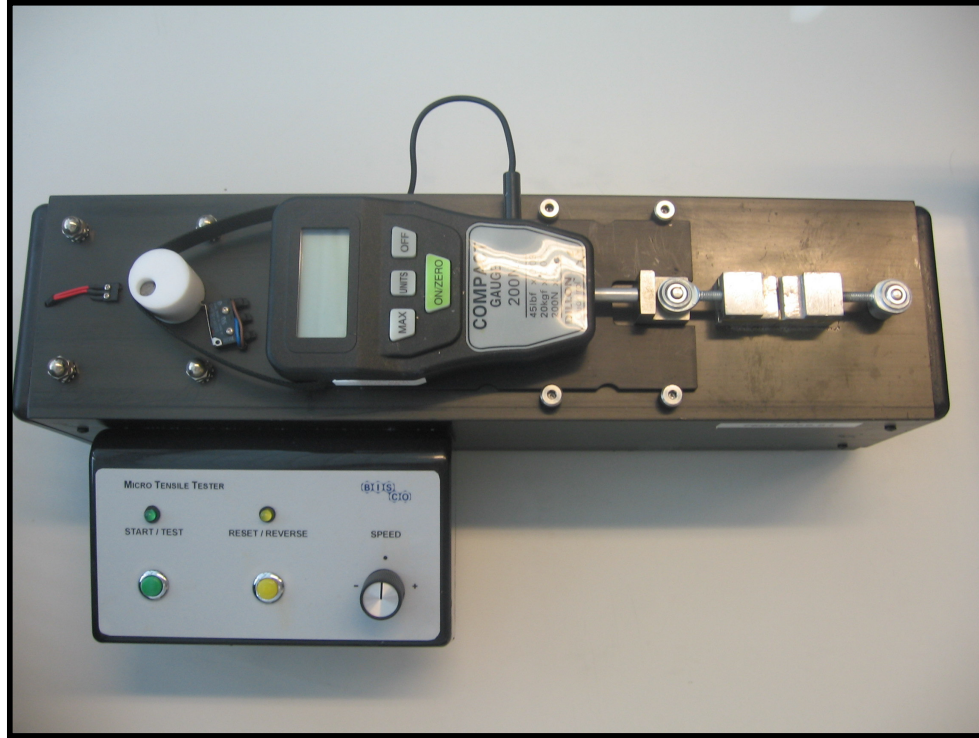
Resim 23. Kum saati şekli verilmiş örnekler.



Resim 24. Kum saati şeklinin verilmesinde kullanılan metal örnek ve elde edilen örnekler.

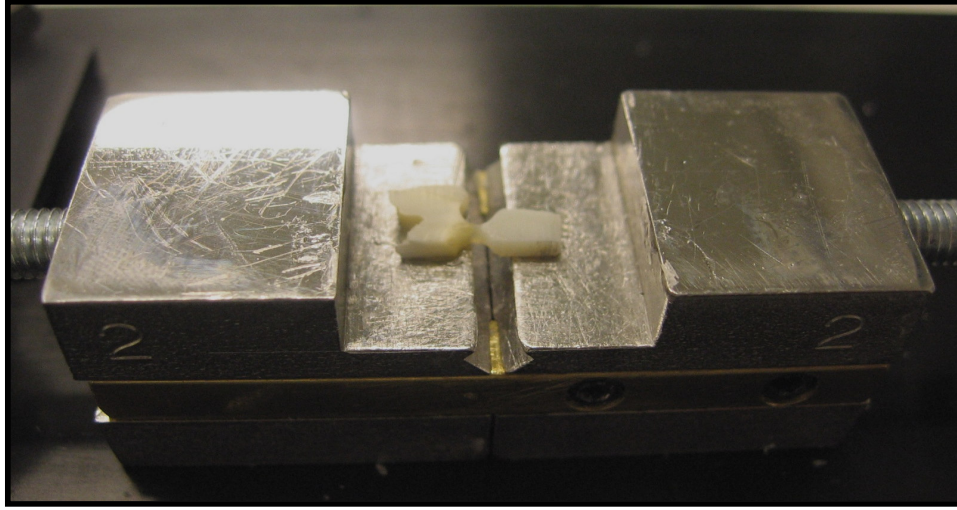
3.5. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi:

Elde edilen kesitler, siyanoakrilat yapıştırıcı (Zapit) ile mikrogerilim test cihazına (Microtensile tester, Bisco, USA) (Resim 25) bağlandı.

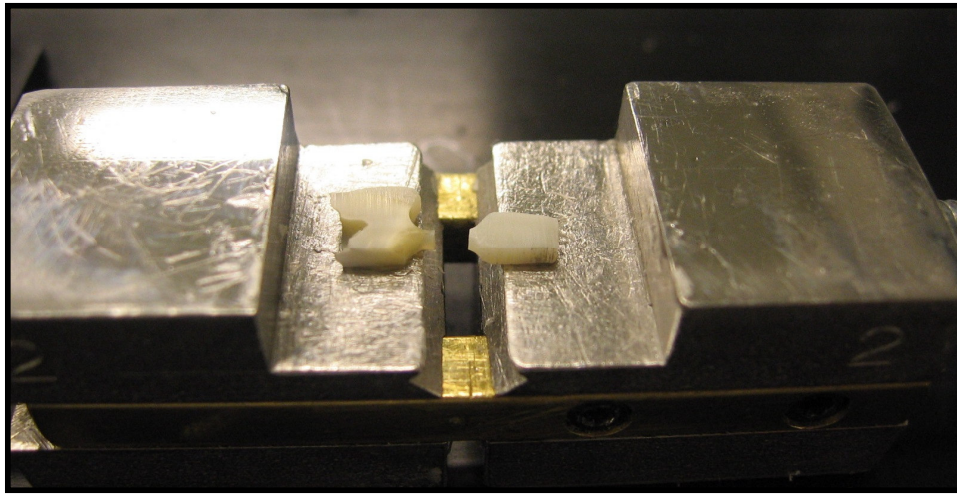


Resim 25. Mikrogerilim test aleti.

1 mm/dk. hız ile kırık olana dek gerilim uygulandı (Resim 26). Örneklerin kırıldığı andaki kuvvet Newton cinsinden kaydedildi ve alana bölünerek MPa'a çevrildi.



a.



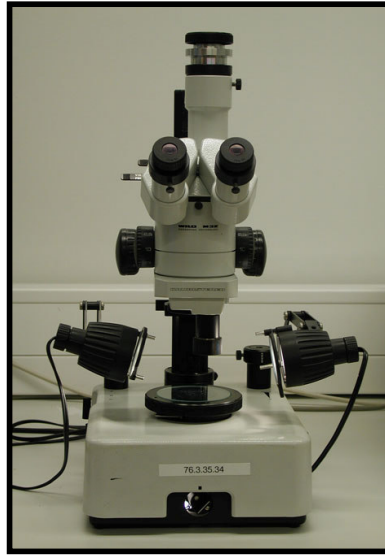
b.

Resim 26. Mikrogerilim test cihazına siyanoakrilat yapıştırıcı ile yapıştırılan ve gerilim uygulandıktan sonra kırılan örnekler, a. 1. örneğin yapıştırılması, b. kırılmış görüntüsü.

3.6. Kırık tiplerinin analizi:

Kırık tipleri, ışık mikroskopunda (Stereomicroscope, Wild M3B, Heerbrugg, Switzerland) incelendi ve 6 grupta sınıflandırıldı (Resim 27):

- a. Rezin siman ile dentin arasında adeziv kırık.
- b. Rezin siman ile seramik arasında adeziv kırık.
- c. Seramik içinde koheziv kırık.
- d. Rezin siman içinde koheziv kırık.
- e. Dentin içinde koheziv kırık.
- f. Karma kırık (Hem adeziv hem koheziv).

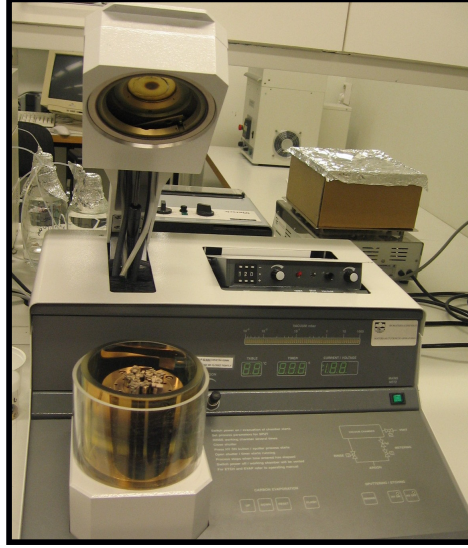


Resim 27. Işık mikroskobu.

3.7. Örneklerin tarama elektron mikroskobu ile incelenmesi:

Her gruptan iki örnek, altın püskürtülerek kaplandı (Bal-Tec SCD 050 Sputter Coater, Bal-Tec AG, Liechtenstein) (Resim 28, 29) ve tarama elektron mikroskobu (SEM) (JSM-5500; Jeol Ltd., Tokyo, Japan) ile incelendi (Resim 30).

Her bağlayıcı sistem grubundan bir örnek, 2M hidroklorik asitte (HCl) bekletildi. 48 saat sonra dentin yapısının uzaklaşarak, rezin tag yapısının kaldığı gözlemlendi. Örnekler iyice yıkandıktan sonra kurutuldu ve altın püskürtülerek kaplandı. Daha sonra bu örnekler tarama elektron mikroskopunda incelendi (JSM-5500).



Resim 28. Kaplama cihazı.



Resim 29. Altın ile kaplanmış örnekler.



Resim 30. Tarama elektron mikroskobu.

3.8. İstatistiksel analiz:

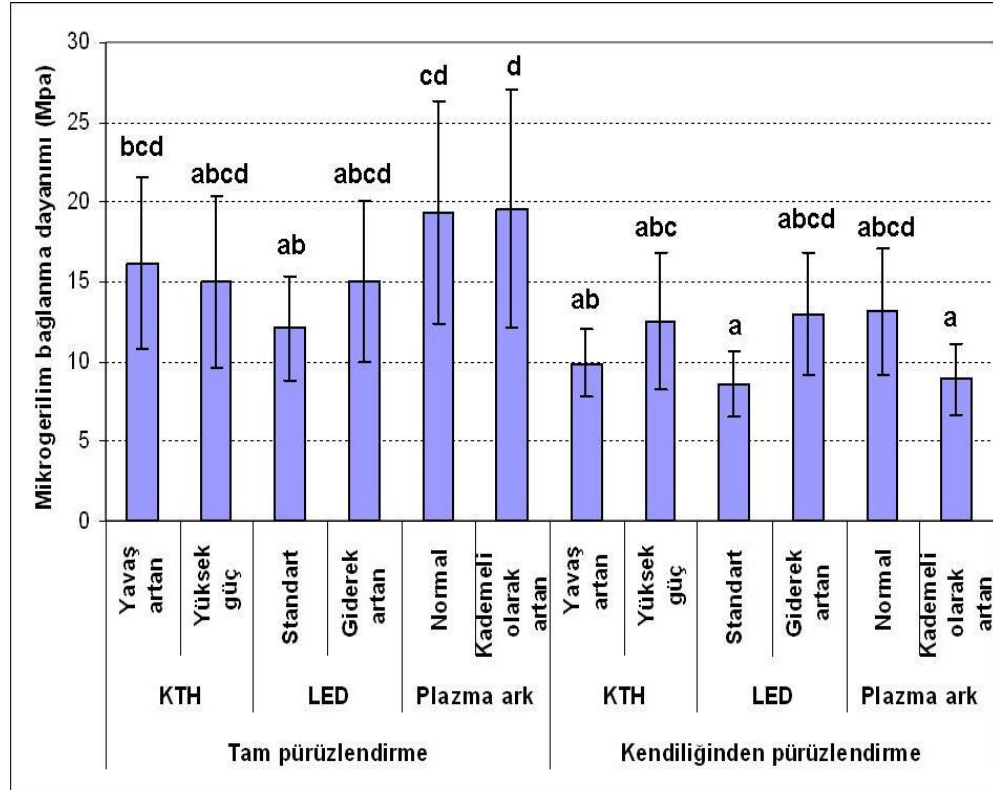
Araştırmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi, üç-yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey post-hoc testi ile değerlendirildi ($p < 0.001$).

Tüm istatistiksel analizlerin gerçekleştirilmesinde, istatistiksel yazılım programından yararlanıldı (SPSS Inc., Chicago, IL., USA).

4. BULGULAR:

4.1. Mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlendirilmesi:

Tam seramiklerin dentine bağlanma dayanımını değerlendirmek üzere yapılan mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonuçlarının ortalama ve standart sapma değerleri Grafik 1, Tablo 3’de verilmiştir.



*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır (p = 0.05).

Grafik 1. Grupların mikrogerilim bağlanma dayanımı (µGBD) değerleri.

Tablo 3. Grupların kullanılan bağlayıcı sisteme, ışık kaynağına ve polimerizasyon moduna göre ortalama mikrogerilim bağlanma dayanımı ve standart sapma değerleri (MPa, Ortalama $\pm$ Stdsapma).

Bağlayıcı sistem	Işık kaynağı	Polimerizasyon modu	Grup kodu	n	Mpa	Std sapma
Tam pürüzlendirme	KTH	Yavaş artan modu	TKY	13	16.2	5.4
		Yüksek güç modu	TKG	11	15.0	5.4
	LED	Standart	TLS	15	12.1	3.3
		Giderek artan modu	TLG	21	15.0	5.0
	Plazma ark	Normal	TPN	15	19.3	7
		Kademeli olarak artan mod	TPK	15	19.6	7.4
Kendiliğinden pürüzlendirme	KTH	Yavaş artan modu	KKY	9	9.9	2.1
		Yüksek güç modu	KKG	14	12.5	4.3
	LED	Standart	KLS	10	8.6	2.0
		Giderek artan modu	KLG	11	13.0	3.8
	Plazma ark	Normal	KPN	8	13.1	3.9
		Kademeli olarak artan mod	KPK	7	8.9	2.2

Üç yönlü varyans analizine göre, μ GBD değerleri açısından bağlayıcı sistemler ($p < 0.001$), ışık polimerizasyon kaynakları ($p = 0.015$) ve her ikisi arasındaki etkileşimde istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenirken ($p = 0.025$); polimerizasyon modları arasında anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p = 0.661$). Bununla birlikte; ışık polimerizasyon kaynakları ile modları arasındaki etkileşimde, istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilirken ($p = 0.017$), bağlayıcı sistem ile polimerizasyon modları arasındaki etkileşimde anlamlı bir farklılık tespit edilmedi ($p = 0.161$) (Tablo 4).

Tablo 4. μ GBD değerleri karşılaştırmaları için u yönlü varyans analizi sonuçları.

	Tip III Kareler toplamı	Df	Kareler ortalaması	F	p
Bağlayıcı sistem	938.949	1	938.949	5.918	.000
Işık kaynağı	213.084	2	106.542	189.767	.015
Polimerizasyon modu	20.270	2	10.135	38.462	.661
Bağlayıcı sistem * Işık kaynağı	184.790	2	92.395	4.364	.025
Bağlayıcı sistem *Polimerizasyon modu	48.537	1	48.537	.415	.161
Işık kaynağı * Polimerizasyon modu	203.965	2	101.983	4.177	.017
Bağlayıcı sistem * Işık kaynağı * Polimerizasyon modu	69.242	2	34.621	1.418	.246
Hata	3320.127	136	24.413		
Genel	35089.530	149			

Kesirsiz R = .343 (Uyumlanmış kesirsiz R = .285).

Tam pürüzlendirme sistemi ile kendiliğinden pürüzlendirme sisteminin μ GBD değerleri karşılaştırıldığında, tam pürüzlendirme sisteminin daha kuvvetli bağlandığı gözlemlendi ($p < 0.001$). En yüksek μ GBD değerleri, tam pürüzlendirme sistemi ile plazma ark ışık kaynağının kademeli olarak artan modu (19.6 ± 7.4 MPa) veya normal modunun (19.3 ± 7 MPa) birlikte kullanıldığı durumda elde edildi. Kendiliğinden pürüzlendirme sistem grupları, en düşük μ GBD değerleri gösterdi ve kesit alma esnasında özellikle bu gruplarda prematür kırıklar oluştu. Prematür olarak kırılan bu örnekler çalışmaya dâhil edilmedi.

Farklı ışık kaynaklarının μ GBD değerleri göz önüne alındığında, plazma ark ışık kaynağı ile diğer iki ışık kaynağının (LED ve KTH) sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p < 0.05$, Tablo 5).

Tablo 5. Farklı ışık kaynakları için Tukey HSD testi sonuçlarına göre gruplar arası farklılıklar.

	KTH	LED	Plazma ark
KTH	-	0.631	0.009*
LED	0.631	-	0.000*
Plazma ark	0.009*	0.000*	-

* $p < 0.05$

Işık kaynaklarının polimerizasyon modları değerlendirildiğinde, aynı ışık kaynağının polimerizasyon modları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlenmedi ($p = 0.05$, Tablo 6).

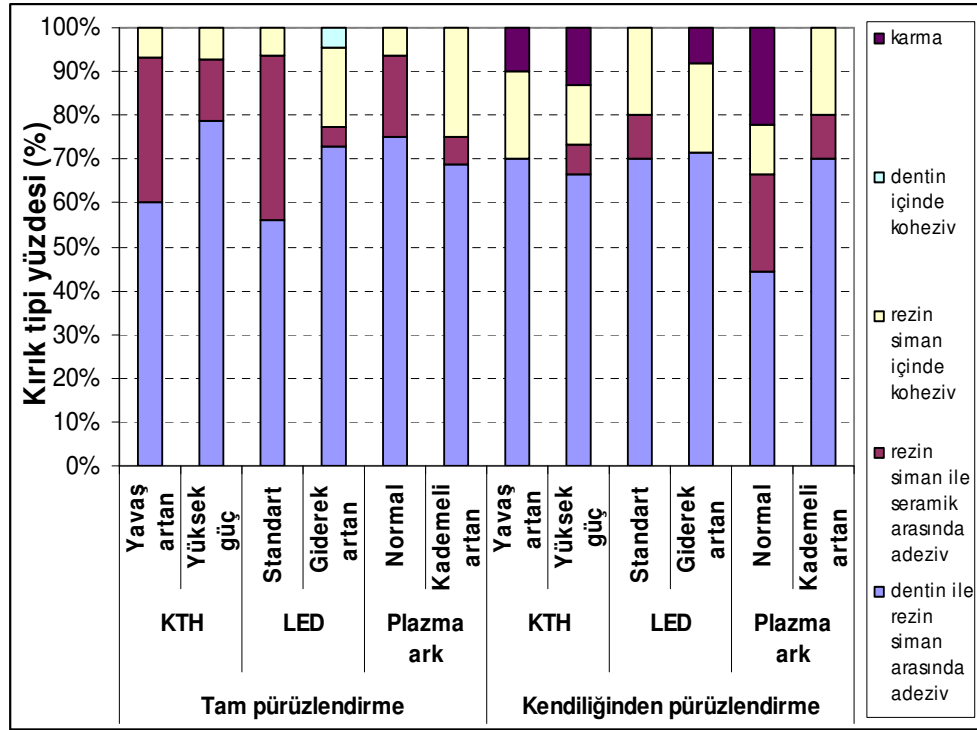
Tablo 6. Farklı polimerizasyon modları için Tukey HSD testi sonuçlarına göre gruplar arası farklılıklar.

Işık kaynağı	Polimerizasyon modu	N	Farklılık
KTH	Yüksek güç modu	25	a
	Yavaş artan mod	22	ab
LED	Standart mod	25	cd
	Giderek artan mod	32	cd
Plazma ark	Kademeli olarak artan mod	22	e
	Normal mod	23	e

*Aynı harfler ile gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p = 0.05$).

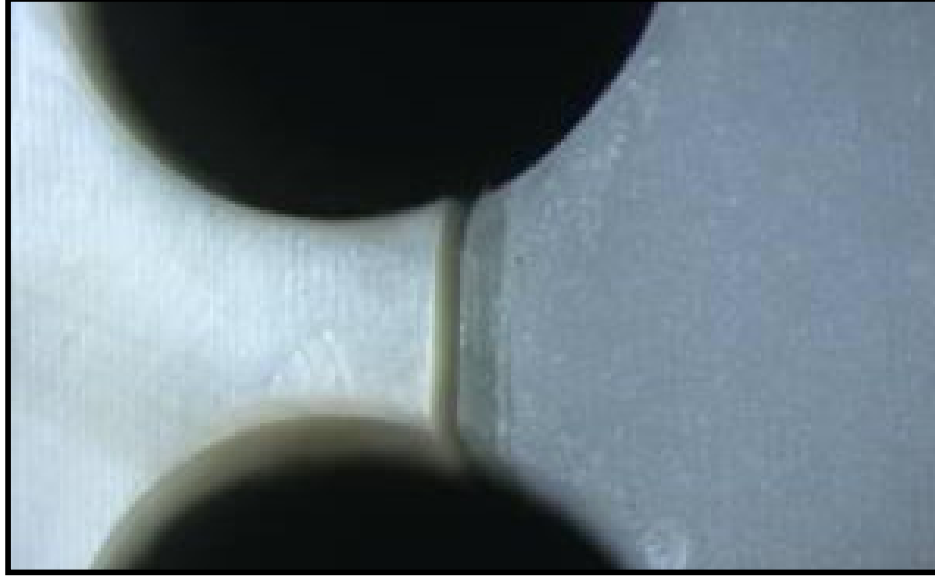
4.2. Kırık tipi değerlendirilmesi:

Gözlenen kırık tiplerinin yüzdeleri Grafik 2'de verilmiştir. Örneklerde, rezin siman ile dentin arasında adeziv, rezin siman ile seramik arasında adeziv, rezin siman içinde koheziv, dentin içinde koheziv ve karma kırık tipleri grafikte belirtildiği oranlarda gözlenirken, seramik içinde koheziv kırık tipine rastlanmadı.

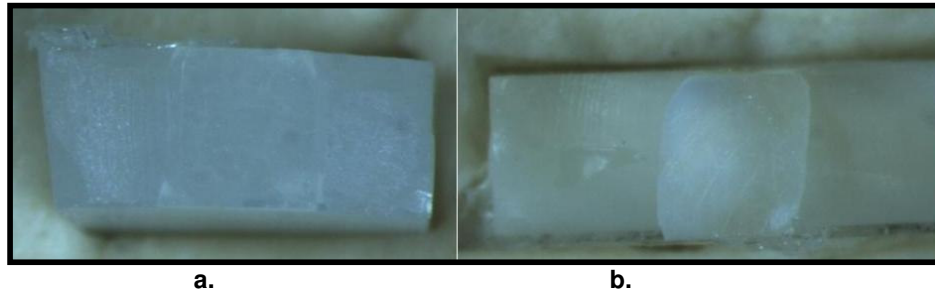


Grafik 2. Örneklerin kırık tipi analizi.

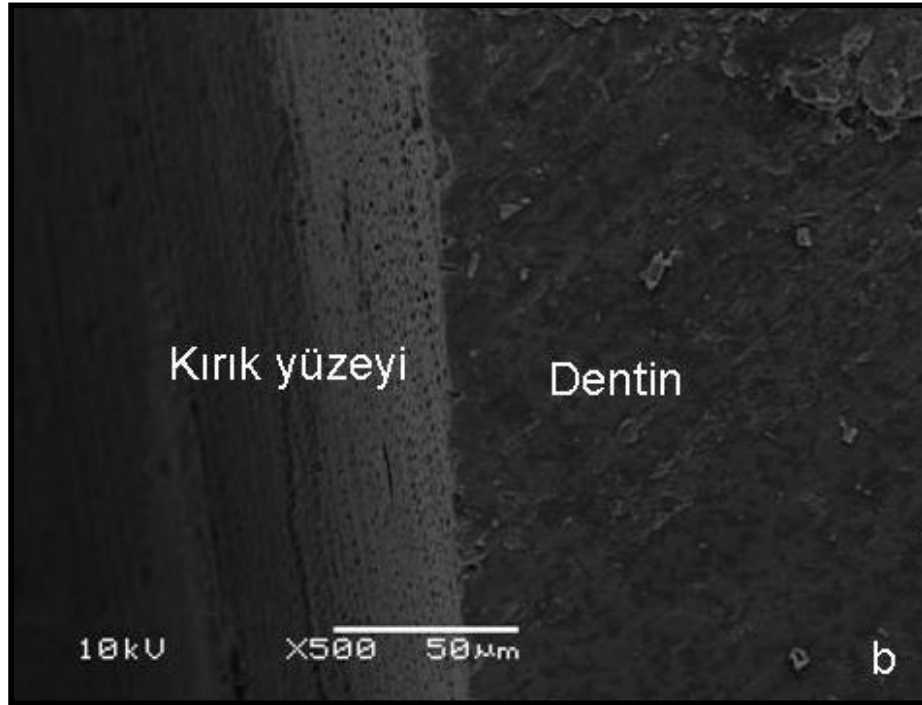
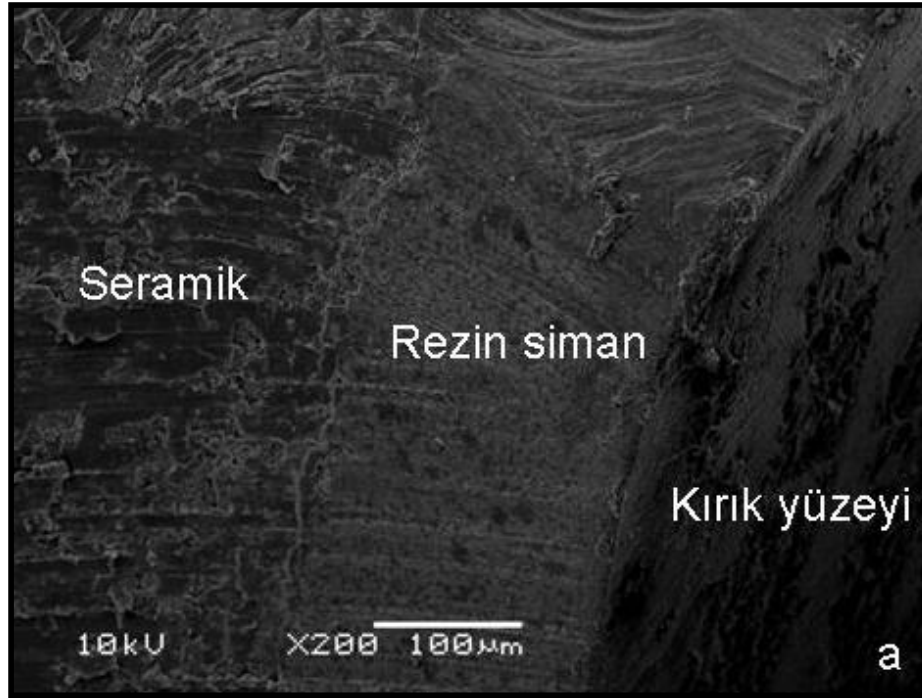
Tüm gruplardaki örnekler, en fazla dentin ile rezin siman arasında adeziv kırık tipi gösterdi (%67.5) (Resim 31–35).



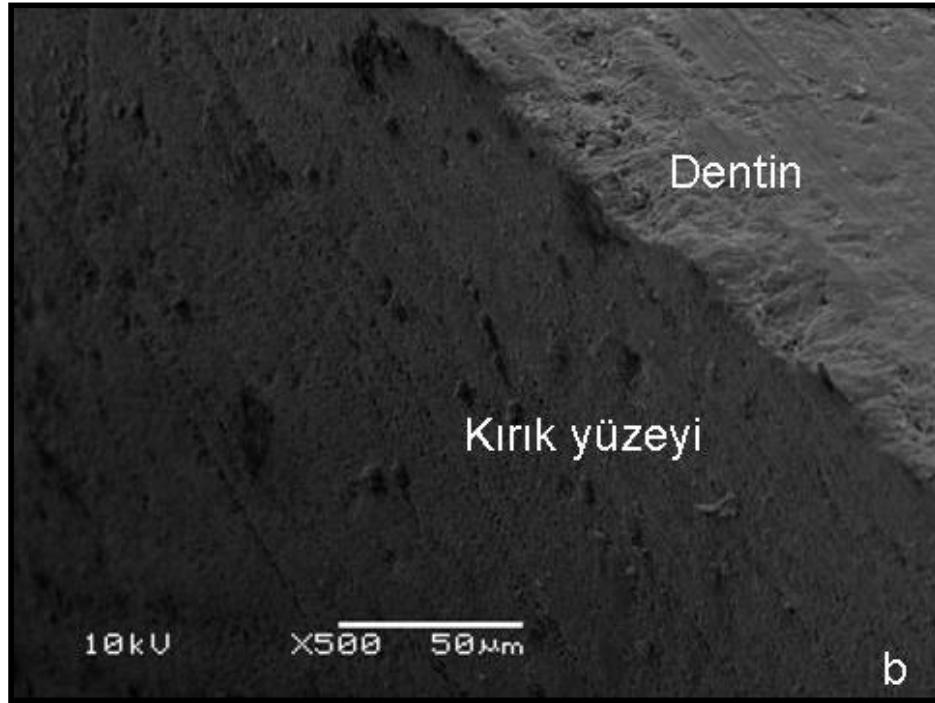
Resim 31. Dentin ile rezin siman arasında adeziv kırık tipinin ışık mikroskobu görüntüsü (X40 büyütme).



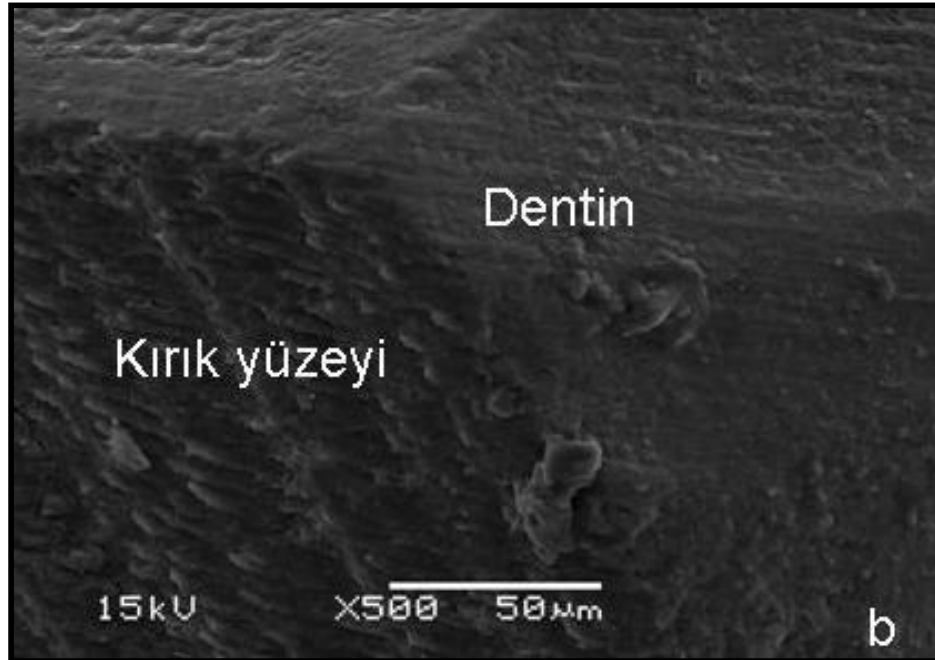
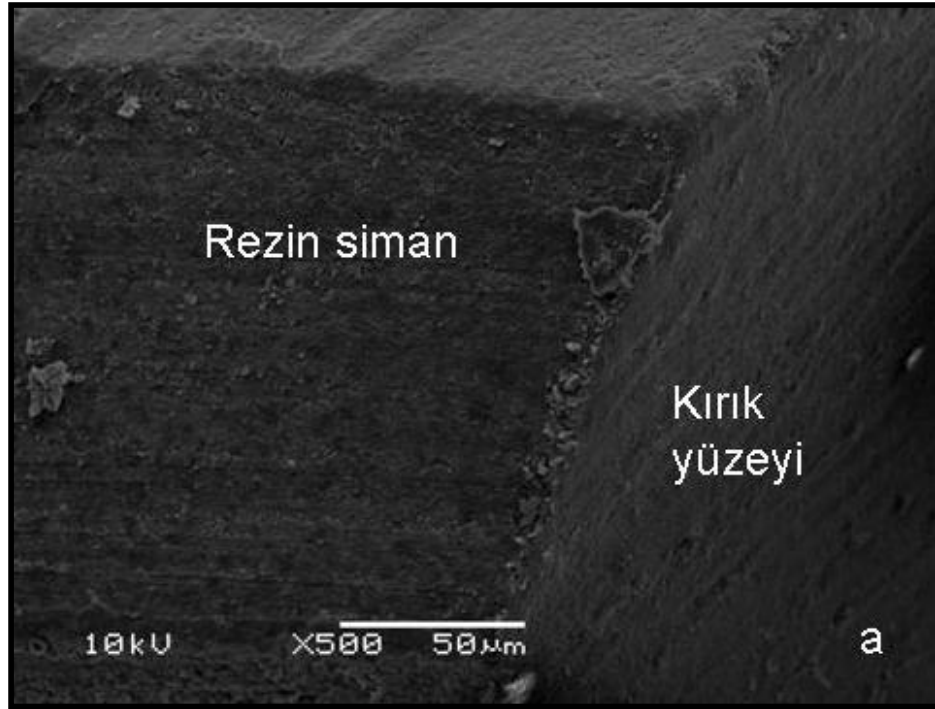
Resim 32. Resim 31’de görülen a. seramik ve rezin simanın, b. dentinin ışık mikroskobu görüntüsü (X40 büyütme).



Resim 33. TKG grubundan dentin ile rezin siman arasında oluşan adeziv kırık tipi görüntüsü, a. seramik kısmı (Büyütme X200, bar=100 µm), b. dentin kısmı (Büyütme X500, bar=50 µm).

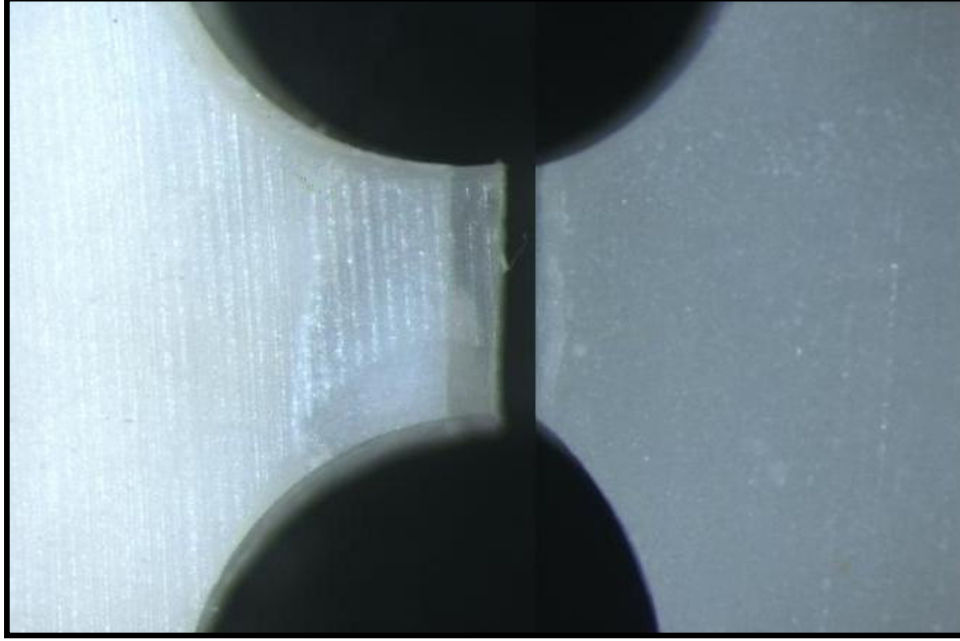


Resim 34. TPN grubundan dentin ile rezin siman arasında oluşan adeziv kırık tipi görüntüsü, a. seramik kısmı, b. dentin kısmı (Büyütme X500, bar=50 µm).



Resim 35. KKG grubundan dentin ile rezın siman arasında oluşan adeziv kırık tipi görüntüsü, a. seramik kısmı, b. dentin kısmı (Büyütme X500, bar=50 µm).

Örneklerin kırık tipleri değerlendirildiğinde, seramik ile rezin siman arasında adeziv kırık tipi %13.8 oranında gözlemlendi (Resim 36–38).



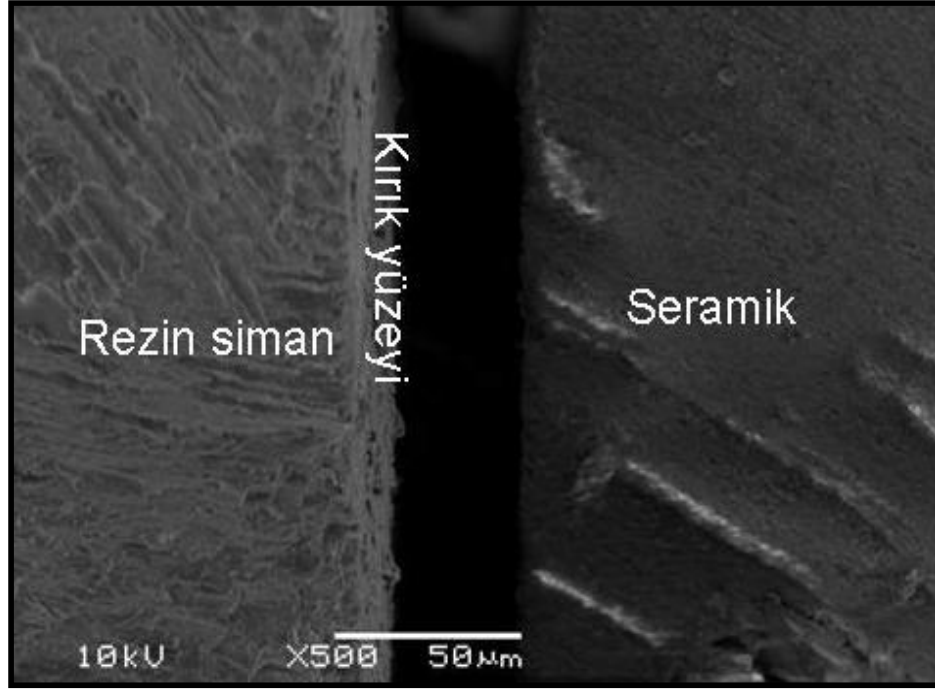
Resim 36. Resin siman ile seramik arasında adeziv kırık tipinin ışık mikroskobu görüntüsü (X40 büyütme).



a.

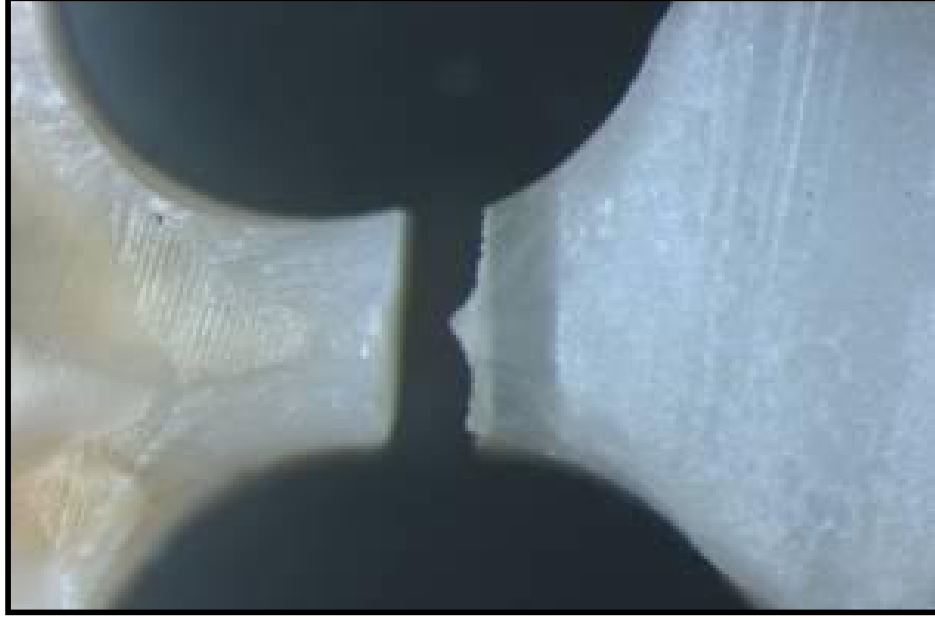
b.

Resim 37. Resim 36’da görülen a. seramik, b. dentin ve rezin simanın ışık mikroskobu görüntüsü ve rezin simanın içinde görülen hava kabarcığı (X40 büyütme).

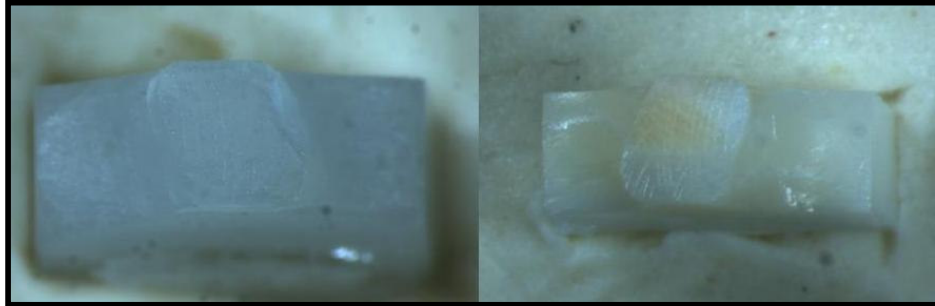


Resim 38. TKY grubunda görülen rezin siman ile seramik arasında oluşan adeziv kırık tipinin görüntüsü (Büyütme X500, bar=50 µm).

Karma kırık tipi, kırık tipleri içerisinde %3.6 oranında görüldü (Resim 39–41).



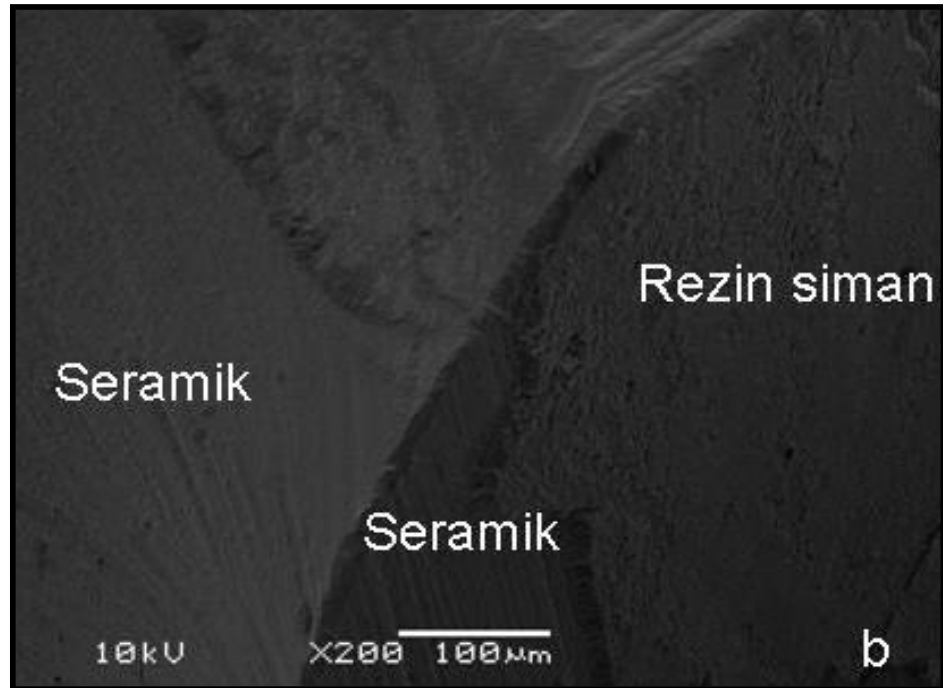
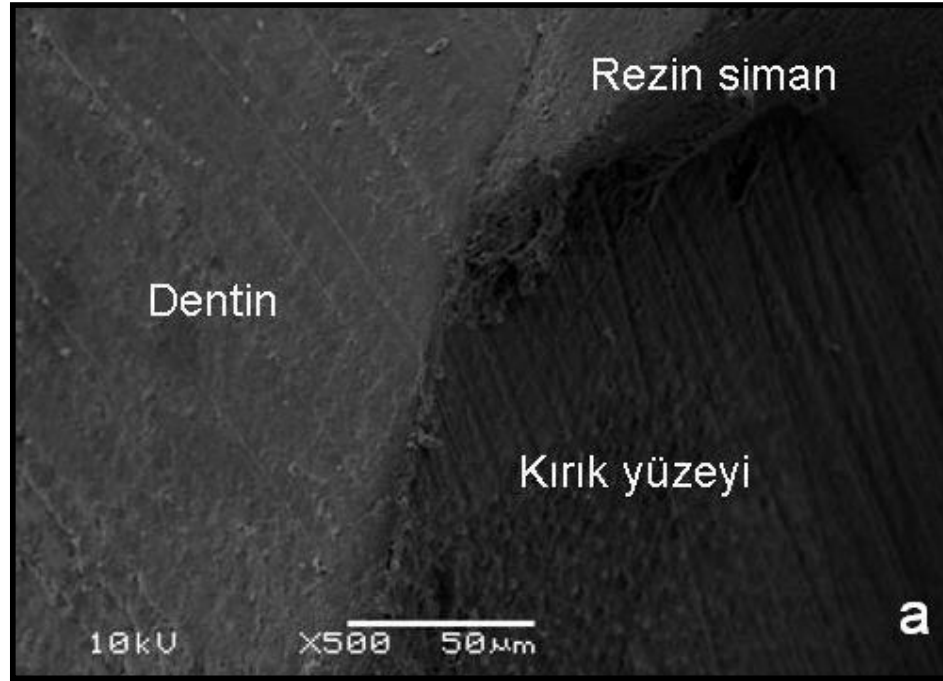
Resim 39. Karma kırık tipinin ışık mikroskobu görüntüsü (X40 büyütme).



a.

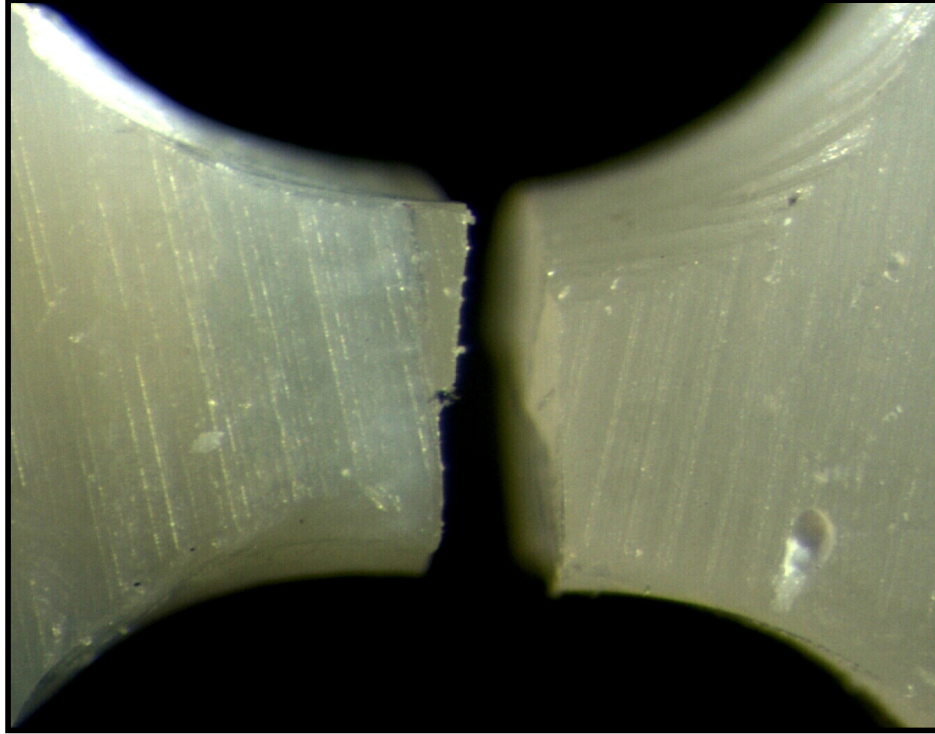
b.

Resim 40. Resim 39'da görülen a. seramik ve rezin simanın, b. dentin ve rezin simanın ışık mikroskobu görüntüsü (X40 büyütme).

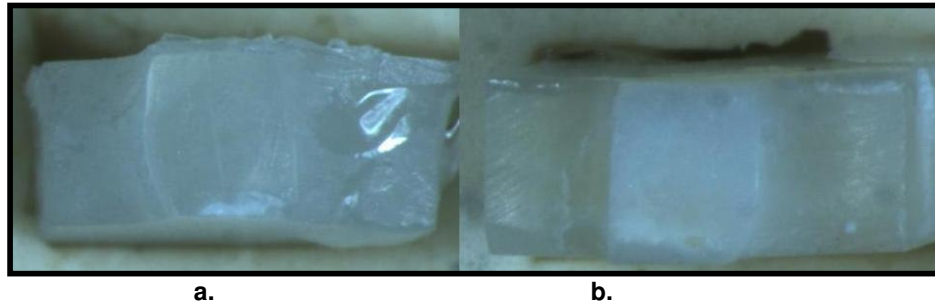


Resim 41. En fazla karma tip kırığın görüldüğü KPN grubundan karma kırık tipi görüntüsü, a. dentin kısmı (Büyütme X500, bar=50 µm), b. seramik kısmı (Büyütme X200, bar=100 µm).

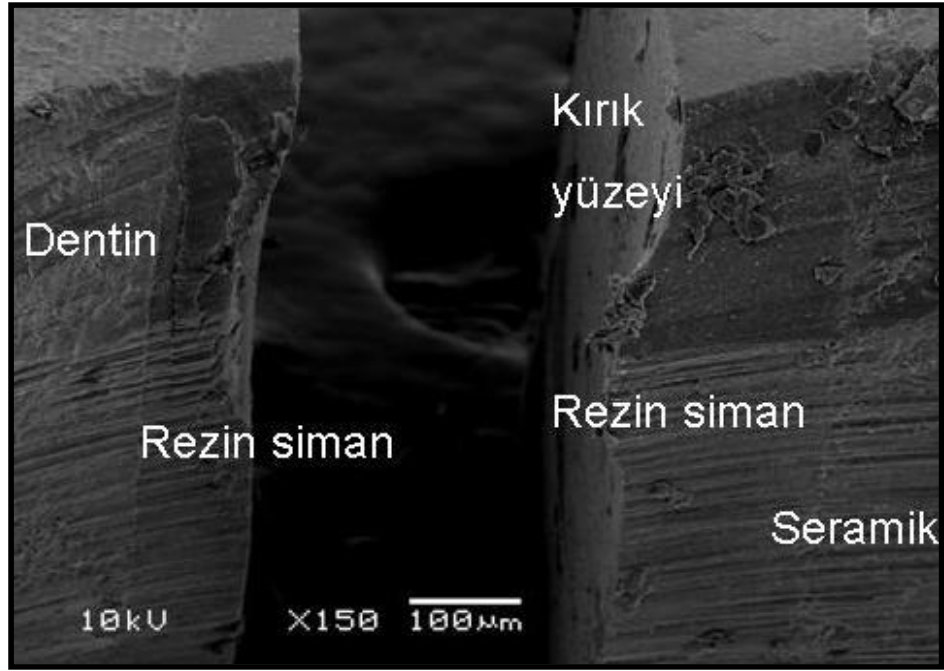
Örneklerin kırık tipleri incelendiğinde, rezin siman içinde koheziv kırık tipi (Resim 42–45), %14.5 oranında gözlemlendi.



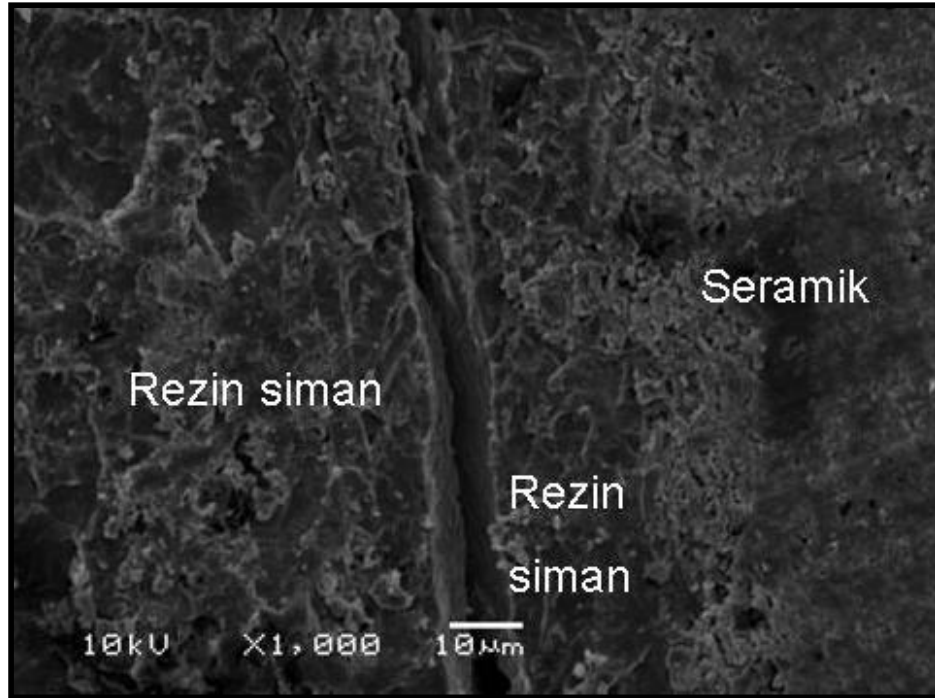
Resim 42. Resin siman içinde koheziv kırık tipinin ışık mikroskobu görüntüsü (X40 büyütme).



Resim 43. Resim 42'de görülen a. seramik ve rezin simanın, b. dentin ve rezin simanın ışık mikroskobu görüntüsü (X40 büyütme).

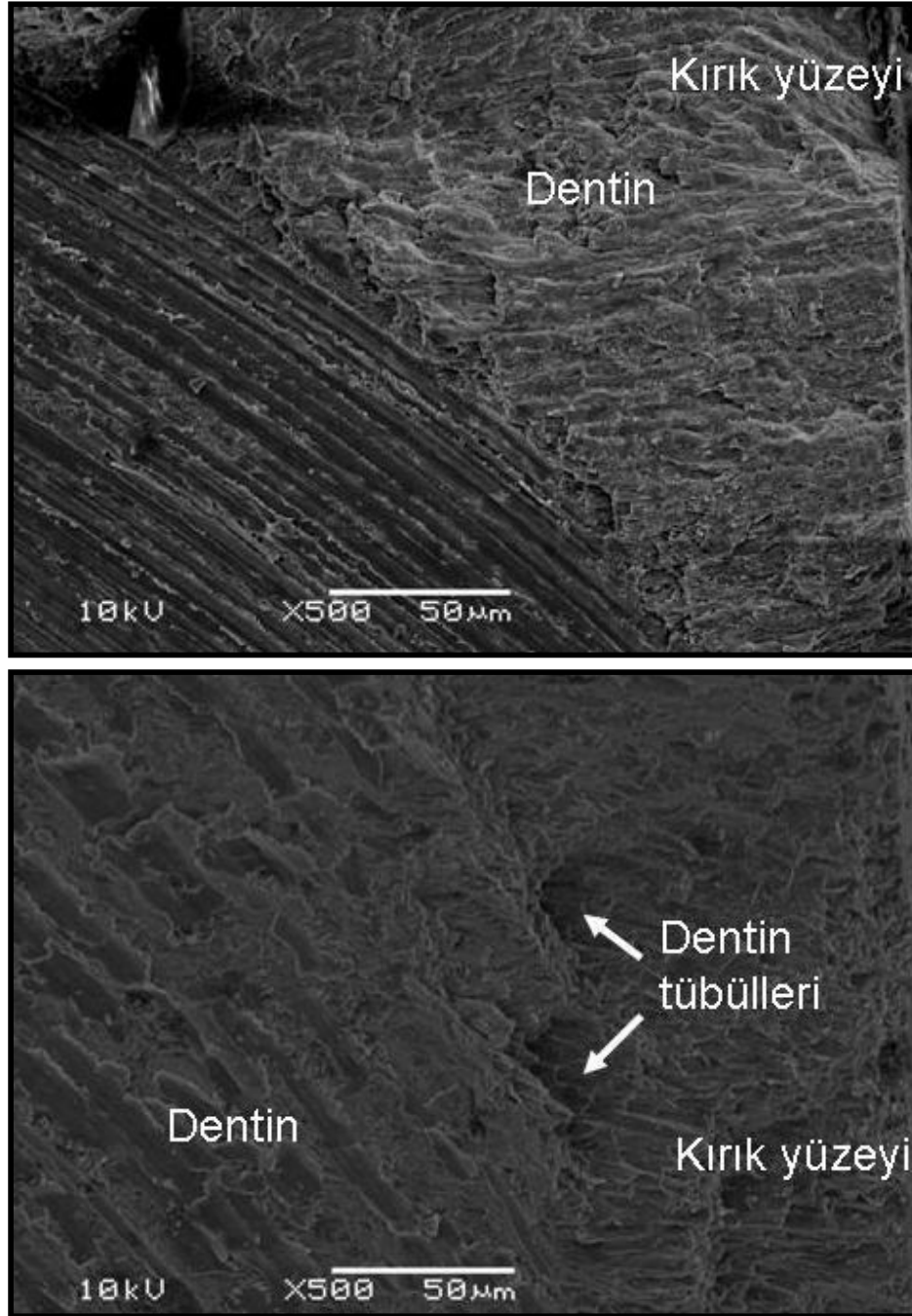


Resim 44. KPK grubundan rezin siman içerisinde oluşan koheziv kırık tipinin görüntüsü (Büyütme X150, bar=100 µm).



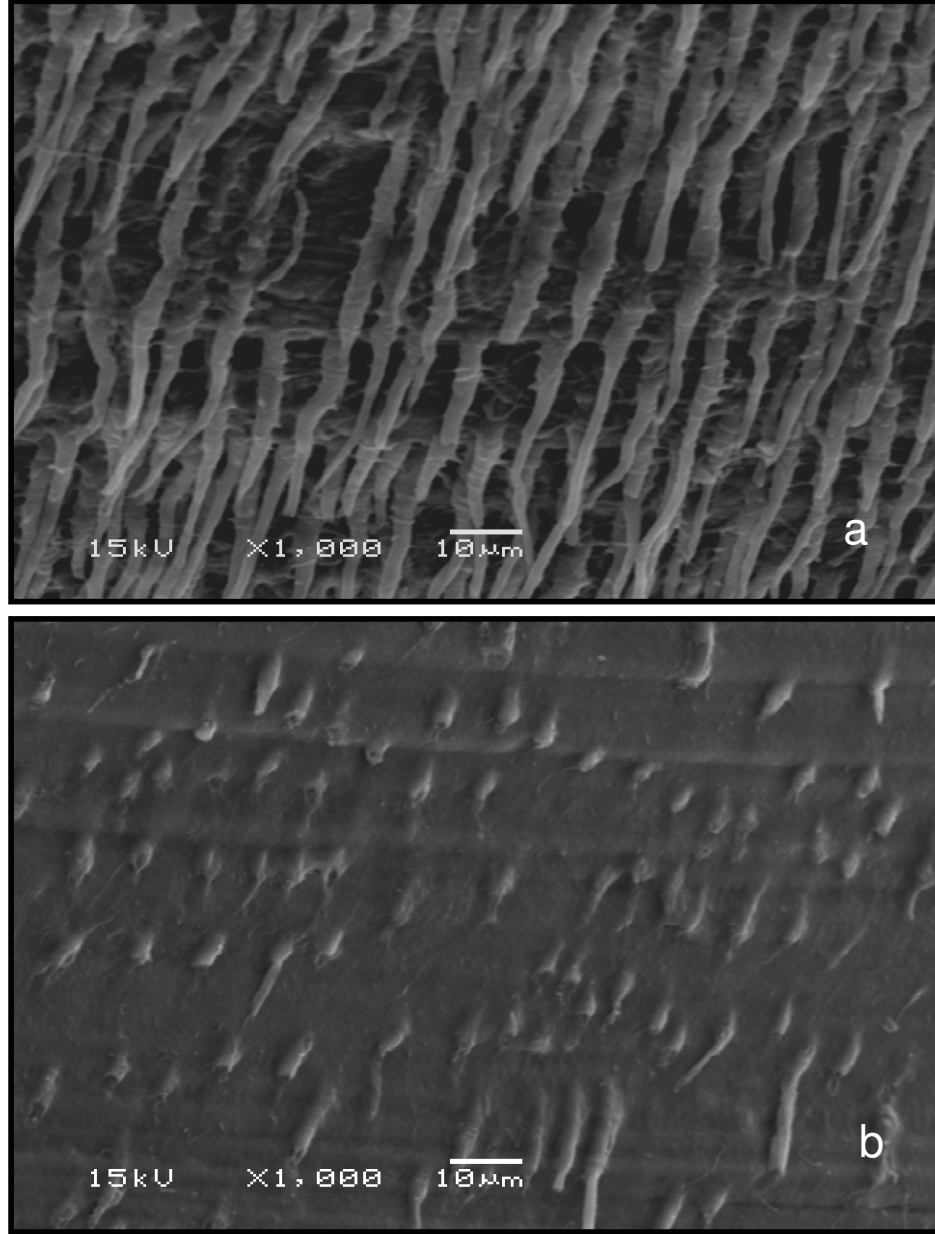
Resim 45. TPK grubunda görülen rezin siman içinde oluşan koheziv kırık tipinin tarama elektron mikroskobu görüntüsü (Büyütme X1000, bar=10 µm).

Kırık tipleri içerisinde dentin içinde koheziv kırık tipi en düşük oranda (%0.6) gözlemlendi (Resim 46).



Resim 46. TLG grubunda gözlenen dentin içerisinde oluşan koheziv kırık tipinin görüntüsü (Büyütme X500, bar=50 µm).

Tarama elektron mikroskobu görüntülerinde; iki bağlayıcı sistem arasındaki yapısal farklılık dikkat çekmektedir. Tam pürüzlendirme bağlayıcı sisteminin oluşturduğu rezin tag yapısının, çok sayıda, uzun, homojen ve benzer boyutlarda olduğu gözlenirken, kendiliğinden pürüzlendirme sisteminin oluşturduğu yapının daha kısa ve homojen olmadığı gözlenmektedir (Resim 47).



Resim 47. Dentin yapısı eritildikten sonra elde edilen rezin tag yapısı görüntüsü, a. Tam pürüzlendirme bağlayıcı sistemi, b. Kendiliğinden pürüzlendirme bağlayıcı sistemi (Büyütme X1000, bar=10 µm).

5. TARTIŞMA

Günümüzde, yeni seramik sistemlerin yapıştırılmasında güvenilir ve kuvvetli bağlantıyı sağlayabilen bağlayıcı ve yapıştırıcı sistemlerdeki hızlı gelişmeler, tam seramiklerin kompozit rezin ve metal destekli seramik restorasyonların yerine kullanımını arttırmıştır¹⁰⁶.

Tam seramik materyal olan cam seramikler, protetik restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmaktadırlar¹⁰⁷. Çalışmamızda kullanılan yüksek lösit içerikli cam seramik IPS Empress, ön bölgedeki kron, inley ve onleylerde sıklıkla tercih edilmektedir¹⁰⁸. Pek çok klinik çalışmada, IPS Empress cam seramiğin, doğal dişe benzer şekilde translusensi, renk, floresans ve opal ışıma özellikleri gösterdiği ayrıca kırılma ve aşınma direnci açısından da doğal dişe benzediği bildirilmiştir^{17,24,109}. IPS Empress seramiğin kırılma dayanımı 95 MPa iken, geleneksel seramiklerin 70 MPa'dır¹¹⁰. Yapılan çalışmalarda, IPS Empress sisteminin klinik başarı oranının, 5 yıllık süreçte %90'ın üzerinde olduğu bildirilmektedir^{111,112}. Fradeani ve Redemagni¹¹¹,nin yaptığı 11 yıllık takipte, ön bölgeye yapılan kronlar kırılma riski ve estetik açısından değerlendirilmiş ve başarı oranı %98.8 olarak belirtilmiştir. Frankenberger ve ark.¹¹²,nin 6 yıllık bir takip çalışmasında ise, renk uyumu, marjinal açıklıklar, çürük oluşumu, retansiyon, anatomik form ve postoperatif hassasiyet değerlendirilmiş ve başarı oranının %93 olduğu ifade edilmiştir.

Krämer ve ark.¹¹³,nin farklı bağlayıcı sistem ve rezin siman kombinasyonlarının etkisini araştırdıkları çalışmalarında, IPS Empress'in başarı oranı %96 olarak bildirilmiştir¹¹³. Krämer ve Frankenberger¹¹⁴,in marjinal açıklığı başarısızlık olarak değerlendirdiği başka bir klinik çalışmada ise 8 yıl sonunda başarı oranı %92 olarak yayımlanmıştır.

IPS Empress'in içeriğindeki lösit kristalleri Empress'in dayanımını arttırmaktadır. Lösit ($20-25 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$) ile cam matriks ($10 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$) arasındaki termal genleşme katsayısı farkı, lösit kristalleri ile cam matriks arasında sıkışma gerilimi oluşturmaktadır. Bu ve ısı ile basınç işlemi sonucu Empress'in kristal düzeni ve dağılımının homojen olması kırılma direncini arttırmaktadır¹¹⁵. Seghi ve Sorensen¹¹⁶,in yaptığı bir çalışmada, lösit ile güçlendirilmiş tam seramik materyalleri arasında IPS Empress'in kırılma sertliği en yüksek olarak bulunmuştur.

IPS Empress cam seramiklerin dentine bağlanma dayanımlarının, farklı bağlayıcı sistemler ve ışık polimerizasyon kaynakları kullanılarak, mikrogirilim test yöntemi ile değerlendirildiği çalışmamızda,

örnek boyutu 7x7x5 mm³ olarak belirlendi. Bu örnek boyutu, seramiğin kalınlığının fazla olduğu ve polimerizasyon esnasında ışığın ulaşmadığı bölgelerdeki bağlanma dayanımının in vitro olarak değerlendirilmesi düşünüldükçe seçildi. Farklı yüzey işlemlerinin, IPS Empress 2 seramiklerinin kompozit rezine mikrogirileme bağlanma dayanımları üzerine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada da benzer örnek boyutları kullanılmıştır¹⁰⁶.

Seramik ile rezin siman arasında güvenilir ve uzun ömürlü bağlantının kurulması büyük önem taşımaktadır. Bu bağlantı mikromekanik olarak; kumlama ve hidroflorik asit ile pürüzlendirme, kimyasal olarak; silan bağlayıcı ajanı uygulanması ile sağlanmaktadır¹¹⁷. Kumlama, seramik yüzeylerinin, yağlı materyallerden arındırılması ve mikromekanik bağlantının sağlanması amacı ile yapılmaktadır. Alüminyum oksit partikülleri basınçlı hava ile 10-15 sn. boyunca püskürtülmektedir¹¹⁷. Cam seramik yüzeylerinin hidroflorik asit ile pürüzlendirilmesi, bağlanma dayanımının artırılmasını sağlamakta ve aynı zamanda yüzey alanını ve pürüzlülüğünü arttırmaktadır. Bu durum, siman ile fiziksel etkileşimin artmasına, mekanik tutuculuğun gelişmesine yol açmaktadır¹¹⁸. Cam seramiklerin pürüzlendirilmesinde, %5 veya %9.5'lük hidroflorik asit jel kullanılmaktadır. Bu amaçla birçok asit kullanılabilmekle birlikte hidroflorik asitin etkili olduğu bildirilmektedir¹¹⁹. Pürüzlendirme, seramik yüzeyinde hidroksil grup oluşmasını sağlamakta ve seramik silana hazır hale gelmektedir¹¹⁷. Hidroflorik asit uygulama süresi, 60 sn. ve 2 dk. arasında değişmektedir¹⁰⁶.

Silan bağlayıcı, pürüzlendirilmiş seramik yüzeyinin enerjisini arttırmakta ve böylece rezin simanın seramik yüzeyine penetrasyonunu geliştirmektedir¹²⁰. Seramik ile silan arasındaki bağlantı, silanol grupları arasındaki reaksiyon ile gerçekleşmektedir ve siloksan bağı ile su yan ürünü oluşmaktadır¹⁰⁶. Daha önce yapılan çalışmalarda, seramik yüzeyinin, hidroflorik asit ile pürüzlendirilmeden de silanın uygulanabileceği belirtilmiştir¹²¹. Resin simanın seramiğe bağlanma dayanımının başlangıçta yüksek olduğu, ancak zamanla azaldığı bildirilmiştir^{117,121}.

Birçok çalışmada asit ve silanın birlikte uygulanmasının, ısı ve basınç altında üretilen seramiklerin bağlanma dayanımını arttırdığı ortaya konmuştur^{106,118,122}. İlave olarak, IPS Empress'in en fazla kırılma direncinin kumlama, hidroflorik asit ile pürüzlendirme ve silan uygulama sonucunda alındığı bildirilmiştir¹⁰⁸. Çalışmamızda bu bilgilerin ışığında, IPS Empress seramikler alüminyum oksit ile kumlandıktan sonra, 2 dk. hidroflorik asit ile pürüzlendirildi ve 20 sn. silan uygulandı.

Tam seramiklerin yüksek dirençlerine rağmen uzun dönem başarılarında, bağlanmanın önemi tartışmasızdır. Seramiğin dental yapılara rezin esaslı yapıştırıcı materyaller ile yapıştırılması, dişin ve restorasyonun kırılma direncini, bükülme ve bağlanma dayanımını arttırmakta, aynı zamanda mikrosızıntıyı azaltmaktadır^{106,123}. Rezin simanının, cam seramik kronların ağızda kalma süresine etkisi ile ilgili Malament ve Socransky¹²⁴'nin yaptıkları uzun dönem klinik çalışmada, rezin siman kullanılarak yapıştırılan cam seramiklerin, çinko fosfat ve cam iyonomer siman ile yapıştırılanlara göre ağızda kalma sürelerinin daha fazla olduğu bildirilmiştir. Piwowarczyk ve ark.¹¹⁸'nin, farklı simanların farklı restoratif materyallere (Procera AllCeram, IPS Empress, IPS Empress 2) makaslama bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, rezin simanların bağlanma dayanımlarının çinko fosfat ve cam iyonomer simanlara göre daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Casson ve ark.¹²⁵, tam seramikleri farklı simanlar kullanarak yapıştırıldıkları çalışmalarında, çinko fosfat siman ile yapıştırılanların rezin siman ile yapıştırılanlara göre daha fazla başarısızlık gösterdiğini ortaya koymuşlardır.

Rezin matriksin tipi, kimyasal bileşimi, doldurucu miktarı, rezin simanın mekanik özelliklerini, aynı zamanda dentine bağlanma dayanımını etkileyebilmektedir^{126,127}. Materyale bağlı bu olası etkileşimleri engellemek amacıyla çalışmamızda bir adet dual olarak polimerize olan rezin siman kullanıldı.

Daha önce yapılan çalışmalarda, rezin simanın film kalınlığına ilişkin çok farklı değerler verilmiştir. İdeal rezin siman film kalınlığını, O'Brien¹⁴ 20-60 µm, Rekow ve ark.⁶³ 80 µm olarak bildirmişlerdir. Pagniano ve ark.¹⁰⁷, rezin simanların cam seramik kronların uzun dönem başarısı üzerine etkisini araştırmışlar ve çalışmalarında, rezin siman kalınlığının standardize edilmesi amacı ile polietilen film ile kaplanmış mikroskop camı kullanmışlardır. Çalışmalarında, daha önce Jacques ve ark.⁶²'nin önerdiği gibi tam seramik kronların simantasyonu esnasında ideal rezin siman film kalınlığının (100 µm) oluşturabilmesi için 0.94 kg (9.2 N) ağırlık uygulamışlardır. Pegoraro ve ark.¹²⁸ ise, farklı tipte simanların döküm kronlara bağlanma dayanımını araştırdıkları çalışmalarında, simantasyon esnasında özel bir yükleme aletinden faydalanmışlardır. Çalışmamızda, rezin siman film kalınlığının standardizasyonu amacı ile tam seramik örneklerin boyutlarına uygun olarak 0.1x6.8x6.8 mm³ boyutlarında polietilen kalıp kullanıldı. Aynı zamanda, sabit bir simantasyon basıncı sağlanması amacıyla 0.94 kg'lık özel yükleme aletinden yararlanıldı.

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda, seramik, rezin siman ile dentin arasında iyi bir bağlantının oluşmasında rezin simanın polimerizasyonu büyük önem taşımaktadır⁶⁰. Yapılan çalışmalarda, ışık ile polimerize olan rezin simanların yetersiz polimerizasyonu, ışık enerjisinin geçişinin restoratif materyal tarafından engellenmesine bağlanmaktadır¹²⁶. Işığın geçiş miktarını, restoratif materyalin tipi ve kalınlığı etkilemektedir. Işık ile polimerize olan rezin simanların bu sınırlamalarının üstesinden gelinebilmesi için 2 mm'den fazla kalınlığı olan restorasyonlarda, dual olarak polimerize olan simanların kullanımı önerilmektedir. Good ve ark.¹²⁹, ışık ve dual yolla polimerize olan simanların, tam seramik kronların ortalama yük ve kırık moduna etkisini değerlendirmişlerdir. Seramik kalınlığının fazla olduğu durumlarda ışık ile polimerizasyonun tam olarak sağlanamadığını, bu nedenle dual olarak polimerize olan simanlara alternatif olarak ışık ile polimerize olan simanların önerilmesinde dikkat edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir¹²⁹. Çalışmamızda kullanılan dual olarak polimerize olan siman, hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olduğu için çalışma ve sertleşme zamanı kontrol edilebilmekte, hekime yeterli çalışma zamanı sağlamakta ve ışık ile polimerize edilene kadar tam olarak sertleşmemektedir.

Akgüngör ve ark.⁶⁰, IPS Empress'in dentine bağlanma dayanımını araştırdıkları çalışmalarında, seramik kalınlığının 2 mm'den az olmasının ışık ve kimyasal olarak polimerize olan simanların bağlanma dayanımını etkilemediğini bildirmişlerdir. Yapılan bir başka çalışmada, dual olarak polimerize olan rezin simanın, daimi simantasyon materyali olmasına rağmen, 24 saate kadar en yüksek bağlanma dayanımına ulaşmadığı vurgulanmıştır¹³⁰. Jung ve ark.¹³¹ ise, Empress seramiğinin kalınlığının 2 mm'nin altında olduğu durumlarda, dual olarak polimerize olan rezin simanların sertliğinin ve polimerizasyonun ışık ile polimerize olanlara göre daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Özellikle ışığa çok az maruz kalan bölgelerde, kimyasal polimerizasyonun, yetersiz ışık ulaşımını takiben polimerizasyonu tamamladığı düşünülmektedir¹²⁶. Yapılan son araştırmalar, dual rezin simanların polimerizasyon miktarını; farklı modlar altında veya farklı restoratif materyaller kullanarak karşılaştırma üzerine odaklanmışlardır. Bu amaçla çalışmamızda, farklı ışık kaynaklarının farklı modlarının, seramiklerin dual rezin siman ile dentine bağlanma dayanımı üzerine etkisi değerlendirildi.

Yeterli bir polimerizasyon için yeterli ışık şiddeti ve polimerizasyon süresi, doğru bir görünür ışık dalga boyu gerekmektedir. Bunların yanısıra; kompozit rezinin tipi, rengi, translusensisi, materyal tabakasının kalınlığı ve ışık kaynağının ucunun materyal yüzeyinden uzaklığı da etkin rol oynamaktadır⁷⁵.

Restorasyonun altındaki rezin simanın yetersiz polimerizasyonu, restorasyonun mekanik özelliklerini ve boyutsal stabilitesini olumsuz etkileyebilmektedir¹³². Resin simanların polimerizasyonunda KTH ışık kaynakları yaygın olarak kullanılmasına rağmen polimerizasyon esnasında oluşan ısı, ampul, reflektör ve filtredeki bozulmaya bağlı olarak polimerizasyon kapasitesinde azalma nedeni ile LED teknolojisi geliştirilmiştir. Son yıllarda, yüksek güçte LED ışık kaynakları ($\geq 1000 \text{ mW/cm}^2$) kullanılmaya başlanmıştır⁷³. Plazma ark ışık kaynakları ise, yüksek ışık şiddeti ile polimerizasyon süresini kısaltmaktadırlar. Fakat üreticiler tarafından önerilen 1–3 sn. arasındaki polimerizasyon süresi, çoğu kompozit rezinin polimerizasyonu için yeterli olamayabilmektedir⁷⁹. 2-3 mm kalınlığında bir kompozit rezinin polimerizasyonu için en az $250\text{-}300 \text{ mW/cm}^2$ ışık şiddeti önerilmektedir. Rueggeberg ve ark.¹³³, en az 400 mW/cm^2 ışık şiddetinin kullanılması gerektiğini ve 233 mW/cm^2 ışık şiddetinden az değerlerin polimerizasyon için yetersiz olduğunu belirtmişlerdir. Yüksek güçte bir ışık kaynağı ile belirlenen sürede emilim için daha fazla foton kullanılmakta ve daha fazla KK kararsız safhaya ulaşmaktadır. KK molekülleri, amin ile reaksiyona girince, polimerizasyon için serbest radikaller oluşmaktadır. Ancak hızlı polimerizasyon, kısa polimer zincirleri oluşturarak jel öncesi safhayı kısaltabilmektedir. Böylece materyal, polimerizasyon büzülmesi streslerini absorbe etmede başarısız olmaktadır¹³⁴.

Mills ve ark.¹³⁵, LED ve KTH ışık kaynaklarının üç farklı tipte kompozit rezinin polimerizasyon derinliği üzerine etkisini karşılaştırdıkları çalışmalarında, LED ışık kaynağının daha fazla polimerizasyon derinliği oluşturduğunu bildirmişlerdir. Oberholzer ve ark.¹³⁶ ise, LED ve KTH ışık kaynaklarının dentin-sement bileşiminde oluşturduğu mikrosızıntıyı karşılaştırmışlar ve LED ile polimerize edilen restorasyonda daha az mikrosızıntı gözlemlenmiştir. Santos ve ark.⁵⁹, yüksek ışık şiddeti veren KTH ve LED ışık kaynaklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, yüksek ışık şiddetinin ve uzun polimerizasyon süresinin kompozit restorasyonlarda daha fazla sertlik oluşturduğu sonucuna varmışlardır. Rahiotis ve ark.⁶¹'nin LED, KTH ve plazma arkın; kompozit rezinin polimerizasyon miktarı, doğrusal polimerizasyon büzülmesi, marjinal aralık ve polimerizasyon derinliği üzerine etkisini araştırmışlar ve KTH'nin, test edilen ışık kaynakları içerisinde en iyi performansı gösterdiğini vurgulamışlardır.

Seramik restorasyonlar altındaki rezin simanların fiziksel özelliklerinin artırılması için, polimerizasyon miktarlarının (%DC) mümkün olduğunca yüksek olması gerekmektedir. Reaksiyona girmeyen karbon=karbon ($\text{C}=\text{C}$) bağların yüzdesi, polimerizasyon miktarını oluşturmaktadır^{79,84}. Polimerizasyon büzülmesinin neden olduğu marjinal açıklığı azaltmak, mikrosızıntıyı engellemek amacı ile polimerizasyon protokolleri geliştirilmiştir. Bu amaçla, yavaş başlangıç polimerizasyon

modu, kademeli olarak artan mod ve yavaş artan mod kullanılabilir. Bu işlemlerin materyal özelliklerini geliştirerek, polimerizasyon gerilimini ve marjinal aralıkları azalttığına ilişkin çalışmalar mevcuttur^{81,137,138}. Ancak, 20–400 mW/cm² arasında başlangıç ışık şiddetine sahip giderek artan modun, standard mod ile karşılaştırıldığını ve polimerizasyon stresi ile büzülmesi açısından aralarında farkın bulunmadığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır^{139,140}. Bildirilen bu farklı sonuçlar göz önüne alınarak; çalışmamızda KTH, LED ve plazma ark ışık kaynakları ve bu ışık kaynaklarının farklı modları değerlendirildi.

Empress seramiği üzerinden geçen ışık ve kimyasal yolla yeterli miktarda polimerizasyon sağlandığında bağlanma dayanımında bağlayıcı sistemler etkin rol oynamaktadır. Günümüzde diş hekimliğindeki bağlayıcı yaklaşımlar, uygulama zamanını kısaltma ve aşamaların sayısını azaltma yönündedir^{60,141}. İlk üretilen kendiliğinden pürüzlendirme sistemleri, smear tabakasının içinden mineralize dentin yapısına penetre olabilecek yeterince asit monomeri içermediklerinden yeterli bir klinik başarı ortaya koyamamışlardır. Bu nedenle klinisyenler, kendiliğinden pürüzlendirme sistemlerini terk ederek, tam pürüzlendirme sistemine yönelmişlerdir. Günümüzde kendiliğinden pürüzlendirme sisteminin asidik rezin monomer içeriği artırılmış ve hidroksietil metakrilat ile kombine edilmişlerdir¹⁴². Son yıllarda, iki basamaklı kendiliğinden pürüzlendirme sistemleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Postoperatif duyarlılık azaltılmakta ve fazla teknik hassasiyet gerektirmemektedir. Bu sistemlerin aşırı pürüzlendirme, kurutma ve yıkama yapılmaması gibi avantajları olmasına rağmen, pürüzlendirme kabiliyetlerinin tam pürüzlendirme sistemleri kadar iyi olmadığı bildirilmiştir¹⁴³.

Bağlayıcı ajanlara mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacı ile eklenen doldurucuların miktarı, şekli, boyutu ve yüzey özelliği bağlanma dayanımını etkileyebilmektedir. Dolduruculu bağlayıcı ajanların rezin ile dentin arasında şok emici elastik tabaka olarak görev yaptıkları ve dentine bağlanma dayanımlarını arttırdıkları bildirilmiştir¹⁴⁴. Doldurucusuz bağlayıcı sistemlerin ise, mekanik özelliklerinin iyi olmadığı ve radyoopak görüntü vermedikleri, bu nedenle klinisyenleri aralık veya tekrarlayan çürük oluşumu konusunda yanıltabildikleri belirtilmiştir. Son yıllarda, cam, iyon salabilen cam ve silika içeren dolduruculu bağlayıcı ajanlar üretilmiştir. Bu sistemlerin, restorasyonların marjinal sızdırmazlığını sağladıkları ve radyoopak oldukları bildirilmiştir¹⁴⁴.

Çalışmamızda, aynı üretici firmaya ait; asit (Etch 37) ve dolduruculu One Step Plus bağlayıcı ajanının birlikte kullanıldığı tam pürüzlendirme sistemi ile bu sistemin basitleştirilmiş şekli olan Tyrian SPE

ve dolduruculu One Step Plus bağlayıcı ajanının birlikte kullanıldığı kendiliğinden pürüzlendirme sistemi karşılaştırıldı.

Yeni bağlayıcı sistemlerin performansının değerlendirilmesi amacı ile bağlanma dayanımı sıklıkla in vitro olarak ölçülmektedir¹⁴³. Farklı dentin derinliklerinde bulunan tübüllerdeki farklılıklar, bağlanma dayanımını etkileyebilmektedir. Artan su içeriği ve azalan tübüller arası dentin nedeni ile derin dentine bağlanmanın, yüzeyel dentine bağlanmaya göre daha zor olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur^{145,146}. Bu faktör düşünülerek, çalışmamızda tüm örneklerde seramikler bağlanmadan önce, dişlerin okluzal üçlü kısımları, yüzeyde mine kalmayacak şekilde aşındırılarak, dentin yüzeyi ışık mikroskobu altında mine varlığı açısından değerlendirildi. Mine-sement bileşimi ile düz dentin yüzeyi arasındaki mesafe eşit olarak ayarlandı.

Bağlanma dayanımı testlerinde kullanılan termosiklus, ağız içinde oluşan sıcak ve soğuk uçları taklit etmekte ve diş ile restoratif materyal arasındaki termal genleşme katsayıları arasındaki ilişkiyi göstermektedir. Termosiklus stresleri, kullanılan bağlayıcı sisteme ve rezin simana bağlı olarak, seramik ile dentin arasındaki bağlanma dayanımını etkileyebilmektedir¹⁴⁷. Tam pürüzlendirme sistemlerinin üzerine termosiklusun etkilerinin, kullanılan bağlayıcı sisteme ve termosiklus sayısına bağlı olarak değiştiği bildirilmiştir. Aynı zamanda, termosiklusun kendiliğinden pürüzlendirme sistemlerinin kullanıldığı bağlantı bölgeleri üzerine etkisi de vurgulanmıştır¹⁰⁵. Termosiklus uygulama devir sayıları ve süreleri, yapılan çalışmalarda farklılıklar göstermektedir. Filho ve ark.¹⁴⁸'nin termosiklusun cam seramiklerin, rezin simana bağlanma dayanımı üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, örnekler $(5 \pm 2)^{\circ}\text{C}$ ile $(55 \pm 2)^{\circ}\text{C}$ arasında, 1500 siklus uygulanmıştır. Kumbuloglu ve ark.²³'nin, lityum disilikat seramik ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında ise, örnekler $(5 \pm 2)^{\circ}\text{C}$ ile $(55 \pm 2)^{\circ}\text{C}$ arasında, 6000 kez transfer edilmiştir. Gale ve Darvell¹⁴⁹ ise $(5 \pm 2)^{\circ}\text{C}$ ile $(55 \pm 2)^{\circ}\text{C}$ arasındaki sıcaklıklarda termosiklus önermişlerdir. Çalışmamızda örnekler, $(5 \pm 2)^{\circ}\text{C}$ ile $(55 \pm 2)^{\circ}\text{C}$ arasında 6000 kez transfer edilmiştir.

Araştırmacılar, bağlanma dayanımını ölçen pek çok yöntem olduğunu, ancak mikrogirilim test yönteminin bağlayıcı sistemler ile bağlanan materyal arayüzündeki kuvveti ölçmede başarılı bir test yöntemi olduğunu vurgulamışlardır. Tek diştten birçok kesit alınması ve elde edilen örnek sayısının fazlalığı, bölgesel farklılıkların değerlendirilebilmesini, küçük alanların bağlanma dayanımının ölçülebilmesini ve tarama elektron mikroskobu ile kırık tiplerinin incelenebilmesini mümkün kılmaktadır¹⁵⁰. Sonlu elemanlar stres analizleri

ile yapılan çalışmalarda, geleneksel makaslama ve gerilim testlerinde, kırığın arayüzde çatlaklar halinde veya yüksek bölgesel streslerin olduğu materyalden başladığı bildirilmektedir. Bu şekilde oluşan kırıklar da (materyalin iç yapısında, koheziv) gerçek bağlanma dayanımı hakkında sınırlı bilgi vermektedir¹⁵¹. Bu bilgilerin ışığında, çalışmamızda cam seramiklerin dentine bağlanma dayanımını değerlendirmede sıklıkla kullanılan¹⁵²⁻¹⁵⁵ mikrogerilim test yöntemi tercih edildi.

Çalışmalarda, mikrogerilim testinde en sık kullanılan örnek biçiminin kum saati şekli olduğu belirtilerek, mikrogerilim bağlanma dayanımı ile bağlantı yüzey alanı arasında ters orantı olduğu bildirilmiştir^{50,96,155}. Mikrogerilim bağlanma dayanımının, azalan arayüz bağlantı alanı ile birlikte arttığı ve bu durumun, küçük bağlantı alanlarında gerilim uygulandığı zaman daha homojen stres dağılımı oluşturduğu gösterilmiştir. Bağlanma dayanım değerini azaltmamak ve kırıkların dentinin içinde oluşması yerine bağlantı sahasında oluşmasını sağlamak amacı ile bağlantı alanının 1.6–1.8 mm²'den fazla olmaması gerektiği bildirilmiştir¹⁵⁶. Sano ve ark.⁹⁶ da, bağlantı kesit alanının 1.6–1.8 mm² arasında olmasını önermişlerdir.

Çalışmamızda kullandığımız kendiliğinden pürüzlendirme sisteminin (Tyrian SPE) hidrofilik eğilimi nedeni ile örneklerin mikrogerilim testi öncesi termosiklus banyosunda oluşabilecek prematür kırıklarını önleyebilmek ve güvenilir sonuçlar alabilmek için kum saati şekli verilen örneklerin yüzey alanı 1.6± 0.16 mm² olacak şekilde hazırlandı. Sano ve ark.⁹⁶'nın önerdiği 1 mm/dk. hız mikrogerilim testi ile gerçekleştirildi. Ancak, bağlantı alanının azaltılması için verilen kum saati şekli, şekillendirme esnasında prematür kırıkların oluşmasına neden oldu. Kırılma esnasında arayüzde oluşan stres değerinin tam olarak bilinmesi mümkün olmadığından bu örnekler istatistiksel değerlendirmeye dâhil edilmedi.

Lityum disilikat seramiklerin rezin simanlara bağlanma dayanımı ile ilgili Piwowarczyk ve ark.¹⁵⁷'nin çalışmasında, RelyX Unicem için 18.4 MPa, Variolink 2 için 18.8 MPa ve Panavia F için 10.3 MPa makaslama bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir. Kumbuloglu ve ark.²³'nin benzer bir çalışmasında ise, RelyX Unicem için 3.8 MPa ve Panavia F için 4.8 MPa şeklinde nispeten düşük değerler bulunmuştur, Variolink 2 için ise 23.2 MPa değeri elde edilmiştir. Akgüngör ve ark.⁶⁰ da, lityum disilikat seramiklerin dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerine farklı seramik kalınlıklarının (1, 1.5 ve 2 mm) ve rezin simanların (dual ve ışık ile polimerize olan) etkisini değerlendirmişler, 13.2±4.1 ile 15.9±2.0 MPa arasında makaslama bağlanma dayanımı değerleri elde etmişlerdir. Çalışmamızda, lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerin Duolink rezin simanı ile dentine mikrogerilim bağlanma dayanımı, termosiklus

sonrası değerlendirildi. 8.6 ± 2.0 ile 19.6 ± 7.4 MPa arasında değişen değerler elde edildi. Kesit alma işlemi sırasında prematür kırıkların önlenmesi amacı ile önerilen ($1 \pm 0.1 \text{ mm}^2$) kesit alanından bir miktar yüksek ($1.6 \pm 0.16 \text{ mm}^2$) olarak oluşturulan kesit alanının, mikrogerilim bağlanma dayanımı değerlerinde genel anlamda bir azalmaya neden olduğu ve elde ettiğimiz farklı bağlanma dayanımı değerlerinin, test edilen materyaller ile test yöntemlerindeki farklılıklardan kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda, tam pürüzlendirme sistemi, kendiliğinden pürüzlendirme sistemine göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Kerby ve ark.⁵⁰, yıkanmayan kendiliğinden pürüzlendirme sistemlerinin (Prompt L-Pop ve Tyrian SPE), geleneksel tam pürüzlendirme sisteminden (Optibond Solo Plus) daha düşük mikrogerilim bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmiştir. Can Say ve ark.¹⁴⁴ da, tam pürüzlendirme sisteminin (One Step Plus; One Step) kendiliğinden pürüzlendirme sistemine (Tyrian SPE) göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızın sonuçları, diğer çalışmalarla paralellik göstermektedir.^{50,144,153,158} Tyrian SPE, 1.0 değerindeki düşük pH değeri ile güçlü bir kendiliğinden pürüzlendirme primeridir. Yüksek asit özelliği, derin demineralizasyona neden olmaktadır. Tyrian SPE ile elde ettiğimiz düşük bağlanma değerlerini şu faktörlere bağlayabiliriz. Tyrian SPE, yüksek konsantrasyonda alkol ve su içermektedir. Pürüzlendirme zamanının sonunda, su ve çözücüü uzaklaştırmak mümkün olmasına rağmen, asidik monomerler, çözünmüş kalsiyum ve fosfat iyonları bunların buhar basıncını azaltabilmektedir. Bir diğer faktör ise, dentin yüzeyinin altında kalan su, kendiliğinden pürüzlendirme primeri ve bağlayıcı ajanının polimerizasyonunu engelleyebilmektedir.¹⁵⁹ Bununla birlikte, her iki bağlayıcı sistem ile elde edilen düşük bağlanma dayanımı değerleri, kullanılan bağlayıcı ajanın (One Step Plus) doldurucu içermesini ve buna bağlı olarak difüzyonundaki zorlukları düşündürmektedir.

Çalışmamızda yapılan tarama elektron mikroskobu değerlendirmelerinde, kendiliğinden pürüzlendirme sisteminin tarama elektron mikroskobu görüntüsünde rezin tagların eksikliği dikkati çekmektedir (Resim 47a). Bu durumun, primerin dentin tübüllerine penetrasyonunun düşük olması sonucu geliştiği düşünülmektedir. Tarama elektron mikroskobu görüntüleri, daha önce yapılan çalışmalarla benzerlik göstermektedir.¹⁶⁰

Işık kaynaklarının, restoratif materyallerin farklı özellikleri üzerine etkilerinin değerlendirildiği çalışmalarda, birbirinden farklı sonuçlar bildirilmiştir.^{131,161–164} Bu farklı sonuçlar, ışığın uygulanma

protokollerindeki, özellikle de ışık şiddetlerindeki değişimlere bağlanmıştır. Jung ve ark.¹³¹, farklı ışık kaynakları kullanarak Empress seramiklerin altına yerleştirilen rezin simanların sertliğini ve polimerizasyon derinliğini değerlendirmişler ve KTH ışık kaynağının oluşturduğu sertlik ve polimerizasyon derinliğinin, plazma ark ışık kaynağına göre daha yüksek olduğu sonucuna varmışlardır.

Peutzfeldt ve ark.⁸⁵, yüksek polimerizasyon kapasitesindeki plazma arkın, kompozit rezinin fiziksel özellikleri üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında, plazma ark ile polimerizasyonun kısa sürede olduğunu, polimerizasyon sonrasında simanların polimerizasyon derinliği, bükülme dayanımı ve polimerizasyon büzülmesi gibi birtakım özelliklerinin ideal düzeyde olmadığını belirlemişlerdir. Bu durumun, plazma ark ışık kaynağının restoratif materyallerin polimerizasyonunda yetersiz kalmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir⁸⁵. Çalışmamızda, daha önce bildirilen sonuçlardan farklı olarak, plazma ark ışık kaynağının bağlanma dayanımı üzerine olumlu etkileri görüldü. Tam pürüzlendirme sisteminin kullanıldığı ve plazma ark ile polimerize edilen örneklerde en yüksek mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri elde edildi. Elde ettiğimiz yüksek bağlanma dayanımı değerleri, çalışmamızda kullanılan plazma ark ışık kaynağının ışık şiddetinin ($2250 \pm 50 \text{ mW/cm}^2$), Jung ve ark.¹³¹'nin (1700 mW/cm^2) ve Peutzfeldt ve ark.⁸⁵'nin çalışmalarında kullandığı plazma ark ışık kaynaklarının (1370 mW/cm^2 ve 980 mW/cm^2) ışık şiddetinden daha yüksek ışık şiddetine sahip olmasına bağlanmaktadır. Bu durum, yüksek ışık şiddetinin bağlanma dayanımı üzerine olumlu etkileri olduğunu düşündürmektedir.

Işık kaynaklarının modlarının, dentine bağlanma üzerine etkileri ile ilgili çalışmalar mevcuttur^{134,137,165}. Deb ve Sehmi de¹³⁷, dört farklı kompozit rezinin sertliği ve çözünürlüğü üzerine geleneksel KTH, plazma arkın 3 sn. uygulanmasının ve plazma arkın basamaklı olarak artan modunun etkisini değerlendirmişler; KTH ve plazma arkın basamaklı olarak artan modunun, plazma arkın 3 sn. uygulandığı polimerizasyon moduna göre daha üstün mekanik özellikte kompozit rezinler oluşturduğunu belirtmişlerdir. Nalcaci ve ark.¹³⁴, farklı ışık kaynaklarının modlarının, rezin simanın seramik ve dentine bağlanması üzerine etkisini araştırmışlar, yüksek güçte LED'in giderek artan modu ile KTH'nin standart modu arasında fark olmadığını, ancak LED'in hızlı modundan daha düşük değerler verdiklerini bildirmişlerdir. Price ve ark.¹⁶⁵, standart ve basamaklı olarak artan modun, bağlayıcı sistemlerin dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisini değerlendirmişler ve standart ışık ile daha yüksek bağlanma dayanımı elde etmişlerdir. Çalışmamızda ise, farklı polimerizasyon modları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.

Yaptığımız değerlendirmede, kullanılan mikrogerilim testi sonucunda, kırıkların büyük bir bölümünün dentin ile rezin siman arayüzünde gerçekleştiği görüldü (Resim 31). Çoğunlukla rezin siman içinde koheziv kırıklara eğilim görülseydi (Resim 42), bunun rezin simanın polimerizasyonundaki farklılıklardan kaynaklandığı düşünüldükçe, ışık kaynakları arasında anlamlı istatistiksel farklılığın olması beklenenecekti. Sonuçlarımızda, LED ve KTH arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmamasına rağmen, plazma ark ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi. Kırıkların çoğunun dentin ile rezin siman arayüzünde olması nedeni ile bağlayıcı sistemin polimerizasyonu, rezin simanın polimerizasyonundan daha fazla önem kazanmıştır. Daha önce yapılan çalışmalarda, dentin bağlayıcı ajanın kalınlığının yaklaşık 50–100 µm arasında olduğu ve bu nedenle polimerizasyonunun kısa sürede sağlanabildiği bildirilmiştir^{112,166,167}. Bulgularımız doğrultusunda, farklı ışık kaynakları ile polimerizasyon sonucu elde edilen bağlanma dayanımı değerleri arasında farklılığın fazla olmaması, bağlayıcı ajanın ince ve ışığı geçiren bir tabaka olmasına ve bunun kısa sürede polimerizasyonuna bağlanabilmektedir.

Çalışmamızda, kalın seramik disklerin, siman tabakasına ışığın ulaşmasını engellemiş olduğu düşünülürse, bu durum rezin simanın yetersiz polimerizasyonuna neden olacağından, kırık ve tarama elektron mikroskobu değerlendirmesinde rezin siman içinde koheziv kırık miktarının fazla olması umulabilirdi. Ancak seramik ile rezin siman arasında adeziv kırıklar (%13.8) (Resim 36) ile kıyaslanınca, kırıkların büyük çoğunluğunun benzer çalışmalarda^{60,168} olduğu gibi dentin ile rezin siman arasında adeziv kırık tipi olduğu gözlemlendi (%67.5) (Resim 31). Bu, dentine bağlanma dayanımının, rezin yapıştırıcı simanın koheziv dayanımından daha düşük olduğunu ortaya koymaktadır. Seramik ile rezin siman arasındaki kırıklar ise, cam seramik yüzeyinin yeterince pürüzlendirilemediğini düşündürmektedir.

Çalışmamızda, tam pürüzlendirme bağlayıcı sistemi, kendiliğinden pürüzlendirme bağlayıcı sistemine göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir. Son yıllarda, aşamaları basitleştirilmiş kendiliğinden pürüzlendirme bağlayıcı sistemlerinin üretimine eğilim olmasına rağmen, kendiliğinden pürüzlendirme sistemlerinin bağlantı etkinliklerinin zayıf olduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur⁴⁸.

Plazma ark ve 2. nesil LED ışık kaynaklarının, sahip oldukları üstün özellikleri ile günümüzde, kliniklerde kullanılan KTH ışık kaynaklarına ciddi rakip olacakları düşünülmektedir.

Çalışmalarda elde edilen dentine bağlanma dayanımı değerlerindeki farklı sonuçlar, deney koşulları, test yöntemi ve dentinin yapısındaki farklılıklara bağlanabilmektedir. İn vitro çalışmalardan elde edilen sonuçların direk olarak kliniğe yansıtılması mümkün olmamakla birlikte, bağlanma dayanımı test sonuçlarının klinikte yol gösterebilecek ön bilgiler verebileceği düşünülmektedir.

Bağlantının dayanıklılığı, restorasyonun uzun dönem başarısı açısından büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle elde ettiğimiz in vitro test sonuçlarının, klinik araştırmalar ile desteklenmesi gerekmektedir. Bunun da ötesinde, ışık kaynaklarının resin simanların polimerizasyonu üzerine etkisi ile ilgili araştırmalar, tam seramiklerin dentine bağlanma dayanımı ile ilgili uzun dönem in vitro ve in vivo çalışmalar yapılmalıdır.

6. SONUÇLAR:

Lösit esaslı cam seramiğin, farklı bağlayıcı sistemler ve ışık kaynakları kullanılarak dentine bağlanma dayanımının değerlendirildiği bu in vitro çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- 1- Tam pürüzlendirme sistemi (Etch 37/One Step Plus), kendiliğinden pürüzlendirme sistemine (Tyrian SPE/One Step Plus) göre daha yüksek mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri sergilemiştir.
- 2- KTH ve LED ışık polimerizasyon kaynakları ile polimerize edilen örnekler mikrogerilim bağlanma dayanımı açısından fark göstermezken; plazma ark, bu iki ışık kaynağına göre daha yüksek mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri ortaya koymuştur.
- 3- Tam pürüzlendirme bağlayıcı sistemi, plazma ark ile birlikte kullanıldığında, en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini vermiştir.
- 4- Aynı ışık kaynağının farklı modları arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir.
- 5- Bu çalışma, kendiliğinden pürüzlendirme bağlayıcı sisteminin, tam seramik restorasyonlar ile kullanımını desteklememektedir.

7. ÖZET:

Farklı ışık kaynakları ve bağlayıcı sistemleri ile lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerin dentine bağlanma dayanımının değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı, farklı ışık kaynakları ve bağlayıcı sistemlerin lösit seramiklerin dentine bağlanma dayanımı üzerine etkisinin değerlendirilmesidir.

Düz dentin yüzeyleri, insan molar dişlerinin okluzal yüzeyleri üzerinde hazırlandı. Isı ve basınç altında üretilen IPS Empress (Ivoclar-Vivadent) seramik bloklar, 125 µm büyüklüğündeki alüminyum oksit ile pürüzlendirildi ve distile suda temizlendi. Seramiklerin asitle pürüzlendirilmesi ve silan uygulanmasını takiben, bağlanma işlemleri gerçekleştirildi. Dişler, kullanılan bağlayıcı sisteme göre iki gruba ayrıldı: 1. Tam pürüzlendirme sistemi (pürüzlendirici (Etch 37) ve bağlayıcı (One Step Plus)), 2. Kendiliğinden pürüzlendirme sistemi (kendinden primerli pürüzlendirici (Tyrian SPE) ve bağlayıcı (One Step Plus)). Seramik bloklar dentin yüzeylerine dual olarak polimerize olan rezin yapıştırıcı siman (Duolink) ile bağlandı. Polimerizasyon için, KTH'nin (Blue Swan Digital, Dentanet) yavaş artan ve yüksek güç modu, LED'in (Elipar Freelight 2, 3M Espe) giderek artan ve standart modu, plazma ark'ın (PlasmaStar, SP-2000, Monitex) normal ve kademeli olarak artan modu kullanıldı (n=5).

Örnekler, distile suda 24 s bekletildikten sonra, 6000 kez termosiklus uygulaması yapıldı. Hazırlanan örneklerden kesitler alındı ve örnekler yaklaşık $1.6 \pm 0.16 \text{ mm}^2$ kesit alanında kum saati şekli verildi. Mikrogerilim test aleti ile 1 mm/dk. hızda test edildi. Kırık yüzeyleri tarama elektron mikroskopunda analiz edildi. Elde edilen verilerin analizinde üç-yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı.

Üç yönlü varyans analizine göre tam pürüzlendirme sistemi, kendiliğinden pürüzlendirme sistemine göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdi ($p < 0.001$). Işık polimerizasyon kaynakları arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı iken ($p = 0.015$), polimerizasyon modları arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi ($p = 0.661$).

Çalışmada elde edilen sonuçlar, tam pürüzlendirme sisteminin kendiliğinden pürüzlendirme sistemine göre daha güvenilir bağlanma sağladığını gösterdi. Kullanılan plazma ark ışık kaynağı ile KTH

ve LED'e göre daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edildi. Plazma ark ışık kaynağının, KTH ve LED ışık kaynaklarına alternatif olarak kullanılabileceği düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: mikrogerilim bağlanma dayanımı, lösit seramik, ışık polimerizasyon kaynakları, bağlayıcı sistemler.

8. SUMMARY:

Evaluation of dentin bond strengths of glass ceramics reinforced with leucite by different light sources and adhesive systems

The aim of this study was to evaluate the effect of different light curing units and adhesive systems on bonding leucite ceramic to dentin.

Flat dentin surfaces were prepared on occlusal surface of human molar teeth. Hot-pressed ceramic blocks of IPS Empress were fabricated, sandblasted with 125 μm Al_2O_3 and cleaned in distilled water. Following acid etching and silane treatment of ceramic, bonding procedures were performed. The teeth were divided into two groups according to the type of adhesive system: 1. Total-etching system (etchant (Etch 37) and adhesive (One Step Plus)), 2. Self-etching system (self-priming etchant (Tyrian SPE) and adhesive (One Step Plus)). Ceramic blocks were bonded to dentin surfaces with dual-polymerizing resin luting cement (Duolink). For polymerization the QTH (Blue Swan Digital, Dentanet) was used in soft-up and high-power mode, the LED (Elipar Freelight 2, 3M Espe) in exponential and standard mode, plasma arc (PlasmaStar, SP-2000, Monitex) in normal and ramp-curing mode ($n=5$).

Following storage in distilled water for 24 h, samples were thermocycled for 6000 cycles. The bonded specimens were serially sectioned and trimmed to hour-glass shapes with approximately 1.6 ± 0.16 mm^2 cross-sectional areas, then tested with the microtensile tester at a rate of 1 mm/min. Fractured surfaces were analyzed with SEM. The data was analyzed with three-way analysis of variance (ANOVA).

Three-way ANOVA revealed that μ -TBS values of total-etch system exhibited significantly higher bond strength values than the self-etch system ($p < 0.001$). While the differences were statistically significant between light curing units ($p = 0.015$), no statistical differences were observed between light curing modes ($p = 0.661$).

The results obtained in this study indicate that conventional total etching system indicated more reliable bonding system compared to self-etching system. With the use of plasma arc light curing unit, higher bond strength values were achieved than the ones achieved by QTH and

LED. It is considered that plasma arc could be used as an alternative to KTH and LED.

Key words: microtensile bond strength, leucite ceramic, light curing units, adhesive systems.

9. KAYNAKLAR:

1. Mc Cabe JF, Walls AWG. Applied Dental Materials. 8th ed. UK: Blackwell Science; 2000.
2. Baydaş S. Kron-Köprü Protezleri. 1. baskı. Ankara: Özyurt Matbaacılık; 2005.
3. Akın E. Diş hekimliğinde seramik. Üçüncü baskı, İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi; 1999.
4. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. J Prosthet Dent 2004; 91: 136-43.
5. Leinfelder KF. Porcelain esthetics for the 21st century. J Am Dent Assoc 2000; 131: 47S-51S.
6. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 3rd ed. USA: Mosby Co Inc; 2001.
7. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. Crit Rev Oral Biol Med 1996; 7(2): 134-43.
8. Technical Report: Dental ceramic, ISO 6872:1997(E).
9. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 1993.
10. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative dental materials. 12th ed. USA: Mosby Co Inc; 2006.
11. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler 1. baskı. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi yayınları; 2004.
12. Anusavice KJ. Philips' Science of dental materials. 11th ed, St. Louis: Elsevier Science; 2003.

13. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent 1996; 75(1): 18-32.
14. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2nd ed. Canada: Quint Pub Co Inc; 2002.
15. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3rd ed. Chicago: Quint Pub Co Inc; 1997.
16. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. J Prosthet Dent 2004; 92(6): 557-62.
17. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 2001; 85(1): 61-6.
18. Oyar P. Farklı diş preparasyonlarının metal destekli ve tam seramik kronlarda stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora. Ankara: Ankara Üniversitesi; 2002.
19. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater 2008;24(3): 299-307.
20. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. J Prosthet Dent 2006; 95(3): 194-200.
21. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. J Dent 2000; 28(7): 529-35.
22. Toksavul S, Ulusoy M, Toman M. Clinical application of all-ceramic fixed partial dentures and crowns. Quintessence Int 2004; 35(3): 185-8.
23. Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. J Oral Rehabil 2005; 32(2): 128-33.

24. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000; 53(4): 297-303.
25. Mitov G, Lohbauer U, Rabbo MA, Petschelt A, Pospiech P. Investigations of subcritical crack propagation of the Empress 2 all-ceramic system. *Dent Mater* 2008; 24(2): 267-73.
26. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *J Oral Rehabil* 2005; 32(8): 598-605.
27. Rosenblum MA, Schulman A. A review of All-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997; 128(3): 297-307.
28. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 2008; 24(3): 289-98.
29. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003; 89(3): 268-74.
30. Sorensen JA, Kang SK, Avera SP. Porcelain- composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dent Mater* 1991; 7(2): 118-23.
31. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Sturdevant's art & science of operative dentistry. 4th ed. St. Louis: Mosby Co. Inc; 2002. p.237-45.
32. Buonocore DH. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34: 849-53.
33. Frankenberger R, Perdiago J, Rosa BT, Lopes M. No bottle vs multi bottle dentin adhesives-a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 2001; 17(5): 373-80.
34. Rosa BT, Perdiago J. Bond strengths of nonrinsing adhesives. *Quintessence Int* 2000; 31(5): 353-8.

35. Pashley DH. Consideration of dentin permeability in cytotoxicity testing. *Int Endod J* 1988; 21(2): 143-54.
36. Nicholson JW. Adhesive dental materials-a review. *Int J Adhesion&Adhesives* 1998; 18: 229-36.
37. Barbosa de Souza F, Silva CH, Guenka Palma Dibb R, Sincler Delfino C, Carneiro de Souza Beatrice L. Bonding performance of different adhesive systems to deproteinized dentin: Microtensile bond strength and scanning electron microscopy. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2005; 75(1): 158-67.
38. Legler LR, Retief DH, Bradley EL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98(2): 154-60.
39. Reifeis PE, Cochran Ma, Moore BK. An in vitro shear bond strength study of enamel-dentin bonding systems on enamel. *Oper Dent* 1995; 20(5): 174-9.
40. Retief DH. Clinical applications of enamel adhesives. *Oper Dent* 1992; Suppl 5: 44-9.
41. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki M, Iwaku M. Nonpressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 1979; 58(4): 1364-70.
42. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982; 16(3): 265-73.
43. Çekiç I, Ergün G. "Dentin bağlayıcı ajanlarında son gelişmeler". *ADO Klinik Bilimler Derg* 2006; 1(1): 41-7.
44. Ascheim KW, Dale BG. *Esthetic dentistry*. 2nd ed USA: Mosby Co. Inc; 2001.
45. Van Meerbeek B, Perdiago J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998; 26(1): 1-20.

46. Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater* 2001; 17(2): 122-6.
47. Perdigão J. Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am* 2002; 46(2): 277-301.
48. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Landuyt V, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 2005; 21(9): 864-81.
49. Kanca J 3rd. Resin bonding to wet substrate. II. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 1992; 23(9): 39-41.
50. Kerby RE, Knobloch LA, Clelland N, Lilley H, Seghi R. Microtensile bond strengths of one-step and self-etching adhesive systems. *Oper Dent* 2005; 30(2): 195-200.
51. Kiremitci A, Yalcin F, Gokalp S. Bonding to enamel and dentin using self-etching adhesive systems. *Quintessence Int* 2004; 35(5): 367-70.
52. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J* 2005; 24(1): 1-13.
53. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003; 28(3): 215-35.
54. 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.
55. De Munck J, Van Meerbeek B, Inoue S, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, et al. Micro-tensile bond strength of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent* 2003; 16(6): 414-20.

56. De Munck J, Van Meerbeek B, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A. One day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent* 2005; 30(1): 39-49.
57. Lee IB, Um CM. Thermal analysis on the cure speed of dual cured resin cements under porcelain inlays. *J Oral Rehabil* 2001; 28(1): 186-97.
58. Technical Report: Dentistry- Polymer-based filling, restorative and luting materials, ISO 4049: 2000(E).
59. Santos GC, El-Mowafy O, Rubo JH, Santos MJ. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *J Can Dent Assoc* 2004; 70(5): 323-8.
60. Akgüngör G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerisation mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium-disilicate based ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; 94(3): 234-41.
61. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light curing units. *Eur J Oral Sci* 2004; 112(1): 89-94.
62. Jacques LB, Ferrari M, Cardoso PE. Microleakage and resin cement film thickness of luted all-ceramic and gold electroformed porcelain-fused-to metal crowns. *J Adhes Dent* 2003; 5(2): 145-52.
63. Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater* 2006; 22(2): 125-32.
64. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil* 2002; 29(12): 1165-73.
65. Cobb D, MacGregor KM, Vargas MA, Denehy GE. The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: A comparison. *J Am Dent Assoc* 2000; 131(11): 1610-5.

66. Uctasli S, Shortall AC, Burke FJT. Effect of accelerated restorative techniques on the microleakage of Class II composites. *Am J Dent* 2002; 15(3): 153-8.
67. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater* 2005; 21(12): 1150-7.
68. Correr AB, Sinhoreti MAC, Sobrinho LC, Tango RN, Schneider LFJ, Consani S. Effect of the increase of energy density on knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and xenon plasma arc. *Braz Dent J* 2005; 16(3): 218-24.
69. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. The influence of ultraviolet intensity on curing depth of photo-activated composite veneering materials. *J Oral Rehabil* 1998; 25(5): 770-5.
70. Neumann MG, Miranda Jr WG, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent* 2005; 33(6): 525-32.
71. Knežević A, Tarle Z, Meniga A, Šutalo J, Pichler G. Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise. *J Oral Rehabil* 2005; 32(5): 362-7.
72. Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials* 2003; 24(12): 2097-103.
73. Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater* 2004; 20(1): 72-9.
74. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Furch H, Bernhart S, Schamalz G. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Oper Dent* 2006; 31(1): 68-77.
75. Martin FE. A survey of the efficiency of visible light curing units. *J Dent* 1998; 26(3): 239-43.

76. Ergün G, Eğilmez F, Uçtaşı MB, Yılmaz S. Effect of light curing type on cytotoxicity of dentine-bonding agents. *Int Endod J* 2007; 40(3): 216-23.
77. Çekiç I, Ergün G. Diş hekimliğinde kullanılan görünür ışık kaynakları. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2007; 24(2): 1-8.
78. Uctasli S, Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. The degree of conversion of fiber-reinforced composites polymerized using different light-curing sources. *Dent Mater* 2005; 21(5): 469-75.
79. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photoactivated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise and hardness. *Eur J Oral Sci* 2002; 110(6): 471-9.
80. Technical Report: Dentistry: Powered polymerization activators- Part 1: Quartz tungsten halogen lamps, ISO 10650-1:2004(E).
81. Oberholzer TG, Du Preez, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomater* 2005; 26(18): 3981-6.
82. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent* 2002; 14(5): 286-95.
83. Price RBT, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *J Can Dent Assoc* 2003; 69(10): 666.
84. Lohbauer U, Rahiotis C, Kramer N, Petschelt A, Eliades G. The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dent Mater* 2005; 21(7): 608-15.
85. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 2000; 16(5): 330-6.
86. Lloret PR, Rode KM, Turbino ML. Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Braz Oral Res* 2004; 18(3): 271-5.

87. Asmussen E, Peutzfeldt A. Two-step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer. *Dent Mater* 2003; 19(6): 466-70.
88. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *J Dent Res* 2001; 80(6): 1570-3.
89. Meira JBC, Ballester RY, Lima RG, Martins de Souza R, Driemeier L. Geometrical aspects on bi-material microtensile tests. *J Braz Soc Mech Sci & Eng* 2005; 3: 310-3.
90. Della Bona A, van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res* 1995; 74(9): 1591-6.
91. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater* 1998; 14(2): 120-8.
92. Technical Report: Dental Materials: Testing of Adhesion to tooth structure, ISO 11405:2003(E).
93. Watanabe LG, Marshall GW Jr, Marshall SJ. Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intratooth location. *Dent Mater* 1996; 12(2): 109-15.
94. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 1998; 14(6): 394-8.
95. Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi S. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *J Dent Res* 1991; 70(5): 889-93.
96. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994; 10(4): 236-40.

97. Eckert GJ, Platt JA. A statistical evaluation of microtensile bond strength methodology for dental adhesives. *Dent Mater* 2007; 23(3): 385-91.
98. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2001; 3(3): 237-45.
99. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, et al. Hydrolytic stability of composite repair bond. *Eur J Oral Sci* 2007; 115(5): 417-24.
100. Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater* 1992; 8(3): 181-4.
101. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater* 2002; 18(3): 189-96.
102. Qudah S, Huggett R, Harrison A. The effect of thermocycling on the hardness of soft lining materials. *Quintessence Int* 1991; 22(7): 575-80.
103. Tanaka T, Kamada K, Matsumura H, Atsuta M. A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *J Prosthet Dent* 1995; 74(4): 345-9.
104. Bahannan S, Lacefield WR. An evaluation of three methods of bonding resin composite to stainless steel. *Int J Prosthodont* 1993; 6(5): 502-5.
105. Amano S, Yamamoto A, Tsubota K, Rikuta A, Miyazaki M, Platt JA, et al. Effect of thermal cycling on enamel bond strength of single-step self-etch systems. *Oper Dent* 2006; 31(5): 616-22.
106. Filho AM, Vieira LCC, Araujo E, Junior SM. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont* 2004; 13(1): 28-35.

107. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent* 2005; 93(5): 459-66.
108. Scientific Documentation IPS Empress System- the Original, Ivoclar Vivadent AG; 2003. p.4.
109. Guess PC, Stappert CF. Midterm results of a 5-year prospective clinical investigation of extended ceramic veneers. *Dent Mater* 2007, basımda.
110. Rekow D, Thompson VP. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *J Mater Sci Mater Med* 2007; 18(1): 47-56.
111. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int* 2002; 33(7): 503-10.
112. Frankenberger R, Petschelt A, Krämer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Oper Dent* 2000; 25(6): 459-65.
113. Krämer N, Ebert J, Petschelt A, Frankenberger R. Ceramic inlays bonded with two adhesives after 4 years. *Dent Mater* 2006; 22(1): 13-21.
114. Krämer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater* 2005; 21(3): 262-71.
115. Kukiattrakoon B, Thammasitboon K. The effect of different etching times of acidulated phosphate fluoride gel on the shear bond strength of high-leucite ceramics bonded to composite resin. *J Prosthet Dent* 2007; 98(1): 17-23.
116. Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995; 8(3): 239-46.

117. Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil* 2007; 34(8): 622-30.
118. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2004; 92(3): 265-73.
119. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil* 2000; 27(2): 103-10.
120. Yoshida K, Tsuo Y, Meng X, Atsuta M. Mechanical properties of dual-cured resin luting agents for ceramic restoration. *J Prosthodont* 2007; 16(5): 370-6.
121. Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater* 2002; 18(2): 179-88.
122. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater* 2002; 18(5): 380-8.
123. Clelland NL, Ramirez A, Katsube N, Seghi RR. Influence of bond quality on failure load of leucite- and lithia disilicate-based ceramics. *J Prosthet Dent* 2007; 97(1): 18-24.
124. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. *J Prosthet Dent* 1999; 81(6): 662-7.
125. Casson AM, Glyn Jones JC, Youngson CC, Wood DJ. The effect of luting media on the fracture resistance of a flame sprayed all-ceramic crown. *J Dent* 2001; 29(8): 539-44.
126. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil* 2002; 29(3): 257-62.

127. Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent* 2006; 8(5): 327-35.
128. Pegoraro LF, Garbin CA, Bonfante G, Do Valle AL. A comparison of bond strengths of complete crowns using two types of cements and three cleaning agents. *Braz Dent J* 1998; 9(1): 25-31.
129. Good ML, Orr JF, Mitchell CA. In vitro study of mean loads and modes of failure of all-ceramic crowns cemented with light-cured or dual-cured luting cement, after 1 and 30 d of storage. *Eur J Oral Sci* 2008; 116(1): 83-8.
130. Chang JC, Nguyen T, Duong JH, Ladd GD. Tensile bond strengths of dual-cured cements between a glass-ceramic and enamel. *J Prosthet Dent* 1998; 79(5): 503-7.
131. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A, Schmalz G. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Investig* 2001; 5(3): 156-61.
132. Soh MS, Yap AUJ. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J Dent* 2004; 32(4): 321-6.
133. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 1994; 19(1): 26-32.
134. Nalcaci A, Kucukesmen C, Uludag B. Effect of high-powered LED polymerization on the shear bond strength of a light-polymerized resin luting agent to ceramic and dentin. *J Prosthet Dent* 2005; 94(2): 140-5.
135. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J* 1999; 186(8): 388-91.
136. Oberholzer TG, Pameijer CH, Grobler SR, Rossouw RJ. The effect of different power densities and method of exposure on the marginal

adaptation of four light-cured dental restorative materials. *Biomaterials* 2003; 24(20): 3593-8.

137. Deb S, Sehmi H. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. *Dent Mater* 2003; 19(6): 517-22.

138. Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dent Mater* 2001; 17(4): 359-66.

139. Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent* 2001; 26(3): 260-6.

140. Lim BS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Condon JR. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dent Mater* 2002; 18(6): 436-44.

141. Cura C., Saraçoğlu A., Çötert S. Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bonded porcelain to enamel. *J Prosthet Dent* 2003; 89(4): 394-9.

142. Reis A, Grandi V, Carlotto L, Bortoli G, Patzlaff R, Rodrigues Accorinte Mde L, Dourado Loguercio A. Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin. *J Dent* 2005; 33(7): 549-59.

143. Sadek FT, Goracci C, Cardoso PE, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. *J Adhes Dent* 2005; 7(4): 297-302.

144. Can Say E, Nakajima M, Senawongse P, Soyman M, Ozer F, Ogata M, et al. Microtensile bond strength of a filled vs unfilled adhesive to dentin using self-etch and total-etch technique. *J Dent* 2006; 34(4): 283-91.

145. Burrow MF, Takakura H, Nakajima M, Inai N, Tagami J, Takatsu T. The influence of age and depth of dentin on bonding. *Dent Mater* 1994; 10(4): 241-6.

146. Kaaden C, Powers JM, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues. *Clin Oral Investig* 2002; 6(3): 155-60.
147. El-Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract* 2007; 8(2): 17-24.
148. Filho ODA, Bottino MA, Nishioka RS, Valandro LF, Leite FPP. Effect of thermocycling on the bond strength of a glass-infiltrated ceramic and a resin luting cement. *J Appl Oral Sci* 2003; 11(1): 61-7.
149. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; 27(2): 89-99.
150. Yeşilyurt C, Bulucu B. Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. *J Contemp Dent Pract* 2006; 7(2): 26-36.
151. Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont* 2005; 18(1): 60-5.
152. Della Bona A, Anusavice KJ, Shen C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *J Adhes Dent* 2000; 2(4): 305-13.
153. Ergun G, Cekic I, Lassila LV, Vallittu PK. Bonding of lithium-disilicate ceramic to enamel and dentin using orthotropic fiber-reinforced composite at the interface. *Acta Odontol Scand* 2006; 64(5): 293-9.
154. Pisani-Proenca J, Erhardt MC, Valandro LF, Gutierrez-Aceves G, Bolanos-Carmona MV, Del Castillo-Salmeron R, et al. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent* 2006; 96(6): 412-7.
155. Pashley DH, Carverho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1999; 1(4): 299-309.

156. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater* 1998; 14(3): 212-21.
157. Piwowarczyk A, Berge HX, Lauer HC, Sorensen JA. Shear bond strength of cements to zirconia and lithium disilicate ceramics. [Abstract 3241]. *J Dent Res* 2002; 81: A-401.
158. Asmussen E, Peutzfeldt A. Short- and long-term bonding efficacy of a self-etching, one-step adhesive. *J Adhes Dent* 2003; 5(1): 41-5.
159. Pashley EL, Zhang Y, Lockwood PE, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. *Dent Mater* 1998; 14(1): 6-10.
160. Cal-Neto JO, Miranda MS, Dias KR. Comparative SEM evaluation of penetration of adhesive systems in human dentin with a non-rinse conditioner and a self-etching primer. *Braz Dent J* 2004; 15(1): 19-25.
161. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci* 2000; 108(4): 341-5.
162. Correr-Sobrinho L, Reges RV, Piva E, Moraes R, Correr AB, Nouer PR, et al. In-depth polymerization of dual-cured resin cement assessed by hardness. *J Biomater Appl* 2008, basımda.
163. Davidson-Kaban SS, Davidson CL, Feilzer AJ, de Gee AJ, Erdilek N. The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. *Dent Mater* 1997; 13(6): 344-52.
164. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without soft start polymerization. *J Dent* 1997; 25(3-4): 321-30.
165. Price RB, Bannerman RA, Rizkalla AS, Hall GC. Effect of stepped vs. continuous light curing exposure on bond strengths to dentin. *Am J Dent* 2000; 13(3): 123-8.

166. Peter A, Paul SJ, Lüthy H, Schärer P. Film thickness of various dentine bonding agents. J Oral Rehabil 1997; 24(8): 568-73.

167. Uctasli S, Hasanreisoglu U, Wilson HJ. The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. J Oral Rehabil 1994; 21(5): 565-75.

168. Perdigão J, Swift EJ Jr, Gomes G, Lopes GC. Bond strengths of new simplified dentin-enamel adhesives. Am J Dent 1999; 12(6): 286-90.

9. EKLER:

Doktora eğitimim süresince her türlü bilgi ve tecrübesini benimle paylaşan, zorluklara karşı hiçbir zaman desteğini benden esirgemeyen, çalışkanlığını, azmini, sabrını, kararlılığını ve hayata bakış açısını örnek aldığım, hayatımın her alanında bana yol gösteren canım hocam Doç. Dr. Gülfem ERGÜN'e,

Yurtdışındaki üniversitelerde bana açtığı kapı ile dünya görüşümün genişlemesine ve akademik anlamda gelişmeye katkısı olan, gerek yurt içi gerekse yurt dışındaki başarılarımda beni destekleyen, tezimin her aşamasında emeği olan, her zaman desteğini hissettiğim Sayın Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI'ya,

Gösterdiği anlayış ve yardımlarından dolayı Sayın Prof. Dr. Levent Nalbant'a,

İlk defa yabancı bir ülkede bulunmanın zorluklarını bana hissettirmeyen, bulduğum her anın tadını çıkarmamı sağlayan, çalıştığım fakültenin her türlü koşullarından faydalanmamı sağlayan, tezime olan katkıları ve harcadıkları vakit için Finlandiya Turku Üniversitesi Dekanı Sayın Prof. Dr. Pekka VALLITTU'ya, Yrd. Doç. Dr. Lippo LASSILA'ya ve deney aşamalarındaki katkılarından dolayı Jasmina BIJELIC'e,

Başarılarımla gurur duyan, beni bu günlere getiren en değerli varlıklarım canım aileme ve ağabeyime, tüm çalışmalarım benden desteğini ve yardımlarını esirgemeyen, koşulsuz sevgisi ile hep yanımda olan, beni benden çok düşünen canım eşim Emre NAĞAŞ'a sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum...

10. ÖZGEÇMİŞ:

Adı: Işıl

Soyadı: Çekiç Nağuş

Doğum Yeri ve Tarihi: Ankara, 1980

Eğitimi:

Doktora Eğitimi: Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2003-2008)

Lisans: Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2002)

İlkokul, Ortaokul ve Lise: TED Ankara Koleji (1997)

Yabancı Dili: İngilizce

Bilimsel Etkinlikleri:

Yurt dışı deneyimi:

- Visiting researcher, 09.01.2006 – 24.02.2006 University of Turku, Department of Prosthetic Dentistry and Biomaterials Science, Institute of Dentistry, Finland.
- Visiting researcher, 15.04.2007–15.08.2007 University of Turku, Department of Prosthetic Dentistry and Biomaterials Science, Institute of Dentistry, Finland.

Burslar:

Centre for International Mobility (CIMO Fellowship) bursu: 15.04.2007–15.08.2007_ University of Turku/Finland.

Ödüller:

1. Gazi Üniversitesi Uluslararası Yayın Teşvik Ödülü (2006).
2. Tübitak Uluslararası Yayın Teşvik Ödülü (2006).
3. International Association for Dental Research Continental European and Israeli Divisions CED Travel Stipend 2007 Poster ödülü.

Uluslararası yayınlar:

1. Ergün, G., **Cekic, I.**, Lassila, L.V.J., Vallittu, P.K., "Bonding of lithium-disilicate ceramic to enamel and dentin using orthotrophic fiber-reinforced composite at the interface," *Acta Odontol. Scand.*, 64, 293-299 (2006).
2. **Cekic, I.**, Ergun, G., Uctasli, S., Lassila, L.V., "In vitro evaluation of push-out bond strength of direct ceramic inlays to tooth surface with fiber-reinforced composite at the interface," *J. Prosthet. Dent.*, 97, 271-278 (2007).
3. Ergün, G., **Çekiç, I.**, "Color stability of silicone or acrylic denture liners: An in vitro investigation", *Eur J Dent.*, 3, (1), 144-151 (2007).
4. **Cekic-Nagas, I.**, Ergun, G., Vallittu, P.K., Lassila, L.V., "Influence of polymerization mode on degree of conversion and micropush-out bond strength of resin core systems using different adhesive systems", *Dent Mater J.*, in press, May 2008.
5. **Cekic-Nagas, I.**, Ergun, G., Nagas E., Tezvergil A., Vallittu PK., Lassila, L.V., "Comparison between regional micropush-out and microtensile bond strength of resin composite to dentin", *Acta Odont Scand.*, in press, 2008.

Uluslararası posterler ve tebliğler:

1. Ergün, G., **Çekiç I.**, "Distribution of removable partial denture patients applied University of Gazi, Faculty of Dentistry, Department of Prosthetic Dentistry: January-April 2004," *1st International Dental Symposium, SDÜ Faculty of Dentistry*, May, 28, Isparta, Türkiye, (2004).
2. **Cekic-Nagas I.**, Ergun G., Nagas E., Tezvergil A., Vallittu Pk, Lassila LVJ, "Regional push-out bond strength of resin composite to dentin," *42nd annual International Association for Dental Research Continental European Division and Israeli Divisions meeting*, September, 26-29, Thessaloniki, Greece, (2007).
3. **Cekic-Nagas I.**, Ergun G. "Recent Developments In Dental Ceramic Systems," *16th Scientific Congress Turkish Prosthodontic And Implantology Association*, October, 28-30, Çeşme, Türkiye, (2007).
4. **Cekic-Nagas I.**, Ergün G., Vallittu PK., Lassila LVJ. "The effect of using fiber at the interface on bonding of resin-core System to dentin." *16th Scientific Congress Turkish Prosthodontic And Implantology Association*, October, 28-30, Çeşme, Türkiye, (2007).
5. **Cekic-Nagas I.**, Ergün G., Vallittu PK., Lassila LVJ. "The effect of different polymerization modes on bond strength and degree of conversion of resin core systems" *16th Scientific Congress Turkish Prosthodontic And Implantology Association*, October, 28-30, Çeşme, Türkiye, (2007).

Ulusal yayınlar:

1. Ergün, G., **Çekiç, I.**, "Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesine başvuran hareketli bölümlü protez hastalarının değerlendirilmesi", *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 22, 175-180 (2005).
2. **Çekiç, I.**, Ergün, G., Lassila, L.V.J, "Farklı kompozit materyallerinin dentine bağlanma dayanımının farklı adeziv sistemler ile değerlendirilmesi", *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 23, 177-181 (2006).

3. **Çekiç, I.**, Ergün, G., "Dentin bağlayıcı ajanlarında son gelişmeler", *ADO Klinik Bilimler Derg*, 1 (1), 41-47 (2006).
4. Ergün, G., **Çekiç, I.**, Bozkaya, S., "Tam dişsiz alt ve üst çenede implant destekli sabit protez uygulaması: İki olgu bildirimi", *Türkiye Klinikleri*, 13 (1), 34-40 (2007).
5. **Çekiç, I.**, Ergün, G., "Diş hekimliğinde kullanılan görünür ışık kaynakları", *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 24 (2), 1-8 (2007).
6. **Çekiç, I.**, Ergün, G., Yılmaz, D., "Aşırı rezorbe alt ve üst dişsiz arkların implant destekli protetik rehabilitasyonu: Bir olgu sunumu", *Türkiye Klinikleri*, 13, 71-77 (2007).
7. Ergün, G., **Çekiç, I.**, "In vitro color stability of soft denture liners after accelerated aging", *HÜ Diş Hek Fak Derg*, 4, 65-73 (2007).
8. Tuncel, B., Çiftçi, Y., Nagas, E., **Çekiç I.**, "Metal esaslı postun korozyon ürünlerinin dişeti üzerine etkisi: Bir olgu nedeniyle", *HÜ Diş Hek Fak Derg*, basımda (Ocak 2008).

Projeler:

1. Tam seramiklerde farklı ışık kaynakları kullanılarak polimerize edilen dentin bağlayıcı ajanları ve yapıştırıcı rezin simanının dentine bağlanma direncinin değerlendirilmesi, Gazi Üniversitesi projesi, **Araştırmacı**, 2005.
2. Farklı ışık kaynakları (QTH, LED, PAC) ile polimerize edilen bazı kompozit rezin ve kor materyallerinin sitotoksitelerinin değerlendirilmesi, Gazi Üniversitesi projesi, **Araştırmacı**, 2007- (Proje devam etmektedir).