



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ER:YAG LAZERİN LAMİNATE VENEER İLE DİŞ YÜZEYİ ARASINDAKİ  
BAĞLANTI DAYANIMINA ETKİSİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**YEŞİM ÇETİN**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı**

**Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Işıl TURP**

**Eş Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Özgün Yusuf ÖZYILMAZ**

**Mart-2019**



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ER:YAG LAZERİN LAMİNATE VENEER İLE DİŞ YÜZEYİ ARASINDAKİ  
BAĞLANTI DAYANIMINA ETKİSİ**

**UZMANLIK TEZİ  
YEŞİM ÇETİN**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı**

**Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Işıl TURP**

**Eş Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Özgün Yusuf ÖZYILMAZ**

**Mart-2019**

Kurum: Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Programın seviyesi: Yüksek Lisans ( ) Uzmanlık (✓) Doktora ( )

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Sahibi: YEŞİM ÇETİN

Tez Başlığı: ER:YAG LAZERİN LAMİNATE VENEER İLE DİŞ YÜZEYİ  
ARASINDAKİ BAĞLANTI DAYANIMINA ETKİSİ

**Tez Danışmanı :** **Dr. Öğr. Üyesi Işıl TURP**

Bezmialem Vakıf Üniversitesi

**Eş Danışman :** **Dr. Öğr. Üyesi Özgün Yusuf ÖZYILMAZ**

Bezmialem Vakıf Üniversitesi

**Jüri Üyesi :** **Doç. Dr. Haluk Barış KARA**

İstanbul Medipol Üniversitesi

**Jüri Üyesi :** **Doç. Dr. Volkan TURP**

**(Yedek)** İstanbul Üniversitesi

**Jüri Üyesi :** **Dr. Öğr. Üyesi Özlem KARA**

**(Yedek)** Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Bu tez, 26.04.2014 tarihli 28983 sayılı T.C SAĞLIK BAKANLIĞI, TIPTA VE DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK EĞİTİMİ YÖNETMELİĞİ ilgili maddeleri uyarınca yukarda belirtilen jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve ...../...../.....tarih ve ...../..... sayılı kararlar kabul edilmiştir.

## **BEYAN**

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

Yeşim ÇETİN

Tarih

## ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimi ile bana yol gösteren ve değerli danışman hocalarım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Işıl TURP'a ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Özgün Yusuf Özyılmaz'a,

Tezime olan katkılarından dolayı değerli hocalarım Sayın Doç. Dr. İlkin TUNCEL'e ve Sayın Uzm. Dr. Abdurrahman Şahinbaş'a,

Mesleki gelişimime katkılarından dolayı anabilim dalımızın değerli öğretim üyelerine,

Bu zorlu ve yorucu süreci dostluğuyla benim için kolaylaştıran sevgili asistan arkadaşım Hilal GÜVENER'e,

Tüm hayatım boyunca desteklerini hep hissettiğim sevgili babam Yaşar ARSLAN'a, annem Fikriye ARSLAN'a ve kardeşim Yeliz ARSLAN'a

Tezimin ve asistanlık eğitimim her aşamasında varlığıyla beni güçlendiren, moral kaynağım sevgili eşim Enes ÇETİN'e tüm kalbimle teşekkür ederim.

Mart-2019

Yeşim ÇETİN

Bu tez, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 9.2017/3 numaralı proje ile desteklenmiştir.

<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>iv</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>v</b>
<b>KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ</b> .....	<b>viii</b>
<b>TABLO LİSTESİ</b> .....	<b>ix</b>
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b> .....	<b>x</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>xii</b>
<b>SUMMARY</b> .....	<b>xiv</b>
<b>1.GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	<b>1</b>
<b>2.GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
2.1. Porselen Laminate Veneerler .....	3
2.1.1. Porselen laminate veneerlerin tarihçesi.....	3
2.1.2. Porselen laminate veneerlerin endikasyonları.....	5
2.1.3. Porselen laminate veneerlerin kontrendikasyonları .....	6
2.1.4. Porselen laminate veneerlerin preparasyon prensipleri.....	6
2.1.5. Porselen laminate veneerlerin avantajları .....	8
2.1.6. Porselen laminate veneerlerin dezavantajları.....	8
2.2. Porselen Laminate Veneerlerin Yapımında Kullanılan Seramik Sistemleri....	9
2.2.1. Platin folyo tekniği .....	9
2.2.2. Isıya dayanıklı refraktör model üzerinde hazırlanan seramikler....	10
2.2.3. Isı ve basınçla şekillendirilebilen seramikler .....	10
2.2.4. Dökülebilir cam seramikler .....	11
2.2.5. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemleri .....	11
CAD CAM sisteminde kullanılan materyaller.....	13
Feldspatik seramikler .....	13
Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler.....	14
Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramikler .....	14
Oksit seramikler .....	15
Nanoseramikler .....	15
Hibrit seramikler (Polimer infiltre cam seramikler) .....	16
Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler.....	17
Kompozitler .....	17
Polimerler.....	17
Metaller .....	17
2.3. Porselen Laminate Veneerlerin Simantasyonu .....	18

2.3.1. Akrilik rezin simanlar .....	18
2.3.2. Kompozit rezin simanlar .....	18
Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlar .....	20
Işık ile polimerize olan kompozit rezin simanlar.....	20
Hem kimyasal hem ışık ile polimerize olan kompozit rezin simanlar .....	21
2.4. Diş Hekimliğinde Lazer .....	22
2.4.1. Diş hekimliğinde lazerin tarihçesi.....	22
2.4.2. Lazer fiziği .....	23
Lazer terminolojisi .....	24
Lazer sisteminin bileşenleri .....	25
Lazer-doku etkileşimleri .....	25
Lazer enerjisi ve doku sıcaklığı .....	27
Lazerin fotobiyolojik etkileri .....	28
Lazerlerin sınıflandırılması.....	28
2.4.3. Diş hekimliğinde kullanılan lazer tipleri.....	29
CO <sub>2</sub> lazer (Karbon dioksit lazer).....	29
Argon lazer.....	30
Nd:YAG lazer (Neodmiyum: itriyum alüminyum garnet lazer).....	30
Ho:YAG lazer (Holmiyum: itriyum alüminyum garnet lazerler) .....	31
Er:YAG lazer (Erbiyum: itriyum alüminyum garnet lazerler) .....	31
Er,Cr:YSGG lazer (Erbiyum,krom:yitriyum-selenyum-galyum-garnet lazer).....	33
Eksimer lazerler .....	34
Ruby ve Alexandrite lazerler .....	35
Titanyum safir lazerler .....	35
KTP lazerler (Potasyum titanyum fosfat lazerler) .....	35
Düşük seviyeli lazer terapisi (LLLT).....	35
He-Ne lazerler (Helyum neon lazerler).....	35
Diyot Lazerler .....	36
2.4.4. Diş hekimliğinde lazerlerin kullanım alanları.....	36
Protetik diş tedavisinde lazerlerin kullanım alanları.....	37
2.5. Makaslama Bağlantı Testi.....	40
<b>3.GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>42</b>
3.1. Dişlerin Toplanması ve Hazırlanması .....	42
3.2. Porselen Örneklerin Hazırlanması .....	43
3.3. Simantasyon .....	47
3.4. Er:YAG lazer uygulama.....	49

3.5. Makaslama Bağlantı Dayanımı Testi.....	50
3.6.Makaslama Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi .....	51
3.7. SEM Analizi.....	52
3.8. İstatiksel Analiz.....	52
<b>4.BULGULAR.....</b>	<b>53</b>
4.1. Grupların Makaslama Bağlantı Dayanımları Açıısından Değerlendirilmesi ..	53
4.2. Makaslama Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarısızlık Tipleri.....	55
4.3. SEM Analizi.....	57
<b>5.TARTIŞMA .....</b>	<b>62</b>
<b>6.SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>77</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>78</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>90</b>



## KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

<b>Bis-EMA</b>	: Bisetilen glikol dimetakrilat
<b>Bis-GMA</b>	: Bisfenol-A glisidil metakrilat
<b>Er:YAG</b>	: Erbiyum: itriyum alüminyum garnet
<b>Er,Cr: YSGG</b>	: Erbiyum, krom:yitriyum-selenyum-galyum-garnet
<b>FDA</b>	: Food and Drug Administration
<b>HEMA</b>	: Hidroksietil metakrilat
<b>Ho:YAG</b>	: Holmiyum: itriyum alüminyum garnet
<b>KTP</b>	: Potasyum titanyum fosfat
<b>LLLT</b>	: Low level laser therapy
<b>Nd:YAG</b>	: Neodmiyum: itriyum aliminyum garnet
<b>TEGDMA</b>	: Trietilen glikol dimetakrilat
<b>UDMA</b>	: Üretan dimetakrilat
<b>4-META</b>	: 4-Metakriloksi etil trimellitik anhidrit
<b>10-MDP</b>	: 10-Metakriloksidetil dihidrojen fosfat

## TABLULAR LİSTESİ

<b>Tablo 1.</b> Lazerler için çeşitli kromoforlar.....	27
<b>Tablo 2.</b> Porselen laminate veneerlerin söküm nedenleri ve lazerle sökümün avantajları.....	39
<b>Tablo 3.</b> Çalışma grupları.....	46
<b>Tablo 4.</b> Makaslama bağlantı kuvveti değerleri (MPa).....	53
<b>Tablo 5.</b> Tek yönlü varyans analizi (One-way Anova).....	54
<b>Tablo 6.</b> Deney ve kontrol grupları arasındaki makaslama bağlantı kuvvetlerinin karşılaştırılması. ....	54
<b>Tablo 7.</b> Aynı kalınlıktaki feldspatik seramik ile lösit ile güçlendirilmiş seramik örneklerin makaslama bağlantı kuvvetlerinin karşılaştırılması.....	55
<b>Tablo 8.</b> Aynı seramik materyalinden hazırlanmış 0,5 mm ve 1 mm kalınlıktaki örneklerin makaslama bağlantı kuvvetlerinin karşılaştırılması.....	55
<b>Tablo 9.</b> Kopma yüzey analizleri. ....	56

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Lazer çalışma prensibi .....	24
Şekil 2. Lazer sistemi bileşenleri. ....	25
Şekil 3. Lazer-doku etkileşimi .....	26
Şekil 4. Lazer enerjisi ve doku sıcaklığı. ....	27
Şekil 5. Elektromanyetik spektrumun görünür bölge bölümü .....	29
Şekil 6. Diş örneklerinin hazırlanması. ....	42
Şekil 7. Diş yüzeylerinin hazırlanması. <b>a:</b> Silikon karbür zımpara kağıtları; <b>b:</b> Polisaj cihazında aşındırma; <b>c:</b> Aşındırma öncesi ve sonrası mine yüzeyleri. ....	43
Şekil 8. Porselen bloklardan silindir şeklindeki porselen örneklerin elde edilmesi. .	44
Şekil 9. Porselen silindir blokların metal parçaya sabitlenmesi. ....	44
Şekil 10. Kesme cihazı.....	45
Şekil 11. Elmas kesici diskle porselen silindir blokların kesilmesi. ....	45
Şekil 12. Örnek kalınlığının ölçülmesi. <b>a:</b> 0,5 mm'lik örnek kalınlığının kontrolü <b>b:</b> 1 mm'lik örnek kalınlığının kontrolü. ....	46
Şekil 13. Hazırlanan porselen disk örnekler. ....	47
Şekil 14. Porselen disklerin cilalanmasında kullanılan materyaller. ....	47
Şekil 15. Simantasyonda kullanılan malzemeler. ....	48
Şekil 16. Simante edilmiş porselen örnekler. ....	48
Şekil 17. <b>a:</b> Lazer parametreleri; <b>b:</b> Lazer ucu. ....	49
Şekil 18. Lazerin 2 mm uzaklıktan uygulanması. ....	50
Şekil 19. Makaslama bağlantı testinin yapılışı. ....	51
Şekil 20. Makaslama bağlantı testi uygulanmış örnekler. ....	51
Şekil 21. Diş yüzeylerindeki başarısızlık tipleri. <b>a)</b> Adeziv başarısızlık; <b>b)</b> Koheziv başarısızlık; .....	56
Şekil 22. Feldspatik seramik 0,5 mm örneklerin simante edildiği diş yüzeylerinin SEM görüntüsü. <b>a:</b> FK-0,5/ x200 büyütme <b>b:</b> FK-0,5/ x1000 büyütme <b>c:</b> FL-0,5/ x200 büyütme <b>d:</b> FL-0,5/ x1000 büyütme. ....	57
Şekil 23. Feldspatik seramik 0,5 mm seramik örneklerin kontrol ve lazer grupları SEM görüntüsü. <b>a:</b> FK-0,5/ x200 büyütme <b>b:</b> FK-0,5/ x1000 büyütme <b>c:</b> FL-0,5/ x200 büyütme <b>d:</b> FL-0,5/ x1000 büyütme. ....	58
Şekil 24. Feldspatik seramik 1 mm örneklerin simante edildiği diş yüzeylerinin SEM görüntüsü. <b>a:</b> FK-1/ x200 büyütme <b>b:</b> FK-1/ x1000 büyütme <b>c:</b> FL-1/ x200 büyütme <b>d:</b> FL-1/ x1000 büyütme. ....	58
Şekil 25. Feldspatik seramik 1 mm seramik örneklerin kontrol ve lazer grupları SEM görüntüsü. <b>a:</b> FK-1/ x200 büyütme <b>b:</b> FK-1/ x1000 büyütme <b>c:</b> FL-1/ x200 büyütme <b>d:</b> FL-1/ x1000 büyütme. ....	59

**Şekil 26.** Lösit ile güçlendirilmiş seramik 0,5 mm örneklerin simante edildiği kontrol ve lazer gruplarının dış yüzeylerinin SEM görüntüsü. **a:** LK-0,5/ x200 büyütme **b:** LK-0,5/ x1000 büyütme **c:** LL-0,5/ x200 büyütme **d:** LL-0,5/ x1000 büyütme. .... 59

**Şekil 27.** Lösit ile güçlendirilmiş seramik 0,5 mm seramik örneklerin kontrol ve lazer grupları SEM görüntüsü. **a:** LK-0,5/ x200 büyütme **b:** LK-0,5/ x1000 büyütme **c:** LL-0,5/ x200 büyütme **d:** LL-0,5/ x1000 büyütme..... 60

**Şekil 28.** Lösit ile güçlendirilmiş seramik 1 mm örneklerin simante edildiği dış yüzeylerinin kontrol ve lazer grupları SEM görüntüsü. **a:** LK-1/ x200 büyütme **b:** LK-1/ x1000 büyütme **c:** LL-1/ x200 büyütme **d:** LL-1/ x1000 büyütme. .... 60

**Şekil 29.** Lösit ile güçlendirilmiş seramik 1 mm seramik örneklerin kontrol ve lazer grupları SEM görüntüsü. **a:** LK-1/ x200 büyütme **b:** LK-1/ x1000 büyütme **c:** LL-1/ x200 büyütme **d:** LL-1/ x1000 büyütme..... 61



# ER:YAG LAZERİN LAMİNATE VENEER İLE DİŞ YÜZEYİ ARASINDAKİ BAĞLANTI DAYANIMINA ETKİSİ

## ÖZET

Bu çalışmanın amacı; rezin simanla yapıştırılmış farklı kalınlık ve içeriğe sahip porselen laminate veneer materyallerinin bağlantı dayanımı üzerine Er:YAG lazerin etkisini incelemektir.

Çalışmada; toplam 96 adet çekilmiş çürüksüz sıgır mandibular kesici dişi 8 gruba ayrılarak kullanılmıştır (n=12). Feldspatik seramik ve lösit ile güçlendirilmiş seramik bloklardan 5 mm çapında ve 0,5 mm ve 1 mm kalınlığında diskler elde edilmiştir. 4 kontrol grubu (feldspatik seramik-0,5 mm (FK-0,5), feldspatik seramik-1mm (FK-1), lösit ile güçlendirilmiş seramik-0,5 mm (LK-0,5), lösit ile güçlendirilmiş seramik (LK-1)) ve 4 deney grubu (feldspatik seramik-0,5 mm (FL-0,5), feldspatik seramik-1mm (FL-1), lösit ile güçlendirilmiş seramik-0,5 mm (LL-0,5), lösit ile güçlendirilmiş seramik (LL-1)) olmak üzere toplam 8 grup oluşturularak 96 adet seramik disk hazırlanmıştır. Seramik diskler, ışıkla sertleşen rezin siman kullanılarak diş yüzeylerine üretici firma talimatları doğrultusunda simante edilmiştir. Kontrol grupları hariç diğer tüm gruplara Er:YAG lazer gücü 4,2 Watt (140 mJ x 30 Hz) olacak şekilde ayarlanıp 6 sn boyunca tarama yöntemiyle uygulanmıştır. Lazer uygulandıktan 1 sn sonra universal test cihazında 1mm/dk yükleme hızıyla desimantasyon meydana gelene kadar kuvvet uygulanarak ve desimantasyon anındaki kuvvet kaydedilerek makaslama bağlantı dayanımı ölçülmüştür. Makaslama bağlantı testi sonrası başarısızlık tipleri stereomikroskop ile adeziv, koheziv ve adeziv+koheziv olarak sınıflandırılmıştır. Her gruptan birer örneğin ayrılmış olan diş ve seramik yüzeyi taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir. İstatistiksel analizler tek yönlü varyans analizi (One-way Anova) ve post-hoc Tukey HSD çoklu karşılaştırma Testleri kullanılarak yapılmıştır. Sonuçlar  $p \leq 0,05$  anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

Çalışma bulgularına göre kontrol grupları ile lazer gruplarının ortalama makaslama bağlantı dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p \leq 0,05$ ). Aynı kalınlıktaki farklı porselen grupları karşılaştırıldığında hem lazer uygulanan hem de uygulanmayan gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlı saptanmazken ( $p > 0,05$ ) aynı porselenden hazırlanmış ancak farklı kalınlıkta örnek içeren gruplar karşılaştırıldığında da hem lazer uygulanan hem de uygulanmayanlar için istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır ( $p > 0,05$ ). Lazer uygulanan gruplarda başarısızlık tipi genellikle koheziv iken uygulanmayan gruplarda adeziv olarak belirlenmiştir. SEM görüntülerinde lazer uygulanan örneklerde diş yüzeyindeki siman kalıntılarında ablasyon alanları gözlenmiştir.

Er:YAG lazer uygulamasının porselen laminate veneerlerin diş yüzeyinden sökülmesinde makaslama bağlantı kuvvetini anlamlı derecede azalttığı sonucuna varılmıştır. Ancak incelenen kalınlık ve içerik farklılıkları porselen laminate veneer materyallerinin lazer uygulaması sonrası makaslama bağlantı kuvvetine etki etmemiştir.

**Anahtar Sözcükler:** Er:YAG lazer, tarama yöntemi, laminate veneer, söküm, makaslama bağlantı kuvveti, başarısızlık tipi, SEM



# THE EFFECT OF ER:YAG LASER ON BOND STRENGTH BETWEEN THE LAMINATE VENEER AND THE TOOTH SURFACE

## SUMMARY

The purpose of the current study is to evaluate the effect of Er:YAG laser on the shear bond strengths of porcelain laminate veneer materials with different thickness and compositions.

96 non-carious extracted bovine permanent incisors were used. The teeth were randomly divided into eight groups (n=12). Ceramic discs having thicknesses of 0,5 mm and 1 mm and a diameter of 5 mm were fabricated from feldspathic ceramic and leucite-reinforced ceramic blocks. 96 ceramic discs were prepared for 8 groups consisting of 4 control ((feldspathic ceramic-0.5 mm (FK-0,5), feldspathic ceramic - 1mm (FK-1), leucite-reinforced ceramic-0.5 mm (LK-0,5), leucite-reinforced ceramic (LK-1)) and 4 experimental groups ((feldspathic ceramic-0.5 mm (FL-0,5), feldspathic ceramic - 1mm (FL-1), leucite-reinforced ceramic-0.5 mm (LL-0,5), leucite-reinforced ceramic (LL-1)). Ceramic disks were bonded to the tooth surfaces following the instructions of the manufacturer. Er:YAG laser was applied to the experimental groups with a power of 4.2 Watt (140 mJ x 30 Hz) for 6 s with scanning method. Shear strength test was performed 1 s after the laser application with a crosshead speed of 1 mm/min at universal testing machine. Failure mode was qualified as adhesive, cohesive or adhesive+cohesive by the aid of a stereomicroscope. The debonded tooth and ceramic surfaces of one sample from each group was analysed with scanning electron microscope (SEM). The data were subjected to statistical analysis by One-way Anova and Tukey HSD post hoc tests. p-value < 0,05 was considered significant.

The results revealed statistically significant differences ( $p \leq 0.05$ ) between the mean shear bond strength of the control groups and the laser groups. When the different porcelain veneer materials having the same thickness were compared, the difference between groups was not statistically significant ( $p > 0.05$ ). Similarly, there was no statistically significant difference between the groups with different thicknesses of same porcelain veneer materials ( $p > 0.05$ ).

The Er:YAG laser application significantly reduces the shear bond strength between the porcelain laminate veneer and the tooth required for debonding. However, ceramic thickness and composition did not have any significant effect on the shear bond strength between the porcelain laminate veneer and the tooth after laser application.

**Key Words:** Er:YAG laser, scanning method, laminate veneer, debonding, shear bond strength, failure mode, SEM.

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Uzun yıllar ön dişlerin en dayanıklı ve estetik tedavi yaklaşımı tam kuron restorasyonları olmuştur. Ancak bu yaklaşım çok miktarda sağlıklı diş dokusunun kaldırılması, pulpa ve periodontal dokularda oluşabilecek olumsuz etkiler nedeniyle invaziv bir yaklaşımdır. Porselen laminate veneerler, tam kuronlara alternatif olarak kullanılan estetik restorasyonlardır. Özellikle kama şekilli lateral kesiciler, diastemalar, mine hipoplazileri, florozis, tetrasiklin renklenmeleri gibi vakalarda gittikçe geniş bir kullanım alanına sahiptir [1, 2].

Porselen laminate veneerler; üstün estetiği, biyolojik uyumu, dişte minimum preparasyon gerektirmesi, renk ve parlaklığını korunabilmesi ve diş ile bağlantısının güçlü olması gibi önemli avantajlara sahiptir. Bununla birlikte; kırılma olmaları, tamir edilebilme güçlüğü, maliyetinin yüksek olması, bitirme ve parlatma işlemlerinin ağız içinde yeterince yapılamaması gibi birtakım dezavantajları söz konusudur. Tüm protetik restorasyonlarda olduğu gibi porselen laminate veneer restorasyonların da zamanla değiştirilme veya sökülme ihtiyacı doğabilir [3, 4].

Porselen laminate veneerlerin; porselen kırığı, diş çürüğü, rezin siman renkleşmesi, restorasyonun kenar uyumsuzluğu veya hastanın estetik memnuniyetsizliği gibi nedenlerden dolayı diş yüzeyinden sökülmesi gerekebilir [2]. Ancak adeziv olarak yapıştırılmış bu restorasyonların çıkarılması zor ve zaman gerektiren bir işlemdir [5]. Porselen laminate veneerlerin diş yüzeyinden sökülmesi genel olarak döner enstrümanlarla yapılmaktadır. Bu geleneksel teknik, alttaki diş yapısına ve porselene zarar verebilmektedir. Bu komplikasyonları ortadan kaldırmak için Morford ve ark. [6] döner enstrümanlara alternatif söküm teknikleri üzerine yapılan araştırmaların sınırlı olduğunu ve diş hekimliğindeki lazerlerin porselen veneerlerin sökülmesinde yararlı olabileceğini bildirmişlerdir.

Lazerle söküm işlemi, ilk olarak seramik ortodontik braketlerin diş yüzeyinden sökülmesi için uygulanmıştır. Bu amaçla; CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, Diyet, Yiterbiyum fiber, Er:YAG gibi lazerler kullanılmıştır. Bu lazerlerden biri olan



Er:YAG lazer, hem yumuşak dokuda hem de sert dokuda kullanılabilen bir lazerdir. Söküm işlemi sırasında Er:YAG lazerlerin CO<sub>2</sub> ve Nd:YAG lazerler kullanıldığında meydana gelen termal yumuşama mekanizmasını oluşturmadığı [5]; brakelerin ve laminate veneerlerin sökümünde daha uygun olduğu belirtilen termal ablasyon ve fotoablasyon mekanizmalarıyla etki ettiği bildirilmiştir [6-9].

Lazerin; tipi, uygulama modu, enerji seviyesi, rezin simanlar gibi çeşitli değişkenlerin diş yüzeyinden ayrılma (debonding) mekanizmasını etkilediği belirtilmiştir [2]. Bununla birlikte seramik restorasyon ile diş yüzeyi arasına iletilen Er:YAG lazer enerjisi miktarının, seramik kalınlığı ve bileşimine göre değişkenlik gösterebildiği de bildirilmiştir [5]. Morford ve ark. [6] lösit ile güçlendirilmiş seramik ve lityum disilikat içerikli cam seramiklerin Er:YAG lazer geğirgenliğini karşılaştırmış ve lityum disilikat içerikli cam seramik geğirgenliğinin daha az olduğunu rapor etmişlerdir. Sarı ve ark.'nın [5] ęalıřmasında; 0,5 mm kalınlığa sahip lityum disilikat içerikli cam seramik en yüksek (% 88), 1 mm kalınlıktaki feldspatik seramikler en düşük (% 44) lazer ışığı geğirgenliği göstermiştir. Bu ęalıřmada porselen laminate veneer yapımında güncel olarak kullanılan, feldspatik seramik ve lösit ile güçlendirilmiş seramik materyalleri değerlendirilmiştir. Diş yüzeylerine adeziv simante edilen ve farklı kalınlıklarda hazırlanan bu materyallerin makaslama bağlantı kuvvetinin Er:YAG lazer uygulandıktan sonraki değişimi incelenmiştir.

Bu ęalıřmanın amacı; rezin simanla yapıştırılmış farklı kalınlık ve iğeriğe sahip porselen laminate veneerlerin sökülmesi işlemi üzerine Er:YAG lazerin etkisini incelemektir. Elde edilen sonuçların, geleneksel söküm yöntemlerine alternatif olarak Er:YAG lazerin klinik kullanımına katkıda bulunması amaçlanmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Porselen Laminate Veneerler

#### 2.1.1. Porselen laminate veneerlerin tarihçesi

Diş rengine benzer restoratif materyallerin ortaya çıkışıyla birlikte, estetiğin diş hekimliğindeki önemi artmıştır. Bununla birlikte estetik gülüş tasarımları yaratmak için çeşitli modern teknikler ortaya çıkmıştır. Transludent seramiklerin ilk klinik amaçlı kullanımı 1862'nin başlarında olmuştur ve seramik veneerler 1920-1930'larda daha sık kullanılmaya başlanmıştır. Geçmiş literatür çalışmaları, Charles H. Land tarafından 1886'da platin folyo üzerinde tam seramik jacket kuron üretildiğini ve bundan birkaç yıl sonra da ilk seramik inley ve onley restorasyonların geliştirildiğini bildirmektedir [10, 11].

Yapım kolaylığı ve ekonomik olması nedeniyle önceleri akrilik ve kompozit veneerler kullanılmıştır. Ancak Peuman ve ark.'nın [12] yaptıkları klinik çalışma sonuçları; akrilik ve kompozit rezinlerin uzun ömürlü olamamaları, renklenme, aşınma, marjinal fraktürlerin görülmesi ve uzun dönemde estetiğinin azalması gibi komplikasyonlara neden olduğunu göstermiştir. Daha uzun ömürlü bir estetik arayışı sonucu ortaya çıkan porselen veneerlerin üstün estetik özelliklere sahip olduğu ve dayanıklı restorasyonlar olduğu öne sürülmüştür [1].

İlk kez 1930'larda diş hekimi Charles Pincus, bazı Hollywood aktörlerinin gülümsemesini değiştirmek için farklı bir teknik kullanarak modern dental veneerleri geliştirmiştir. Charles Pincus; geçici estetik restorasyonlar olarak hazırladığı ince porselen fasetlerin tutuculuğunu protez adezivleri ile sağlamış ve dişlerinde geçici değişikliğe ihtiyacı olan aktörlere, direnci ve retansiyonu zayıf olan bu restorasyonlarla bir "Hollywood gülümseyişi" sağlayarak tam kuron restorasyonlarına alternatif bir seçenek sunmuştur. Ancak bu teknik estetik olarak memnuniyet verici olmasına rağmen, retansiyon eksikliği başta olmak üzere bazı kısıtlamalara sahiptir [11, 13-15].

Modern porselen laminate veneer konseptinin gelişimi adezyon sistemlerindeki keşifleri takiben hız kazanmıştır. 1955'te Buonocore yayınladığı çalışmasında mineye fosforik asit uygulamanın, diş yüzeyinde mikromekanik

retansiyon oluşturduğunu ve yapıştırıcı siman ile mine arasındaki bağlantıyı güçlendirdiğini bildirmiştir [16].

1960'ta Bowen, Bis-GMA (Bisfenol-A Glisidil Metakrilat) rezinleri tanıtmış ve daha sonraki dönemlerde dental kompozitler önemli gelişmeler göstermiştir [11]. 1975'te Faunce ince akrilik veneer ile kompozit rezin arasında kimyasal bağ oluşturan indirekt laminate veneerleri kullanmıştır. Bu veneerler akrilikten yapılmış ve asitlenmiş mineye UV ışıkla sertleşen kompozit rezinle ile yapıştırılmıştır [17]. 1979'da prefabrike akrilik veneerlerin seçilip dişlere yapıştırıldığı 'Mastique laminate veneer sistemi' (Mastique Laminate Veneer System; L. D. Caulk Co, Milford, Delaware 1963, USA) geliştirilmiştir. Zamanla akrilik sistemlerin uzun dönemde başarısız olduğu kanıtlanmıştır. Çünkü oluşan bağ; retansiyon kaybı ve kırıklara yol açan zayıf bir bağlıdır. Bunun yanı sıra akriliğin estetik olarak diş yapısını doğru yansıtabilme özelliği zayıftır [18].

Porselenler, diş hekimliğindeki restoratif malzemeler içinde uzun bir geçmişe sahiptir. Diş yapısının optik özelliklerini yansıtabilmesi, renk stabilitesi, aşınma direnci ve biyoyumluluk özellikleri diş dokuları ile bağlantı mekanizmalarının araştırılmasına zemin hazırlamıştır [19]. 1983'te Simonsen ve Calamia; porselen veneer restorasyonlara özel asitleme işlemleri uygulayarak, bu restorasyonların uzun dönem retansiyonunu arttıran yöntemi bulmuşlardır [20]. Ayrıca bu araştırmacılar; hidroflorik asitle pürüzlendirilmiş porselenin yüzeyine silan uygulandıktan sonra oluşan rezin simanın bağlantı gücünün, sadece yüzeyi asitlenmiş mineyle olan bağlantısından daha fazla olduğunu göstermişlerdir [21]. 1983'de Horn, ön dişlerin vestibüler yüzeyini örtmek için platin folyo yöntemi ile ürettiği porselen fasetlerin kullanımını kesin bir restorasyon tekniği olarak önermiştir [22]. Daha sonraki yıllarda ise Simonsen ve Calamia, porselen veneerleri revetman üzerinde üretmişlerdir. 1985 yılında ise Grossman, Hobb ve Iwata tarafından dökülebilir apatitten laminate veneerler yapılmıştır [23-25].

Seramik materyalleri, adeziv teknolojisi ve klinik tekniklerdeki gelişmelerin artması porselen laminate veneerlerin minimal invaziv diş hekimliğinde tercih edilen bir tedavi olmasını sağlamıştır [26].

### 2.1.2. Porselen laminate veneerlerin endikasyonları

Porselen laminate veneerler tam kuron restorasyonlarından daha konservatif bir tedavi yöntemidir ve 15 yıl üzeri klinik kullanımında yaklaşık % 93 başarı oranıyla orijinal diş biyomekaniğini koruduğu belirtilmiştir [27]. Bu restorasyonların zamanla endikasyon alanları genişlemiş ve yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Porselen laminate veneer endikasyonları şunlardır:

- Diş şekli veya konumundaki bozukluklarının düzeltilmesi
- Mikrodonti veya diş transpozisyonu olan hastalarda morfolojinin değiştirilmesi
- Hafif veya orta dereceli diastemaların kapatılması
- İnsizal üçlü kırıkların tamiri
- Geniş anterior restorasyonlar
- Parafonksiyon kaynaklı abrazyonlar
- Mine değişimleri (abrazyon, atrizyon, abfraksiyon)
- Diş rengindeki değişimler
- Anterior rehberliğin rehabilitasyonu. [28]

2002'de Magne ve Belser [29], porselen laminate veneer restorasyonların endikasyonları için yeni bir sınıflama yapmışlardır:

1. TİP I: Beyazlatmaya dirençli dişler
  - Tip IA: Tetrasiklin renklenmeleri
  - Tip IB: Beyazlatmaya cevap vermeyen dişler
2. TİP II: Büyük morfolojik değişimler
  - Tip IIA: Konik dişler
  - Tip IIB: Diastemalar veya interdental üçgenlerin kapalı olması
  - Tip IIC: İnsizal uzunluk ve yüz konturunun arttırılması
3. TİP III: Geniş restorasyonlar
  - Tip IIIA: Geniş koronal kırıklar
  - Tip IIIB: Erozyon ve aşınma nedeniyle aşırı mine harabiyeti
  - Tip IIIC: Generalize konijenital malformasyonlar

Tip I ve tip II endikasyonlardaki çoğu durum, geleneksel porselen laminate veneer endikasyonlarındandır. Bazı tip II ve tip III endikasyonlar ise güncel olarak eklenmiştir.

### **2.1.3. Porselen laminate veneerlerin kontrendikasyonları**

Porselen laminate veneerler, diş hekimliği pratiğinde geniş bir endikasyon alanına sahip olmalarına rağmen çeşitli durumlarda endikasyonları yoktur:

- Yetersiz mine yüzeyi
- Uygun olmayan okluzyon (overbite gibi)
- Aşırı diastema varlığı
- Parafonksiyon varlığı (bruksizm, kalem ısırma)
- Uygun olmayan anatomi (kuron boyu çok kısa dişler)
- Aşırı çapraşıklık ve rotasyon görülen dişler
- Sürmesi tamamlanmamış daimi dişler
- Süt dişleri ve fluorozisli dişler
- Geniş restorasyon varlığı
- Endodontik tedavi görmüş zayıf diş yapısı
- Kötü ağız hijyeni [11, 30, 31]

Porselen laminate veneerler minimal oklüzal kuvvetlere maruz kalmalıdır. Fonksiyon sırasında oluşan aşırı stres nedeniyle baş başa kapanış ve çapraz kapanış varlığında kontrendikedir. Toh ve ark. [32] porselen veneerlerin fonksiyonu değil estetiği restore ettiğini bildirmişlerdir. Ancak Friedman ve ark. [33] porselen veneerlerin sadece estetiği sağlamakla kalmayıp aynı zamanda fonksiyonel direnci de güvenilir bir şekilde sağladığını bildirmişlerdir. Bundan dolayı laminate veneerlerin kullanılmasıyla uygun insizal uzunluk restore edilerek anterior rehberlik sağlanabilir [34].

### **2.1.4. Porselen laminate veneerlerin preparasyon prensipleri**

Porselen laminate veneerler için diş preparasyonuna ilişkin anlayış zamanla değişiklik göstermiştir. Önceleri araştırmacılar minimal düzeyde ya da hiç diş preparasyonu yapılmamasını önerirken şimdiki görüş değişen miktarlarda diş preparasyonunun gerekli olduğu şeklindedir [1, 22, 35, 36].

Laminate veneerler için preparasyon dizaynı final restorasyonun en uygun şekilde marjinal adaptasyonuna izin vermelidir. Resin kompozitin diş yüzeyine olan bağlantısını geliştirmek için mine redüksiyonu gereklidir. Prepare edilmemiş olgun minenin aprizmatik yüzeyinin minör retansiyon kapasitesi olduğu bilinmektedir. Bu yapının kaldırılmasına ve porselen laminate veneerlerin en iyi bağlantı kuvvetini sağlayabilmek için preparasyon sınırlarının tamamen minede olmasına dikkat edilmelidir [37]. Ancak güncel çalışmalarda preparasyon yapılmamış porselen laminate veneerlerin makaslama bağlantı dayanım değerlerinin yüksek olduğu rapor edilmiştir [38].

Genellikle minedeki preparasyon derinliği miktarı, asitle pürüzlendirmeye dirençli hipermineralize mine yüzeyini ve aprizmatik mineyi kaldırmak için 0,3-0,7 mm olmalıdır [39]. Yeni jenerasyon dentin adezivlerinin başarılı sonuçlarına rağmen; porselenin mineye yapışma kuvveti, dentine yapışma kuvvetiyle karşılaştırıldığında hala üstündür. Bundan dolayı tekniğin temel özelliklerinden biri mümkün olduğunca bozulmamış minede tüm konturu sürdürmektir. Böylece laminate veneer ve prepare diş yüzeyi arasında en iyi adezyon, mine-kompozit-seramik sistemindeki en iyi stres dağılımı sağlanmış olur [37].

Minede preparasyon yapımının faydaları şunlardır:

- Minenin florürden zengin aside dirençli diş yüzeyi kaldırıldığı için asitle pürüzlendirme işlemi daha etkin sağlanır.
- Daha iyi bağlanma için pürüzlü bir yüzey oluşur.
- Belirgin bitim sınırları elde edilir.
- Estetiği sağlamak için fazla kontura neden olmadan opak, adeziv resin ve veneer materyallerine yer sağlanmış olur [40].

Mc Laughlin ve Morrison [41], porselen laminate veneerlerin preparasyonlarında altı özelliğin olması gerektiğini ifade etmişlerdir:

1. Preparasyon konservatif olmalıdır.
2. Dişte aşırı kontur oluşturmadan ortalama olarak 0,5 mm kalınlığında porselene yer sağlamalıdır.
3. Özellekle preparasyon sınırlarında dentine girilmemelidir.
4. Temizlenebilir gingival marjinler sağlanmalıdır.

5. Keskin iç hatlar içermemelidir.
6. Veneerin giriş yolu üzerinde undercutlar olmamalıdır [41].

### **2.1.5. Porselen laminate veneerlerin avantajları**

- Mükemmel estetik: Porselen eşsiz bir estetik sunar. Direkt laminate veneerlerin aksine klinisyenin estetik kabiliyetine bağlılığı daha azdır.
- Uzun dönem dayanıklılık: Porselen abrazyona ve sıvı absorpsiyonuna karşı dirençlidir. Renk stabilitesi vardır.
- Porselenin yapısal gücü: Porselen diş yapısına iyi bağlandığında mükemmel baskı, germe ve makaslama dayanımı gösterir.
- Kenar uyumu: Porselen laminate veneer restorasyonların kenar uyumu iyidir.
- Yumuşak doku uyumu: Uygun cilalanmış porselen, gingival dokularla çok iyi biouyumluluk gösterir.
- Minimal diş redüksiyonu: Anterior porselen laminate veneerler, metal-seramik veya tam seramik malzemedeki tam kuron restorasyonlarından daha konservatiftir [42].

### **2.1.6. Porselen laminate veneerlerin dezavantajları**

- Zaman: Çok sayıda klinik seans gerektirir.
- Maliyet: Laboratuvar ve ilave klinik zaman, direkt restorasyonlarla karşılaştırıldığında hasta ve klinisyen için daha yüksek maliyetlerle sonuçlanır.
- Kırılganlık: Dişe güçlü yapışmasına rağmen, deneme ve simantasyon aşamalarında son derece kırılgandır.
- Tamir edilebilme zorluğu: Porselen restorasyonları tamir etmek zordur.
- Renk uyumunda zorluk: Porselen restorasyonların renk stabilitesi olmasına rağmen, komşu dişle veya istenilen tonla kusursuz eşleşmesi zor olabilir. Ayrıca simantasyon sonrası ton değişimi de görülebilir.
- Geri dönüşümsüz: Diş redüksiyonu minimal olsa da gereklidir.
- Geçici simantasyon için uygun değildir: Geleneksel indirekt restorasyonların aksine, yapışık porselen restorasyonlar takip amacıyla geçici simante edilemez [42].

## **2.2. Porselen Laminate Veneerlerin Yapımında Kullanılan Seramik Sistemleri**

Porselen laminate veneerlerin üretimi için çeşitli porselen materyalleri kullanılabilir ve bunlar beş grupta sınıflandırılır:

1. Platin folyo tekniği ile üretilen seramikler
2. Refraktör daylar üzerinde fırınlanan seramik sistemleri
3. Isı ve basınçla şekillendirilen seramikler
4. Dökülebilir cam seramikler
5. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) sistemleri [10].

### **2.2.1. Platin folyo tekniği**

Seramik ve platin folyonun birleşimi modern diş hekimliği kadar eskidir. İlk olarak Charles H. Land, prepare dişlere adapte olan platin folyo matriks yardımıyla minenin kaplandığı bu tekniği 1886-1888 yıllarında kayda geçirmiştir. Land, düşük ısı porselenlerini geliştirmiş ve gazla çalışan fırınlarda platin folyo matriks üzerinde porselen laminate veneerlerin üretimini yapmıştır [43, 44].

Platin folyo tekniği çok çeşitli ve pahalı alet gerektirmeyen uzun yıllardır kullanılan bir tekniktir. İlk olarak final ölçüsü sert alçıdan dökülerek daylı model elde edilir. Daylar gingival embraşürden insizale kenara doğru, kontakt noktasında duracak şekilde kesilir. Kesici bıçağın kontak noktalarını bozmaması veya kontağı kaybetmemesi önemlidir. Laminate veneerler için özel hazırlanmış ince bir folyo marjinlerin ilerisine uzanacak şekilde dayların üzerine yerleştirilir Bu yöntemde kullanılan platin folyolar yaklaşık 0,025-0,02 mm kalınlığındadır. Folyo portakal ağacı çubuğu kullanılarak daylara daha iyi adaptasyon sağlaması için cilalanır. Marjinlerdeki fazla folyo kesilir. Porselen dayların üzerine uygulanarak fırınlanır. Daha sonra porselenin iç yüzeyindeki folyo bir presel ile tutularak çıkarılır. Su içinde bekletilerek folyonun daha kolay çıkması sağlanabilir [43, 44].

Platin folyo sadece kuron yapımı sırasında yüzeye konulan bir madde değil aynı zamanda fırınlama esnasında sıcaklık yaymaya yarayan ve porselene destek sağlayan bir maddedir. Tüm bu özellikler porselenin her bölgede eşit şekilde pişmesini sağlar. Folyo çıkarıldıktan sonra porselenin iç yüzeyi düzgün ve parlaktır. Bu yüzey bağlanma için uygun olmadığından asitle pürüzlendirme yapılır. Platin folyo



işleminde, porselen kütesine doğru oluşan porselen büzülmesi marjinal açıklık oluşturur. Platin folyoyu uyarlamak yüksek beceri gerektiren bir görevdir ve tecrübesiz teknisyenler hata payını yükseltir. [43, 44].

### **2.2.2. Isıya dayanıklı refraktör model üzerinde hazırlanan seramikler**

Southan ve Jorgensen [45] 1972'de yaptıkları çalışmada; porselen jacket kuron yapımı sırasında kullanılan ısıya dayanıklı bir güdüğün, platin folyoya göre porselen ile daha iyi ıslanabildiğini bulmuşlardır. Dolayısıyla kenar uyumunun daha iyi sağlanabileceğini ileri sürmüşlerdir.

Refraktör day yönteminde hastadan alınan ölçüye veya hastanın modelinden elde edilen silikon esaslı ölçüye fosfat bağlı revetman dökülür. Sertleşen revetman ölçüden çıkarıldıktan sonra boyutları küçültülerek yapılacak gaz alma (degazing) işlemi kolaylaştırılır. Üretici firmanın standartlarına göre fırınlanan ve cila uygulanan porselen, revetmandan temizlenir. Bu işlem, porseleni aşındırmadan en az revetman kalıntısı kalıncaya dek yapılır. Porselen üzerindeki tüm fazlalıklar, modele yerleştirilmeden önce bir lastik disk aracılığıyla düzeltilmelidir. Eğer tüm ön bölge laminate veneer olarak yapılıyorsa bunların birbirinden ayrılma işi revetman üzerinde elmas separeler ile yapılmalıdır. Revetman üzerinde yapılan porselen laminate veneerin avantajları; kalınlığın 0,3 mm olarak kontrol edilebilmesi ve minimal diş preparasyonunda bile iyi bir şekillendirme ve kenar uyumu sağlanabilmesidir [25]. Ancak teknik hassasiyet gerektiren bu yöntemin zaman alıcı olması, büzülme görülmesi ve sınırlı vakalarda yapılabilmesi başlıca dezavantajlarındandır [10].

### **2.2.3. Isı ve basınçla şekillendirilebilen seramikler**

Isı ve basınçla şekillendirilebilen tam porselen sistemleri günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. 1983 yılında Zürih Üniversitesi'nde geliştirilen lösit ile güçlendirilmiş enjeksiyonla şekillendirilen cam porselen materyali olan IPS Empress sistemini ilk olarak 1986 yılında Ivoclar firması üretmiştir. Esas olarak feldspatik porselen olan seramiğin yapısı lösit kristallarından ( $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ ) oluşmaktadır. Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişe benzer, bükülmeye karşı dirençlidir [25].

Bu sistemde lösit ile kuvvetlendirilmiş cam porselen tabletler, EP500 adı verilen özel fırında 1075 °C veya 1180 °C' de visköz alümina özelliğine ulaşır ve kayıp

mum tekniğiyle elde edilen kalıp içerisine basınç ile transfer edilerek şekillendirilmesi sağlanır. İki çeşit yapım yöntemi vardır. İlk yöntemde, renksiz porselen kullanılarak yapılan restorasyona daha sonra yüzey renklendirmesi uygulanır. İkinci yöntemde, renkli dentin tabletleri kullanılarak elde edilen restorasyona veneer porselen materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak son formu verilir [25].

Nispeten yüksek maliyetli ekipmanlar gerektirmesine rağmen geniş endikasyon aralığı, uzun dönem başarısı, yüksek estetiği ve iyi adaptasyonu bu sistemin önemli avantajlarından [10].

#### **2.2.4. Dökülebilir cam seramikler**

Döküm cam seramikler; karşıt mineyi aşındırmamaları, plak birikiminin diğer restoratif materyaller ve doğal mineye göre daha az olması gibi sebeplerle estetik materyal seçiminde sıklıkla tercih edilmektedirler [46].

Porselen laminate veneer yapımında dökülebilir porselen ve dökülebilir apatit olmak üzere iki farklı dökülebilir porselen kullanılır. İki sistem de birbirine benzer olmakla beraber yapım aşamaları ve materyalleri birbirinden farklıdır. Her iki teknikte de mum örnekler hazırlandıktan sonra restorasyon fosfat bağlı revetmana alınır. Dökülebilir porselen 1360 °C’de, dökülebilir apatit ise 1460 °C’de dökülmektedir. Döküm kitlesi soğuduktan sonra revetmanlarından temizlenir. Kalan revetmanlar 4 atm basınç altında 20-50 µm boyutunda alüminyum oksit tozu kullanılarak kaldırılır. Gerekli düzeltmeleri yapılan laminate veneerler ağızda uyumlandıktan sonra kristalizasyon için, dökülebilir apatit 870 °C’de 12 saat, dökülebilir seramik ise 1070 °C’de 6 saat fırında tutulur. Materyal geleneksel feldspatik porselenle kaplanarak final restorasyonun istenen rengi ve karakterizasyonu sağlanmaktadır. Laboratuvar işlemleri doğru olarak yapıldığında üretilen laminate veneerler dişle iyi bir uyum gösterir. Dökülebilir porselenler diğer porselenlerden daha az abrazyondur ve biyolojik uyumları iyidir. Dezavantajları ise renk efektleri cilalama esnasında yapıldığından ağız içinde aşırı boyanmamış porselen açığa çıkabilir [25].

#### **2.2.5. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemleri**

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen CAD/CAM terimi, üretilecek malzemenin bilgisayar ekranında üç boyutlu olarak tasarlandığı bir sistemdir [47]. Uzun yıllardır endüstride kullanılan bu teknolojinin, diş

hekimliğinde de kullanılabileceği fikrinden yola çıkılarak ilk olarak 1971 yılında Francois Duret tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır. 1980'lerde ise Moermann ve Bradestini CAD/CAM sistemiyle ilgili çalışmalar yaparak 1983'te ilk dental CAD/CAM prototipini üretmişlerdir. İlk ticari olarak temin edilebilen dental CAD/CAM sistemi, Mormann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya)'tir [47, 48].

Sistem temel olarak 3 bölümden oluşur [48, 49]:

1. Veri toplama birimi: Preparasyonun intraoral veya ekstraoral olarak taranıp tüm verilerin toplanması
2. CAD: Restorasyonun preparasyonla uyumlu olacak şekilde bilgisayarda 3 boyutlu olarak planlanması ve tasarımı
3. CAM: Sanal olarak tasarlanmış restorasyonun üretimi

Sistemler üretim metotlarına göre 3 gruba ayrılırlar [50]:

1. Klinikte kullanılan sistemler: Diş preparasyonu intraoral olarak taranır ve restorasyon klinikte hazırlanır.
2. Laboratuvarında kullanılan sistemler: Alçı model veya ölçü taranır. Çoğunlukla altyapı üretmek için kullanılır.
3. Üretim merkezli CAD/CAM sistemi: Alçı model laboratuvarında taranır ve daha sonra tüm veriler internet aracılığıyla ana üretim merkezine gönderilir.

Son 30 yıl içerisinde mühendislik alanındaki yeni gelişmeler, CAD/CAM sistemlerinin başarılı bir şekilde kullanımını sağlamıştır. CAD/CAM sistemleri; geleneksel ölçü alma yöntemlerinin dezavantajlarını elimine etmek, daha uyumlu restoratif materyalleri daha kısa sürede üretmek, tek seansta uygulamalar yapılabildiği için zaman kaybını engellenmek, geleneksel işlemlere göre çapraz enfeksiyon riskini azaltmak gibi birçok avantaja sahiptir. En önemli dezavantajı sistemin maliyetinin yüksek olmasıdır [50-52].

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemleri; inley, onley laminate veneer, kuron ve köprü protezlerinin yapımında, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapılarının üretilmesinde, maksillofasial protezler ve hibrit protezlerin alt yapı

tasarımı ve üretiminde kullanılmaktadır [49]. Bunların yanı sıra bu sistemler tam protezlerin tasarımı ve üretimi için de kullanılmaktadır [53, 54].

### ***CAD CAM sisteminde kullanılan materyaller***

CAD/CAM sistemlerinin kullanımının yaygınlaşmasıyla beraber artan estetik ve fonksiyonel beklentileri karşılayacak yapısal ve fiziksel özelliklere sahip alternatif materyaller geliştirilmeye başlanmıştır. Üretimde kullanılan blok materyalleri restorasyon tipine, restorasyonun ağızdaki konumuna, hastanın beklentilerine, sosyoekonomik durumuna ve hekimin tercihinine göre değişkenlik göstermektedir [47]. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan çeşitli materyaller aşağıda sıralanmıştır [47]:

- Feldspatik seramikler
- Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler
- Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler
- Oksit seramikler: Cam infiltre oksit seramikler, sinterlenen oksit seramikler
- Nanoseramikler
- Hibrid seramikler
- Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler
- Kompozitler
- Polimerler
- Metaller

### ***Feldspatik seramikler***

Feldspatik cam seramiğin yapısını, cam matriks içerisinde homojen bir şekilde dağılmış 3-4 mikron büyüklüğündeki feldspar partikülleri oluşturmaktadır. Bu seramiklerin temel özellikleri; camsı faz içermeleri ve mükemmel translüsensiye sahip olmalarıdır. Cam içerikleri sayesinde hidroflorik asit ile pürüzlendirilebilirler. Böylece restorasyonun uzun dönem retansiyon ve dayanıklılığını sağlayan adeziv simantasyonda başarılı sonuçlar verirler. Mekanik olarak cilalanabilirlikleri yüksek olduğundan frezeleme işleminden hemen sonra tek seansta hastaya uygulanabilirler [47, 51, 55].

Feldspatik seramik bloklar; inley, onley, laminate veneer ve anterior kuron protezleri yapımında kullanılabilir ancak düşük kırılma dirençleri nedeniyle köprü protezleri ve endokuron restorasyonlarında kullanımı sınırlanmaktadır. Günümüzde

Sirona (Cerec blok) ve Vita (Vitablocs Mark II) gibi farklı firmalar tarafından üretilen çeşitli feldspatik seramik bloklar bulunmaktadır [51].

### ***Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler***

Lösit esaslı cam seramik; temel olarak silisyum oksit ( $\text{SiO}_2$ ), alüminyum oksit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) ve potasyum oksitten ( $\text{K}_2\text{O}$ ) meydana gelmektedir. Lösit kristalleri, cam matrisinde kontrollü kristalizasyon oluşturularak üretilmektedir. Işık geçirgenliği, estetik özellikleri, aşınma ve abrazyona direnç gibi özellikleri doğal dişe benzer. Lösit kristalleri, cam seramiklerin direncini iki farklı mekanizmayla etkilemektedir. İlk mekanizma; lösit kristallerinin çatlak yönünü değiştirerek çatlak ilerlemesini durdurmasıdır. Diğer mekanizma ise seramiğin soğuması sırasında cam matrisi içerisinde artık baskı gerilmelerinin oluşmasıdır. Oluşan iç basınç mikro çatlakların ilerlemesini durdurur [47].

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar: anterior krun protezleri, inley, onley ve laminate veneerlerin yapımında kullanılabilir. Ivoclar firmasının ürettiği IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve 3M ESPE firmasının ürettiği Paradigm™ C (3M ESPE, St Paul, ABD) blokları lösitle güçlendirilmiş cam seramik bloklara örnektir [51].

### ***Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramikler***

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerde % 70 oranında lityum disilikat kristalleri kullanılmaktadır. Alt yapıyı güçlendirmek amacıyla ilave edilen kristal içeriği, lösit cam seramiklere kıyasla çok daha fazladır. Üstyapı seramiği ise florapatit kristallerinden oluşmaktadır. Bükülme direnci 360-400 MPa aralığında bir değerdedir ve diğer cam seramiklerin bükülme direnciyle kıyaslandığında yaklaşık iki-üç katıdır [47, 55].

CAD/CAM sistemlerinde frezelenmeye uygun olarak tasarlanmış IPS Emax CAD blok (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), yaklaşık olarak hacminin % 40'ı oranında lityum metasilikat kristallerinden oluşan mavimsi renkte kısmen kristalize bir bloktur. Bu kısmen kristalize olmuş "yumuşak" durum, elmas frezin aşırı aşınmasına neden olmadan veya malzemeye zarar vermeden bloğun kolayca aşındırılmasını sağlar. Hekim restorasyonun ağız içindeki uyumunu da bu aşamada kontrol edilebilmektedir. Frezeleme işleminden sonra, lityum disilikatın

kristalizasyonunu tamamlamak için restorasyon vakum altında (20-25 dakika) porselen fırınında iki aşamalı pişirme işlemine tabi tutulur. Kristalizasyon işlemi sonrasında lityum metasilikat dirençli ve diş rengindeki lityum disilikata dönüşür [47, 51, 55].

Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar; inley, onley, tam kuronlar, 3 üyeli köprü protezlerinin yapımında ve renkleşmiş dişlerin tedavisinde kullanılabilir. Köprü protezlerinin endikasyon alanı anterior bölge ile sınırlıdır [47].

### ***Oksit seramikler***

- Cam İnfiltre Oksit Seramikler: Sinterlenmiş oksit alt yapıya erimiş lantan oksit cam partiküllerinin infiltre edilmesi nedeniyle In-Ceram olarak adlandırılmıştır. Günümüzde In-Ceram sisteminin temsilcileri In-Cream Alumina, In-Cream Spinell ve In-Cream Zirconia'dır (Vita, D-Bad Sackingen) [56].
- Sinterlenen Oksit Seramikler:
  - a) Alüminyum oksit seramikler, % 100  $Al_2O_3$  kristalleri içeren presinterize ve yüksek dayanıklılığa sahip oksit bloklardır. Restorasyon üretildikten sonra 1520 °C'de fırınlanırlar [47].
  - b) Zirkonyum oksit seramikler, aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına rağmen, bloğun elde edilmiş şekline bağlı olarak bükülme direnci açısından farklılık gösterebilmektedir. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan zirkonya bloklar 3 farklı yöntem ile hazırlanır; sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar, yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar, tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar [57]. Yüksek ısıda tetragonal fazda olan zirkonyum oda sıcaklığında itriyum oksit (% 3-5) ile stabilize edilir. Yüksek mekanik direnci, kimyasal ve boyutsal stabilitesi ile ön plana çıkan Y-TZP (itriyum-tetragonal zirkonya polikristal) günümüzde, tam porselen restorasyonların alt yapılarının yapımında en çok kullanılan materyaldir [47].

### ***Nanoseramikler***

Nanoseramikler, kompozit ve seramiklerin olumlu özelliklerinin nanoteknoloji kullanılarak birleştirmesiyle oluşturulmuştur. Nanoteknoloji,

'maddenin atomik ve moleküler düzeyde kontrol bilimi' olarak tanımlanmaktadır. Malzemelerin parçacık boyutu ve kimyasal özellikleri nanoteknoloji ile değiştirilebilir [58].

Nanoseramikler; nano boyutta seramik partikülleri (% 80) ve Bis-GMA (Bisfenol-A Glisidil Metakrilat), Bis-EMA (Bis-etilen glikol dimetakrilat), TEGDMA (Trietilen glikol dimetakrilat), UDMA (Üretan dimetakrilat) içerikli rezin matriksten (% 20) oluşmaktadır. Matriks yapısında; 20 nm çapında silika, 4-11 nm çapında zirkonyum dioksit nano parçacıkları bulunur. Silan molekülü, blokların üretimi sırasında yapıya katılır ve rezin matriksi ile nanoyapı arasında kimyasal bağların oluşmasını sağlar. Resin matriksine gömülü halde bulunan nanoparçacıkların, malzemenin aşınmaya ve kırılmaya karşı direncini arttırdığı belirtilmektedir. Lava Ultimate (3M ESPE, St Paul, USA), CAD/CAM sistemleri ile birlikte kullanılan bir nanoseramiktir. Lava Ultimate bloklar; inley, onley, laminate veneer yapımında kullanılabilir [58]. Önceleri kuron protezi endikasyonu olmasına rağmen üretici firma 2015 yılında yüksek desimantasyon oranından dolayı kuron yapımında kontrendike olduğunu bildirmiştir [59].

#### ***Hibrit seramikler (Polimer infiltre cam seramikler)***

Hibrit seramikler, inorganik ve organik bileşenlerin kombinasyonundan meydana gelir. İnorganik yapıyı seramik (% 86) , organik yapıyı polimerler (% 14) oluşturur. Seramik ağı ve polimer ağı birbiri içerisine tamamen nüfuz ederek malzemenin mekanik özelliklerini geliştirmişlerdir. Seramik fazda meydana gelen çatlak, malzemenin polimer yapısı ile önlenir. Ayrıca hibrit seramiğin kimyasal yapısı, oklüzyon kuvvetlerini temas noktalarından geniş bir alana yaymaya ve stresi azaltmaya yardımcı olur. Bundan dolayı oklüzal yük dengeleme kapasitesi geleneksel seramiklerden daha yüksektir [58].

İlk hibrit seramik CAD/CAM materyali olan Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Almanya) bloklar; inley, onley, laminate veneer, kuron yapımında ve anterior-posterior restorasyonlarda kullanılabilirler [51].

### ***Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler***

Lityum silikatla güçlendirilmiş cam seramikler, CAD/CAM sistemlerinde ilk kullanılan bloklardan birisidir. Günümüzde bu cam seramik bloklar, ağırlıkça yaklaşık % 10 oranında zirkonya ile zenginleştirilip mekanik açıdan geliştirilerek zirkonya infiltre lityum silikat seramik bloklar (ZLS) üretilmiştir [51, 58, 60].

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat bloklar; inley, onley, laminate veneer, anterior-posterior bölge ve implant destekli kuron protezleri yapımında kullanılabilir. CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilmiş Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve Celtra DeguDent (DeguDent, Hanau, Almanya) zirkonya ile güçlendirilmiş seramik bloklara örnektir [51].

### ***Kompozitler***

Yeni jenerasyon frezelenen kompozit rezin bloklar hem geçici ve hem daimi sabit protez yapımında kullanılmaktadır. Paradigm™ MZ 100 (3M/ESPE, St Paul, USA) bloklar; ağırlıkça % 85 oranında zirkonya-silika doldurucu partikülleri içeren polimer kompozit bloklara örnektir. En önemli avantajı üstün freze edilebilirliği olarak belirtilmiştir. Buna karşılık doğal dişe benzer aşınma özelliği göstermektedir. Bu bloklar; inley, onley ve kuron protezleri yapımında kullanılabilir [51].

### ***Polimerler***

Uzun süreli geçici restorasyonlar olarak kullanılırlar. Bazı durumlarda restorasyonlar önce rezin materyalden üretilip kontrol edilir daha sonra yüksek maliyetli seramik bloklardan üretilir. Bunun yanı sıra akrilik reçine esaslı blokların CAD/CAM sistemlerinde kullanımıyla artık oluşturmada döküme girebilen altyapı modelajları ve cerrahi plaklar da hazırlanabilmektedir [47].

### ***Metaller***

Saf titanyum, titanyum alaşımları ve krom-kobalt alaşımları diş hekimliğinde geniş bir kullanım alanına sahiptir. CAD/CAM sistemlerinin gelişimiyle birlikte, özellikle implant üstü restorasyonlarda bar yapımı esnasında veya metal destekli seramik restorasyonlar üretilirken bu bloklar kullanılabilir. Döküm kaynaklı büzülmeleri ve uyumsuzlukları engelleyerek pasif uyumu sağlamak amaçlanır [47].



Restorasyonların üretim aşamasında bloktan eksiltme (kazıma, subtractive) ve tabakalı üretim (ekleme, additive) şeklinde iki farklı yöntem kullanılmaktadır [61].

### **2.3. Porselen Laminate Veneerlerin Simantasyonu**

Porselen laminate veneer restorasyonların simantasyonu; ince bir porselen laminanın dış yüzeyine, rezin kompozit ve adeziv teknikler kullanılarak bağlanması esasına dayanır. Her simantasyon prosedüründe temel amaç, diş ve restorasyon arasında dayanıklı bağlantı ve iyi bir marjinal adaptasyonun sağlanmasıdır. Adeziv simantasyon, restorasyonun yer değiştirmesini önleyecek şekilde simanın yüzey düzensizliklerine adaptasyonunu içeren bir yöntemdir. Bu amaç doğrultusunda kullanılan kompozit rezin simanlar, hem diş yapısını hem de restorasyonu bağlayabilme yeteneklerine sahiptir [62-64].

Porselen laminate veneerlerin klinik başarısında; simantasyon işlemi ve kompozit rezin simanların başarılı bir şekilde kullanılması önemli rol oynar. Resin simanın, diş yüzeyi ile porselen laminate veneerler arasında oluşturduğu bu bağlantı mekanik, kimyasal veya her ikisinin birleşimi şeklinde olabilir [62, 64].

#### **2.3.1. Akrilik rezin simanlar**

Akrilik rezin simanların toz kısmı; metakrilat polimeri veya başlatıcı olarak benzol peroksit içerir. Likit kısmında ise reaksiyon hızlandırıcı olarak metil metakrilat monomeri bulunur. Çalışma süresi kısadır ve tamamen sertleştikten sonra artık simanlar temizlenmelidir. Akrilik rezin simanlar, diğer simanlara göre daha güçlüdür ve daha az çözünür. Ancak daha düşük sertlik ve viskoelastik özellikler gösterir. Diş dokusuna yapışmaları nem varlığından olumsuz etkilenir. Bundan dolayı marjinal sızıntıya yol açabilirler. Vital dişlerde pulpa irritasyonu oluşturabilen bu simanlar daha çok ortodontik braketlerin yapıştırılmasında ve endodontik tedavili dişlerde kullanılır [65, 66].

#### **2.3.2. Kompozit rezin simanlar**

Kompozit rezin simanlar, doldurucu Bis-GMA (bisfenol glisidil metakrilat) rezin ve diğer metakrilatların türevleridir ve kompozit restoratif materyallerle aynı temel bileşenlerden oluşur. Ancak daha düşük miktarda doldurucu partikül içerir.( % 50-% 70 cam veya silika) [63]. Ana materyal organik ve inorganik matriksten oluşur.

Ayrıca, özelliklerini güçlendirmek ve iki ana birleşen arasında bağlantı sağlamak için bir bağlayıcı ajan ve rezin polimerizasyonu için aktivatörler bulunmaktadır. Erken polimerizasyonu önlemek, renk stabilitesini artırmak ve dış sert dokularıyla renk uyumu oluşturmak için renk molekülleri de ilave edilmiştir. Kompozit rezinlerin yapısını oluşturan fazlar şunlardır [67]:

- Organik faz (Sürekli faz, continuous phase): Organik polimer matriks, genellikle aromatik veya üretan diakrilat oligomerlerinden oluşur. Yaygın olarak Bis-GMA ve/veya UDMA kullanılmaktadır. UDMA, renk değişimine daha dirençlidir ve iyi adezyon sağlar. Ancak her ikisi de aşırı visköz yapıya sahip olduğundan matrikse TEGDMA gibi karbon çift bağları içeren düşük molekül ağırlıklı bileşenler ilave edilerek, viskozitenin düşürülmesi amaçlanmıştır [68, 69]. Ayrıca adezyonu güçlendirmek için bazı rezin simanlara HEMA (hidroksietil metakrilat), 4-META (metakriloksi etil trimellitik anhidrit) ve 10-MDP (10-metakriloksidil dihidrojen fosfat) gibi fonksiyonel monomerler eklenmiştir [70].
- Ara faz (Silan bileşikleri, silane coupling agent): Ara faz; organik ve inorganik fazları birbirine bağlayan; metakriloksi propil trimetoksi silan olarak adlandırılan, vinil-silan türevidir. Silan bağlayıcı ajanlar çift fonksiyonludur. Bir uçları organik matriksin metakrilat grubuyla kovalent bağ yaparken, diğer uçları doldurucu üzerindeki su ve hidroksi gruplarıyla ester bağları oluşturur. Silan bağlayıcı ajanlar, rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirir. Ayrıca, rezin ile partikül ara yüzeyi boyunca suyun geçişini önleyerek rezinin çözünürlüğü ve su emilimini azaltırlar [67, 71, 72].
- İnorganik faz (Dağılmış faz, dispersed phase): İnorganik doldurucular matriks içine dağıtılmış farklı şekil ve büyüklüklerdeki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, itriyumdan oluşurlar. Rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirirler. Partikül miktarı arttıkça dayanıklılığı artmakta, polimerizasyon büzülmesi ve ısıl genleşme miktarı ise azalmaktadır [68, 72].

Kompozit rezin simanlar polimerizasyon tiplerine göre 3 ana grupta incelenirler [68]:

1. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlar (chemical-cure),

2. Işıklı polimerize olan kompozit rezin simanlar (light-cure),
3. Hem kimyasal yolla hem ışıklı polimerize olan kompozit rezin simanlar (dual-cure).

### ***Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlar***

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlar toz-likit veya çift pat şeklinde üretilmişlerdir. Toz ve likitten oluşan sistemlerde tozu; polimer, silika cam veya borosilikat ile polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit oluşturmaktadır. Likit ise; reaksiyon hızlandırıcı tersiyer amin, Bis-GMA ve dimetakrilat monomerlerini içerir. Çift pat sistemlerinde ise patlardan birinde benzoil peroksit, diğerinde aromatik tersiyer amin bulunmaktadır. İki komponentin karıştırılmasıyla, rezin siman kimyasal olarak polimerize olmaktadır [68, 69].

Kimyasal yolla polimerize olan simanların polimerizasyonunun restorasyon kalınlığından etkilenmemesi avantaj olmasına rağmen, içerdiği tersiyer aromatik aminlerin ağızda kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülür. Kısa çalışma süresi, uzun sertleşme zamanı, polimerizasyon büzülmesi diğer dezavantajlarındandır. Kullanım alanları; tutuculuğu zayıf metal restorasyonlar, endodontik postlar ve ışık kaynağının ulaşamayacağı kalın veya opak tam seramik ve kompozit restorasyonlardır [68, 69, 73].

### ***Işık ile polimerize olan kompozit rezin simanlar***

Işık ile polimerize olan kompozit rezin simanlar, tek pat şeklinde üretilmiştir ve düşük viskoziteli Bis-GMA içermektedir. Pat içeriğinde 400-500 nm dalga boyundaki ışığa duyarlı (fotoaktivatör) olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunmaktadır. Kullanıma ilk sunulduğu zamanlarda UV ışıkla polimerize edilirken günümüzde polimerizasyonu sağlayan görünür mavi ışık uygulamasıdır [68, 69].

Işıklı polimerize olan rezin simanların çalışma zamanlarının uzundur ve zamanla renk değişimi göstermezler. Ancak bu simanların kullanımı ışık kaynağının kolaylıkla ulaşabileceği ince (en fazla 1,5 mm kalınlığındaki) cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonların simantasyonuyla sınırlıdır. Sistemin tek dezavantajı polimerizasyonun sadece ışığa bağlı olmasıdır. Bu nedenle ışığın geçişini engelleyen

herhangi bir etken, simanın bütün fiziksel ve kimyasal özelliklerini de etkiler. Kalın porselen kütlesi ışığın siman altına penetre olmasına izin vermez, bundan dolayı sertleşme gerçekleşmez. Uygulanan ışığın özelliğine bağlı olarak da polimerizasyon büzülmesi görülebilir. Düşük ışık enerjisi kullanıldığında dahi görülen büzülme oranı kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlara göre fazladır [43, 44, 69, 73].

Porselen laminate veneerlerin simantasyonu için ışıkla sertleşen kompozit rezin simanlar tercih edilebilir [1]. Hem ışık hem kimyasal olarak polimerize olan veya kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların içeriğindeki aromatik tersiyer aminler zamanla renklenmeye neden olabilmektedir [69, 70]. Ancak hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan kompozit rezin simanlarda oluşan amin kaynaklı renk değişikliğinin algılanabilir düzeyde olmadığını ve estetik bölgelerde güvenle kullanılabileceğini de öne sürülmüştür [73, 74]

Kompozit rezin simanlarda görülen renklenmenin engellenmesi için bazı rezin simanlara tersiyer amin eklenmez. Yeni üretilen benzoil peroksit/tersiyer amin redoks başlatıcı sistemi içermeyen rezin simanlarda renk stabilitesinin daha iyi olduğu rapor edilmiştir [75].

### ***Hem kimyasal hem ışık ile polimerize olan kompozit rezin simanlar***

Bu simanlar hem kimyasal hem ışıkla sertleşen kompozit rezin simanların avantajlarını bir araya getirmek için üretilmiştir. İki pat şeklinde bulunurlar. Polimerizasyonu iki farklı yolla gerçekleşir. Kimyasal polimerizasyon için amin/peroksit bileşenleri, ışık ile polimerizasyon için kamforokinon içerirler. Yapısında genellikle hem alifatik aminler hem de tersiyer aminler bulunur. Sertleşme reaksiyonunu ışık uygulaması başlatır, ancak maksimum polimerizasyonun sağlanması için kendi kendine aktive olan (otopolimerizan) katalizör devreye girer. Böyle durumlarda ışıkla tamamlanamayan sertleşme kimyasal olarak tamamlanır. Bu simanlar, restorasyonun bir miktar ışık geçişine izin verdiği, ancak maksimum polimerizasyonun sadece ışık ile sağlanamayacağı kalınlıktaki (1,5-2 mm'den fazla olan) restorasyonlarda kullanılır. Ancak içeriğindeki amin hızlandırıcılar nedeniyle zamanla renk değişimi görülebilir [65, 68-70].

Bazı araştırmacılar; hem kimyasal hem ışıkla sertleşen kompozit rezin simanlardaki ışık ile polimerizasyonun kimyasal polimerizasyona oranla daha hızlı

gerçekleştiğini ve bu nedenle kimyasal polimerizasyonun engellendiğini rapor etmiştir [76]. Eğer siman karıştırma sonrası hemen ışıkla aktive edilirse, matriks likit durumdan visköz duruma geçerek jelasyon oluşturacağı, kimyasal polimerizasyonu sağlayan peroksit-amin sisteminin bu yoğunluk artışından dolayı birbirini bulamayacağı ve etkisiz kalacağı bildirilmiştir. Bu nedenle ışık kaynağının klinik olarak en son aşamada kullanılması önerilmektedir [65, 70].

## **2.4. Diş Hekimliğinde Lazer**

Diş hekimliğindeki lazerler, birçok dental işlemi gerçekleştirmek için etkili ve hassas bir yöntem olarak diş hekimliği pratiğine sunulmuştur. Geleneksel yöntemlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmak için alternatif oluşturan lazerlerin uygulama alanları giderek artmaktadır. İyileşme süresini kısaltmak ve ağrıyı azaltmak amacıyla çoğu diş hekiminin kullandığı bu teknoloji, diş hekimliğinin her alanını olumlu etkileri olduğu bildirilmiştir. Lazerlerle hastaya daha az rahatsızlık vermeden daha az invaziv işlemler yapılabilmesi dental sağlık hizmetinde olumlu etki yaratmıştır. Lazer teknolojisi gelişmeye ve ilerlemeye devam etmektedir [77].

### **2.4.1. Diş hekimliğinde lazerin tarihçesi**

Diş hekimliğinde lazer kullanımı, Theodor Maiman'ın 1960 yılında Amerika'da ilk lazer ışığını elde etmesinden çok kısa bir süre sonra gündeme gelmiştir [78]. Mainman, lazerlerin işlevlerini ortaya koyan ilk bilim adamıdır ve 'Ruby lazer' olarak bilinen alüminyum oksitten yapılmış sentetik bir "ruby barı" kullanarak, laboratuvarında deneysel olarak kırmızı renkli lazer ışığını üretmiştir. Bu buluştan sonra, dental araştırmacılar lazerlerin değişik potansiyellerini araştırmaya başlamıştır [77, 79].

Diş hekimliğindeki ilk lazer denemeleri Goldman ve arkadaşları ile onları takiben Stern ve Sognaes tarafından yapılmıştır. 1965'te Stern ve Sognaes, Ruby lazerin mineyi aşındırabileceğini ve diş pulpası üzerinde termal etkilerinin olabileceğini bildirmiştir. 1970'lerde araştırmacılar CO<sub>2</sub> ve Nd:YAG lazerlerin klinik olarak oral yumuşak dokularda kullanımları hakkında çalışmalar yapmışlardır [77, 79].

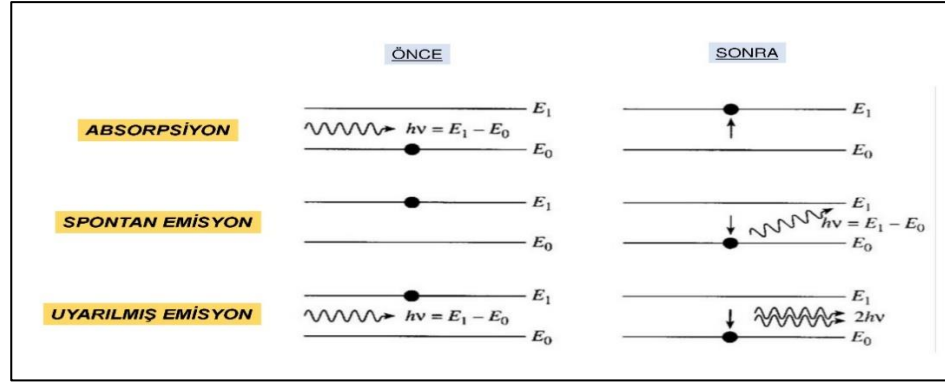
Lazer ışını diş hekimliğinde önce yumuşak doku uygulamalarında kullanılmıştır. Hem sert hem de yumuşak doku uygulamasına sahip ilk lazer, 1964 yılında Patel tarafından icat edilen CO<sub>2</sub> lazerdir. Nd:YAG lazer, 1964'te, Ruby

lazerinin icadından bir yıl sonra Geusic tarafından geliştirilmiştir. Ancak 1990 yılında dental sert dokularla çok iyi etkileşim gösterdiği düşünülen ilk atımlı (pulsed) Nd:YAG lazer ortaya çıkana dek, dönemin Ruby lazerleri ve diğer lazerler tarafından büyük ölçüde gölgede bırakılmıştır [77].

1988'de Hibst ve Paghdiwala, Er:YAG lazerin dental sert dokular üzerindeki etkisini ayrıntılı olarak açıklayan ilk kişilerdir, ancak 1997'ye dek Er:YAG lazerin kavite preparasyonunda kullanılması için FDA (Food and Drug Administration), onayı alınamamıştır. Er:YAG lazerleri piyasaya süren ilk şirketlerden biri 1992 yılında KaVo (Almanya) olmuştur. Daha sonra 1997'de ikinci erbiyum lazer olan Er:YSGG, Biolase (ABD) tarafından geliştirilmiş ve pazarlanmıştır. Keller ve Hibst tarafından atımlı Er:YAG lazer kullanılarak yürütülen deneysel çalışmalar, bu lazerlerin mineyi, dentini ve kemiği kesmekte oldukça etkili olduğunu göstermiştir. Erbiyum lazer ailesi, mine ve dentin de dahil olmak üzere tüm biyolojik dokular ve su tarafından güçlü bir absorpsiyon gösterirler. Bundan dolayı günümüzde en popüler yumuşak doku ve sert doku lazerleri olmuşlardır. Bugün lazerler katı, sıvı, gaz ve plazma materyallerinde ve hemen hemen her dalga boyunda elde edilebilmektedir [79, 80].

#### **2.4.2. Lazer fiziği**

Lazer terimi, İngilizce 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation' kelimelerinin baş harflerinin birleştirilmesiyle 1957'de Gordon Gould tarafından oluşturulmuştur [81]. Lazer çalışma prensibi ise ilk kez 1917'de Einstein'ın tanımladığı 'Uyarılmış Emisyon Teorisi' ile açıklanmıştır [77]. Işık enerjisi, atomlardaki enerji geçişini indükleyerek atomların mevcut durumundan uyarılmış/aktive olmuş seviyeye geçmesine neden olmaktadır. Kuantum enerjisinin atom tarafından emildiği bu olay '*uyarılmış absorpsiyon*' olarak adlandırılır. Düşük enerji seviyesi çok kararlıdır, bundan dolayı uyarılmış atomlar '*spontan emisyon*' olarak adlandırılan kuantum enerjisini yayarak uyarılmış seviyeden normal seviyeye geri dönme eğilimindedir. Düşük enerji durumuna geçiş sırasında atom kendisini uyaran fotonla aynı dalga boyuna sahip ikinci bir fotonun saçılmasına neden olur. Bu olay ise '*uyarılmış emisyon*' olarak adlandırılır. Tüm lazerlerin çalışma prensibi bu şekildedir (Şekil 1) [80].



Şekil 1. Lazer çalışma prensibi.

Lazer değişik frekanstaki ışınların tek renkli, düz, yoğun, aynı fazlı paralel dalgalar halinde, genliği yüksek ve güçlü bir ışık demeti haline gelmesi şeklinde tanımlanır. Lazer; görülebilir bölge, kızılötesi ve ultraviyole bölgedeki kromatik radyasyonu çeşitli frekanslardaki ışığa dönüştürebilir. Temel ilkesi uyarılmış fotonların yayılması esasına dayanır [79, 82, 83].

Lazer, bir tür elektromanyetik dalga jeneratörüdür. Yayılan lazer ışının üç karakteristik özelliği vardır:

1. Monokromasite: Işın tek dalga boyuna sahip olduğu için tek renge sahiptir.
2. Koherentlik: Işığı oluşturan fotonlar aynı fazdadır. Dışarıdan yapılan bir uyarı ile aynı dalga boyu, aynı faz ve aynı yönde foton akımı oluşmaktadır.
3. Paralellik ve dağılım: Yayılan tüm dalgalar yüksek derecede paralellik gösterir, doğrusaldır [79, 84-86].

### ***Lazer terminolojisi***

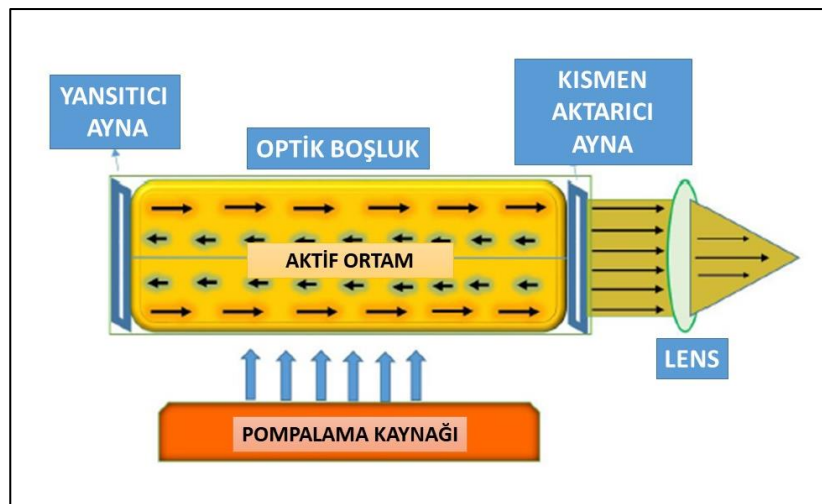
- Enerji: İş yapma yeteneği enerji olarak adlandırılır ve Joule (j) /miliJoule (mj) olarak ifade edilir.
- Güç: Zamanla tamamlanan işin ölçümüdür ve Watt (W) ile ifade edilir. (1Joule= 1 Watt /sn)
- Frekans: Saniyedeki atım sayısı olarak tanımlanır. Hertz (Hz)
- Ortalama güç: Dokuyu belli bir süre boyunca sürekli olarak etkileyen güçtür. Lazer sürekli modda çalışıyorsa, ortalama güç çıkış gücüdür. Lazer atımlı olduğunda ortalama güç; çıkış gücünün lazerin yayıldığı sürenin yüzdesiyle bölünmesidir.

- Işın çapı: Dokunun üzerindeki hedef noktanın gerçek boyutu, bu alandaki foton konsantrasyonunu etkileyen ışın çapı olarak adlandırılır.
- Güç yoğunluğu: Birim alandaki foton konsantrasyonudur. (Watt/ cm<sup>2</sup>)
- Enerji yoğunluğu: Birim alandaki enerji miktarıdır. (Joule/ cm<sup>2</sup>) [87].

### ***Lazer sisteminin bileşenleri***

Lazer bölmesi altı ana bileşenden oluşur (Şekil 2) :

1. Aktif Ortam (Active Medium): Merkezinde kimyasal maddeleri, bileşikleri veya molekülleri içeren optik boşluktur.
2. Pompalama Mekanizması (Pumping Mechanism): Optik boşluğu çevresinde bulunan ve uyarılması için flaş ışığı veya ark ışığı içeren ünedir.
3. Optik rezonatörler (Optical Resonators): Bunlar genellikle cilalı yüzeyler veya optik boşluğun her bir ucunda hizalanmış iki aynadan oluşur. İşlevi, gelişmekte olan ışının büyütülmesini ve toplanmasını gerçekleştirmektir.
4. Soğutma sistemi (Cooling System): Lazer enerjisi üretimi sırasında bölmelerde oluşan sıcaklığı düşürmek için kullanılan sistemdir.
5. Kontrol Paneli (Control Panel): Kontrol paneli, lazerin çıkış gücünü değiştirebilen parametreleri ayarlamak için kullanılır.
6. Dağıtım sistemi (Delivery System): Lazerin hedeflenen bölgeye ulaşmasını sağlayan sistemdir [88].

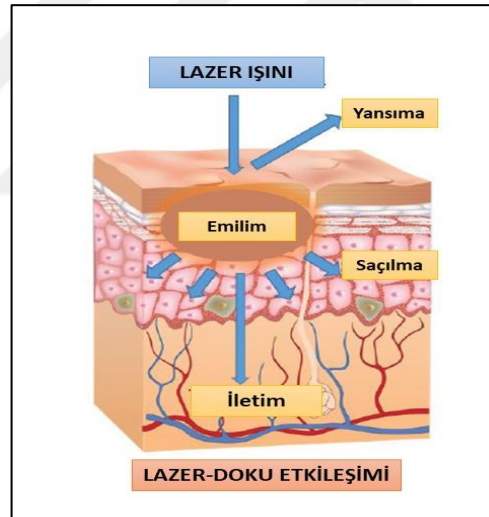


Şekil 2. Lazer sistemi bileşenleri [88].



### *Lazer-doku etkileşimleri*

- Emilim (Absorption): Doku tarafından emilen enerji miktarı, esas olarak su içeriği, pigmentlerin varlığı gibi doku özelliklerine, lazerin dalga boyu ve emisyon modlarına bağlıdır. Genel olarak, daha kısa dalga boyları pigmente doku ve kan elemanları tarafından kolayca emilir.
- İletim (Transmission): Lazer enerjisi, hedef doku üzerinde hiçbir etki oluşturmadan doğrudan dokudan iletilir, absorpsiyonunun tersidir. Bu etki aynı zamanda lazer ışığının dalga boyuna da bağlıdır.
- Yansıma (Reflection): Hedef doku üzerinde minimum veya hiç etkisi olmayan, kendini yüzeyden yeniden yönlendiren ışıdır.
- Saçılma (Scattering): Amaçlanan enerjiyi zayıflatan ve yararlı bir biyolojik etki üretmeyen lazer ışığının saçılmasıdır. İstenmeyen kollateral hasarlar meydana gelebilir [81].



Şekil 3. Lazer-doku etkileşimi [88].

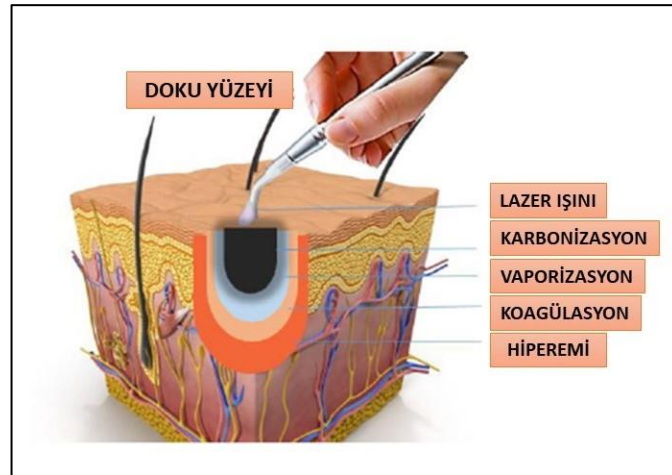
Lazerin ana etkisi, maruz kaldığı dokunun çeşitli bileşenleri tarafından lazerin emilmesinden kaynaklanmaktadır. Spesifik lazer enerjisini emen birincil bileşen, kromofor olarak adlandırılmaktadır. Çeşitli lazerler için farklı kromoforlar bulunur (Tablo 1) [81]:

**Tablo 1.** Lazerler için çeşitli kromoforlar [81].

<b>LAZER</b>	<b>KROMOFOR</b>
Erbiyum Lazer	Su>Mine
Karbondioksit Lazer	Mine>Su
Diyot Lazer	Hemoglobin>Melanin
Nd:YAG Lazer	Melanin>Hemoglobin

### ***Lazer enerjisi ve doku sıcaklığı***

Dokular normalin üzerinde bir sıcaklığa maruz kaldığında başlangıç fazı olarak hiperemi oluşur, dokuda tahribat meydana gelmez. Protein denatürasyonu ve koagülasyonu yaklaşık olarak 60 °C'de gerçekleşir. Doku tabakalarının yapışması 70 °C ile 80 °C arasında gerçekleşir. 100 °C'de, doku içindeki suyun vaporizasyonu (buharlaştırma) gerçekleşir. Ablasyon bu sıcaklıkta başlar, ancak dış dokularında ablasyon oluşmaz. Yaklaşık 200 °C'de dehidrasyon tamamlanır ve dokuda karbonizasyon oluşur. Sürekli lazer uygulaması karbonizasyonu artırarak dokunun nekrozuna neden olur (Şekil 4) [88].



**Şekil 4.** Lazer enerjisi ve doku sıcaklığı [88].

### ***Lazerin fotobiyolojik etkileri***

- Fototermal etki: Lazer enerjisinin temel etkisi ışık enerjisinin ısıya dönüşmesidir. Koagülasyon, protein denatürasyonu, küçük kan damarlarının tıkanması, lenfatik hemostazın artırılması, yara yerlerinin sterilizasyonu ve doku kaynaşması gibi olaylara sebep olur [79, 89].
- Fotokimyasal etki: Lazer ışını kimyasal bağları uyarabilir veya kimyasal bağların kırılmasını sağlayabilir. Uygulandıkları yüzeyde herhangi bir termal etki oluşturmadan hedef dokuyu etkiler [79, 89].
- Fotoakustik etki: Kristal bir yapı üzerine uygulanan lazer enerjisi, aşındırılmış bir krater oluşturarak dokuyu mekanik enerjiyle patlatır veya duyulabilir bir şok dalgası üreterek dokuyu toz haline getirebilir [89].

### ***Lazerlerin sınıflandırılması***

Lazer aktif maddesine göre sınıflandırma [79]:

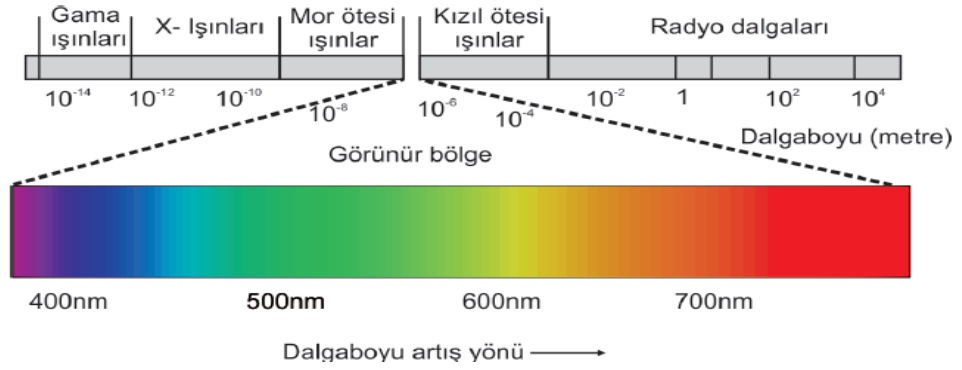
- Katı Lazerler: Nd:YAG; Ho:YAG; Er:YAG;Ruby; Alexandrite; Er,Cr:YSGG
- Gaz Lazerler: CO<sub>2</sub>, Ar/Kripton, Eksimer (Excited Dimer), Ultraviolet (UV), He-Ne
- Sıvı Lazerler: Boya lazerleri (çeşitli) (VIS)
- Elektronik Lazerler: Yarı iletkenler, Diyot Lazerler (infrared-IR)

Lazer ışığının hareketine göre sınıflandırma [79]:

- Sürekli ışık verenler (continuous)
- Atımlı ışık verenler (pulse)
- Dalgalı akım olarak ışık verenler (choop)

Lazer ışığının dalga boyuna göre sınıflandırma [88] :

- Mor ötesi (ultraviolet-UV) spektrum (140-400 nm)
- Görünür (visual-VIS) spektrum (400-700 nm)
- Kıızıl ötesi (IR) spektrum (700 nm ve üstü)



Şekil 5. Elektromanyetik spektrumun görünür bölge bölümü [90].

Lazerlerin özellikleri dalga boyuna bağlıdır ve dalga boyu lazerin hem klinik uygulamalarını hem de tasarımını etkiler. Tıpta ve diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyu genellikle 193 nm'den 10600 nm'ye kadar değişir [91].

Lazer ışığının enerjisine göre sınıflandırma [78]:

- Düşük güçlü lazer (Soft): He-Ne lazer, Ga-As lazer, Ga-Al-As lazer
- Orta güçlü lazer (Mid): Diyot lazer
- Güçlü lazer (Hard): Argon lazer, CO<sub>2</sub> lazer, Eksimer lazer, Ho:YAG, Nd:YAG, Er:YAG

Lazer ışığının uygulanış şekline göre sınıflandırma [79]:

- Temaslı (contact)
- Temassız (non-contact)

### 2.4.3. Diş hekimliğinde kullanılan lazer tipleri

#### *CO<sub>2</sub> lazer (Karbon dioksit lazer)*

Karbon dioksit lazerler ilk olarak 1964 yılında Patel ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir. 10600 nm dalga boyuna sahip gaz içeren yumuşak doku lazeridir. Hızlı bir şekilde yumuşak dokunun kaldırılmasında kullanılır ve dokunun içerisine çok derin olmayan penetrasyonu (0,2-0,3 mm) vardır. Güçlü hemostatik ve bakterisidal etkili olduğu ve minimal skar dokusu oluşturduğu belirtilmiştir. Bu tip lazerler, doku renginden bağımsız olarak ıslak dokuya karşı duyarlıdır ve oral mukozada yüksek derecede emilirler [79, 91-93].

Tüm karbon dioksit lazerler yüksek dalga boyu nedeniyle temassız modda kullanılır. Temassız mod, ağız tabanı ve dil gibi hareketli yapıların tedavisinde avantaj sağlar. Diğer dental lazerler içerisinde hidroksiapatit tarafından absorbe edilme miktarı en yüksek olan lazer karbon dioksit lazerdir. Erbiyum lazerlerden yaklaşık 1000 kat daha fazla absorbe edilirler. Bu nedenle yumuşak dokudaki cerrahi işlemler sırasında komşu diş yapıları, gingival sulkusa yerleştirilen metal bir aparey ile istenmeyen lazer ışınlarından korunmalıdır [78, 94].

### ***Argon lazer***

Argon lazer, aktif ortamı argon gazı olan ve görünür spektrumda ışık yayan tek cerrahi lazer cihazıdır. Diş hekimliğinde 488 nm dalga boyuna (mavi renkli) veya 514 nm dalga boyuna (yeşil renkli) sahip olanları kullanılmaktadır [94].

488 nm dalga boyu, rezin kompozit materyallerin polimerizasyonu için yaygın kullanılan bir başlatıcı olan kamforokinonu etkinleştirmek için gerekli olan dalga boyudur. 514 nm dalga boyu ise esas olarak yumuşak doku işlemleri ve koagülasyon için kullanılır. Bu dalga boyundaki argon lazer; hemoglobin, hemosiderin ve melanin içeren dokularda yüksek bir emilime sahiptir. Böylece çok iyi bir hemostaz sağlar. Diş sert dokuları veya su tarafından absorpsiyonu ise azdır. Argon lazerin her iki dalga boyu da çürüğün tespit edilmesinde yardımcı olarak kullanılırlar [94]. FDA; 1991 yılında oral yumuşak dokuda ve kompozit uygulamalarında, 1995 yılında ise diş beyazlatmada argon lazerin kullanımını kabul etmiştir [95].

### ***Nd:YAG lazer (Neodmiyum: itriyum alüminyum garnet lazer)***

Neodmiyum: itriyum alüminyum garnet kristalleri içeren, 1964'de Geusic tarafından geliştirilmiş katı aktif ortama sahip lazerdir. 1064 nm dalga boyunda ve elektromanyetik spektrumun kızıl ötesi ve iyonize olmayan bölgesinde yer alırlar [93, 94]. Nd:YAG lazerlerin pigmente dokulara afinitesi vardır. Lazer enerjisi, melanin tarafından yüksek oranda emilir, ancak hemoglobin tarafından emilme oranı argon lazeriyle kıyaslandığında daha azdır. Karbondioksit ve erbiyum lazerlerin aksine Nd:YAG lazerlerin sudaki absorpsiyonu ise düşüktür [78, 94, 95].

Nd:YAG lazerin, diş sert dokuları tarafından absorpsiyon miktarı azdır. Böylece diş dokusuna yakın yumuşak doku ameliyatlarının güvenli ve hassas olmasını sağlar. Ancak diş hekimliği cerrahisinde kullanılan tüm lazer sistemleri içinde en fazla

penetrasyon derinliğine sahip lazerdir [79, 94]. Yumuşak dokuda penetrasyon derinliğinin  $2\pm 1$  mm olduğu tahmin edilmektedir [91]. Bundan dolayı cerrahi yüzey altında kalan dokular da lazer enerjisine maruz kalır ve çevrede istenmeyen zararlı etkiler görülebilir. Temaslı veya temassız modda kullanılabilirler. Temassız kullanıldığında sadece birkaç milimetre penetre olabildiği için hemostaz sağlama, aftöz ülser tedavisi veya pulpa hassasiyetini gidermek amacıyla kullanılabilirler [79]. Diş hekimliğinde yumuşak doku cerrahisi işlemlerinde Nd:YAG lazer kullanımı geniş bir kabul görmüştür. FDA, 1990'da atımlı Nd:YAG lazerin yumuşak dokuda kullanılmasını onaylamıştır [95].

#### ***Ho:YAG lazer (Holmiyum: itriyum alüminyum garnet lazerler)***

Krom ile duyarlı hale getirilmiş ve holmiyum-tulyum iyonları katkılı itriyum alüminyum garnet kristalleri içerirler. Dalga boyu 2100 nm olan bu lazerler, elektromanyetik spektrumun yakın kızıl ötesi bölümünde yer alırlar [94]. Temaslı veya temassız modda kullanılabilen atımlı lazerlerdir [78].

Ho:YAG lazerler; Nd:YAG ve CO<sub>2</sub> lazerlere benzer özellikler gösterir. Yumuşak dokuları CO<sub>2</sub> lazerler gibi kolaylıkla kaldırır, ancak daha yavaştır. Nd:YAG lazerler gibi hemostaz özellikleri vardır ancak hemoglobinin absorpsiyonu daha az olduğundan düşük hemostaz özelliği gösterir [79]. Su absorpsiyonu ise Nd:YAG lazerlerden 100 kez daha fazladır. Yüksek enerjide kullanılarak sert ve kalsifiye dokularda ablasyon oluşturabilirler ancak yumuşak dokuda hemoglobin ve diğer doku pigmentleri ile reaksiyona girmezler. Artroskopik temporomandibular cerrahide, sıklıkla tercih edilen bir lazerdir [94]. Gingival retraksiyon, gingivanın estetik olarak konturlanması, oral ülserlerin tedavisi ve frenektomi, gingivektomi gibi yumuşak doku uygulamalarında kullanılır. Bu tip lazerin Nd:YAG lazere göre penetrasyon derinliği daha azdır, anestezije gerek duyulmaz [78, 79].

#### ***Er:YAG lazer (Erbium: itriyum alüminyum garnet lazerler)***

Er:YAG lazer, 1974 yılında Zharikov ve arkadaşları tarafından 2940 nm dalga boyunda ışık üretebilen, katı ortam lazeri olarak sunulmuştur. Elektromanyetik spektrumun yakın ve orta kızıl ötesi bölümünde bulunan bu lazerler 'erbiyum' ile karıştırılmış katı itriyum alüminyum garnet kristali içerir [78, 95]. Bu lazerin spektrumun yakın ve orta kızıl ötesi bölümünde bulunan diğer tüm lazerler gibi sudaki

emilimi çok yüksektir. Er:YAG lazerin su absorpsiyon katsayısı teorik olarak sırasıyla CO<sub>2</sub> ve Nd:YAG lazerlerine göre 10.000 ve 15.000–20.000 kat daha yüksektir [95]. Dalga boyu, suyun buharlaşmasına ve sert dokuda mikropatlama oluşmasına neden olur. Üretilen enerji su tarafından emilir ve bu nedenle, dokuda termal hasar oluşturmayan minimum bir sıcaklık artışı meydana gelir [91]. Aynı zamanda hidroksiapatit içinde de iyi absorbe edilen bu lazer, dentin ve mineyi etkili bir şekilde kaldırmaktadır [96]. Er:YAG lazerler su molekülleri içeren tüm biyolojik dokular tarafından iyi emilir, bu nedenle hem yumuşak dokularda hem de sert dokularda kullanılabilir [95].

Erbiyum lazerler, minede ablyasyon oluşturan yüksek enerji seviyelerinden dentinde, çürüklerde ve yumuşak dokuda ablyasyon oluşturan düşük enerji seviyelerine kadar çeşitli değişken enerji seviyelerine sahiptir. Er:YAG lazer sisteminde; 6-15 W arasında güç, 100-1000 µs arasında atım süresi, 10-1000 mJ arasında atım enerjisi, 2-50 Hz arasında atım tekrarlama oranı kullanılmaktadır. Yüksek absorpsiyon nedeniyle, Er:YAG lazerin dalga boyu minede yaklaşık 7 µm, dentinde 5 µm penetrasyon derinliğine sahiptir. Böylece ablyasyon için daha az zaman ve enerji gerektirirler. Hedef dokunun su oranı yüksekse, dokuda ablyasyon oluşturmak için daha düşük enerji gerekir. Aşağıda erbiyum lazerin kullanımında önerilen enerji seviyeleri listelenmiştir [97-99]:

- Mine: 4–8 W
- Dentin: 2–5 W
- Çürük: 1–3 W
- Kemik: 1.5–3 W
- Yumuşak Doku: 1–3 W

Er:YAG lazer ışınlanması sırasında lazer enerjisi; biyolojik dokulardaki organik bileşenler ve su molekülleri tarafından seçici bir şekilde absorbe edilerek buharlaşmalarına (fototermal buharlaşma) neden olur. Ayrıca sert doku işlemleri sırasında oluşan su buharı, doku içindeki iç basıncı arttırarak ‘mikropatlama’ denilen genişlemelere sebep olur. Bu dinamik etkiler sonucu, ‘termomekanik’ veya ‘fotomekanik’ ablyasyonla sonuçlanan bir doku çöküşü (collapse) meydana gelir [95]. Er:YAG lazer kullanılarak çevre dokulara zarar vermeden, dentin ve minede etkin bir şekilde ablyasyon oluşturulabileceği 1989’da ortaya çıkmıştır. 1992 yılında ise diş

hekimliği pratiğinde ilk kullanımı gerçekleşmiştir. FDA; atımlı Er:YAG lazerin çürük kaldırılması ve kavite preparasyonu gibi sert doku işlemlerinde kullanılmasını 1997’de onaylamıştır, daha sonra 1999’da yumuşak doku cerrahisi ve 2004’te kemik cerrahisi için kullanımını kabul etmiştir [95, 96].

#### Er:YAG Lazerin Avantajları:

- Hem suda hem de hidroksiapatitte iyi emildiği için diğer lazer sistemlerine göre diş preparasyonunda daha etkilidir [79].
- Dentin ve minede keskin ve temiz kenarlar oluşturur [78].
- Penetrasyon derinliği az olduğundan kavite hazırlığı sırasında anesteziye ihtiyaç duyulmayabilir [78].
- Geleneksel yüksek devirli aletlere göre daha az vibrasyon oluşturduğundan, ağrı ve huzursuzluk hissini önler [78].
- Pulpa dokusunda minimal oranda yaralanmaya neden olur [99].
- Soğutmak için su spreyi kullanılmasıyla, işnlama sırasında meydana getirdiği ısı değişimi 3 °C altına düşmektedir [79].
- Kök kanallarında ve kök yüzeylerinde antimikrobiyal bir etki oluşturur [78].

Er:YAG lazerler, minimal termal etki oluşturması nedeniyle evre dokulara zarar vermeden güvenle kullanılabilir. Çürük uzaklaştırılması, mine ve dentinde kavite preparasyonu, kök kanallarının hazırlanması, sement ve kemik operasyonları, mine pürüzlendirilmesi gibi sert doku işlemlerinde geniş bir kullanım alanı bulmuştur [78]. Bununla birlikte Er:YAG lazerler, seramik restorasyonların lazerle diş yüzeyinden sökülmesi işlemi için de kullanılmaktadırlar. Er:YAG lazerin, seramik braketlerin ve laminate veneerlerin diş yüzeyinden sökülmesi amacıyla kullanılmasının uygun olduğu bildirilmiştir [5].

#### ***Er,Cr:YSGG lazer (Erbiyum, krom:yittriyum-selenyum-galyum-garnet lazer)***

Er,Cr:YSGG lazer; 2780 nm dalga boyunda olup erbiyum ve krom katkılı itriyum skandiyum galyum garnet katı kristallerini içeren aktif ortama sahip bir lazerdir. Elektromanyetik spektrumun yakın ve orta kızıl ötesi bölümünde bulunur. Er:YAG lazere benzer özellikler gösterir [78, 94].



Er,Cr:YSGG lazerin hidroksiapatite yüksek afinitesi vardır ve su molekülleri tarafından yüksek oranda emilir. Bundan dolayı mine ve dentin gibi sert dokuları etkili olarak aşındırabilmektedir. Lazer enerjisi, apatit kristalindeki hidroksil radikaline ve dişin kristalize yapılarında bulunan suya bağlanır. Mineral substrat içerisindeki suyun buharlaşması büyük bir hacim genişlemesine neden olur ve su moleküllerinin kinetik enerjisi artar. İlgili alanlarda mikropatlamaların oluşmasıyla kavitasyon gerçekleşir. Bu mekanizma ‘hidrokinetik sistem’ olarak adlandırılmıştır. Böylece hidroksil gruplarını hedef olan lazer sistemi, suyun hidrokinetik etkisini kullanarak kesme işlemini gerçekleştirmektedir. Su merkezli mikropatlamalarla dokularda etkili olan ablatif lazerlerin sert dokularda kesme etkinliği, termal buharlaşma yoluyla etkili olan lazerlerden fazladır [94, 100].

Hava-su soğutma sistemini bir arada içeren Er,Cr:YSGG lazerler sert dokuların kesiminin yanı sıra, çoğu yumuşak doku cerrahi işlemlerinde de tercih edilmektedir. Lazer cihazında bulunan hava-su spreyi; pulpa ve periodontal dokular üzerinde zararlı termal etkiler oluşturmadan mine, dentin, sement ve kemikte kesim yapılmasına olanak sağlamaktadır ve aynı zamanda lazerin kesme etkinliğini arttırmaktadır [99, 100]. Bu lazerler; kavite preparasyonu, mine veya dentin pürüzlendirilmesi, çürüğün temizlenmesi, sert ve yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, dentin hassasiyetinin giderilmesi, organik içerikli restorasyonların uzaklaştırılması, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, kök-kanal hazırlığı, pulpa kaplamasında kullanılırlar [79].

### ***Eksimer lazerler***

Lazer aktif maddesi, asalgaz (xenon) ve halojengaz (klor) içerir. Eksimer lazer dalga boyu (193-308 nm), lazer ortamının kimyasal bileşenine bağlıdır. Kısa ultraviyole dalga boyu, hücre çekirdeğindeki kromozomları koparabildiği için biyolojik dokular üzerinde zararlı etkileri olabileceğinden dikkatli kullanılmalıdır. Kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, mine ve dentin pürüzlendirilmesinde kullanılırlar. Ancak cihaz maliyeti ve boyutu hala bu lazerlerin klinik uygulaması için bir engel teşkil etmektedir [79, 95].

### ***Ruby ve Alexandrite lazerler***

Ruby, tarihsel olarak bakıldığında ilk lazerdir ve sentetik ruby kristal çubuklarının esasına dayanarak çalışır. Kök yüzeyinden plak ve debris uzaklaştırılmasında kullanılırlar [79].

Alexandrite lazeri, Alexandrite ( $\text{Cr}^{+3};\text{BeAl}_2\text{O}_4$ ) adı verilen bir taştan oluşan katı hal lazeridir. Rechmann ve Henning 1995’de bu lazerin mine ve semente zarar vermeden diş taşlarının temizlenmesinde kullanılabileceğini rapor etmişlerdir. Ancak bu lazerin klinik kullanımdaki güvenliğini ve etkinliğini göstermek için daha ileri çalışmalar gereklidir [95].

### ***Titanyum safir lazerler***

Ana kristali safir olan ayarlanabilir katı durumdaki lazerdir. Yüksek termal iletkenlik ve mekanik sertliğe sahiptir [79].

### ***KTP lazerler (Potasyum titanyum fosfat lazerler)***

Nd:YAG lazerin dalga boyu, kristalin önüne gelen bir filtre ile değiştirilip KTP lazerler (532 nm) elde edilmiştir. Bundan dolayı etki mekanizmaları Nd:YAG lazere benzemektedir. Diş beyazlatma işleminde yeşil ışık yayan KTP lazerler kullanılabilir [79].

### ***Düşük seviyeli lazer terapisi (LLLT)***

‘Soft lazer terapi’ ve ‘biyostimülasyon’ olarak da bilinir. Kullanılan lazerlere ‘terapötik lazerler’ adı verilmektedir. Düşük seviyeli lazer tedavisinin en önemli amacı dokularda oluşan yaraların iyileşmesini hızlandırmaktır. Bununla birlikte ödemi, inflamasyonu ve ağrıyı azaltıcı etkilere de sahiptirler. Biyostimulan etki üzerine çalışılan ilk lazer Ruby lazerlerdir. Bunu takiben He-Ne gaz lazerler geliştirilmiştir. Günümüzde ise, yarı iletken diyot lazerler (örneğin; galyum arsenit diyot lazer) bu amaçla kullanılır [79, 101].

### ***He-Ne lazerler (Helyum neon lazerler)***

Adını aktif ortamında bulundurduğu Helyum gazı ve neon atomlarından alan 632 nm dalga boyuna sahip lazer sistemleridir [101].

Lazerler içinde teorik olarak ilk defa sunulan ve daha sonra 1961 yılında pratik olarak uygulamaya konulan öncülerden biridir. Pigmente lezyon tedavisi, dentin hassasiyetinin giderilmesinde kullanılırlar [79].

### ***Diyot Lazerler***

Diyot lazerler, aktif hallerinde katı halde bulunan, yarı iletken alüminyum, galyum, arsenit elementlerini içeren bir lazerdir. Dalga boyları kullanıldığı elementlere göre değişebilir ve 635 nm ile 950 nm arasındadır. Yumuşak dokudaki pigmentasyonlar tarafından absorbe edilebilir. Bundan dolayı mükemmel bir hemostatik ajandır [91, 101]. Diyet lazer; diş sert dokuları ile etkileşime girmediğinden, daha çok yumuşak doku cerrahi lazeri olarak kabul edilir [95]. Yumuşak doku insizyonu ve aşındırması, periodontal tedavi, dentin hassasiyetinin giderilmesi, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, diş beyazlatmasında kullanılırlar [79].

#### **2.4.4. Diş hekimliğinde lazerlerin kullanım alanları**

Lazer teknolojisindeki hızlı gelişmeler, lazerlerin diş hekimliğinin birçok alanına girmesini sağlayıp uygulama alanlarını genişletmiştir [80]:

##### **1. TANI**

- Pulpa vitalitesinin belirlenmesi:
  - ✓ Doppler flowmetre
  - ✓ Düşük seviyeli lazer terapisi (LLLT)
- Lazer floresans: Çürük, bakteri ve kanser tanısındaki displazik değişikliklerin tespiti

##### **2. SERT DOKU UYGULAMALARI**

- Çürüğün kaldırılması ve kavite preperasyonu
- Kemiğin yeniden şekillendirilmesi (kuron boyu uzatma)
- Endodonti (kök kanal preperasyonu, sterilizasyon)
- Lazer pürüzlendirme
- Çürük direnci

##### **3. YUMUŞAK DOKU UYGULAMALARI**

- Lazer destekli yumuşak doku küretajı ve periapikal cerrahi

- Bakteriyel dekontaminasyon
- Gingivektomi ve gingivoplasti
- Estetik konturlama, frenektomi
- Ölçü için gingival retraksiyon
- İmplant üstünün açılması
- İnsizyon ve eksizyon
- Aftöz ülser ve oral lezyon tedavileri
- Koagülasyon/hemostaz
- Dokuları birleştirme-dikişin yerine kullanılması
- Lazer destekli flep cerrahisi
- Granülasyon dokusunun kaldırılması
- Pulpa kaplaması, pulpotomi, pulpektomi
- Vestibuloplasti
- Abse insizyon ve drenajı
- Hiperplastik dokuların ve fibromların çıkarılması

#### 4. LAZER İLE ANALJEZİ

#### 5. LAZER İLE ETKİNLEŞTİRME

- Restorasyonlar (kompozit rezinler)
- Beyazlatma ajanları

#### 6. DİĞER

- Kök kanal dolgu maddelerinin ve kırık aletlerin çıkarılması
- Gutaperkanın yumuşatılması
- Kanalın kurutulması/neminin giderilmesi [80].

#### ***Protetik diş tedavisinde lazerlerin kullanım alanları***

Bir protetik tedavide başarı, yumuşak ve sert dokuların protez öncesi hazır hale getirilmesi ile sağlanır. Günümüzde lazerler, diğer diş hekimliği alanlarında olduğu gibi protez öncesi hazırlıkta da geleneksel yöntemlerin yerini almaya başlamıştır. Bu cihazlar protetik tedavinin en önemli kavramları olan stabilite,

retansiyon, fonksiyon ve estetiği sağlamada önemli işlevler göstermektedir. Diş hekimleri oral kavitede kullanmak üzere çeşitli dalga boyundaki lazerlerden uygun birini seçerek, hareketli ve sabit protetik tedavi öncesi ağız hazırlığını tamamlamaktadırlar [78, 88].

- Hareketli Protez [88]:

1. Uygunsuz alveol kreterinin düzeltilmesi
2. Torus ve ekzositozların çıkarılması
3. Vestibuloplasti
4. Frenektomi
5. Fibroma tedavisi
6. Epulis fissuratum tedavisi
7. Protez stomatitinin tedavisi
8. Tam protez oklüzyonu ve ölçünün doğruluğunu incelemek (3D lazer tarayıcı ile model elde edilmesi)
9. Protez yapımı: Selektif lazer sinterleme
10. Hareketli protez parçalarına lazer kaynak yapılması

- Sabit Protezler [88]:

1. Kuron boyu uzatma
2. Diş preperasyonu [102]
3. Ölçü alımından önce gingival retraksiyon
4. Lazer fototerapi: Düşük seviyeli lazer terapi (LLLT)
5. Dentinal dekontaminasyon [88]
6. Beyazlatma
7. Dentin hipersensivite tedavisi [81, 88]
8. Tam seramik restoarsyonların diş yüzeyinden sökülmesi (debonding): Lazer enerjisi seramik üzerinden iletilir ve adeziv rezindeki mevcut su molekülleri tarafından emilir [88]. Tocchio ve ark. [103] bu mekanizmayı; ısısız yumuşama (termal yumuşama), ısıyla patlama (termal ablyasyon) ve ışıkla patlama (fotoablyasyon) olarak açıklamaktadır. Ayrılma işleminin, silan ve rezin ara yüzünde meydana geldiği bildirilmiştir. Lazer debonding tekniği, ilk olarak 1990 yılında seramik braketlerin sökülmesi için kullanılmıştır. Bu amaç doğrultusunda

CO<sub>2</sub> lazer, Nd:YAG lazer , diyet lazer, yiterbiyum fiber lazer ve Er:YAG lazerler uygulanmıştır [88, 104].

Porselen laminate venerlerin çeşitli nedenlere değiştirilmesi veya diş yüzeyinden sökülmesi gerekebilir. Tablo 2’de bu nedenler listelenmiştir [105]:

**Tablo 2.** Porselen laminate veneerlerin söküm nedenleri ve lazerle sökümün avantajları

	SORUN	LAZERLE SÖKÜM İŞLEMİNİN YARARLARI
1	Uygun olmayan yerleştirme	Restorasyonun kırılmadan sökülebilir ve uygun biçimde tekrar yerleştirilir.
2	Eski kırıklar, chipping görülen porselen restorasyonlar	Alttaki diş dokusuna zarar vermeden restorasyon sökülebilir.
3	Restorasyon çevresinde çürükler	Alttaki diş dokusuna zarar vermeden restorasyon sökülebilir.
4	Porselen restorasyon yapıştırıldıktan sonra irreversible pulpitis görülmesi	Endodontik işlem sırasında kırılmayı önlemek ve diş yapısını korumak için restorasyon kaldırılabilir.
5	Restorasyon renginden memnun olmayan hastalar	Restorasyon yenilenmesi gerekmeden diş yüzeyinde sökölüp laboratuvar tamiri yapılabilir.
6	Restorasyon şeklinden memnun olmayan hastalar	Restorasyon yenilenmesi gerekmeden diş yüzeyinde sökölüp laboratuvar tamiri yapılabilir
7	Minimal preparasyon yapılan veya hiç preparasyon yapılmayan vakalarda kapatılmış diastemadan memnun olmayan hastalar	Alttaki diş dokusuna zarar vermeden restorasyon sökülebilir.

- İmplantoloji [88]:
  1. İkinci aşama cerrahi işlem
  2. İmplantın bakteriyel onarımı
  3. İmplant konum hazırlığı
  4. Peri-implantitis tedavisi
- Estetik Diş Hekimliği [88]:

Argon, CO<sub>2</sub>, Diyot, Erbium ve Nd:YAG lazerler gülüş tasarımında gingivektomi işlemi için kullanılırlar. Lazer uygulamadan önce yumuşak dokulardaki uygun gingival kontur, simetri, ve Zenith noktaları kurşun kalemle işaretlenir. Biyolojik genişlik belirlenir ve referans noktalar işaretlenir.

- Maksillofasiyal Protez [81]:

Protez konumunun ve şeklinin planlanması

Ekstraoral defektlerin optik bilgilerinin 3 boyutlu edinilmesi

## 2.5. Makaslama Bağlantı Testi

Adeziv sistemlerin etkinliğini incelemek amacıyla kullanılan bağlantı dayanım testleri, geleneksel olarak bir diştten veya bir diş yüzeyinden örnekler hazırlanarak, bu örneklerin daha sonra makaslama (shear), çekme (tensile) ya da kırma kuvvetlerine karşı dayanımını inceler. Günümüzde en çok kabul gören laboratuvar test yöntemleri; bir diştten çok sayıda örnek hazırlanarak, sonuçların bu örnekler üzerinden değerlendirildiği mikro çekme (microtensile,  $\mu$ TBS) ve mikro makaslama (microshear,  $\mu$ SBS) test yöntemleridir [106].

Makaslama bağlantı dayanım testleri, dental materyal ve tekniklerin *in-vitro* koşullarda değerlendirilmesinde sıklıkla tercih edilen yöntemlerden biridir. Makaslama testinde, iki materyal adeziv ajan aracılığı ile birbirine bağlanır ve kırık oluşana kadar makaslama kuvveti uygulanır [107]. Kuvvetin uygulandığı uçlar çeşitlidir. Bu uçlar dikdörtgen tabanlı veya bıçak sırtı şeklinde sonlanmaya sahip olabilir. Yükün uygulanma hızı, sonuç değerlerini etkileyen diğer bir parametredir. Kırılgan materyallere yük uygulama hızı, elastik materyallere yük uygulama hızından düşük olmalıdır. Bağlantı testlerinde yük uygulama hızı genellikle 1 mm/dk'dır. Makaslama bağlantı dayanımı, maksimum uygulanan kuvvetin ara yüz alanına

bölünmesi ile hesaplanmaktadır. Birimleri pound/inch<sup>2</sup>, kg/cm<sup>2</sup> veya N/mm<sup>2</sup> Megapaskal (MPa) olarak ifade edilebilir [108, 109]. 1 mm<sup>2</sup> ye kadar adeziv içeren örnekler mikrotest yöntemlerine tabii tutulurken, 3-4 mm<sup>2</sup> lik örnekler makroteste tabii tutulur [110].

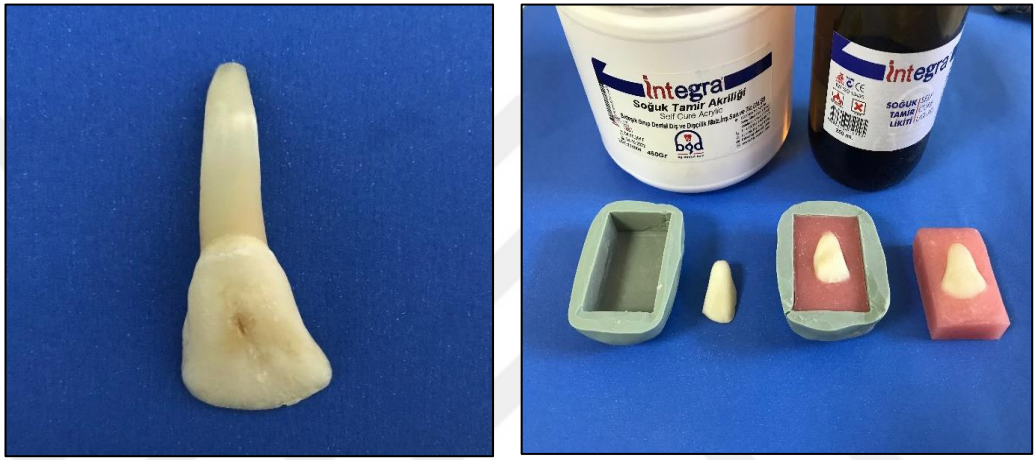




### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

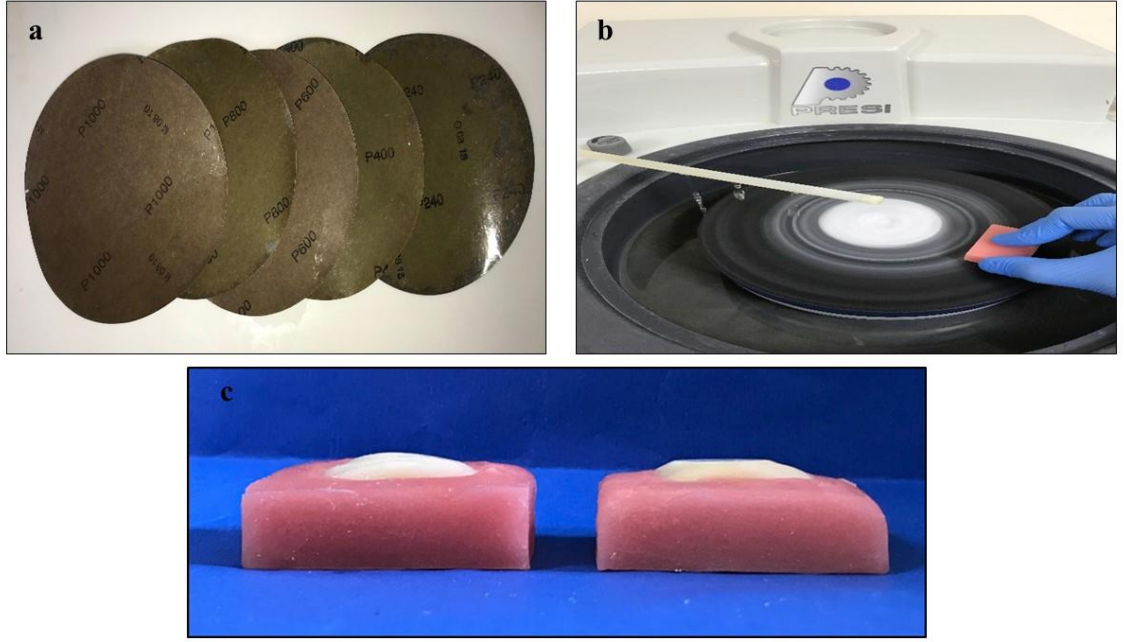
#### 3.1. Dişlerin Toplanması ve Hazırlanması

Bu çalışmada; toplam 96 adet çekilmiş çürüksüz sıgır mandibular kesici dişi kullanılmıştır. Distile suda saklanan dişlerin kökleri kesilerek koronal pulpalari çıkarılmış ve otopolimerizan akrilik (İntegra soğuk tamir akriliği, Birleşik Grup Dental Ltd. Şti, Ankara, Türkiye) bloklar içine gömülmüştür (Şekil 6).



Şekil 6. Diş örneklerinin hazırlanması.

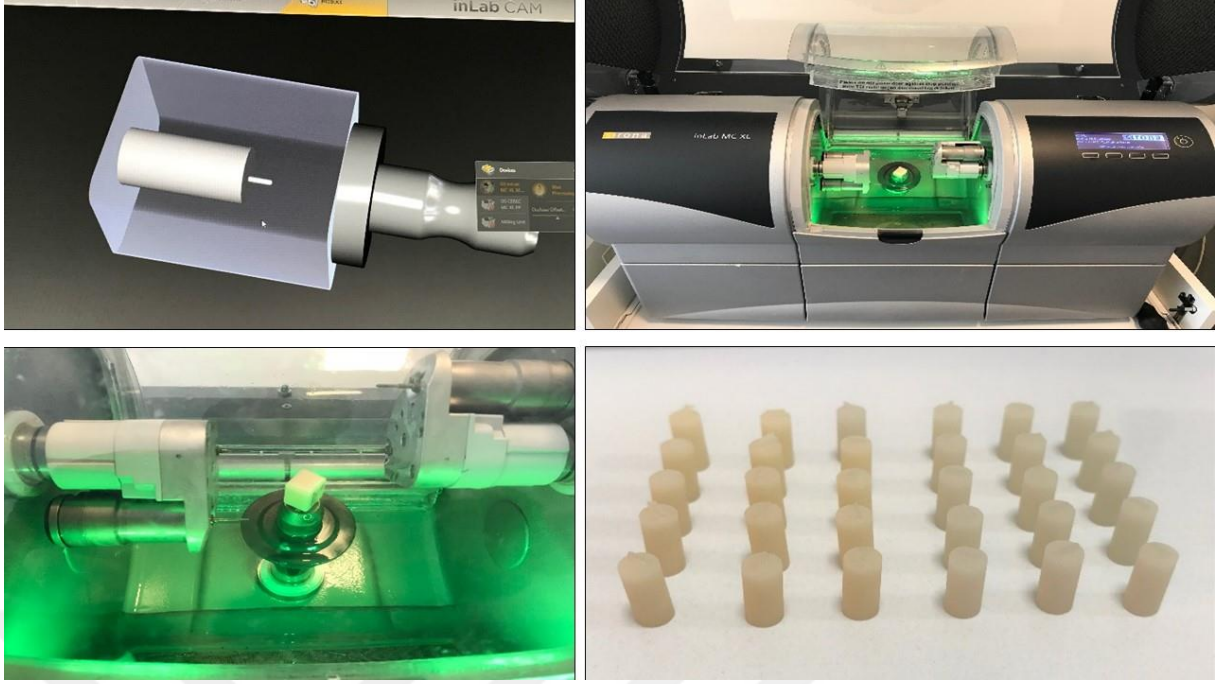
Dişlerin labial yüzeyleri akrilik blokların tabanına paralel olacak şekilde konumlandırılmıştır. Mine yüzeyleri; polisaj cihazında (Minitech 233 Polishing Machine, Presi, Budapest, Hungary) su soğutması altında sırasıyla 240-, 400-, 600-, 800-, 1000-gritlik silikon karbür zımpara kağıtları (Würth Sanayi Ürünleri Tic. Ltd. Şti, İstanbul, Türkiye) ile aşındırılarak düzleştirilmiş ve standardize mine yüzeyleri elde edilmiştir (Şekil 7).



Şekil 7. Diş yüzeylerinin hazırlanması. a: Silikon karbür zımpara kağıtları; b: Polisaj cihazında aşındırma; c: Aşındırma öncesi ve sonrası mine yüzeyleri.

### 3.2. Porselen Örneklerin Hazırlanması

Porselen örnekler feldspatik seramik içerikli bloklardan (Cerec block, Dentsply Sirona, NY, USA) ve lösit ile güçlendirilmiş seramik bloklardan (IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) elde edilmiştir. 10x12x14 mm boyutlarındaki bloklardan 10 mm uzunluğunda 5 mm çapında silindirler üretilmiştir. Bunun için silindir çizimi 'stl' dosya formatında 3 boyutlu olarak tasarlanmış ve veriler Sirona CEREC® inLab MC XL (Dentsply Sirona, NY, USA) CAD/CAM freze ünitesine aktarılmıştır. Her bloktan bir adet silindir freze edilerek iki farklı seramik grubundan 15'er tane olmak üzere toplam 30 adet porselen silindir örnek oluşturulmuştur (Şekil 8).



Şekil 8. Porselen bloklardan silindir şeklindeki porselen örneklerin elde edilmesi.

Porselen silindir bloklar, düz metal bir parçaya yüksek viskoziteli siyanoakrilat bazlı çift komponentli hızlı yapıştırıcı (Derby 100, Derby Kimya San. ve Tic. A.Ş, İstanbul, Türkiye) kullanılarak sabitlenmiştir (Şekil 9).

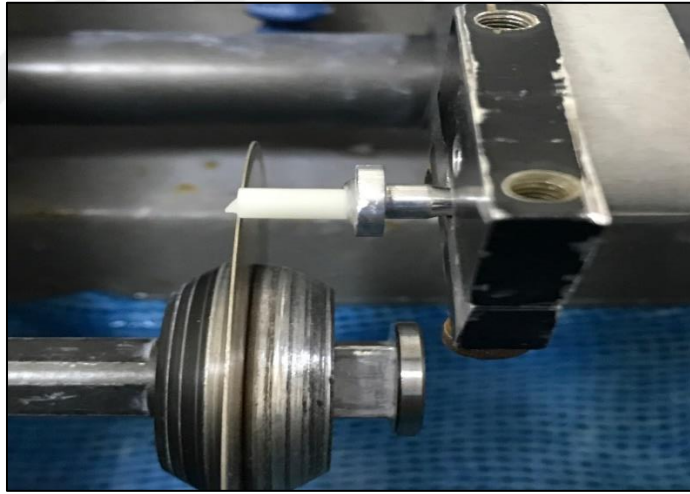


Şekil 9. Porselen silindir blokların metal parçaya sabitlenmesi.

Porselen silindir bloklar, kesme cihazına (Mecatome T180, Presi, Budapest, Hungary) sabitlenerek su soğutması altında elmas kesici diskle (Buehler Isomet Diamond Wafering Blades 11-4244, Illinois, USA) 300 rpm hızla kesilmiştir (Şekil 10,11).



Şekil 10. Kesme cihazı.



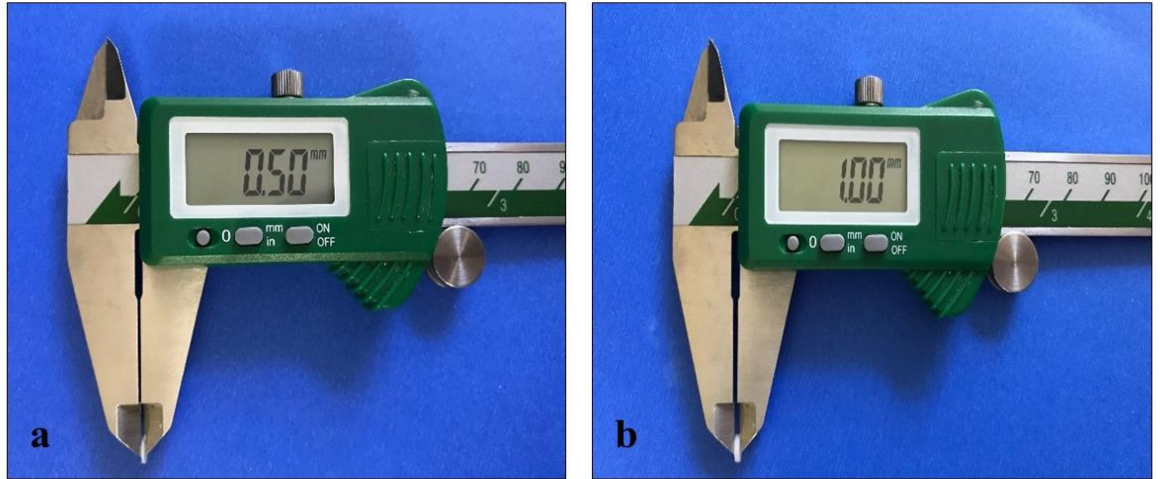
Şekil 11. Elmas kesici diskle porselen silindir blokların kesilmesi.

Her iki seramik materyalinden de 5 mm çapında; 0,5 mm ve 1 mm olmak üzere iki kalınlıkta 12'şer adet ( $n=12$ ) seramik disk elde edilmiştir (Şekil 12,13). Kontrol grupları da dahil olmak üzere toplam 8 grup oluşturularak 96 adet seramik disk hazırlanmıştır (Tablo 3).

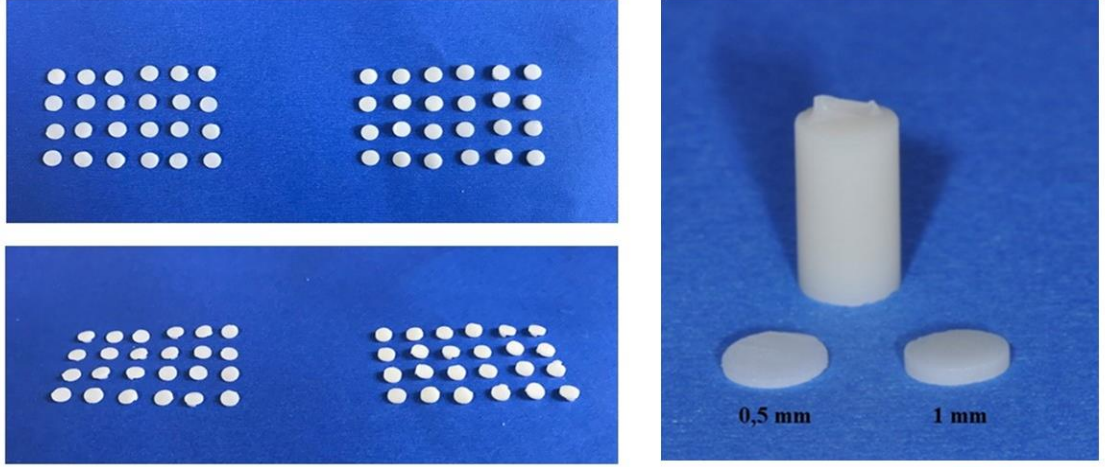
**Tablo 3.** Çalışma grupları

GRUP ADI	YÖNTEM	MATERYAL	KALINLIK
FK-0,5	Kontrol	Feldspatik seramik	0,5 mm
FL-0,5	Lazer uygulama	Feldspatik seramik	0,5 mm
FK-1	Kontrol	Feldspatik seramik	1 mm
FL-1	Lazer uygulama	Feldspatik seramik	1 mm
LK-0,5	Kontrol	Lösit ile Güçlendirilmiş Seramik	0,5 mm
LL-0,5	Lazer uygulama	Lösit ile Güçlendirilmiş Seramik	0,5 mm
LK-1	Kontrol	Lösit ile Güçlendirilmiş Seramik	1 mm
LL-1	Lazer uygulama	Lösit ile Güçlendirilmiş Seramik	1 mm

Elde edilen porselen disklerin kalınlıkları dijital kumpas (Insize Company, Sao Paulo, Brazil) ile kontrol edilmiştir. Kalınlık hata payı  $\pm 0,05$  mm olarak kabul edilmiştir.

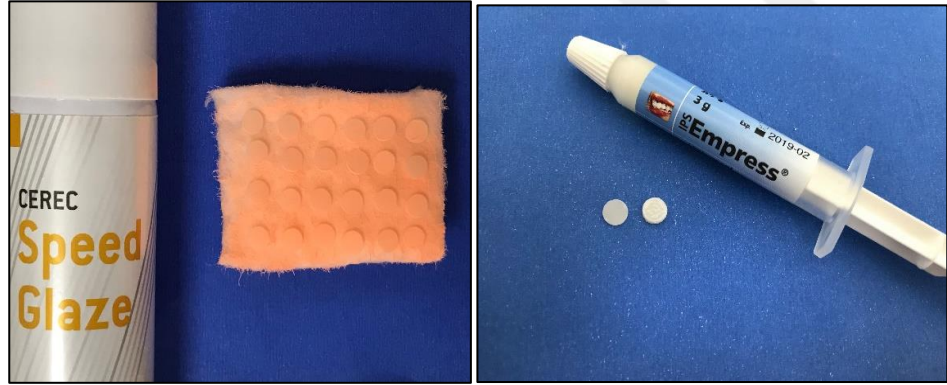


**Şekil 12.** Örnek kalınlığının ölçülmesi. **a:** 0,5 mm'lik örnek kalınlığının kontrolü **b:** 1 mm'lik örnek kalınlığının kontrolü.



Şekil 13. Hazırlanan porselen disk örnekler.

Elde edilen porselen disklerin simantasyon yapılmayacak yüzeyine, firmanın önerdiği şekilde feldspatik seramik blok için CEREC® SpeedGlaze Spray (Dentsply Sirona, NY, USA) ve lösit ile güçlendirilmiş seramik blok için IPS Empress Universal Glaze (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanarak cilalanmıştır (Şekil 14).



Şekil 14. Porselen disklerin cilalanmasında kullanılan materyaller.

### 3.3. Simantasyon

Mine yüzeyinin orta 1/3 lük kısmına % 37'lik ortofosforik asit (Scotchbond, 3M ESPE, St Paul, USA) 30 sn uygulandıktan sonra 10 sn suyla durulanmıştır. Bonding ajanı (Single Bond Universal, 3M ESPE, St Paul, USA) 15 sn boyunca sürüldükten sonra hava ile 5 sn hafifçe kurutulmuştur. Işınlama yapılmamıştır.

Seramik disklerin yapıştırılacak yüzeylerine üretici firma talimatları doğrultusunda 60 sn boyunca hidroflorik asit (% 9 Porcelain Etch, Ultradent® Products Inc, South Jordan, UT, USA) uygulanmıştır ve daha sonra suyla yıkanarak kurutulmuştur. Tüm seramiklerin yüzeylerine silan (Single Bond Universal, 3M ESPE, St Paul, USA) sürülerek hava ile hafifçe inceltilmiştir. Bu aşamada ışınlama yapılmamıştır.

Işıklı sertleşen rezin siman (RelyX™ Veneer Cement A1, 3M ESPE, St Paul, USA), silanlanmış porselen üzerine sürülerek parmak basıncıyla diş yüzeyine yerleştirilmiştir. Başlangıç polimerizasyonu için 5 sn ışlandıktan (VALO® Cordless LED Curing Light, Ultradent® Products Inc, South Jordan, UT, USA) sonra fazla siman artıkları temizlenmiştir. Firma önerisi doğrultusunda polimerizasyonun tamamlanması için 30 sn boyunca ışınlanmıştır.

Simantasyon işleminde kullanılan malzemeler Şekil 15’te, simantasyonu tamamlanmış porselen örnekler Şekil 16’da gösterilmiştir.



Şekil 15. Simantasyonda kullanılan malzemeler.

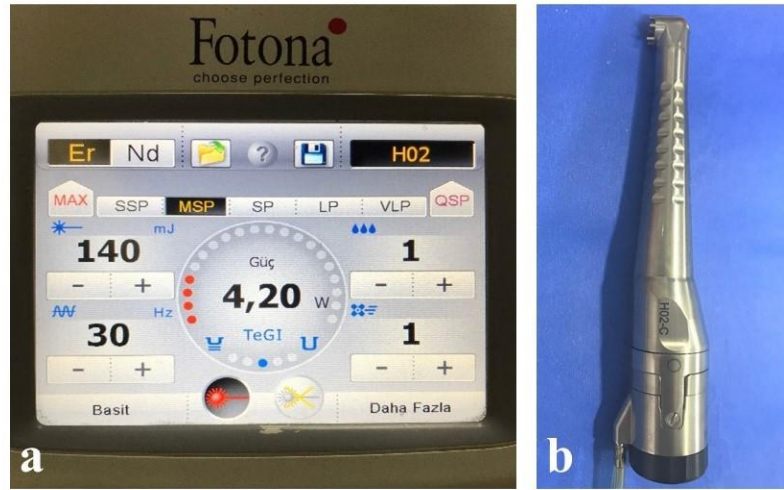


Şekil 16. Simante edilmiş porselen örnekler.

### 3.4. Er:YAG lazer uygulama

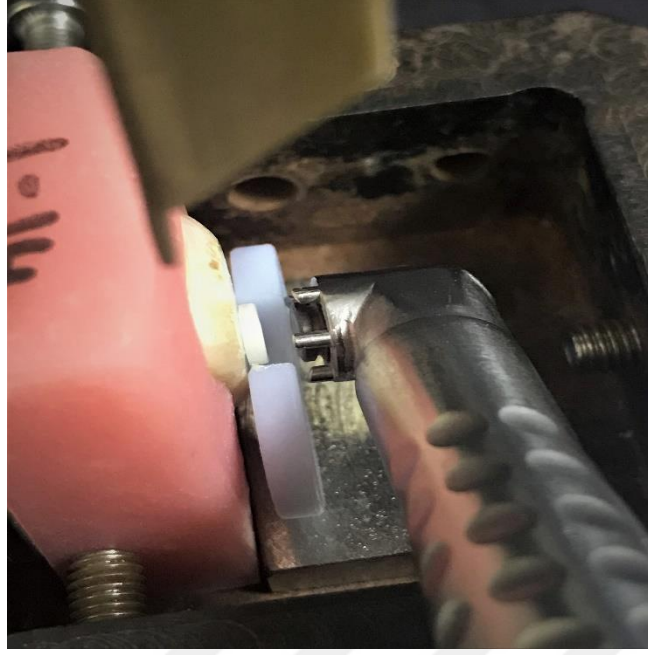
Lazer uygulamasından önce tüm örnekler, 24 saat boyunca 37 °C'de distile su içinde saklanmıştır. Lazer uygulanmayan örnekler kontrol grubu olarak belirlenmiştir. Deneysel gruplarına Er:YAG lazer aynı parametrelerde ve aynı sürede uygulanmıştır.

Bu çalışma için seçilen 2940 nm dalga boyunda Er:YAG lazer (Fotona, Ljubljana, Slovenia) gücü 4,2 watt (140 mJ x 30 Hz) olacak şekilde ayarlanıp 6 sn boyunca su soğutması altında, yapıştırılan örneklerin üzerine uygulanmıştır (Şekil 17). İşlem sırasında lazer ucu (H02-C, Fotona, Ljubljana, Slovenia) örneklerin yüzeyine 2 mm uzaklıktan su ve hava soğutması altında kullanılmıştır. Lazerin uygulandığı 2 mm'lik mesafeyi standardize edebilmek amacıyla 0,5 mm'lik örnekler için 2,5 mm kalınlığında 1 mm'lik örnekler için 3 mm kalınlığında bariyer hazırlanmıştır. Bu bariyerler porselen disklerin hemen altına konumlandırılarak diş yüzeyine yerleştirilmiştir (Şekil 18). Er:YAG lazer belirtilen parametrelerde ayarlandıktan sonra Öztoprak ve ark. [111] tarafından tanımlanan yöntemle 'S' şeklinde tarama yapılarak örneklerin üzerine 6 sn boyunca uygulanmıştır.



Şekil 17. a: Lazer parametreleri; b: Lazer ucu.





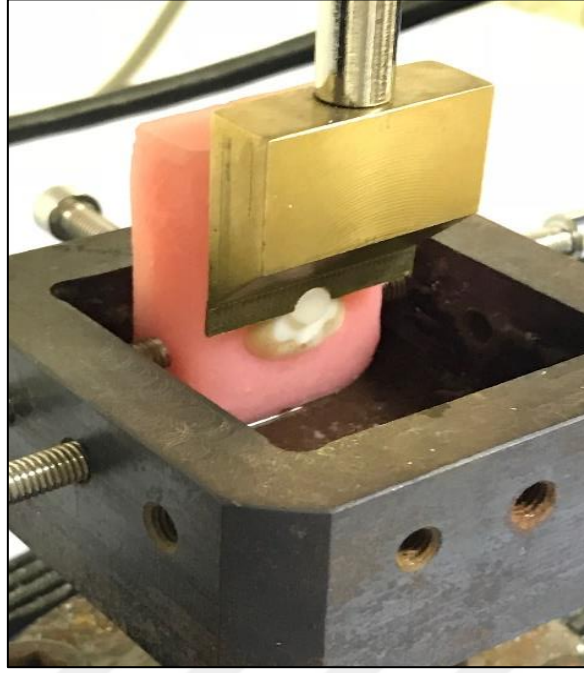
Şekil 18. Lazerin 2 mm uzaklıktan uygulanması.

### 3.5. Makaslama Bağlantı Testi

Gruplardaki tüm örnekler, lazer uygulandıktan hemen sonra makaslama testi için universal test cihazına (Shimadzu Universal Test Machine, Kyoto, Japan) bağlanmıştır. Örnek boyutlarına göre özel olarak hazırlatılan, 2013 yılında ISO [112] tarafından makaslama bağlantı testlerinde yeni bir standart olarak kabul edilen yarım daire şeklindeki uç, rezin bağlantı ara yüzüne paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 19). Bu yarım daire şeklindeki uç, seramik disk örnekleri yarısına kadar tamamen kavrayabilen ve seramik disk örneklerle aynı ölçülerde olacak şekilde (5 mm çapında, 1 mm kalınlığında) hazırlanmıştır. Örneklerde kopma meydana gelene kadar 1mm/dk yükleme hızıyla kuvvet uygulanmıştır. Test cihazına bağlı bilgisayar tarafından kopma anındaki kuvvet Newton (N) biriminde kaydedilmiştir. Elde edilen kuvvet değerleri, aşağıdaki formül kullanılarak megapaskal (MPa) cinsinden çevrilmiştir:

$$\sigma = P/A$$

P: Kopma anındaki kuvvet N (Newton), A: Bağlantı alanı (mm<sup>2</sup>)



Şekil 19. Makaslama bağlantı testinin yapılışı.



Şekil 20. Makaslama bağlantı testi uygulanmış örnekler.

### 3.6. Makaslama Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Makaslama testi sonrası her bir diş örneğinin kopma yüzeyleri stereomikroskop (Nikon; SMZ1000, Japonya) altında x10 büyütmede incelenmiştir. Başarısızlık tiplerinin incelenmesinde Woronko ve ark.'nın [113] önerdiği aşağıdaki kriterler esas alınmıştır:

- Adeziv başarısızlık: Restoratif materyalin % 20'sinden daha azı diş yüzeyinde kalmışsa,

- Koheziv başarısızlık: Restoratif materyalin % 80'inden fazlası diş yüzeyinde kalmışsa,
- Adeziv+koheziv başarısızlık: Diş yüzeyinde koheziv başarısızlıktan daha az ama adeziv başarısızlıktan daha fazla restoratif materyal kalmışsa.

### 3.7. SEM Analizi

Makaslama testi sonrası yapılan kopma yüzey analizine göre her grupta en çok görülen başarısızlık tipi göz önünde bulundurularak her gruptan birer tane diş ve seramik örneği seçilmiştir. Örnekler karbon bant yapıştırılmış numune koyulan cihaz parçasına uygun boyutta küçültülerek üzerine yerleştirilmiştir. Diş örneklerin poröz yapısından dolayı sürekli gaz çıkışına bağlı cihaz Altın-Paladyum (Au-Pd) kaplama için gereken vakumu sağlayamamıştır. Bu sebeple iletkenliği sağlayacak, alternatif bir kaplama yöntemi olan gümüş (Ag) solüsyonu fırça yardımıyla analizi yapılacak bölgenin çevresine sürülmüştür. Toplam 16 adet seramik ve diş örneklerinin bağlanma yüzeyleri SEM (Scanning electron microscopy) cihazında (Zeiss EVO® LS 10, Germany) x200 ve x1000 büyütme altında incelenmiştir.

### 3.8. İstatistiksel Analiz

Deneyler öncesinde yapılan power analizi sonuçlarına göre ( $p \leq 0,05$ ) her gruptaki örnek sayısının en az 5 olması gerektiği belirlenmiştir. Ancak konu ile ilgili literatürde çok sınırlı çalışma olduğu ve power analizinin dayanak aldığı literatürde kullanılan laminate veneer materyalinin de farklı olduğu göz önünde bulundurularak grup sayısının 12'ye çıkarılması uygun görülmüştür [2]. Buna göre her gruptaki 12 örnekten elde edilen veriler, SPSS 24 (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc, Chicago, ABD) bilgisayar programı kullanılarak tek yönlü varyans analizi (One-way Anova) ile değerlendirilmiştir. Anlamlı farklılıklar saptanması durumunda grupların birbirleri ile karşılaştırılmasında post-hoc Tukey HSD Çoklu Karşılaştırma Testi kullanılmıştır. Sonuçlar  $p \leq 0,05$  anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Grupların Makaslama Bağlantı Dayanımları Açısından Değerlendirilmesi

Yapılan makaslama bağlantı dayanımı testlerinde, 8 farklı grubun bağlantı dayanım değerleri incelenmiştir. En yüksek ortalama makaslama bağlantı dayanımı değeri ( $23,58 \pm 8,37$  MPa) grup FK-1'de görülürken en düşük ortalama makaslama bağlantı dayanım değeri ise ( $5,94 \pm 3,98$  MPa) LL-0,5'te görülmüştür. (Tablo 4)

**Tablo 4.** Makaslama bağlantı kuvveti değerleri (MPa)

GRUP ADI	N	ORTALAMA	STD. SAPMA	MİN.	MAX.
FK-0,5	12	20,89	5,23	14,34	29,24
FL-0,5	12	8,45	5,42	0,00	15,47
FK-1	12	23,58	8,37	13,76	37,42
FL-1	12	14,83	4,64	8,17	21,25
LK-0,5	12	19,32	5,87	13,36	30,34
LL-0,5	12	5,94	3,98	0,00	13,00
LK-1	12	17,61	8,13	11,81	41,74
LL-1	12	9,72	5,45	0,79	17,49
Toplam	96	15,04	8,38	0,00	41,74

Tüm gruplar arasında belirli bir değişkene dayalı olarak farklılık olup olmadığını belirlemek amacıyla tek faktörlü varyans analizi (One-way Anova) yapılmıştır (Tablo 5). Gruplar arasında makaslama bağlantı dayanımı değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir ( $p \leq 0,05$ ).

**Tablo 5.** Tek yönlü varyans analizi (One-way Anova)

	<b>Kareler top.</b>	<b>df</b>	<b>Kareler ort.</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
Gruplar arası	3438,781	7	491,254	13,346	,000
Grup içi	3239,236	88	36,809		
Toplam	6678,017	95			

p: Anlamlılık değeri.  $p \leq 0,01$ : İleri derecede anlamlı.  $p \leq 0,05$ : Anlamlı.  $p > 0,05$ : Anlamlı değil

Gruplar arası çoklu karşılaştırmalar için Tukey HSD istatistiksel analizi kullanılmıştır. Lazerin porselen laminate veneerin dış yüzeyinden sökülmesindeki etkisini incelemek amacıyla lazer uygulanan her grubun makaslama bağlantı kuvvetleri kontrol gruplarıyla karşılaştırılmıştır ve gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 6). ( $p \leq 0,05$ )

**Tablo 6.** Deney ve kontrol grupları arasındaki makaslama bağlantı kuvvetlerinin karşılaştırılması.

<b>Gruplar</b>	<b>p</b>
FK-0,5/FL-0,5	0,000
FK-1/FL-1	0,015
LK-0,5/LL-0,5	0,000
LK-1/LL-1	0,040

Tukey-HSD çoklu karşılaştırma testi

p: Anlamlılık değeri.  $p \leq 0,01$ : İleri derecede anlamlı.  $p \leq 0,05$ : Anlamlı.  $p > 0,05$ : Anlamlı değil

Aynı örnek kalınlığına sahip ancak farklı porselen materyali kullanılan gruplar arasında karşılaştırmalar yapılarak farklı porselen materyallerinin lazer geçirgenliği ve bunun sonucu olarak bağlantı dayanımındaki değişim değerlendirilmiştir. Grupların tamamı için aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Tablo 7). ( $p > 0,05$ )

**Tablo 7.** Aynı kalınlıktaki feldspatik seramik ile lösit ile güçlendirilmiş seramik örneklerin makaslama bağlantı kuvvetlerinin karşılaştırılması.

<b>Gruplar</b>	<b>p</b>
FK-0,5/LK-0,5	0,998
FL-0,5/LL-0,5	0,972
FK-1/LK-1	0,249
FL-1/LL-1	0,448

Tukey-HSD çoklu karşılaştırma testi

p: Anlamlılık değeri.  $p \leq 0,01$ : İleri derecede anlamlı.  $p \leq 0,05$ : Anlamlı.  $p > 0,05$ : Anlamlı değil

Aynı porselen materyalinden oluşan ancak farklı kalınlıkta örnek içeren gruplar, lazerle söküm işleminde kalınlık farklılığının etkisini ortaya koyabilmek amacıyla karşılaştırıldığında tüm gruplar için aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Tablo 8). ( $p > 0,05$ )

**Tablo 8.** Aynı seramik materyalinden hazırlanmış 0,5 mm ve 1 mm kalınlıktaki örneklerin makaslama bağlantı kuvvetlerinin karşılaştırılması.

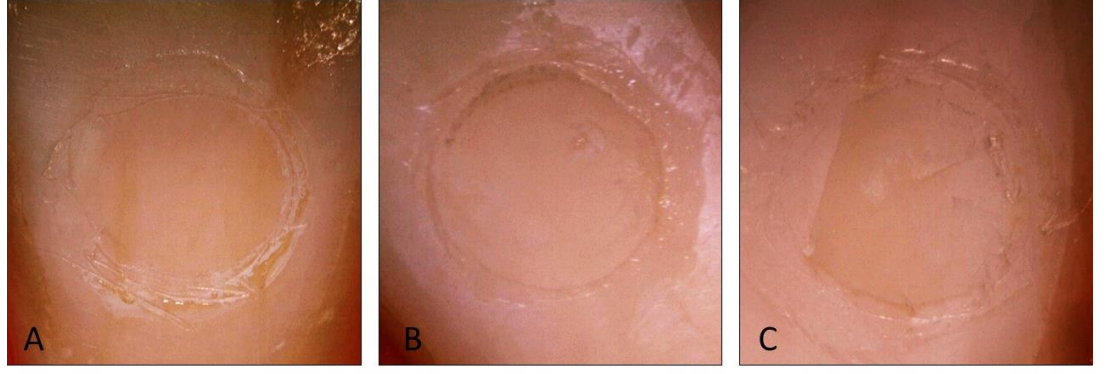
<b>Gruplar</b>	<b>p</b>
FK-0,5/FK-1	0,959
FL-0,5/FL-1	0,179
LK-0,5/LK-1	0,997
LL-0,5/LL-1	0,792

Tukey-HSD çoklu karşılaştırma testi

p: Anlamlılık değeri.  $p \leq 0,01$ : İleri derecede anlamlı.  $p \leq 0,05$ : Anlamlı.  $p > 0,05$ : Anlamlı değil

#### **4.2. Makaslama Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarısızlık Tipleri**

Diş örneklerinin kopma yüzeylerindeki başarısızlık tipleri 3 grup altında değerlendirilmiştir (Şekil 21):



**Şekil 21.** Diş yüzeylerindeki başarısızlık tipleri. **a)** Adeziv başarısızlık; **b)** Koheziv başarısızlık; **c)** Adeziv+koheziv başarısızlık

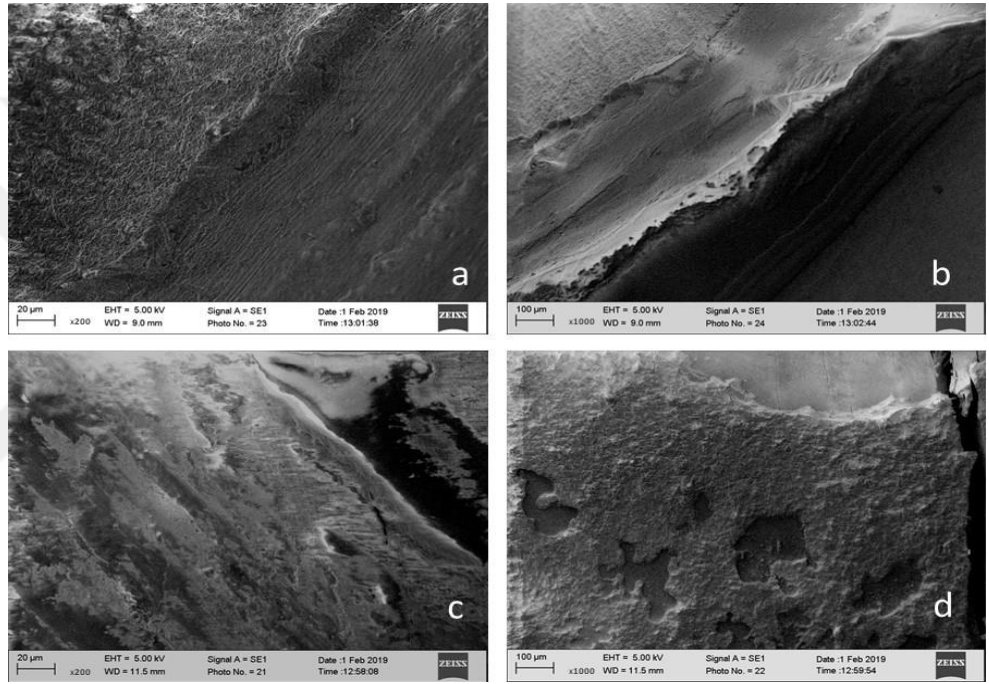
Örneklerin kopma yüzey analizleri Tablo 9’da gösterilmektedir. Lazer gruplarında koheziv başarısızlık daha çok görülürken, kontrol gruplarında adeziv başarısızlık daha fazla görülmüştür.

**Tablo 9.** Kopma yüzey analizleri.

GRUPLAR	BAŞARISIZLIK TİPİ		
	ADEZİV	KOHEZİV	ADEZİV+KOHEZİV
FK-0,5	9	-	3
FL-0,5	-	9	3
FK-1	9	1	2
FL-1	-	10	2
LK-0,5	8	1	3
LL-0,5	-	10	2
<b>LK-1</b>	10	1	1
LL-1	-	10	2

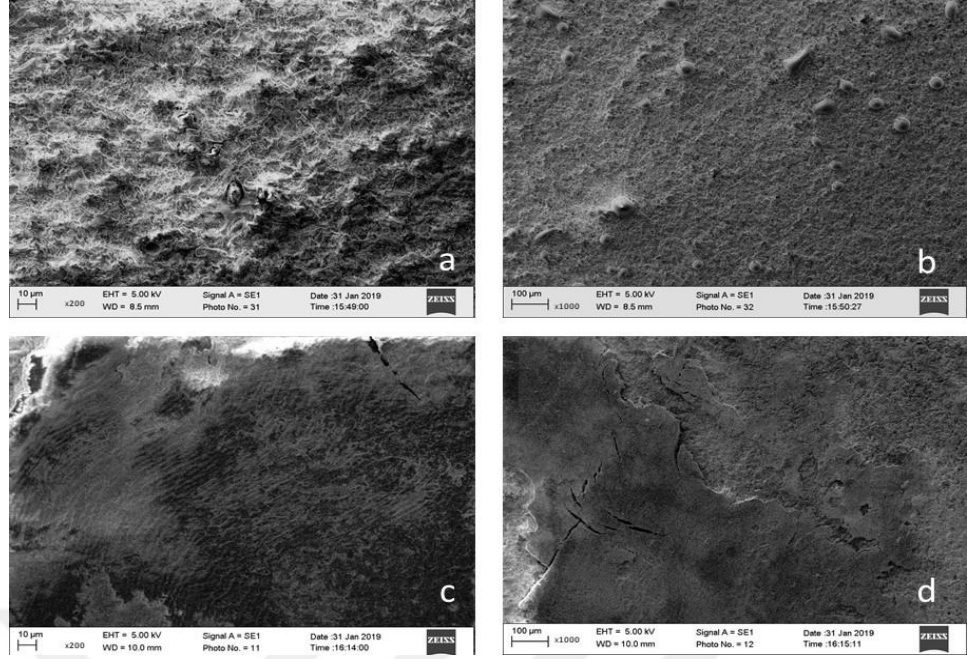
### 4.3. SEM Analizi

Her grubun diş yzeyi SEM görüntüleri (şekil 22,24,26,28) ve seramik yzeyi SEM görüntüleri (şekil 23,25,27,29) aşağıda verilmiştir. Lazer uygulanmış tüm örneklerde lazer ışınının resin yzeyinde oluşturduğu ablasyon alanları gözlenmiştir. Seramik yzeyinde Er:YAG lazer uygulanmamış kontrol gruplarında przly yapılar, sivri ve yüksek tepe şeklinde yzey oluşumları görülürken, lazer gruplarında bu alanlarda düz yzeyler grlmştir.

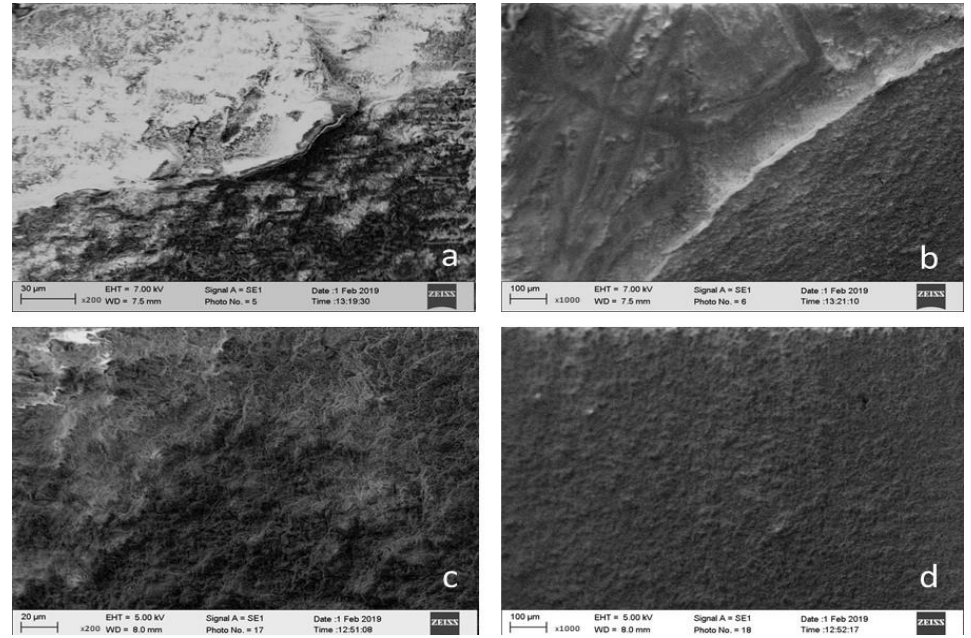


**şekil 22.** Feldspatik seramik 0,5 mm örneklerin simante edildiği diş yzeylerinin SEM görüntüsü. **a:** FK-0,5/ x200 büyütme **b:** FK-0,5/ x1000 büyütme **c:** FL-0,5/ x200 büyütme **d:** FL-0,5/ x1000 büyütme.

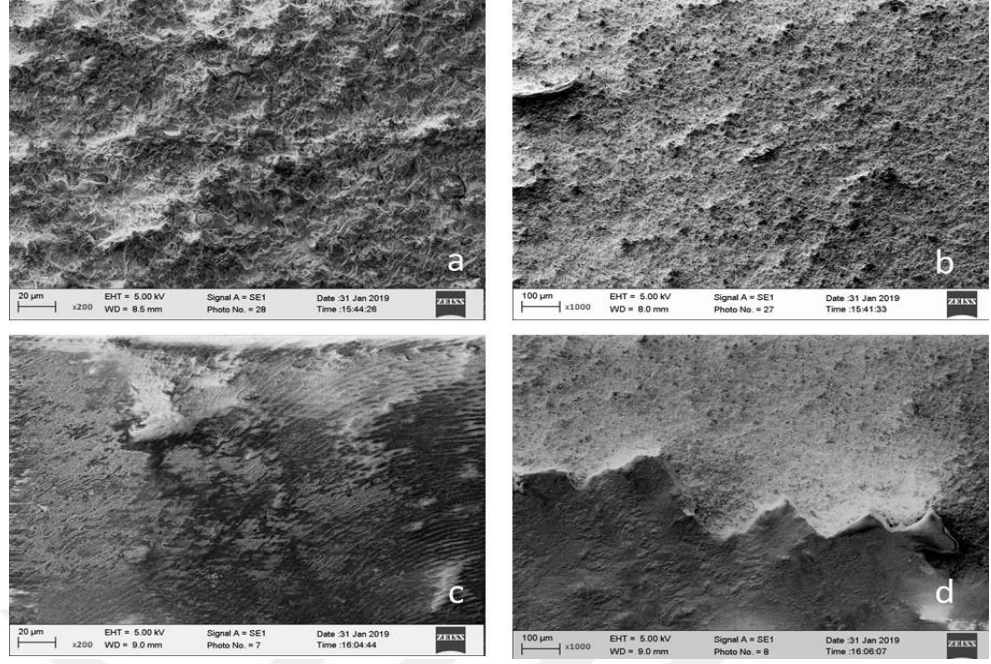




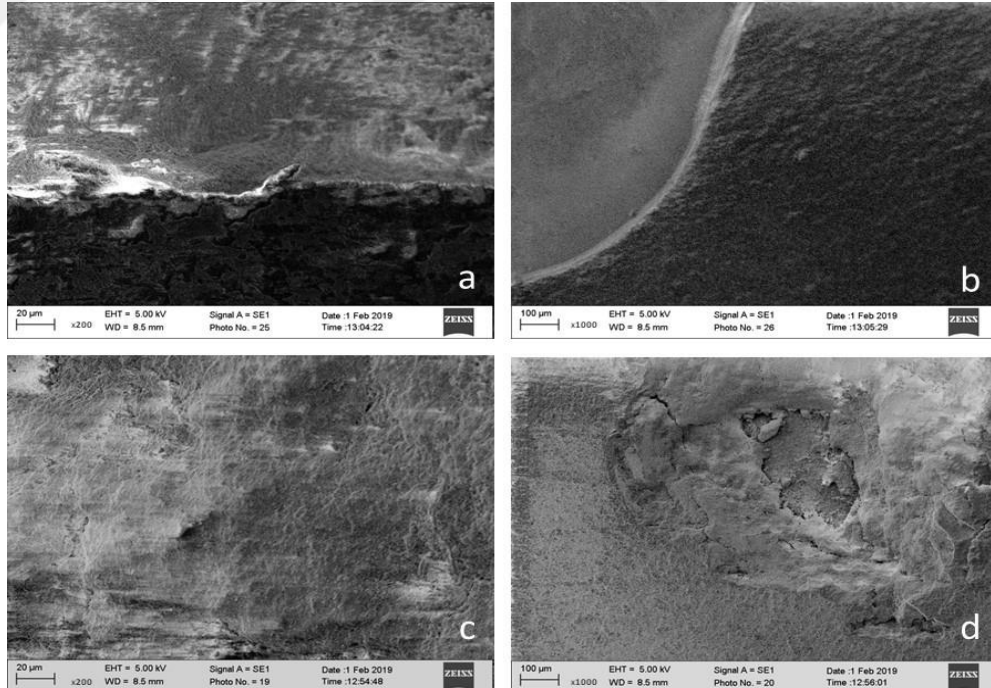
**Şekil 23.** Feldspatik seramik 0,5 mm seramik örneklerin kontrol ve lazer grupları SEM görüntüsü. **a:** FK-0,5/ x200 büyütme **b:** FK-0,5/ x1000 büyütme **c:** FL-0,5/ x200 büyütme **d:** FL-0,5/ x1000 büyütme.



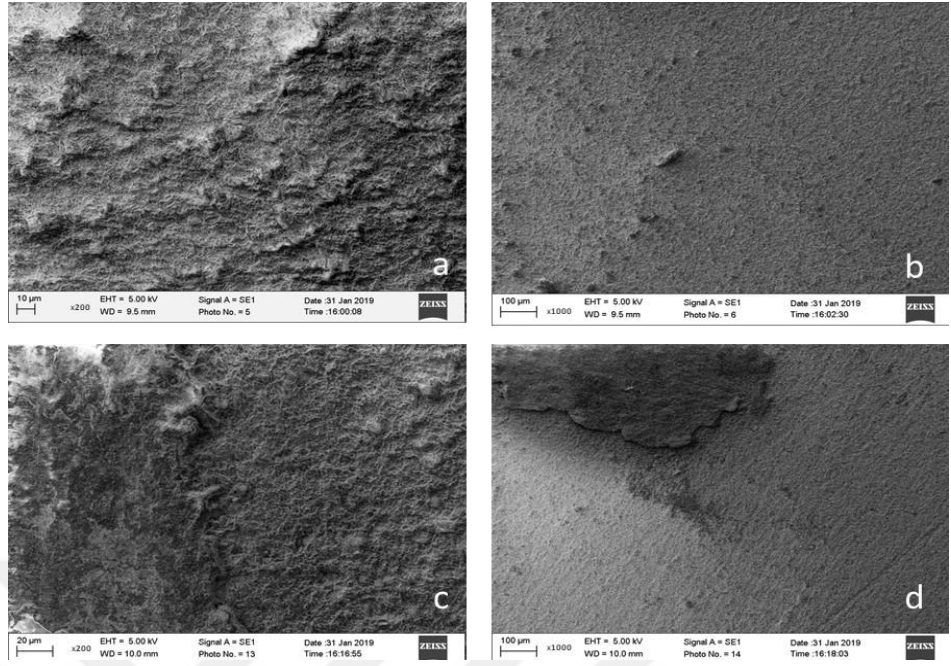
**Şekil 24.** Feldspatik seramik 1 mm örneklerin simante edildiği dış yüzeylerinin SEM görüntüsü. **a:** FK-1/ x200 büyütme **b:** FK-1/ x1000 büyütme **c:** FL-1/ x200 büyütme **d:** FL-1/ x1000 büyütme.



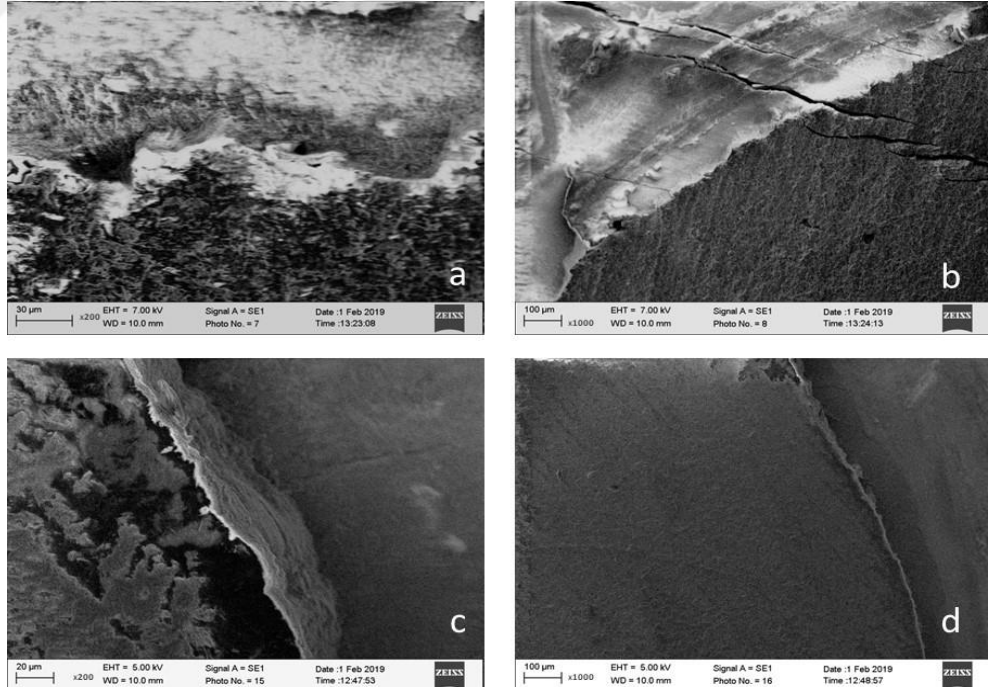
**Şekil 25.** Feldspatik seramik 1 mm seramik örneklerin kontrol ve lazer grupları SEM görüntüsü. **a:** FK-1/ x200 büyütme **b:** FK-1/ x1000 büyütme **c:** FL-1/ x200 büyütme **d:** FL-1/ x1000 büyütme.



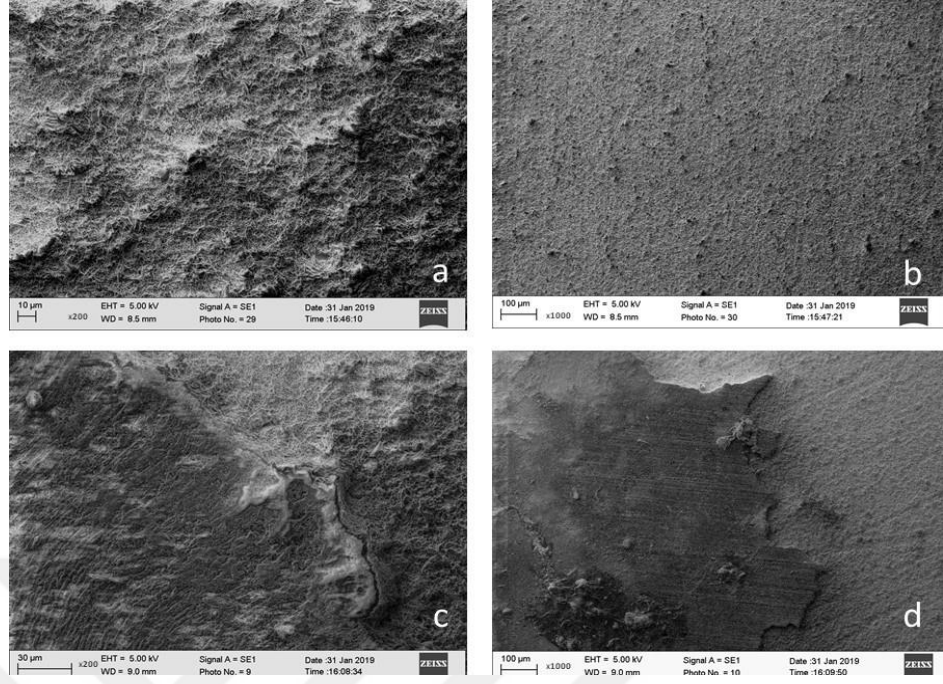
**Şekil 26.** Lössit ile güçlendirilmiş seramik 0,5 mm örneklerin simante edildiği kontrol ve lazer gruplarının dış yüzeylerinin SEM görüntüsü. **a:** LK-0,5/ x200 büyütme **b:** LK-0,5/ x1000 büyütme **c:** LL-0,5/ x200 büyütme **d:** LL-0,5/ x1000 büyütme.



**Şekil 27.** Lösit ile güçlendirilmiş seramik 0,5 mm seramik örneklerin kontrol ve lazer grupları SEM görüntüsü. **a:** LK-0,5/ x200 büyütme **b:** LK-0,5/ x1000 büyütme **c:** LL-0,5/ x200 büyütme **d:** LL-0,5/ x1000 büyütme.



**Şekil 28.** Lösit ile güçlendirilmiş seramik 1 mm örneklerin simante edildiği dış yüzeylerinin kontrol ve lazer grupları SEM görüntüsü. **a:** LK-1/ x200 büyütme **b:** LK-1/ x1000 büyütme **c:** LL-1/ x200 büyütme **d:** LL-1/ x1000 büyütme.



**Şekil 29.** Lōsit ile güçlendirilmiş seramik 1 mm seramik örneklerin kontrol ve lazer grupları SEM görüntüsü. **a:** LK-1/ x200 büyütme **b:** LK-1/ x1000 büyütme **c:** LL-1/ x200 büyütme **d:** LL-1/ x1000 büyütme.

## 5. TARTIŞMA

Son yıllarda estetik restorasyonların kullanım alanları giderek genişlemiş ve porselen laminate veneerler estetik avantajları nedeniyle daha sık tercih edilir olmuştur. Porselen laminate veneerler; gülümsemeyi değiştirmek, dişlerin uygun renk, şekil ve fonksiyonunu sağlamak amacıyla uygulanan konservatif bir yöntemdir. Minimal diş preparasyonu gerektirmesi, mükemmel estetik sağlama potansiyeli ve sağlıklı dokuları koruması başlıca avantajlarıdır [19]. Bununla birlikte; kırılma olmaları, tamir edilebilme güçlüğü, maliyetinin yüksek olması, bitirme ve parlatma işlemlerinin ağız içinde yeterince yapılamaması gibi birtakım dezavantajları söz konusudur. Tüm protetik restorasyonlarda olduğu gibi porselen laminate veneerlerin de zamanla değiştirilme veya sökülme ihtiyacı doğabilmektedir [3, 4]. Hatta bu ihtiyaç, hatalı simantasyon sonrası hemen baş gösterebilmektedir. Böyle bir durumda laminate veneerin zarar görmeden diş yüzeyinden sökülebilmesi ve tekrar kullanılabilmesi önem kazanmaktadır. Oysa porselen laminate veneerlerin diş yüzeyinden geleneksel olarak sökülmesi döner enstrümanlarla yapılmaktadır. Bu teknik, alttaki diş yapısına ve porselene zarar verebilmektedir. Ayrıca bu geleneksel aletlerin kullanımı (kuron sökücüler, keskiler ve sürgülü çekiç sökücüler veya otomatik çıkarıcılar gibi) hasta için ağrı ve rahatsızlık kaynağıdır [114]. Morford ve ark. [6], döner enstrümanlara alternatif söküm teknikleri üzerinde çok az araştırma yapıldığını ve diş hekimliğindeki lazerlerin porselen laminate veneerlerin sökülmesinde yararlı olabileceğini bildirmişlerdir. Diş hekimliği kliniklerinde geniş bir kullanım alanına sahip olan Er:YAG lazerin, braketlerin ve porselen laminate veneerlerin söküm işleminde uygun olduğu başka bir çalışmada da bildirilmiştir [5]. Lazerin tipi, uygulama modu, enerji seviyesi ve rezin siman tipi gibi çeşitli değişkenlerin diş yüzeyinden ayrılma mekanizmasını etkilediği bilinmektedir [2]. Bununla birlikte seramik restorasyon ile diş yüzeyi arasına iletilen Er:YAG lazer enerjisi miktarının, porselen kalınlığı ve içeriğine bağlı olduğu da gösterilmiştir [5]. Bu çalışmanın amacı; rezin simanla yapıştırılmış farklı kalınlık ve içeriğe sahip porselen laminate veneerlerin sökülmesi işlemi üzerine Er:YAG lazerin etkisini incelemektir. Elde edilen sonuçların, geleneksel söküm yöntemlerine alternatif olabilecek Er:YAG lazerin klinik kullanımına rehberlik etmesi amaçlanmıştır. Bununla birlikte laminate veneerler ile

diş yüzeyi arasındaki bağlantı dayanımını etkileyen faktörlerin ortaya koyulmasıyla bu konudaki literatüre katkıda bulunulmak istenmiştir.

Bu *in-vitro* çalışmada; toplam 96 adet çekilmiş çürüksüz sığır mandibular kesici dişi kullanılmıştır. Diş yüzeyine bağlantı kuvvetinin incelendiği çalışmalarda, büyükbaş hayvan dişi kullanımının insan dişine benzer sonuçlar verdiği gösterilmiştir [115]. Bu nedenle sığır dişleri uzun zamandır diş yüzeyi bağlantı çalışmalarında insan dişine alternatif olarak kullanılmaktadır [116]. Sığır dişleriyle insan dişleri kimyasal içerik bakımından benzerdir; hemen hemen aynı miktarda kalsiyum/fosfat içerirler. Mine kalınlığı ve dentin sertliği de benzerdir [117-119]. Bazı çalışmalarda sığır ve insan dişleri arasında, bağlantı etkinliğini olumsuz yönde etkileyebilecek bazı farklılıklar olduğunu belirtilse de [118, 120] bağlantı kuvveti çalışmalarında sığır dişinin kullanımıyla ilgili 2016 yılında yapılan bir literatür derlemesi; sığır dişi kullanılmasının hem mine hem de dentin yüzeyinde insan dişine benzer sonuçlar verdiğini bildirmektedir [121].

Calamia ve Calamia [122]; mineye göre daha düşük elastiklik katsayısına sahip dentinin sertliğinin daha az olduğunu ve bunun sonucu olarak dentinde biten preparasyonlarda fazla stres birikimi sonucu restorasyon başarısının olumsuz etkileneceğini rapor etmişlerdir. Yapılan çalışmalar, adeziv bağlantıdaki ayrılma başarısızlıklarının çoğunlukla (% 80) dentin yüzeyinde görüldüğünü bildirmektedir [37, 123-125]. En iyi adezyon ve stres dağılımının mine-kompozit-porselen kompleksinde olduğunu ve bundan dolayı preparasyonun mümkün olduğunca minede sonlandırılması gerektiği belirtilmektedir [37, 126]. Bu nedenle çalışmada kullanılan sığır dişlerinin mine yüzeyleri dentin açığa çıkmayacak şekilde; polisaj cihazında su soğutması altında sırasıyla 240-, 400-, 600-, 800-, 1000-gritlik silikon karbür zımpara kağıtları ile pürüzlendirilmiştir. Minede tamamlanan preparasyonun, kompozit rezin simanın bağlantı dayanıklılığını arttırdığı göz önünde bulundurulmuştur.

Porselen laminate veneer restorasyonlar için seçilen dental seramikler; renk stabilitesi, translusentlik, diş yapısını taklit edebilme gibi özellikler göstermekle beraber dişlerin optik özelliklerine en çok benzeyen restoratif materyallerdir. Bunların yanı sıra yüksek baskı dayanımı ve abrazyon direncine sahiptirler [2, 127, 128]. Günümüzde bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri ve bu sistemler için farklı kimyasal yapılara sahip farklı materyal

seçenekleri ve üretim yöntemleri mevcuttur [129]. CAD/CAM yöntemiyle laminate veneer restorasyonların; feldspatik seramik, lösit ile güçlendirilmiş seramik, lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik, rezin seramik, hibrit seramik, zirkonya katkılı lityum silikat seramik gibi çok çeşitli materyallerden üretilebildiği bildirilmiştir [130]. CAD/CAM materyallerinin artan popülaritesi ve porselen laminate veneer yapımında kullanılması, bu çalışmada porselen laminate veneer materyali olarak klinikte de sıklıkla tercih edilen feldspatik seramik blok ve lösit ile güçlendirilmiş seramik blok kullanılmasında belirleyici olmuştur.

Gelişen adeziv teknolojiler sayesinde daha fazla diş yapısını koruyarak, yüksek mekanik özelliklere sahip ve aynı zamanda estetik porselen laminate veneerlerin yapımı mümkün olmuştur [131]. Piyasaya ilk çıktıkları dönemlerde porselen laminate veneerler, diş preparasyonu yapılmadan ya da çok az miktarda preparasyon yapılarak uygulanmıştır [124, 132]. Porselen laminate veneerler gelişmeye devam ettikçe, daha estetik ve biyolojik uyumlu bir restorasyon üretmek için minimal invaziv bir yaklaşım benimsenmiştir. Restorasyonun dayanıklılığını sağlamak, estetik olmayan alanları maskeleyebilmek veya mevcut diş rengini değiştirebilmek için en az 0,5 mm-0,7 mm'lik bir diş preparasyonu gereklidir [19]. Klinik koşullarda laminate veneer kalınlığını kesin ölçüde hazırlamak her zaman mümkün değildir. Bundan dolayı porselen kalınlığının lazerle söküm işlemi üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla; 0,5 mm ve 1 mm olmak üzere klinik kullanıma uygun iki farklı kalınlıkta hazırlanan porselen örnekler kullanılmıştır.

Porselen laminate veneer restorasyonların simantasyonu; ince bir porselen laminanın diş yüzeyine, rezin kompozit ve adeziv teknikler kullanılarak bağlanması esasına dayanır. Adeziv simantasyon, restorasyonun yer değiştirmesini önleyecek şekilde simanın yüzey düzensizliklerine adaptasyonunu içeren bir yöntemdir [62-64]. Bu amaç doğrultusunda kullanılacak kompozit rezin simanın tipi, porselen laminate veneerlerin transparanlığına ve kalınlığına göre seçilebilir [128]. Çoğu diş hekimi siman aktivasyonunu ışıkla yapabilme imkanı ve uzun klinik çalışma zamanı sağlaması nedeniyle ışıkla polimerize olan kompozit rezin simanları tercih etmektedir [127]. Hem ışık hem kimyasal olarak polimerize olan veya kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların içeriğindeki aromatik tersiyer aminler zamanla renklenmeye neden olabilmektedir [69, 70]. Ancak hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan kompozit rezin simanlarda oluşan amin kaynaklı renk değişikliğinin algılanabilir

düzeyde olmadığını ve estetik bölgelerde güvenle kullanılabilceğini de öne sürülmüştür [133, 134]. Avantajları göz önünde bulundurularak bu çalışmada seramik disklerin simantasyonu için ışıkla polimerize olan kompozit rezin siman kullanılmış ve klinik uygulama taklit edilmiştir. Işıkla polimerize olan kompozit rezin simanın, kimyasal veya hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlara göre daha uzun çalışma süresine sahip olması restorasyonun kenarında kalan siman artıklarının kolayca temizlenmesini sağlar [130]. Bu çalışmada da klinik uygulamaya benzer şekilde; seramik örnekler mine yüzeyine yapıştırılırken üretici önce 5 sn ışınlanarak başlangıç polimerizasyonu sağlamış ve fazla siman artıkları temizlenmiştir. Daha sonra firma talimatları doğrultusunda tam polimerizasyon için 30 sn ışınlanmıştır. Porselen örneklerin kenarlarında fazla siman artığı kalmamasına dikkat edilmiştir. Larmour ve ark.'ın [135] braket sökümünden önce tüm fazla materyalin temizlenmesi gerektiğini, fazla siman artığının braket ve adeziv arasındaki bağlantı kuvvetini önemli ölçüde arttırdığını bildirmişlerdir. Er:YAG lazerle yapılan söküm işlemleri sırasında komplikasyonlardan kaçınmak ve hata oranını azaltmak için taşan fazla siman artığının temizlenmesi önerilmektedir [9].

İlk olarak seramik ortodontik braketlerin dış yüzeyinden sökülmesi amacıyla; CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, diyet, yiterbiyum fiber, Er:YAG gibi çeşitli dental lazerler kullanılmıştır [5]. Tocchio ve ark. [103] seramik braketlerin sökülmesinin adeziv rezindeki bozulma nedeniyle meydana geldiğini ve lazer enerjisinin rezini üç farklı mekanizma ile bozduğunu bildirmiştir: termal yumuşama, termal ablasyon, fotoablasyon. Termal yumuşama, lazer enerjisinin adeziv rezinde sıcaklık artışı meydana getirmesiyle adeziv rezinin braketten ayrılana dek yumuşamasıdır. Termal ablasyon, adeziv rezini anında ısıtan lazer enerjisinin neden olduğu adeziv rezinin hızlı buharlaşmasıdır. Son mekanizmaya ise “fotoablasyon” denir ve yüksek lazer enerjisinin, rezin atomları arasındaki bağların enerji seviyelerini ayrışma seviyelerinin üstüne çıkararak malzemenin ayrışmasıyla sonuçlanacak şekilde adeziv rezinle etkileşime girmesiyle oluşur. Termal ablasyon ve fotoablasyonun daha elverişli mekanizmalar olduğu düşünülmektedir, çünkü çok hızlı oluştukları için adeziv rezin ve dış yüzeyindeki sıcaklığın fizyolojik aralıkta kaldığı bildirilmiştir [103]. Er:YAG lazerin termal ablasyon ve fotoablasyon yoluyla adeziv rezini etkilemesi nedeniyle braket ve laminate veneer sökümünde diğer lazer tiplerine göre daha uygun olduğu rapor edilmiştir [6-9]. Ayrıca Er:YAG lazerlerin, Nd:YAG ve CO<sub>2</sub> lazerlerden daha az



termal etkiye sahip olduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur [136, 137]. Gurney ve ark. [138] lityum disilikat kuronları çıkarmak için erbiyum lazer ve yüksek hızda elmas frez kullanarak söküm için gereken süreyi karşılaştırmışlardır. Sonuçlar lityum disilikat kuronların çıkarılmasının lazer ile 60-90 saniyede gerçekleştiğini, yüksek hızlı elmas frezlerle ise yaklaşık 360 saniyede gerçekleştiğini göstermiştir. Bununla birlikte; Er:YAG lazerlerin diş sert dokuları ve su içeren biyolojik dokular tarafından kolay emilmesi ve böylece adeziv rezindeki artık monomerler ve su molekülleri tarafından seçici olarak absorbe edilmesi gibi avantajları göz önünde bulundurularak bu *in-vitro* çalışmada diş yüzeylerine adeziv simante edilen porselen örneklerin bağlantı dayanımını azaltmak için Er:YAG lazer seçilmiştir.

Bu çalışma için seçilen 2940 nm dalga boyunda Er:YAG lazer; gücü 4,2 watt (140 mJ x 30 Hz) olacak şekilde ayarlanıp 6 sn boyunca su soğutması altında, mineye yapıştırılan örneklerin üzerine uygulanmıştır. Lazer uygulama süresi, bu çalışmayla aynı Er:YAG lazer parametrelerine sahip seramik braket söküm çalışmasındaki pulpal sıcaklık artışları göz önünde bulundurularak belirlenmiştir [139]. Farklı lazerlerin dişler ve pulpa dokusu üzerindeki etkileri tam olarak belirlenmemiştir. Pulpadaki sıcaklık artışını değerlendiren çalışmaların çoğu, Zach ve Cohen'in [139, 140] pulpa dokusuna zarar vermemek için bir standart olarak tanımladığı 5,5 °C'lik sıcaklık artışını intrapulpal sıcaklıkta güvenlik eşiği olarak kabul etmişlerdir. İn vitro bir çalışmada, yüksek hızlı frezle ve Er: YAG lazerle yapılan diş preparasyonu sırasındaki sıcaklık değişimi karşılaştırılmış ve sonuç olarak her iki işlemin de su soğutması altında benzer ısı artışı oluşturduğu ortaya çıkmıştır [141]. Bu nedenle Er:YAG lazerler, pulpal sıcaklık artışı için güvenli bir prosedür olarak kabul edilir. Bununla birlikte, literatür gözden geçirildiğinde, sadece bir deneysel çalışmanın tam seramik kuronların çıkarılması sırasında pulpa boynuzlarındaki sıcaklık değişikliklerini ölçtüğü belirlenmiştir. Sonuçlar, bilgisayar destekli üretilen lityum disilikat kuronlarının sökülmesi sırasındaki ortalama sıcaklık artışının  $5,4 \pm 2,2$  °C olduğunu göstermiştir [142]. Er:YAG lazerle braket sökümü sırasındaki pulpal sıcaklık artışının değerlendirildiği başka bir çalışmada; farklı sürelerde uygulanan Er:YAG lazerin kopma kuvveti ve kopma sırasında intrapulpal sıcaklık değişimi üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Lazer 9 sn uygulandığında sıcaklık artışı 4,59 °C bulunmasına rağmen, bu değer hala pulpa dokusuna zarar vermeyecek güvenlik eşiğinden (5,5 °C) daha

düşüktür. Bu nedenle, bu lazer prosedürünün ince laminate veneerler üzerinde kullanılabileceği savunulmaktadır [139].

Etkili ve güvenli bir lazer parametresi için pulpal sıcaklığın eşik değerinin altında olması gerekir. Literatürdeki çalışmalar kalınlığı 1 mm'den az porselen veneerlerin sökülmesinin kısa lazerle 9-15 saniye arasında yapılabileceğini göstermiştir; oysa lityum disilikat ve zirkonya kuronlarının sökülmesi (artan kalınlık ve yüzey) 30-120 saniye arasında değişmektedir [143-147]. Daha uzun lazer ışınlama sürelerinin nispeten daha kısa lazer ışınlama sürelerine kıyasla, pulpal sıcaklık artışı riskini arttırdığı ve bunun sonucu olarak geri dönüşümsüz pulpal hasara yol açabildiği varsayılmaktadır [114]. ALBalkhi ve ark. [148] porselen laminate veneer sökümü için Er:YAG lazeri farklı uygulama parametrelerinde, temaslı ve temassız modda kullanmışlardır. Söküm için gereken süre temassız modda, temaslı moda göre daha az bulunmuş; bu nedenle temassız modun, porselen laminate veneer sökümünde temaslı moddan daha etkin olduğu savunulmuştur. Pulpal sıcaklık artışları ölçüldüğünde ise temassız moddaki artış daha fazla (4,2 °C) bulunmasına rağmen halen eşik değerin (5,5 °C) altında olduğu görülmüştür. Nalbantgil ve ark. [149] ise seramik braketlerin sökümü için 9 saniye boyunca 5 watt gücündeki Er:YAG lazeri sulu ve susuz olarak iki ayrı yöntemle kullanmışlardır. Lazer sonrası pulpal sıcaklık artışını değerlendirdiklerinde sulu ve susuz uygulanan gruplar için ortalama değerleri sırasıyla 2,41 °C ve 4,59 °C olarak kaydetmişlerdir. Er:YAG lazerin su soğutması altında kullanılmasının seramik braket sökümünde etkili ve güvenli bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir. Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda Er:YAG lazerin su ve hava soğutması altında ve temassız modda kullanılmasına karar verilmiştir.

Öztoprak ve ark. [111] tarafından tanımlanan 'tarama yöntemi' lazerin; porselen disklerin yüzeyine paralel yatay hareketlerle, tek bir noktaya sabitlenmeden 'S' şeklinde uygulanması esasına dayanır. Nalbantgil ve ark. [139] Er:YAG lazerle seramik braket sökümü sırasındaki intrapulpal sıcaklık değişimini değerlendirdikleri çalışmada; tarama yöntemiyle uygulanan lazerin, tek bir noktaya uygulanan lazere göre daha az sıcaklık artışı oluşturduklarını savunmuşlardır. Grzech-Les'niak ve ark. [150] Er:YAG lazer kullanılarak metal ve seramik braketlerin dış yüzeyinden sökümünü üç farklı yöntemle gerçekleştirmişlerdir. Grup 1'de lazer metal brakete 1 mm uzaklıktan dairesel hareketlerle, Grup 2'de seramik brakete 1 mm uzaklıktan dairesel hareketlerle, Grup 3'te ise 2 mm uzaklıktan tarama yöntemiyle uygulanmıştır. Lazer sonrası pulpal

sıcaklık artışı ölçülmüştür. Seramik braket grupları karşılaştırıldığında tarama yöntemi kullanılan gruptaki sıcaklık artışının ( $0.83 \pm 0.43$  °C) daha az olduğu görülmüştür. Bu çalışmada Er:YAG lazer uygulama yöntemi olarak Öztoprak ve ark. [111] tanımladığı ‘tarama yöntemi’ seçilmiştir.

Lazerin makaslama bağlantı kuvveti üzerindeki etkisinin, lazer uygulamasından hemen sonra veya lazerden kısa bir süre sonra incelendiği çeşitli çalışmalar mevcuttur [103, 111, 139]. Bu çalışmaların ortak sonucu, lazer uygulaması ile makaslama testinin yapıldığı faz arasındaki sürenin mümkün olduğunca kısılmasıyla daha başarılı sonuçların elde edilmesidir. Abdul-Kader ve İbrahim [151], CO<sub>2</sub> lazer uygulamasından hemen sonra ve 1 dakika sonra olmak üzere iki farklı bekleme süresini karşılaştırılmışlar ve seramik braketlerin makaslama bağlantı dayanım değerlerini değerlendirilmişlerdir. Lazerden hemen sonra braket sökümü için gereken makaslama kuvvetinin daha az olduğunu bildirmişlerdir. Elde ettikleri bulgular doğrultusunda adeziv simanın lazer uygulamasından hemen sonra yumuşadığı ve bu nedenle braketlerin daha az kuvvetle söküldüğü sonucuna varmışlardır. Tozlu ve ark. [152] Er:YAG lazer uygulamasıyla söküm işlemi arasında geçen farklı bekleme sürelerinin seramik braketlerin makaslama bağlantı kuvveti üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Dış yüzeyine yapıştırılan seramik braketlere 6 saniye lazer uygulandıktan sonra 4 farklı bekleme süresi sırasıyla 1, 18, 30, 60 saniye olarak kaydedilerek makaslama testi yapılmıştır. En düşük bağlantı dayanım değeri 2,74 MPa ile 1 sn grubunda görülürken, bunu sırasıyla 18 sn (10,36 MPa), 30 sn (16,38 MPa), 60 sn (18,11 MPa) ve kontrol grupları (24,1 MPa) takip etmiştir. Lazer uygulamasıyla makaslama testi arasında geçen bekleme süresi artarsa lazerle ısıtılmış adeziv rezinde soğuma meydana geldiği ve makaslama bağlantı dayanımının arttığı bildirilmiştir. Ancak 60 saniyelik bekleme süresinin sonunda bile ölçülen bağlantı dayanım değeri kontrol grubundan düşük bulunmuştur. Bunun nedeni ise ısıtılmış rezinin soğuduktan sonra da eski direncini kazanamaması olarak açıklanmıştır. Bu çalışmada Er:YAG lazerin adeziv rezin siman üzerine ilk uygulandığı andaki etkisini değerlendirebilmek amacıyla makaslama bağlantı dayanım testleri, örneklere lazer uygulandıktan hemen sonra yapılmıştır.

Makaslama bağlantı testlerinde, iki materyal bir adeziv ajan aracılığıyla birbirine bağlanır ve kırılma meydana gelinceye kadar makaslama kuvveti uygulanır [107]. Makaslama testleri, gerilme testlerinden daha basit yöntemlerle yapılması

nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır [153]. Plácido ve ark. [153] makro ve mikro makaslama testleri için yaptıkları sonlu elemanlar analizine göre; her iki testte de uygulanan kuvvetlerin eşit olmadığını ve örnek şekline, kuvvet yapılandırmasına, malzeme özelliklerine göre değişebileceğini göstermişlerdir. Her ne kadar makaslama bağlantı testleri ISO TR 11405 ile standardize edilmiş olsa da, kullanılan yöntemler olası sonuçları değiştirebilecek şekilde farklılık gösterebilmektedir [110]. DeHoff ve ark. [154] göre keski (chisel) tip uç kullanımı, kuvvet uygulama alanında ciddi stres artış noktalarına neden olmaktadır. Ancak, bir tel halka (wire loop) kullanılırsa kuvvetler adeziv ara yüzüne daha iyi dağıtılabilir. 2013 yılında Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO), Ultradent'in (Ultradent® Products Inc, South Jordan, UT, USA) yarım daire şeklinde uç (notched-edge, semicircular-edge) kullanılan makaslama bağlantı dayanımı test yönteminin yeni bir standart olarak kabul edildiğini açıklamıştır [112]. 20'den fazla bağımsız kuruluşu kapsayan titiz bir çalışma yürüttükten sonra ISO, yarım daire şeklinde uç yönteminin, hem şu anda hem de daha önce mevcut olan diğer makaslama bağlantı kuvveti test yöntemlerinden tutarlı bir şekilde üstün olduğu sonucuna varmıştır. Testteki ana unsur, bağlanmış numune düzgün bir kuvvet dağılımıyla makaslama kuvveti uygulamak için kullanılan yarım daire şeklinde bir uçtur [155]. Bu tip bir uç kullanıldığında elde edilen test sonuçlarının doğruluğunun daha yüksek olduğu, çünkü bu tasarımın restoratif materyali kavrayarak desteklediği ve yük uygulaması sırasında tek bir hat veya nokta temasına izin vermediği bildirilmiştir [156, 157] (Şekil 22).

Bu çalışmadaki makaslama bağlantı testi için, porselen disk örnekleri yarısına kadar tamamen kavrayacak şekilde örnek boyutlarına uygun yarım daire şeklinde bir test cihazı ucu kullanılmıştır. Bu sayede örneklerin üzerine tam olarak yerleşebilen yarım daire şeklinde ucun, uygulanan kuvvetin adeziv ara yüzeylerine eşit şekilde dağılmasını sağlayacağı düşünülmüştür. Makaslama bağlantı kuvvetinin incelediği bazı diğer çalışmalarda da benzer yarım daire şeklinde uç kullanılmıştır [158-162].

Literatürde başarısızlık tiplerinin sınıflandırmalarına ilişkin net bir fikir birliği olmadığı için başarısızlık tiplerini yorumlarken dikkatli olunması gerektiği belirtilmektedir [163, 164]. Rezindeki büyük koheziv başarısızlıklar düşük büyütme bir stereomikroskop ile değerlendirilebilse de adeziv arayüzündeki başarısızlık veya adeziv+koheziv başarısızlık tiplerinin belirlenmesinin yüksek büyütme bir taramalı

elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak daha sağlıklı bir şekilde yapılabileceği belirtilmiştir [165, 166]. Bu nedenle bu çalışmada hem stereomikroskopla yapılan kopma yüzey analizlerini detaylandırmak hem de Er:YAG lazerin rezin simana etkisini değerlendirebilmek için SEM analizi yapılmıştır. SEM analizi öncesi Altın-Paladyum (Au-Pd) kaplama yapılacak diş örneklerinin poröz yapısı nedeniyle oluşan gaz çıkışına bağlı cihaz gereken vakumu sağlayamadığından bu işlem için gümüş solüsyonu kullanılmıştır. Gümüş solüsyonunun doğrudan analiz yapılacak yüzeyin üzerine uygulanması; poröz yapıdaki örneğe nüfuz edip yüzey topografisini düzleştirebilmekte, ayrıntı keskinliğini azaltabilmekte ve mikron boyutundaki kaplama kalınlığı ayrıntıların görülmesini engelleyebilmektedir. Bu nedenlerden dolayı yüzey özelliklerini kaybedebileceğinden solüsyonun incelenen alana taşmamasına dikkat edilmiş, solüsyon incelenecek alanın etrafına sürülmüştür. Böylece gümüş solüsyonu yardımıyla örneklere iletkenlik kazandırılmış ve elektronlarla incelemeye uygun hale getirilmiştir. Çünkü yalıtkan yüzeylerde elektronun gezebileceği bir elektriksel devre yoktur veya çok düşük bir iletkenliğe sahiptir. Bu işlemlerden sonra yüzey özellikleri mikron skalası ile x200 ve x1000 büyütme altında incelenmiştir.

Bu çalışmada aynı örnek kalınlığına sahip feldspatik seramik ile lösit ile güçlendirilmiş seramik kullanılan gruplar karşılaştırıldığında ortalama makaslama bağlantı değerleri arasında farklılık olmasına rağmen, bu farklar istatistiksel olarak anlamlı ( $p>0,05$ ) bulunmamıştır (Tablo 7). Kamada ve ark. [167] 20.000 termal siklus sonrası aynı rezin simanla yapıştırılan feldspatik seramiğin lösit ile güçlendirilmiş seramikten daha yüksek bağlantı kuvveti gösterdiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar bu farkı, her iki seramiğin farklı oranlarda silisyum dioksit ( $SiO_2$ ) içermesinden kaynaklanabileceğini savunmuşlardır. Della Bona ve ark. [168] çalışmalarında benzer yüzey işlemi uygulayarak simante ettikleri lösit ile güçlendirilmiş seramik örneklerin bağlantı dayanımını  $20,6\pm 3,0$  MPa olarak bildirmişlerdir. Rigolin ve ark. [169] ise farklı rezin simanlarla lösit ile güçlendirilmiş seramik örneklerin dişe bağlantı kuvvetini değerlendirmişler ve 5,0 ile 11,0 MPa arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada LK-0,5 ve LK-1 gruplarının makaslama bağlantı dayanımları sırasıyla 19,32 ve 17,61 MPa olarak saptanmıştır. Bulgular arasındaki bu farkın siman farklılığı, bağlantı yüzeyinin farklılığı (dentin veya mine) gibi prosedür farklılıklarından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Aynı seramik materyalinden hazırlanmış ancak 0,5 mm ve 1 mm kalınlıkta örnek içeren gruplardan elde edilen bulgular değerlendirildiğinde hem feldspatik seramik hem de lösit ile güçlendirilmiş cam seramik gruplarında; 0,5 mm kalınlığındaki örnekler 1 mm'lik örneklere göre daha düşük ortalama makaslama bağlantı kuvveti gösterse de aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p>0,05$ ) değildir (Tablo 8). Ganjkar ve ark. [170] porselen laminate veneer kalınlığının, ışıkla polimerize olan rezin siman ve hem ışıkla hem kimyasal olarak polimerize olan rezin simanların dönüşüm oranına etkisini değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada üç farklı kalınlıkta (0,5 mm-1 mm-1,5 mm) lösit ile güçlendirilmiş seramik kullanmışlardır. Elde ettikleri sonuçlara göre; porselen kalınlığının 1,5 mm'ye kadar artırılmasının, değerlendirilen her iki rezin siman için de dönüşüm oranları üzerinde olumsuz bir etkisi olmadığı görülmüştür. Benzer şekilde Cho ve ark. [171] porselen kalınlığının 1,2 mm'ye kadar artmasının ışıkla polimerize olan rezin simanların dönüşüm oranını etkilemediğini bildirmişlerdir. Yuh ve ark. [172] da lösit ile güçlendirilmiş seramiklerin kalınlığı arttıkça rezin simanın dönüşüm oranının etkilenmediğini rapor etmişlerdir. Bu çalışma bulgularında makaslama bağlantı dayanımında anlamlı farklılık bulunmaması bulgusu yukarıda bahsedilen çalışmalarla desteklenmektedir.

Bu çalışmadan elde edilen bulgulara göre en yüksek ortalama makaslama bağlantı dayanımı değeri ( $23,58\pm 8,37$  MPa) grup FK-1'de görülürken en düşük ortalama makaslama bağlantı dayanım değeri ise ( $5,94\pm 3,98$  MPa) LL-0,5'te görülmüştür. Kontrol gruplarındaki ortalama makaslama bağlantı dayanım değerleri ile lazer uygulanan grupların bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark ( $p\leq 0,05$ ) bulunmuştur (Tablo 4). Er:YAG lazer uygulamasının porselen laminate veneerlerin dış yüzeyinden sökülmesi için gerekli makaslama bağlantı kuvvetini önemli ölçüde azalttığı sonucuna varılmıştır. Literatürde, lazerlerin rezin siman bağlantı dayanımını azalttığını bildiren çeşitli çalışmalar mevcuttur. Strobl ve ark. [8] CO<sub>2</sub> ve Nd: YAG lazerlerin, alüminyum braketlerin sökülmesi üzerindeki etkisini değerlendirmiş ve lazerlerin adeziv rezinin termal yumuşamasını sağlayarak bağlantı kuvvetini önemli ölçüde azalttığını ortaya çıkarmışlardır. Tocchio ve ark. [103] alüminyum braketleri sökmek için bir Nd:YAG lazer kullanmışlar ve lazer enerjisinin termal yumuşama, termal ablyasyon veya fotoablyasyon ile adeziv rezinin çözünmesini sağlayabileceğini ifade etmişlerdir. Obata ve ark. [173] seramik braketlerin CO<sub>2</sub> lazer

ile sökümlerini araştırmış ve CO<sub>2</sub> lazer ile braket sökümünün ortodontik tedavi için klinik olarak yararlı olduğunu bildirmişlerdir. Öztoprak ve ark. [111] ise braket yüzeylerine Er: YAG lazeri 9 sn boyunca tarama yaparak uygulamışlar ve böylece seramik braketlerin sökülmesi için yeni bir yöntem geliştirmişlerdir. Seramik restorasyonların lazerle diş yüzeyinden sökülmesi ile ilgili bilimsel veriler, braketlerin sökülmesine ilişkin verilere göre daha sınırlıdır. Literatürde bununla ilgili sınırlı sayıda vaka raporu bulunmaktadır [2, 6, 105, 138, 143, 146-148, 174-176] ve bu çalışmalarda çoğunlukla Er: YAG lazer kullanılmıştır [2, 6, 105, 146-148, 174-176].

Sabit protezlerin diş yüzeyinden sökülmesinde erbiyum lazerin kullanımına ilişkin ilk vaka raporu yaklaşık on yıl önce ortaya çıkmıştır. Broome [143], 2007 yılında yayınladığı vaka raporunda 8 feldspatik porselen veneer restorasyonun Er,Cr:YSGG lazerle söküldüğünü; dişlerin yüzeyinde ve porselen veneerlerde herhangi bir hasar oluşmadığını bildirmiştir. Rechmann ve ark. [175] Er: YAG lazerle alttaki diş yapılarına zarar vermeden tam seramik kuronların (lityum disilikat ve zirkonyum oksit) sökülebileceğini, iletilen lazer enerjisinin rezin simanın ablasyonu için yeterli olduğunu *in-vitro* çalışmalarının sonuçlarıyla göstermiştir. Bu tez çalışmasının bulgularını destekler nitelikte literatürdeki diğer *in-vitro* çalışma sonuçları ve vaka raporları; erbiyum lazerlerin, dişlere veya seramik yüzeylere hiçbir zarar vermeden veya oluşabilecek hasarı minimuma indirerek tam seramik sabit protezlerin kolayca çıkarılmasını sağladığı rapor edilmiştir [2, 6, 138, 142-148, 175-177]. Bunlarla birlikte literatürdeki Er:YAG lazerle porselen laminate veneer sökümünün yapıldığı sınırlı sayıdaki *in-vitro* çalışmalar [2, 6, 146, 148] ve vaka raporları da [105, 143, 147] lazerin desimantasyondaki etkisini ortaya koymaktadır. Bu bulgular, Er: YAG lazer (2940 nm) dalga boyunun suyun absorpsiyon bandı ile çakışması ve böylece sudaki emiliminin yüksek olması sonucuna dayandırılmıştır [178, 179]. Araştırmalar, lazer enerjisinin seramikten iletilildiğini ve rezin siman bileşenlerini (su molekülleri veya artık monomerler) termal ablasyon olarak bilinen bir mekanizma ile buharlaştırdığını göstermiştir [5, 103]. Bu nedenle erbiyum lazerlerin, tam seramik restorasyonların sökümü için faydalı ve etkili bir araç olduğunu düşünülebilir. Bununla birlikte, halen tam seramik sabit protezlerin lazer destekli sökülmesi için herhangi bir rehber bulunmamaktadır.

Bu çalışma bulgularına göre; kontrol gruplarındaki ortalama makaslama bağlantı değerleri en yüksek 23,58 MPa (FK-1) en düşük 17,61 MPa (LK-1) olarak

bulunmuştur. Öztoprak ve ark. [2] 3,6 ve 9 sn Er:YAG lazer uygulamanın laminatede veneerlerin bağlantı kuvveti üzerine etkisini incelediklerinde kontrol grubundaki ortalama makaslama bağlantı kuvvetini 27,5 MPa bulmuşlardır. Örneklerin lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik olması ve farklı marka rezin siman kullanılması sonuçların bu çalışmayla uyumlu olmamasının nedeni olabilir. Öztürk ve ark. [39], 2 mm kalınlığındaki lityum disilikat ile güçlendirilmiş porselen diskleri farklı rezin simanlarla (RelyX Veneer, Variolink Veneer, Variolink II) simante ederek mine, dentin, mine-dentin kompleksine bağlanma kuvvetlerini incelemişlerdir. RelyX Veneer simanın mineye bağlantı kuvveti 22,46 MPa bulunmuştur. Bu değer aynı rezin simanın kullanıldığı bu çalışmadaki maksimum bağlantı kuvvetine (23,58 MPa) yakın bir değerdir. Ancak kullanılan seramik materyalinin farklı olması da göz önünde bulundurulmalıdır.

Seramik restorasyonların Er:YAG lazerle sökülmesinin, lazer enerjisinin restorasyondan iletilme miktarına bağlı olduğu ve bu geçirgenliğin porselen içeriği ve kalınlığından etkilendiği bildirilmiştir [180]. Ancak bu çalışma bulgularına göre; Er:YAG lazer uygulanan lösit ile güçlendirilmiş seramik grupları ile feldspatik seramik gruplarının makaslama bağlantı kuvvetleri arasındaki fark bulunmamıştır (Tablo 7). Ayrıca porselen kalınlığının lazer enerjisi iletimi üzerine etkisi değerlendirildiğinde; 0,5 mm'lik ve 1 mm'lik örnek içeren grupların makaslama bağlantı kuvvetleri arasında anlamlı fark yoktur (Tablo 8).

Literatürde lazer geçirgenliği üzerine seramik kalınlığı ve içeriğinin etkisi ile ilgili birkaç çalışma mevcuttur. Morford ve ark. [6] lösit ile güçlendirilmiş seramik ve lityum disilikat içerikli cam seramiklerin Er:YAG lazer geçirgenliğini karşılaştırmış ve lityum disilikat içerikli cam seramik geçirgenliğinin daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir. Pich ve ark. [180] diyot lazer ve Er:YAG lazer kullandıkları çalışmalarında farklı seramik materyallerin (e.max Ceram, e.max ZirCAD, e.max Press) kalınlığı arttıkça lazer geçirgenliğinin azaldığı sonucuna ulaşmışlardır. Sarı ve ark.'nın [5] 0,5 mm ve 1 mm kalınlıktaki 5 farklı seramiğin (feldspatik seramik, lösit ile güçlendirilmiş seramik, lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik, zirkonya kor seramik, monolitik zirkonya seramik) Er:YAG lazer geçirgenliği ile ilgili yaptıkları çalışmada; 0,5 mm ve 1 mm kalınlıktaki seramik örneklerin lazer geçirgenliklerinin sırasıyla feldspatik seramiklerde % 68 -% 44, lösit ile güçlendirilmiş seramiklerde % 82-% 62 olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışma 0,5 mm ve 1 mm kalınlıktaki, feldspatik ve lösit ile



güçlendirilmiş seramiklerin bağlantı dayanımı üzerine Er:YAG lazerin etkisinin incelendiği öncü bir çalışmadır. Literatürde Er:YAG lazerle söküm sırasında seramik içerik ve kalınlıklarının karşılaştırdığı bir çalışma henüz bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışma bulgularının doğrudan karşılaştırılması mümkün olamamakla birlikte Sarı ve ark.'nın [5] Er:YAG lazer geçirgenliğinin lösit ile güçlendirilmiş seramiklerde feldspatik seramiklerden fazla olduğunu rapor eden çalışması göz önünde bulundurulduğunda, bu geçirgenlik farkının lazerle sökümü etkileyecek düzeyde olmadığı sonucuna ulaşılabilir.

Bu çalışmadaki makaslama bağlanma kuvveti sonuçlarını etkileyen faktörlerden biri de kullanılan rezin simanın Er:YAG lazerden ne kadar etkilendiğidir. Er: YAG lazerin farklı rezin simanlar üzerindeki etkisi hakkında sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Tak ve ark [181], 1 mm kalınlığında lityum disilikat diskler üzerinden Er:YAG lazer ışını (600mJ x 2Hz/1,2W) geçirerek beş farklı rezin simanın (G-Cem LinkAce, Multilink Automix, Variolink II, Panavia F, and Rely X Unicem U100) hacim kaybını ölçmüşlerdir. Tüm rezin simanlar, lazer ışınımından etkilenmiş ve hacim kaybı meydana gelmiştir. Morford ve ark [6] yaptıkları çalışmada, bu çalışmada da kullanılan siman olan RelyX Veneer rezin simanının FTIR spektroskopisi sonucu geniş bir H<sub>2</sub>O / OH absorpsiyon bandı gösterdiğini ortaya koymuştur. Rechmann ve ark. [174] farklı rezin simanların (Variolink Veneer, Variolink II, Multilink ve SpeedCEM) FTIR spektrumlarının, Er: YAG lazerin emisyon dalga boyuna denk gelen geniş bir H<sub>2</sub>O / OH absorpsiyon bandı gösterdiğini tespit etmiştir. Araştırmacıların her ikisi de, test edilen tüm rezin simanların Er: YAG lazer ışınını absorbe ettiği ve simanda ablasyonun muhtemel olduğu sonucuna varmıştır [6, 174].

Makaslama testi sonrası her bir örneğin kopma yüzeyleri stereomikroskop (Nikon; SMZ1000, Japonya) altında x10 büyütmede incelenmiştir. Örneklerin kopma yüzeylerindeki başarısızlık tipleri değerlendirildiğinde diş yüzeyi-siman arasında adeziv başarısızlık en çok kontrol gruplarında görülürken, koheziv başarısızlık ise en çok lazer gruplarında görülmüştür. Makaslama testi sırasında lazer gruplarında seramik kırığı olmamış ancak kontrol gruplarındaki bazı örneklerde seramik kırığı meydana gelmiştir. Bu veriler lazer gruplarında; seramik restorasyon ve diş yüzeyi arasındaki bağlantının esas olarak seramik-rezin ara yüzeyinde koptuğunu, seramik örneğin iç yüzeyinin büyük kısmının rezin simandan arındırılmış olduğunu ortaya koymuştur. Hamadah ve ark. [182] lazerin braket-mine ara yüzündeki makaslama

bağlantı kuvvetini azalttığını, mine yüzeyinde daha fazla adeziv rezin bıraktığını bildirmişlerdir. Literatürde tam seramik restorasyonların iç yüzeyinde herhangi bir rezin artığı olmadan ve bozulmadan lazerle sökülebileceği; artık rezinin dış yüzeyinde kaldığı bildirilmiştir [138, 143, 146]. Literatür bulguları ile bu çalışmanın bulguları uyumluluk göstermekte ve Er: YAG lazerin rezin simanda ablyasyon oluşturduğunu, bu nedenle en çok etkilenen kısım seramiğe en yakın kısım olduğu için adeziv ayrılmanın burada olduğu bulgusunu desteklemektedir.

Yapılan SEM analiz sonucu tüm lazer gruplarında rezin siman yüzeyinde ablyasyon alanları izlenmiştir (Şekil 22-29). Er:YAG lazer uygulanmamış kontrol gruplarında seramik yüzeyinde pürüzlü yapılar, sivri ve yüksek tepe şeklinde yüzey oluşumları görülürken lazer gruplarında seramik yüzeyinde düz alanlar görülmüştür. Kontrol gruplarında seramik yüzeyindeki bu pürüzlü alanlar, kopma yüzey analizi bulguları da göz önünde bulundurulduğunda siman artığına benzemektedir. Lazer uygulanan gruplarda gözlenen düz yüzeyler ise lazer uygulaması sonrası simanın ayrılması ile açığa çıkan seramik yüzeyleridir. Bu bulgular Er:YAG lazerin rezin simanda ablyasyon oluşturarak sökümde etkili olduğunu destekler niteliktedir. Dostalova ve ark. [183] braketlerin Er:YAG lazerle sökülmesinden sonra dış yüzeylerinde açıkça görülebilen rezin kalıntısı miktarını ve bunun SEM analizinde saptanabilmesini başarı kriteri olarak tanımlamışlardır. Böylece Er: YAG lazerin söküm için etkili bir araç olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Bu çalışmanın bulguları da Dostolava ve ark.'ın [183] bulguları ile örtüşmektedir.

Bu çalışma, *in-vitro* koşullarda gerçekleştirilmiştir ve çeşitli sınırlamaları vardır. Öncelikle insan dişi yerine sığır dişi kullanılmıştır. Bunun yanı sıra klinik uygulamalarda porselen laminate veneer yapımında çeşitli seramik materyalleri farklı kalınlıklarda kullanılabilmesine rağmen, bu çalışmada sadece feldspatik ve lösit ile güçlendirilmiş seramik materyalleri, 0,5 mm ve 1 mm olmak üzere 2 farklı kalınlıkta değerlendirilmiştir. Ayrıca tek tip (ışıkla polimerize olan kompozit rezin siman) ve tek bir marka rezin simanın kullanılması, siman kalınlığının standardize edilememesi de çalışmayı kısıtlayıcı faktörlerdendir; çünkü makaslama bağlantı dayanımı testlerinde kompozit rezin kalınlığının önemli bir faktör olduğu bildirilmiştir [111]. Porselen örneklerin dış yüzeyinden sökülmesi için çalışmada Er:YAG lazerin sadece tek bir parametrede kullanılması da bir diğer sınırlamadır.

Adeziv olarak simante edilen tam seramik restorasyonların lazer destekli sökümünün klinik kullanımının yaygınlaştırılabilmesi amacıyla etkili ve güvenli lazer parametreleri belirlenmelidir. Bu amaçla farklı porselen tipleri ve kalınlıkları, farklı rezin simanlar ve farklı parametrelerde Er:YAG lazer kullanılarak makaslama bağlantı dayanımının ne ölçüde değişebileceği incelenmelidir. Ayrıca lazerin pulpadaki ısı artışına etkisini değerlendiren ileri çalışmalara da ihtiyaç vardır.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde ulaşılabilen sonuçlar ve öneriler şunlardır:

1. Er:YAG lazer uygulanan gruplardaki makaslama bağlantı kuvvetleri, kontrol gruplarına göre daha düşüktür.
2. Aynı kalınlıkta hazırlanmış feldspatik seramik örnekler ve lösit ile güçlendirilmiş seramik örnekler arasında Er:YAG lazer uygulama sonrası makaslama bağlantı dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
3. Feldspatik seramik ve lösit ile güçlendirilmiş seramik grupların her ikisinde de 0,5 mm ve 1 mm kalınlığında hazırlanmış örnekler arasında Er:YAG lazer uygulama sonrası makaslama bağlantı dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
4. Porselen laminate veneerlerin diş ile bağlantısının Er: YAG lazerle restorasyon ve diş yüzeyine zarar vermeden azaltılması mümkündür. Ancak farklı seramik materyallerinin özelliklerine, kalınlığına ve farklı rezin simanlara göre doğru lazer parametrelerini ve ışınlama zamanını belirlemek için ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

## KAYNAKLAR

1. **Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G.** (2000). Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*, 28 (3): p. 163-77.
2. **Oztoprak MO, Tozlu M, Iseri U, Ulkur F, Arun T.** (2012). Effects of different application durations of scanning laser method on debonding strength of laminate veneers. *Lasers Med Sci*, 27(4): p. 713-6.
3. **Bakır EP.** (2012). Dört farklı laminate veneer restorasyon materyalinin mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi (Doktora Tezi). Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, Dicle Üniversitesi.
4. **Whitehead SA, Aya A, Macfarlane DC, Wilson NHF.** (2000). Removal of porcelain veneers aided by a fluorescing luting cement. *J Esthet Dent*, 12(1): p. 38-45.
5. **Sari T, Tuncel İ, Usumez A, Gutknecht N.** (2014). Transmission of Er:YAG laser through different dental ceramics. *Photomed Laser Surg*, 32(1): p. 37-41.
6. **Morford CK, Buu N, Finzen F, Sharma A, Rechmann P.** (2011). Er:YAG laser debonding of porcelain veneers. *Lasers Surg Med*, 43(10): p. 965-74.
7. **Hayakawa K.** (2005). Nd: YAG laser for debonding ceramic orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 128(5): p. 638-647.
8. **Strobl K, Bahns TL, Willham L, Bishara SE, Stwalley WC.** (1992). Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 101(2): p. 152-158.
9. **Mundethu AR, Gutknecht N, Franzen R.** (2014). Rapid debonding of polycrystalline ceramic orthodontic brackets with an Er: YAG laser: an in vitro study. *Lasers in medical science*, 29(5): p. 1551-1556.
10. **Gürel G.** (2003). The science and art of porcelain laminate veneers. 1st Ed. Quintessence Publishing .
11. **Miara P, Touati P, Nathanson D.** (1998) Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations. 1st Ed. Taylor & Francis. CRC Press.
12. **Peumans M, Meerbeek BV, Lambrechts P, Vanherle G.** (1997). The 5-year clinical performance of direct composite additions to correct tooth form and position. I. Esthetic qualities. *Clin Oral Investig*, 1(1): p. 12-8.
13. **David A. Garber , Goldstein RE, Feinman RA.** (1988). Porcelain Laminate Veneers. Quintessence Publishing, p. 36-132.
14. **Sadaqah NR.** (2014). Ceramic Laminate Veneers: Materials Advances and Selection. *Open Journal of Stomatology*, 4(5).
15. **Morita R, Hayashida MF, Pupo YM, Berger G, Reggiani RD.** (2016). Minimally Invasive Laminate Veneers: Clinical Aspects in Treatment Planning and Cementation Procedures. *Case Rep Dent*; 1839793

16. **Buonocore MG.** (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34(6): p. 849-53.
17. **Faunce FR, Faunce AR.** (1975). The use of laminate veneers for restoration of fractured or discolored teeth. *Tex Dent J*, 93(8): p. 6-7.
18. **Boyer DB, Chalkley Y.** (1982). Bonding between acrylic laminates and composite resin. *J Dent Res*, 61(3): p. 489-92.
19. **Radz GM.** (2011). Minimum thickness anterior porcelain restorations. *Dent Clin North Am*, 55(2): p. 353-70.
20. **Simonsen RJ, Calamia JR.** (1983). Tensile bond strength of etched porcelain. *J Dent Res*, 62: p. 297.
21. **Calamia JR., Simonsen RJ.** (1984). Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain. *Journal of Dental Research*, p. 63:179.
22. **Horn HR.** (1983). Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am*, 27(4): p. 671-84.
23. **Sadan A, Lemon RR.** (1998). Combining treatment modalities for tetracycline-discolored teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 18(6): p. 564-71.
24. **Wei SH, Tang E.** (1989). Laminate veneers for the aesthetic restoration of anterior teeth. *Ann R Australas Coll Dent Surg*, 10: p. 148-59.
25. **Yaluğ S, Nalbant L.** (1998). Porselen Laminate Veneer Yapım Yöntemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, Cilt 1 Sayı 1,
26. **Lin TM, Liu PR, Essig ME, Givan DA, Pan YH.** (2012). Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *Journal of dentistry*, 40(3): p. 202-9.
27. **Friedman MJ.** (1998). A 15-year review of porcelain veneer failure--a clinician's observations. *Compend Contin Educ Dent*, 19(6): p. 625-8, 630, 632.
28. **Fons-Font A, Ruiz MF, Ruiz MG, Rueda CL, Gonzalez AM.** (2006). Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11(3): p. E297-302.
29. **Magne P, Belser U.** (2002). *Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition: A Biomimetic Approach.* Quintessence Publishing.
30. **Christensen GJ.** (1999). Ceramic veneers: state of the art, *J Am Dent Assoc*, 130(7): p. 1121-3.
31. **Clyde JS, Gilmour A.** (1988). Porcelain veneers: a preliminary review. *Br Dent J*, 164(1): p. 9-14.
32. **Toh CG, Setcos JC, Weinstein AR.** (1987). Indirect dental laminate veneers-an overview. *J Dent*, 15(3): p. 117-24.
33. **Friedman M.** (1987). Multiple potential of etched porcelain laminate veneers. *J Am Dent Assoc*, p. 83e-87e.

34. **Castelnuovo J, Tjan A, Phillips K, Nicholls J, Kois J.** (2000). Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(2): p. 171-180.
35. **Garber DA.** (1991). Porcelain laminate veneers--to prepare or not to prepare? *Compendium*, 12(3): p. 178, 180-2.
36. **Friedman MJ.** (1991). Augmenting Restorative Dentistry With Porcelain Veneers. *The Journal of the American Dental Association*. 122(6): p. 29-34.
37. **Pini NP, Aguiar FH, Lima DA, Lovadino JR, Terada RS, Pascotto RC.** (2012). Advances in dental veneers: materials, applications, and techniques. *Clin Cosmet Investig Dent*, 4: p. 9-16.
38. **Alavi AA, Behroozi Z, Eghbal FN.** (2017). The shear bond strength of porcelain laminate to prepared and unprepared anterior teeth. *Journal of Dentistry*, 18(1): p. 50.
39. **Ozturk E, Bolay S, Hickel R, Ilie N.** (2013). Shear bond strength of porcelain laminate veneers to enamel, dentine and enamel-dentine complex bonded with different adhesive luting systems. *J Dent*, 41(2): p. 97-105.
40. **Heymann HO, Swift EJ, Ritter AV.** (2014). *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry - E-Book.*: Elsevier Health Sciences. p. 648-662.
41. **McLaughlin G, Morrison JE.** (1988). Porcelain fused to tooth--the state of the art. *Restorative Dent*, 4(4): p. 90-4.
42. **Aschheim KW.** (2015). Porcelain laminate veneers restorations, in *Esthetic Dentistry Third Ed.* Mosby: St. Louis. p. 124-157.
43. **Zaimoglu A, Can G.** (2004). *Sabit Protezler*, Ankara Üniversitesi Basımevi. Ankara.
44. **Okasha I.** (2013). *The Effect of Cementation Techniques on Marginal Seal of Porcelain Veneers* (Master's thesis). Available from ProQuest Dissertations and Theses database (UMI No. 1538469).
45. **Southan DE, Jorgensen KD.** (1972). Precise porcelain jacket crowns. *Aust Dent J*, 17(4): p. 269-73.
46. **Oyar P.** (2002). *Farklı diş preparasyonlarının, metal destekli ve tam seramik kronlarda stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz (SESA) yöntemi ile incelenmesi (Doktora tezi).* Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi.
47. **Karataşlı B, Bultan Ö, Özer Y.** (2015). Dental CAD/CAM Materyalleri. *Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics*, 1(1): p. 1-7.
48. **Uzun G.** (2008). An Overview of Dental CAD/CAM Systems. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 22(1): p. 530-535.
49. **Çetindağ MT, Ayşef M.** (2016). Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemleri Ve Materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3): p. 524-533.
50. **Çelik G, Sarı T, Üşümez A.** (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(1): p. 74-82.

51. **Şen N, Tuncelli B.** (2017). CAD/CAM Restorasyonlarının Üretimi İçin Kullanılan Materyaller. *Türkiye Klinikleri Dishekimliği Bilimleri Dergisi*, 23(2).
52. **Davidowitz G, Kotick PG.** (2011). The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3): p. 559-570.
53. **Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I.** (2014). Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*, 111(5): p. 351-5.
54. **Bidra AS, Taylor TD, Agar JR.** (2013). Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *J Prosthet Dent*, 109(6): p. 361-6.
55. **Fasbinder DJ.** (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 31(9): p. 702-4.
56. **Ural Ç.** (2011). Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi* 86(1):p. 27-38.
57. **Bultan Ö, Öngül D, Türkoğlu P.** (2010). Zirkonyanın Mikroyapılarına Ve Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması/Fabrication Techniques And Microstructure Classifications Of Zirconia. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 44(3): p. 197.
58. **Ceren N, Turp V, Emir F, Akgungor G, Ayyildiz S, Sen D.** (2016). Nanoceramics And Hybrid Materials Used in Cad/Cam Systems. *Aydın Dental Journal*, 2(3): p. 55-62
59. **Change in Indication —Lava™ Ultimate Restorative.** (2015). Retrieved 04.02.19; Available from: <http://multimedia.3m.com/mws/media/1198023O/lava-ultimate-restorative-change-of-indication-notice.pdf>.
60. **Traini T, Sinjari B, Pascetta R, Serafini N, Perfetti G, Trisi P, Caputi S.** (2016). The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. *Dent Mater J*, 35(5): p. 748-755.
61. **Santos EC, Osakada K, Laoui T.** (2006). Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 46(12): p. 1459-1468.
62. **El-Mowafy O.** (2001). The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *Journal-Canadian Dental Association*, 67(2): p. 97-102.
63. **Terry DA, Geller W.** (2009). Aesthetic and Restorative Dentistry. Stillwater, MN: Everest Publishing Media.
64. **Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM.** (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am*, 55(2): p. 311-32, ix.
65. **Köroğlu A, Ekren O, Kurtoğlu C.** (2012). Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 22(2): p. 205-216
66. **Çelebi N, Nalbant D.** (2002). Diş Hekimliğinde Simanların Genel Olarak Değerlendirilmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 3(1).



67. **Dayangaç B.** (2000). Kompozit Rezin Restorasyonlar, 1. Cilt. Quintessence Yayıncılık.
68. **Dikicier S.** (2016). Diş Hekimliğinde Adezyon Ve Adeziv Rezin Simanlarda Güncel Yaklaşımlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, p: 152-158
69. **Akın HT, Yüzügüllü B.** (2013). Rezin Simanlara Güncel Bakış. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 6(4): p. 1307-1317.
70. **Tuncer D.** (2017). Resin Cements. *Türkiye Klinikleri J Restor Dent-Special Topics* 2017;3(3):151-63
71. **Matinlinna JP, Lassila LV, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK.** (2004). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *International Journal of Prosthodontics*, 17(2):155-64
72. **Parlar Öz Ö, Seçilmiş A, Aydın C.** (2013). Adezyon ve Rezin Simanlar. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 7(1): p. 1441-1447.
73. **Türk AG, Ulusoy M, Önal B.** (2014). İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Rezin Simanlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 35(2): p. 1-8.
74. **Çeşmeci HŞ, Yaşar A, Gümüş HÖ.** (2013).Porselen Lamine Veneer Restorasyonların Simantasyonları Sonrası Renk Değişikliğine Etki Eden Faktörler: Derleme. *Sağlık Bilimleri Dergisi (Journal of Health Sciences)* 22(2) 172-177.
75. **Smith DS, Vandewalle KS, Whisler G.** (2011). Color stability of composite resin cements. *Gen Dent*, 59(5): p. 390-4.
76. **Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A,** et al. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26): p. 3757-85.
77. **David CM, Gupta P.** (2015) Lasers in dentistry: a review. *International Journal of Advanced Health Sciences*, 2(8): p. 7-13.
78. **Şen S, Kunt GE, Ceylan G.** (2010). Lazerler ve Protez Öncesi Uygulama Alanları. *EÜ Dişhek Fak Derg*; 31: 1-8
79. **Özcan A, Sevimay M.** (2016). Diş Hekimliğinde Lazer. *Türkiye Klinikleri. Dişhekimliği Bilimleri Dergisi*, 22(2).
80. **George R.** (2009). Laser in dentistry-Review. *International Journal of Dental Clinics*, 1(1).
81. **Shajahan P A, Ranjith Kumar P, Hariprasad A, Mathew J, Shaji AP, Ahammed MF.** (2015). Lasers: The Magic Wand in Esthetic Dentistry!! *Journal of International Oral Health*, 7(6): p. 119.
82. **Cernavin I, Pugatschew A, de Boer N, Tyas MJ.** (1994). Laser applications in dentistry: a review of the literature. *Australian dental journal*, 39(1): p. 28-32.
83. **Coluzzi DJ.** (2000). An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 44(4): p. 753-765.

84. **Patel C.** (1964). Selective Excitation Through Vibrational Energy Transfer and Optical Maser Action in N<sub>2</sub>-CO<sub>2</sub>. *Physical Review Letters*, 13(21): p. 617.
85. **Frentzen M, Koort H.** (1990). Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *International dental journal*, 40(6): p. 323-332.
86. **Coluzzi DJ, Convissar RA.** (2007). Atlas of Laser Applications in Dentistry. 1st edition. Quintessence Publishing.
87. **Coluzzi DJ.** (2008). Fundamentals of Lasers in Dentistry: Basic Science, Tissue Interaction, and Instrumentation. *J Laser Dent*; 16:4-10
88. **Gounder R, Gounder S.** (2016). Laser Science and its Applications in Prosthetic Rehabilitation. *Journal of lasers in medical sciences*, 7(4): p. 209.
89. **Bhat AM.** (2010). Lasers in prosthodontics—An overview part 1: Fundamentals of dental lasers. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 10(1): p. 13-26.
90. **Elektromanyetik Dalgalar: Görünür Bölge.** 2018; Available from: <http://rasyonalist.org/yazi/elektromanyetik-dalgalar-gorunur-bolge/>.
91. **Mishra MB, Mishra S.** (2011). Lasers and its clinical applications in dentistry. *International journal of dental clinics*, 3(4).
92. **Üstün Ç, Özçelik O.** (2007). The use of Carbon Dioxide Laser in Oral Tissues. *ADO Journal of Clinical Sciences*, 1(4): p. 55-62.
93. **Uysal D, Güler Ç.** (2012). Diş hekimliğinde lazer: bir literatür derlemesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 22.
94. **Coluzzi DJ.** (2004). Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am*, 48(4): p. 751-70, v.
95. **Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I.** (2004). Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontol 2000*, 36: p. 59-97.
96. **Bader C, Krejci I.** (2006). Indications and limitations of Er: YAG laser applications in dentistry. *American journal of dentistry*, 19(3): p. 178-86.
97. **Van As G.** (2004). Erbium lasers in dentistry. *Dental Clinics*, 48(4): p. 1017-1059.
98. **Diaci J, Gaspirc B.** (2012). Comparison of Er: YAG and Er, Cr: YSGG lasers used in dentistry. *J laser health Acad*, 1(1): p. 1-13.
99. **Karaarslan EŞ, Yıldırım C, Üşümez A.** (2012). Restoratif tedavide lazer uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012(3).
100. **Çelik EU, Ergücü Z, Türkün Ş, Türkün M.** (2006). Er, Cr: YSGG Lazer Uygulamasının Dentinin Kompozisyonu Ve Mikrosertliği Üzerine Etkisi. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 9(1).
101. **Özyurt A.** (2017). Low Level Lasers and Dentistry: Review. DOI: 10.5336/dentalsci.2017-55835
102. **Gökçe B, Özpınar B, Artunç C, Aksoy G.** (2009). Laser use vs. handpiece for tooth preparation: A preliminary in vitro study. *Journal of Laser Applications*, 21(2): p. 63-66.

103. **Tocchio RM, Williams PT, Mayer FJ, Standing KG.** (1993). Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 103(2): p. 155-162.
104. **Akpınar YZ, Tak O, Koç O, Usumez A.** (2015). Protetik tedavilerde lazerlerin kullanımı. *Selcuk Dental Journal*, 2(1): p. 33-42.
105. **Van As G.** (2013). Using the Erbium Laser to Remove Porcelain Veneers in 60 Seconds. *Journal of Cosmetic Dentistry*, 28(4).
106. **Tekçe N.** (2013).The Correlation Between Laboratory Bond Tests and Clinical Outcome. *EÜ Dişhek Fak Derg*; 34(2): p. 57-65.
107. **Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P.** (2014). Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 17(5): p. 420.
108. **Retief DH.** (1991). Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent*, 4(5): p. 231-6.
109. **Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH.** (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*, 76(6): p. 1298-307.
110. **Fernandes Jr VVB, Oliani M, Nogueira Jr L, Silva JMF, Araújo RM.** (2016). Analysis and Comparison of Different Bond Strength Tests. *Journal of Addiction Medicine & Therapy* 4(5): 1076.
111. **Oztoprak MO, Nalbantgil D, Erdem AS, Tozlu M, Arun T.** (2010). Debonding of ceramic brackets by a new scanning laser method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138(2): p. 195-200.
112. **ISO 29022:2013 Dentistry, Adhesion,Notched-edge shear bond strength test.** 2013, Available from: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:29022:ed-1:v1:en>.
113. **Woronko GA Jr, St Germain HA Jr, Meiers JC.** (1996). Effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Oper Dent*, 21(3): p. 116-21.
114. **Kellesarian SV, Ros Malignaggi V, Aldosary KM, Javed F.** (2018). Laser-assisted removal of all ceramic fixed dental prostheses: A comprehensive review. *J Esthet Restor Dent*, 30(3): p. 216-222.
115. **Soares FZ, Follak A, da Rosa LS, Montagner AF, Lenzi TL, Rocha RO.** (2016). Bovine tooth is a substitute for human tooth on bond strength studies: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Dent Mater*, 32(11): p. 1385-1393.
116. **Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T.** (1983). Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *Journal of dental research*, 62(10): p. 1076-1081.
117. **Teruel Jde D, Alcolea A, Hernández A, Ruiz AJ.** (2015). Comparison of chemical composition of enamel and dentine in human, bovine, porcine and ovine teeth. *Archives of oral biology*, 60(5): p. 768-775.
118. **Soares LE, Santo AM.** (2015). Morphological and Chemical Comparative Analysis of The Human and Bovine Dentin–Adhesive Layer. *Microscopy and Microanalysis*, 21(1): p. 204-213.

119. **Fonseca RB, Haiter-Neto F, Carlo HL, Soares CJ, Sinhoreti MA, Puppin-Rontani RM** et al. (2008). Radiodensity and hardness of enamel and dentin of human and bovine teeth, varying bovine teeth age. *Archives of oral biology*, 53(11): p. 1023-1029.
120. **Almeida KG, Scheibe KG, Oliveira AE, Alves CM, Costa JF.** (2009). Influence of human and bovine substrate on the microleakage of two adhesive systems. *Journal of Applied Oral Science*, 17(2): p. 92-96.
121. **Soares FZ, Follak A, da Rosa LS, Montagner AF, Lenzi TL, Rocha RO.** (2016). Bovine tooth is a substitute for human tooth on bond strength studies: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Dental Materials*, 32(11): p. 1385-1393.
122. **Calamia JR, Calamia CS.** (2007). Porcelain laminate veneers: reasons for 25 years of success. *Dental clinics of north America*, 51(2): p. 399-417.
123. **Friedman M.** (1998). A 15-year review of porcelain veneer failure--a clinician's observations. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995), 19(6): p. 625-8, 630, 632 passim; quiz 638.
124. **Stappert CF, Ozden U, Gerds T, Strub JR.** (2005). Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *The Journal of prosthetic dentistry*, 94(2): p. 132-139.
125. **Alhazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Janowski GM.** (2012). Evaluation of the optical properties of CAD-CAM generated yttria-stabilized zirconia and glass-ceramic laminate veneers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 107(5): p. 300-308.
126. **Della Bona A, Kelly JR..** (2008). The clinical success of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 139: p. S8-S13.
127. **Silami FD, Tonani R, Alandia-Román CC, Pires-de-Souza Fde C.** (2016). Influence of different types of resin luting agents on color stability of ceramic laminate veneers subjected to accelerated artificial aging. *Brazilian dental journal*, 27(1): p. 95-100.
128. **Venâncio GN,** et al. (2014). Conservative esthetic solution with ceramic laminates: literature review. *RSBO (Online)*, 11(2): p. 185-191.
129. **Sari T, Ural C, Yüzbaşıoğlu E, Duran I, Cengiz S, Kavut I.** (2017). Color match of a feldspathic ceramic CAD-CAM material for ultrathin laminate veneers as a function of substrate shade, restoration color, and thickness. *J Prosthet Dent*, 19(3):455-460
130. **Erkun HF, Güngör MB, Yılmaz H.** (2016). Porselen Laminate Veneerler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, p. 170-183.
131. **Pini NP, Aguiar FHB, Lima DA,** et al. (2012). Advances in dental veneers: materials, applications, and techniques. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 4:p. 9.
132. **Hekimoğlu C, Anıl N, Etikan I.** (2000). Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *International Journal of Prosthodontics*, 13(1).
133. **Eskimez Ş, İzci AD.** (2008). Adeziv köprüler ve klinik uygulamaları. 1. Cilt. Quintessence Yayıncılık. s: 83-87.
134. **Bolpaça P.** (2009) Resin Simanların Sınıflandırılması ve Klinik Özellikleri. *Erciyes Üniversitesi Kayseri*.

135. **Larmour C, McCabe J, Gordon P.** (1998). Notching of orthodontic bonding resin to facilitate ceramic bracket debond-an ex vivo investigation. *British journal of orthodontics*, 25: p. 289-292.
136. **Wigdor H, Abt E, Ashrafi S, Walsh JT Jr.** (1993). The effect of lasers on dental hard tissues. *The Journal of the American Dental Association*, 124(2): p. 65-70.
137. **Mehl A, Kremers L, Salzmann K, Hickel R.** (1997). 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er: YAG and Nd: YAG laser. *Dental Materials*, 13(4): p. 246-251.
138. **Gurney ML, Sharples SD, Phillips WB, Lee DJ.** (2016). Using an Er, Cr: YSGG laser to remove lithium disilicate restorations: A pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(1): p. 90-94.
139. **Nalbantgil D, Oztoprak MO, Tozlu M, Arun T.** (2011). Effects of different application durations of ER: YAG laser on intrapulpal temperature change during debonding. *Lasers in medical science*, 26(6): p. 735-740.
140. **Zach L, Cohen G.** (1965). Pulp response to externally applied heat. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 19(4): p. 515-530.
141. **Penn C, Beninati C, Mariano A, Dooley D, Harsono M,** et al. (2014). Thermal effects on pulp due to laser and handpiece usage. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995), 35(10): p. e41-4.
142. **Rechmann P, Buu NC, Rechmann BM, Finzen FC.** (2015). Laser all-ceramic crown removal and pulpal temperature—a laboratory proof-of-principle study. *Lasers in medical science*, 30(8): p. 2087-2093.
143. **Broome P.** (2007). Utilization of an Er, Cr: YSGG laser for the removal of all-ceramic restorations. *Practical procedures & aesthetic dentistry: PPAD*, 19(1): p. 23.
144. **Cranska J.** (2013). Removing all-ceramic restorations with lasers. *Dent Today*, 32(6): p. 101.
145. **Cranska J.** (2015). Laser Removal of All-Ceramic Restorations. Solving a Difficult Clinical Challenge. *Dent Today*, 34(3): p. 110.
146. **Van As G.** (2012). Laser removal of porcelain veneers. *Dent Today*, 31(9): p. 84, 86, 88.
147. **Kursoglu P, Gursoy H.** (2013). Removal of fractured laminate veneers with Er: YAG laser: report of two cases. *Photomedicine and laser surgery*, 31(1): p. 41-43.
148. **ALBalkhi M, Swed E, Hamadah O.** (2018). Efficiency of Er: YAG laser in debonding of porcelain laminate veneers by contact and non-contact laser application modes (in vitro study). *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(3):223-228
149. **Nalbantgil D, Tozlu M, Oztoprak MO.** (2014). Pulpal thermal changes following Er-YAG laser debonding of ceramic brackets. *The Scientific World Journal*, 2014.
150. **Grzech-Leśniak K, Matys J, Żmuda-Stawowiak D, Mroccka K, Dominiak M, Brugnera Junior A,** et al. (2018). Er: YAG Laser for Metal and Ceramic Bracket Debonding: An In Vitro Study on Intrapulpal Temperature, SEM, and EDS Analysis. *Photomedicine and laser surgery*, 36(11):595-600.

151. **Abdul-Kader H, Ibrahim S.** (1999). A comparative study of CO<sub>2</sub> laser debonding of three types of ceramic brackets. *Al-Azhar J Dent Sci*, 2: p. 91-97.
152. **Tozlu M, Oztoprak MO, Arun T.** (2012). Comparison of shear bond strengths of ceramic brackets after different time lags between lasing and debonding. *Lasers in medical science*, 27(6): p. 1151-1155.
153. **Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM.** (2007). Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater*, 23(9): p. 1086-92.
154. **DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z.** (1995). Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater*, 11(2): p. 126-31.
155. **ISO Adopts Ultradent's Notched Edge Testing Method as Standard.** (2013) [cited 2019 08.02]; Available from: <https://intl.ultradent.com/blog/posts/iso-adopts-ultradents-notched-edge-testing-method-as-standard>.
156. **Watanabe L.** (1987). Shear bond strength, single plane vs. conventional lap shear. *J dent Res*, 67: p. 383.
157. **Watanabe L, Marshall Jr GW, Marshall SJ.** (1996). Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intratooth location. *Dental Materials*, 12(2): p. 109-115.
158. **Al-Shehri EZ, Al-Zain AO, Sabrah AH, et al.** (2017). Effects of air-abrasion pressure on the resin bond strength to zirconia: a combined cyclic loading and thermocycling aging study. *Restorative dentistry & endodontics*, 42(3): p. 206-215.
159. **Muhammed F, Pollington S, Xudong S, et al.** (2018). Novel Coatings on Zirconia for Improved Bonding with Veneer Ceramics. *Coatings*, 8(10): p. 363.
160. **Nagas E, Nagas IC, Ergun G, et al.** (2014). Does the Period of Air-Drying Affect Dentin Bond Strength of Different Adhesive Systems? *British Journal of Medicine and Medical Research*, 4(27): p. 4523.
161. **Yazici AR, Agarwal I, Campillo-Funollet M, Munoz-Viveros C, Antonson SA, Antonson DE, et al.** (2013). Effect of laser preparation on bond strength of a self-adhesive flowable resin. *Lasers in medical science*, 28(1): p. 343-347.
162. **Schneider BT, Baumann MA, Watanabe LG, Marshall GW Jr.** (2000). Dentin shear bond strength of compomers and composites. *Dental Materials*, 16(1): p. 15-19.
163. **Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM.** (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dental Materials*, 11(2): p. 117-125.
164. **Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV.** (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater*, 26(2): p. e78-93.
165. **Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC.** (1998). Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dental Materials*, 14(1): p. 44-50.
166. **Cho BH, Dickens SH.** (2004). Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. *Dental Materials*, 20(2): p. 107-115.

167. **Kamada K, Yoshida K, Taira Y, Sawase T, Atsuta M.** (2006). Shear Bond Strengths of Four Resin Bonding Systems to Two Silica-based Machinable Ceramic Materials. *Dent Mater J.* Vol. 25. 621-5.
168. **Della Bona A., Anusavice KJ, Shen C.** (2000). Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *J Adhes Dent*, 2(4): p. 305-13.
169. **Rigolin FJ, Miranda ME, Flório FM, Basting RT.** (2014). Evaluation of bond strength between leucite-based and lithium disilicate-based ceramics to dentin after cementation with conventional and self-adhesive resin agents. *Acta Odontol Latinoam*, 27(1): p. 16-24.
170. **Ganjkar MH, Heshmat H, Ahangari, and RH.** (2017). Evaluation of the effect of porcelain laminate thickness on degree of conversion of light cure and dual cure resin cements using FTIR. *Journal of Dentistry*, 18(1): p. 30.
171. **Cho SH, Lopez A, Berzins DW, Prasad S, Ahn KW.** (2015). Effect of different thicknesses of pressable ceramic veneers on polymerization of light-cured and dual-cured resin cements. *The journal of contemporary dental practice*, 16(5): p. 347.
172. **Yuh CS, Kim JH, Kim SJ, Lee YK, Shim J.** (2009). Comparison of the degree of conversion of light-cured resin cement in regard to porcelain laminate thickness, light source and curing time using FTIR. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, 47(4): p. 416-423.
173. **Obata A, Tsumura T, Niwa K, Ashizawa Y, Deguchi T, Ito M.** (1999). Super pulse CO<sub>2</sub> laser for bracket bonding and debonding. *The European Journal of Orthodontics*, 21(2): p. 193-198.
174. **Rechmann P, Buu NC, Rechmann BM, Le CQ, Finzen FC, Featherstone JD.** (2014). Laser all-ceramic crown removal—A laboratory proof-of-principle study—Phase 1 material characteristics. *Lasers in surgery and medicine*, 46(8): p. 628-635.
175. **Rechmann P, Buu NC, Rechmann BM, Finzen FC.** (2014). Laser all-ceramic crown removal—a laboratory proof-of-principle study—Phase 2 crown debonding time. *Lasers in surgery and medicine*, 46(8): p. 636-643.
176. **Iseri U, Oztoprak MO, Ozkurt Z, Kazazoglu E, Arun T.** (2014). Effect of Er: YAG laser on debonding strength of laminate veneers. *European journal of dentistry*, 8(1): p. 58.
177. **Spath A, Smith C.** (2017). Removal of Modern Ceramics. *Compendium*, 38(5).
178. **Hibst R, Keller U.** (1989). Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers in Surgery and Medicine*, 9(4): p. 338-344.
179. **Hale GM, Querry MR.** (1973). Optical constants of water in the 200-nm to 200- $\mu$ m wavelength region. *Applied optics*, 12(3): p. 555-563.
180. **Pich O, Franzen R, Gutknecht N, Wolfart S.** (2015). Laser treatment of dental ceramic/cement layers: transmitted energy, temperature effects and surface characterisation. *Lasers Med Sci*, 30(2): p. 591-7.

181. **Tak O, Sari T, Arslan Malkoç M, Altintas S, Usumez A, Gutknecht N.** (2015). The effect of transmitted Er: YAG laser energy through a dental ceramic on different types of resin cements. *Lasers in surgery and medicine*, 47(7): p. 602-607.
182. **Hamadah O, Bachir W, Zamzam MK.** (2016). Thermal effect of Er: YAG laser pulse durations on teeth during ceramic bracket debonding. *Dental And Medical Problems*, 53(3): p. 352-357.
183. **Dostalova T, Jelinkova H, Remes M, Šulc J, Němec M.** (2016). The use of the Er: YAG laser for bracket debonding and its effect on enamel damage. *Photomedicine and laser surgery*, 34(9): p. 394-399.





## ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Yeşim ÇETİN

Doğum Tarihi ve Yeri : 25.11.1991, Bakırköy/İSTANBUL

E-posta : yearslan0@gmail.com

### ÖĞRENİM DURUMU:

Lisans : 2014, İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakóltesi

