



T.C.
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İKİ FARKLI CAD/CAM SERAMİĞİNİN ER:YAG LAZER İLE
UZAKLAŞTIRILMASINDA SÜRENİN VE OLUŞAN PULPAL
SICAKLIĞIN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Sevgi ÖĞÜT

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç. Dr. Fatih SARI

GAZİANTEP

2021

T.C
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**İki Farklı CAD/CAM Seramiğinin Er:YAG Lazer ile Uzaklaştırılmasında Sürenin
ve Oluşan Sıcaklığın Değerlendirilmesi**

Sevgi ÖĞÜT

24.02.2021

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Onayı

Prof. Dr. Aslı SEÇİLMİŞ

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı V.

Bu tez çalışmasının bir 'Diş Hekimliğinde Uzmanlık' derecesi için uygun ve yeterli olduğunu onaylıyorum.

Prof. Dr. Aslı SEÇİLMİŞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

Bu tez tarafımda okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir 'Diş Hekimliğinde Uzmanlık' tezi olarak kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Fatih SARI

Tez Danışmanı

Tez Jürisi

İmzası

Prof. Dr. Aslı SEÇİLMİŞ

Doç. Dr. Mehmet Emre COŞKUN

Doç. Dr. Fatih SARI

BEYAN

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

ŞUBAT 2021

Arş. Gör. Sevgi ÖĞÜT



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini esirgemeyen, bilgi birikim ve tecrübeleri ile yanımda olduğunu hissettiren sayın hocam, tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Fatih SARI'ya

Eğitim sürecim boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen, akademik hayatıma ışık tutan bölüm başkanım Sayın Prof. Dr. Aslı SEÇİLMİŞ'e,

Çalışma sürecinde birlikte mücadele ettiğimiz çok değerli dostlarım Taytanik grubu'na,

Birlikte çalıştığım Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve diğer bölüm personellerimize,

Hayatıma anlam katan, sınırsız sevgi ve hoşgörü ile her zaman yanımda olan hayat arkadaşım, eşim Aykut ÖĞÜT'e,

Son olarak bugünlere gelmemdeki katkıları büyük olan, her anımda sevgilerini ve desteklerini hissettiğim annem, babam ve kardeşlerime sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez, Gaziantep Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi Komisyonu Başkanlığı tarafından DHF.UT.20.06 numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

BEYAN	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
KISALTMALAR	vi
TABLO LİSTESİ	vii
RESİM LİSTESİ	viii
ŞEKİL LİSTESİ	ix
ÖZET	1
ABSTRACT	2
1. GİRİŞ VE AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. CAD/CAM Teknolojisi	5
2.1.1. CAD/CAM sistemlerinin tarihçesi	5
2.1.2. CAD/CAM sistemleri	6
2.1.3. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan güncel materyaller	6
2.2. Çalışmada Kullanılan Seramik Bloklar	7
2.2.1. Lösitle güçlendirilmiş cam seramik	7
2.2.2. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik	8
2.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Simanlar	10
2.3.1. Rezin simanlar	10
2.3.1.1. Akrilik rezin simanlar	10
2.3.1.2. Adeziv rezin simanlar	11
2.3.1.3. Kompozit rezin simanlar	11
2.3.1.3.A. Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezin simanlar	12
2.3.1.3.B. Işıkla sertleşen kompozit rezin simanlar	14
2.3.1.3.C. Dual sertleşen kompozit rezin simanlar	14
2.4. Tam Seramik Restorasyonların Çıkarılması (Debonding)	14
2.5. Lazer	15
2.5.1. Lazerin dokulara etkisi	15
2.5.2. Er:YAG lazerler	19
2.5.3. Lazerin debonding amacıyla kullanımı	20

2.6. Pulpal Isı Artışı	22
2.7. Çalışmada Kullanılan Pulpal Isı Ölçme Yöntemi	22
2.7.1. Termoçift (Termokupl) yöntemi	22
3. GEREÇ VE YÖNTEM	23
3.1. Doğal Dişlerin Toplanması ve Örneklerin Hazırlanması.	24
3.2. Seramik Örneklerin Hazırlanması ve Çalışma Grupların Oluşturulması	27
3.2.1. Lösitle güçlendirilmiş cam seramik örneklerin hazırlanması	27
3.2.2. Lityum disilikatla güçlendirilmiş örneklerin hazırlanması	29
3.3. Seramik Örneklerin Prepare Edilmiş Dişlere Simantasyonu	30
3.4. Er:YAG Lazer Uygulaması	32
3.5. Pulpa Odasındaki Sıcaklık ve Sürenin Ölçümü	33
3.6. İstatiksel Analiz	33
4. BULGULAR	34
4.1. Pulpal Sıcaklık Farkı	34
4.2. Çıkarma (Debonding) Süreleri	36
4.3. Pulpadaki Termal Hasar	38
5. TARTIŞMA	41
6. KAYNAKLAR	50
ÖZGEÇMİŞ	59

KISALTMALAR

Er:YAG	Erbiyum ittrium alüminyum garnet
Nd:YAG	Neodmiyum itriyum alüminyum garnet
CO ₂	Karbondioksit
CAD	Bilgisayar Destekli Dizayn (Computer Aided Design)
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing)
°C	Santigrat derece
MPa	Megapaskal
s	Saniye
nm	Nonometre
mm	Milimetre
cm	Santimetre
µm	Mikrometre
kg	Kilogram
mJ	Mili jul
W	Watt
Hz	Hertz
UV	Ultraviyole
ISO	Uluslararası Standartlar Teşkilatı (International Standart Organisation)

TABLO LİSTESİ

Tablo 2-1: CAD/CAM sistemlerinde kullanılan hasta başı materyallerin içeriklerine göre sınıflandırması ve bazı marka isimleri	9
Tablo 2-2: Matriks tipine göre dental simanların sınıflaması	10
Tablo 2-3: Rezin simanların sertleşme reaksiyonlarına göre sınıflandırılması	13
Tablo 2-4: Diş hekimliğinde kullanılan lazerler ve kullanım alanları	19
Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan seramikler, örnek sayıları ve örnek kalınlıkları	23
Tablo 3-2: Alt gruplar ve örnek sayıları	24
Tablo 3-3: Kullanılan Er:YAG lazer parametreleri	32
Tablo 4-1: Sıcaklık farkı bulguları için Kruskal Wallis sonuçları	34
Tablo 4-2: Sıcaklık farkı bulgularının alt grup karşılaştırılmasında Dunn testi sonuçları	35
Tablo 4-3: Çıkarma süreleri bulguları için Kruskal Wallis sonuçları	36
Tablo 4-4: Çıkarma süreleri bulgularının alt grup karşılaştırılmasında Dunn testi sonuçları	37
Tablo 4-5: Yöntem ile kritik sıcaklık değeri karşılaştırılması (Ki-kare testi)	38
Tablo 4-6: Boferroni düzeltilmesi ve oranlar karşılaştırılması	38

RESİM LİSTESİ

Resim 2-1: Lazer ışığının doku üzerine etkileri	16
Resim 3-1: Mine sement birleşiminin 2 mm altından kökü kesilmiş santral diş	25
Resim 3-2: Pulpa odası genişletilmiş santral diş	25
Resim 3-3: Ölçü maddesiyle hazırlanan kalıp, hazırlanan dişin akrilik rezine gömülmesi ve pulpa odasının görünümü	26
Resim 3-4: Zımpara ve polisaj makinesi	26
Resim 3-5: Hassas kesme cihazı	27
Resim 3-6: Seramik yüzeyine rond frez ile delik açılması	28
Resim 3-7: Örnek kalınlığının dijital kumpas ile ölçülmesi	28
Resim 3-8: Seramik yüzeylerin polisajı	28
Resim 3-9: Kristalizasyon öncesi IPS e.max CAD örnekler	29
Resim 3-10: IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD örnekler	29
Resim 3-11: Variolink Esthetic ışıkla sertleşen kompozit siman	30
Resim 3-12: Seramik yüzeyine asit ve silan uygulanması	30
Resim 3-13: Diş yüzeyine asit ve adeziv uygulanması	31
Resim 3-14: Kullanılan siman ve simante edilmiş örnek	31
Resim 3-15: Hazırlanan Deney düzeneği	32

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 4-1: Seramik tipi ve farklı güç değerlerinin sıcaklık farkına etkisi (°C)	35
Şekil 4-2: Seramik tipi ve farklı güç değerlerinin çıkarılma süresine etkisi (s).....	37
Şekil 4-3: E.max gruplarında uygulama süresinin sıcaklığa etkisi	39
Şekil 4-4: Empress gruplarında uygulama süresinin sıcaklığa etkisi	39
Şekil 4-5: E.max ve Empress gruplarında uygulama süresi ile sıcaklık değişimi	40



ÖZET

İKİ FARKLI CAD/CAM SERAMİĞİNİN ER:YAG LAZER İLE UZAKLAŞTIRILMASINDA SÜRENİN VE OLUŞAN PULPAL SICAKLIĞIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Sevgi ÖĞÜT

Uzmanlık Tezi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanları: Doç. Dr. Fatih SARI

2021, 69 Sayfa

Adeziv siman ile yapıştırılan tam seramik restorasyonların hasar oluşmadan sökülmesi kuvvetli bağlantı nedeniyle oldukça zordur. Lazer seramik içinde transmisyona uğrayarak bu güçlü bağlantıyı bozmak amacıyla kullanılır. Bu çalışma Er:YAG lazer ile debonding süresi ve pulpal sıcaklık değişiminin incelenmesi amacıyla yapıldı. 120 adet çekilmiş maksiller santral diş mine seviyesinde prepare edildi. Bu çalışmada lösit ve lityum disilikat içerikli CAD/CAM seramik bloklar kullanıldı. Bloklardan 5 mm x 12 mm boyutlarında, 1 mm kalınlığında 60'ar adet örnek hazırlandı. Seramik örnekler ışıkla sertleşen kompozit siman kullanılarak mine yüzeyine simante edildi. Her grup lazer parametrelerine göre 3 alt gruba ayrıldı (n=20) (1 W – 2 Hz – 500 mJ, 2W – 15 Hz – 135 mJ, 3 W – 10 Hz – 300 mJ). Böylece farklı seramik ve lazer parametresiyle 6 grup elde edildi. Her örneğe debonding sırasında 15 N'luk bir kuvvet uygulandı. Pulpal sıcaklık pulpa odasına yerleştirilen termokupl ile ölçüldü. Elde edilen veriler Kruskal Wallis ve Dunn çoklu karşılaştırma testleri kullanılarak analiz edildi. Debonding süresi 3 W gruplarında en kısa idi. 1W gruplarında 15 dakikada debonding gerçekleşmedi. Pulpal sıcaklık artışı en fazla 1W, en düşük 2W gruplarında bulundu. İstatistiksel olarak aynı güç değeri kullanıldığında farklı seramik tiplerinin çıkarılma zamanını ve pulpal sıcaklık farkını etkilemediği görüldü ($p<0.05$). Verilere dayanarak yöntem ile sıcaklık farkının 5.5 °C'den fazla olması arasında anlamlı ilişki gözlendi ($p=0.012$). Boferroni düzeltmesi ile oranlar karşılaştırıldığında 1W gruplarında anlamlı yüksek oranda 5.5 °C'den yüksek sıcaklıkta diş bulundu ($p=0.026$).

Anahtar sözcükler: CAD/CAM, Debonding, Dental seramikler, Er:YAG lazer, Pulpal sıcaklık

ABSTRACT

REMOVAL OF TWO DIFFERENT CAD / CAM CERAMICS WITH ER: YAG LASER EVALUATION OF THE TIME AND THE PULPAL TEMPERATURE

Sevgi ÖĞÜT

Thesis Of Expertise In Dentistry: Prosthetic Dental Treatment Department

Supervisor: Asst Prof Fatih SARI

2021, 69 Pages

Removing all-ceramic restorations used with adhesive cements is extremely difficult due to strong bonding. Laser transmitted into the ceramic is used for debonding. This study is conducted to evaluate the debonding time and pulpal temperature caused by the Er: YAG laser. 120 extracted maxillary central teeth were prepared at the enamel level. Leucite and lithium disilicate CAD / CAM ceramic blocks were used in this study. Specimens from these blocks were fabricated with size of 5 mm x 12 mm and a thickness of 1 mm (60 specimens from each leucite and lithium disilicate). Ceramic blocks were cemented on the enamel surface using light cure adhesive cement. Each group was divided into 3 subgroups according to laser parameters (n = 20) (1 W - 2 Hz - 500 mJ, 2W - 15 Hz - 135 mJ, 3 W - 10 Hz - 300 mJ). Thus, 6 groups were obtained with different ceramic and laser parameters. During debonding, a force of 15 N was applied to each group. Pulpal temperature was measured with a thermocouple placed in the pulp chamber. Obtained data were analysed by using the Kruskal Wallis and Dunn multiple comparison tests. Debonding time was found in 3W groups the shortest. There was no debonding in 15 minutes in 1W groups. Pulpal temperature difference was found in the groups of maximum 1W and the lowest 2W. When the same wattage was used, it was observed that different ceramic types did not statistically affect the removal time and pulpal temperature difference ($p < 0.05$). Based on the data, a significant relationship was observed between the method and the temperature difference greater than 5.5 °C ($p = 0.012$). When the ratios were compared with the Bonferroni correction, a significantly higher rate of teeth with a temperature higher than 5.5 °C was found in 1 watt groups ($p = 0.026$).

Keywords: CAD / CAM, Debonding, Dental ceramics, Er: YAG laser, Pulpal temperature

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde hekimlerin ve hastaların estetik, biyolojik olarak güvenli restorasyon arayışları sonucu, metal içermeyen tam seramik restorasyonlara talep artmıştır (1).

Üstün estetik özelliklerinden dolayı tam seramik sistemi sınıflamasında yer alan lityum disilikat içerikli ve lösit içerikli cam matriks seramikler daha ön planda yer almaktadır. Tam seramik restorasyonların simantasyonunda restorasyona yüksek kırılma dayanımı sağlayan ve düşük çözünürlük, yüksek bağlanma kuvveti, üstün estetik özelliklere sahip olan adeziv rezin simanlar kullanılmaktadır. Bazı durumlarda örneğin simantasyon esnasında restorasyonun hatalı konumlandırılması, estetik sorunlar, simantasyon sonrası oluşan pulpitis, hassasiyet meydana gelmesi, dişeti reaksiyonları, çürük oluşumu gibi nedenlerle restorasyonun çıkarılması gerekebilmektedir. Kuvvetli bağlantı nedeniyle konvansiyonel debonding yöntemiyle restorasyonun tek parça halinde çıkarılması neredeyse imkansızdır. Ayrıca hasta açısından ağrılı ve zaman alıcı bir prosedürdür, adeziv rezin siman ve diş renginin ayırt edilememesi durumunda destek dişlere iyatrojenik zarar verilmesine yol açabilmektedir. Bu problemin üstesinden gelebilmek için seramik braketlerin lazerle sökülmesinden esinlenerek son yıllarda konvansiyonel yöntemle alternatif olarak lazerin debonding amacıyla kullanımı gündeme gelmiştir (2).

Son yıllarda adeziv rezin simanlarla yapıştırılan tam seramik restorasyonların çıkarılmasında lazerlerin kullanılabileceği birkaç çalışma bulunmaktadır (3). Az sayıda yapılan debonding çalışmalarında en etkin lazerin Er:YAG olduğu bildirilmiştir (2).

Yapılan çalışmalarda lazerlerin termal yumuşama mekanizmasıyla debonding meydana getirdiği ve aşırı ısı artışı sonucu pulpaya zarar verebileceği sonucuna varılmıştır (4, 5). Pulpadaki 5.5 °C'nin üzerinde sıcaklık artışının kritik olduğu düşünülmektedir. Lazer uygulaması sırasında pulpal sıcaklığın ölçümü ve güvenli lazer parametrelerinin kullanılması önemlidir aksi halde geri dönüşümü olmayan pulpitis gelişebilir (6).

Bu çalışmada lityum disilikat içerikli ve lösit içerikli cam matriks seramik materyallerinin Er:YAG lazer ile çıkarılması sırasında oluşan pulpal sıcaklığın ve sürenin değerlendirilmesi planlanmıştır.

Çalışmamızın H0 hipotezi değişen güç değeri debonding süresi ve oluşan pulpal sıcaklığa herhangi bir etkiye sebep olmayacaktır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. CAD/CAM Teknolojisi

Diş hekimliğinde “CAD / CAM” terimi, Computer Aided Design (CAD) bilgisayar destekli tasarım, Computer Aided Manufacturing (CAM) bilgisayar destekli üretimin kısaltmasıdır (7).

2.1.1. CAD/CAM sistemlerin tarihçesi ve gelişimi

Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerinin gelişimi 1980’li yıllarda olmuştur. Günümüzde kullandığımız dental CAD/CAM sistemlerinin gelişiminde yer alan önemli rol oynamış 5 kişi vardır (8).

1970’li yıllarda Duret ve Preston dental CAD/CAM sistemini kullanmıştır. Ağız içinden alınan optik ölçüyle fonksiyonel şekle sahip kronlar üretmişlerdir. Daha sonra CAD/CAM sistemlerinin gelişiminde çok büyük etkisi olan Sopha sistemini geliştirmiştir (9).

1980’lerde Moermann ve Brandestini’nin çalışmalarıyla CEREC (Ceramic REConstruction) sistemi geliştirilmiştir. Klinikte, hasta başında direkt olarak ağız içi kamera ile hazırlanmış kavitenin ölçümünü yapmış, restorasyon tasarımını takiben klinikte bulunan cihazda seramik bloktan inley yapılmıştır. Bu sistemin ortaya çıkması büyük bir yenilik olmuştur, çünkü tek günde restorasyon yapılması artık mümkün hale gelmiştir (10, 11).

Titanyumun hassas dökümünün zor olduğu 1980’li yıllarda, (Procera sistemini geliştiren) Anderson titanyum kopinglerin spark erozyon ile üretilmesi ve CAD/CAM teknolojisinin restorasyonların hazırlanmasına dahil edilmesi girişiminde bulunmuştur. Daha sonra bu sistem, tam seramik restorasyonların üretimi için tüm dünyada kullanılabilen ve birbirine internetle bağlı olan bir üretim merkezi halini almıştır (12, 13).

2.1.2. CAD/CAM sistemleri

CAD/CAM sistemleri tarayıcı (scanner), CAD ünitesi ve CAM ünitesi olarak üç parçadan oluşmaktadır (7).

Üretim metotlarına göre direkt klinikte kullanılan CAD/CAM sistemleri, laboratuvarında kullanılan CAD/CAM sistemleri ve üretim merkezli CAD/CAM sistemleri 3 olarak gruba ayrılır (7, 14).

Direkt klinikte kullanılan CAD/CAM sistemleri (7, 14)

- CEREC 3D (Dental Sirona System, Almanya)
- CEREC 4D (Dental Sirona System, Almanya)

Laboratuvarında kullanılan CAD/CAM sistemleri (7, 14)

- Everest® (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
- Precident System (DCS Dental, Allschwil, Almanya)
- CERCON® Smart Ceramic System (Dentsply Ceramco, York, Panama)
- Hint-ELs® Denta CAD System (Hint-ELS, Griesheim, Almanya)
- Denzir™ (Decim AB, Skellefteå, İsveç)
- CEREC® in Lab (Dental Sirona System, Almanya)

Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri (7, 14)

- Procera® (Nobel Biocare, Yorba Linda, Kanada)
- Lava™ (3m ESPE, St. Paul, Moğolistan)

2.1.3. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan güncel materyaller

Diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim son özellikle yeni tarayıcıların ve dijitalleştiricilerin piyasaya sürülmesi yazılım ve freze cihazlarının gelişmesi ile hızla artmıştır (15).

Tek seansta üretilen CAD/CAM restorasyonlar, konvansiyonel yöntemler ile elde edilen restorasyonlara kıyasla tercih edilmektedir. CAD/CAM sistemlerinde seramikler, metal alaşımlar ve kompozitler gibi birçok materyal kullanılabilir. Genellikle kullanılan seramikler; alumina, feldspatikler ve zirkonya içerikli materyallerdir (16, 17). Bunlardan

bazıları altyapı materyali olarak kullanılırken, bazıları inley, onley, porselen laminate veneer, endokron ve tam kron yapımında kullanılabilirler. Kolayca cila veya glaze yapılarak tek seansta simante edilebilirler. CAD/CAM materyalleri laboratuvarında kullanılmak için daha çok restorasyonun üretilebildiği disk şeklindeki bloklardan oluşmaktadır. Hasta başında kullanılmak için ise üretilen küçük dikdörtgen prizması şeklindeki “hasta başı” prefabrik bloklarda mevcuttur (Tablo 2-1; 18, 19).

2.2. Çalışmada Kullanılan Seramik Bloklar

2.2.1. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik

Cam matriks içerisine çok aşamalı fabrikasyon işlemleri uygulamalarıyla lösit kristalizasyonu ile güçlendirilerek elde edilmiş bloklardır. Lösit içerikli cam seramik materyallerin içeriğinde büyük oranda silisyum dioksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve potasyum oksit (K_2O) bulunmaktadır (20). Silikat cam matriksinin %30-40 oranını 1-5 μm aralığında değişen büyüklükte lösit kristal fazı meydana getirir (21). Bu oranda bulunan lösit kristalleri materyalin direncini etkilemektedir. Lösit kristallerinin genleşme katsayısı, içeriğindeki cam matriksten daha yüksektir. Materyalin ısısı artırılıp azaltıldığında lösit kristalleri büzülürler ve cam matriksi kendilerine çekerler. Soğuma sırasında meydana geldiğinde yapı içerisinde oluşan iç basınç mikro çatlakların ilerlemesini durdurur (22).

Lösitle güçlendirilmiş cam seramik materyalinin bükülmeye karşı direnci 160 MPa’dır. Renk, translusentlik, floresanslık, opalesanslık, aşınma ve abrazyona direnç gibi birçok özellikleri doğal dişe benzemektedir (23, 24).

1990 yılında IPS Empress seramiği (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tanıtılmıştır ve en çok kullanılan lösitle güçlendirilmiş basınçla üretilen seramiktir. IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), IPS Empress’in CAD/CAM ile kullanılabilen versiyonu olup 2006 yılında piyasaya sürülmüştür. Laminate veneer, inley, onley ve anterior kron restorasyonlarının üretiminde kullanılabileceği bildirilmiştir (25).

2.2.2. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin yapısında, lösitle güçlendirilmiş cam seramiklere kıyasla daha fazla kristal bulunmaktadır. %70 oranında lityum disilikat kristalleri bulunur. Materyalde kristal içeriğinin artması, feldspatik seramiklere göre kırılma direncinin artmasını sağlayan daha sıkı ve birbirine kenetli bir yapı oluşturur (26).

 lk lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik materyali Ivoclar Vivadent tarafından 1998 yılında, 920  C’de basınç altında üretilen blok (IPS Empress II, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihten tayn) formundadır. Yapılan birçok çalışmada IPS Empress II ile üretilen tek  ye kron restorasyonların 5-10 yıl arası takiplerinde %95.24-100 arasında değişen yüksek sa  kalım oranı gösterilmiştir (27, 28, 29). Daha sonra lityum disilikat seramiklerin fiziksel özelliklerinin ve transl santli inin iyileştirilmesi, IPS e.max Press’in (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihten tayn)  retilmesiyle sağlanmıştır (30). IPS e.max Press’in inley, onley ve posterior kronların üretilmesinde veya kron ve anterior    üyeli sabit bölümlü protezler için alt yapı materyali olarak kullanımı önerilmiştir (31). Gehrt ve arkadaşları bu materyal ile üretilen tek  ye kronların 5 yıl sonunda %97.4 ve 8 yıl sonunda %94.8 sa  kalım oranı gösterdiğini rapor etmişlerdir (32).

CAD/CAM ile üretilen restorasyonların zamanla rutin kullanıma girmesiyle, lityum disilikat seramiklerin yeni frezelenebilir versiyonu olan IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihten tayn) 2005 yılında geliştirilmiştir. IPS e.max CAD bloğu, %40 lityum meta silikat kristalleri içerir ve materyalin kolay freze edilmesini sağlayan kısmi olarak kristalize edilmiş bir bloktur.  stenilen restorasyon formu freze edildikten sonra, lityum meta silikat kristallerinin lityum disilikat kristallerine d n  t r ld   , 850 C’de 10 dakika rekristalizasyon işlemi uygulanır. Bu rekristalizasyon materyale final mekanik ve estetik özelliklerini sa lar. Üretici verilerine göre, tam kristalize IPS e.max CAD’in fleksural dayanıklılığı yaklaşık 360 MPa civarındadır. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik, monolitik inley, onley, tek kron ve anterior sabit bölümlü protezlerin yanı sıra, kısa boylu posterior sabit bölümlü protezlerin üretilmesinde de kullanılabilir (33).

Tablo 2-1: CAD/CAM sistemlerinde kullanılan hasta başı materyallerin içeriklerine göre sınıflandırması ve bazı marka isimleri (18, 19)

Monokromatik (tek tabakalı) feldspatik blok	CEREC Blocs (Sirona) Vita Block Mark II (Vita)
Polikromatik (çok tabakalı) feldspatik blok	CEREC Blocs C In (Sirona) CEREC Blocs C (Sirona) CEREC Blocs PC (Sirona) Vitablock RealLife (Vita) Vitablock Triluxe (Vita) Vitablock Triluxe Forte (Vita)
Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik	IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent) Paradigm C (3M ESPE) Rosetta HM (HASS)
Rezin nano seramik	Vita Enamic (Vita) Lava Ultimate (3M ESPE) Paradigm MZ100 (3M ESPE) Cerasmart (GC)
Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik	IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)
Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik	Vita Suprinity (Vita) Celtra Duo (Dentsply)
Transludent Zirkonya	inCoris TZI (Sirona) inCoris TZI C (Sirona) Vita YZ HT (Vita) Lava Plus (3M ESPE)

Konvansiyonel veya adeziv simantasyon önerilmektedir (34). Klinik çalışmalarda IPS e.max CAD tek kronların 24 aylık takibinde herhangi bir komplikasyon gözlenmeden %100 sağ kalım oranı rapor edilmiştir (35).

2.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Simanlar

Dental simanlar ağız içerisinde sertleşen ve çoğunlukla bir diş ve protezi birleştirmek amacıyla kullanılan materyallerdir. Simantasyon, sabit protetik bir restorasyonun bir yapıştırma maddesi ile dişler üzerine uygulanması işlemine denir (36).

Dental simanların içerik, kullanım alanı ve matriks tipi gibi çeşitli alanlara göre sınıflamaları mevcuttur. O'Brien matriks tipine göre sınıflama yapmıştır (Tablo 2-2; 37).

Tablo 2-2: Matriks tipine göre dental simanların sınıflaması (37)

A.FOSFAT SİMANLAR	B.FENOLAT SİMANLAR	C.POLİKARBOKSİLAT SİMANLAR	D.REZİN SİMANLAR
Çinko fosfat simanlar	Çinko oksit ojenol (ZOE)	Çinko polikarboksilat Cam iyonomer	Akrilik rezin simanlar
Silikat simanlar	■ Polimer		Adeziv rezin simanlar
Çinko silika fosfat simanlar	■ Etoksibenzoik asit		Kompozit rezin simanlar
	■ Alumina		
	Kalsiyum hidroksit salisilat		

2.3.1. Rezin simanlar

Rezin simanlar içeriklerine göre üç başlık altında değerlendirilebilir.

2.3.1.1. Akrilik rezin simanlar

Toz-sıvı şeklindeki akrilik rezin simanlar kimyasal olarak sertleşirler. Restorasyonlar, fasetler ve geçici restorasyonların simantasyonunda kullanılırlar. Özellikleri soğuk akrilik rezin dolgu materyalleriyle kıyaslanabilir. Diğer simanlara göre daha güçlüdür ve

daha az çözünme gösterirler; düşük sertliğe ve viskoelastik özelliğe sahiptir. Nem varlığında diş dokusuna etkili bir bağlantı göstermezler dolayısıyla marjinal sızıntı gösterebilirler. Ancak diğer simanlara göre polikarbonat kronlara ve rezin yüzey kaplamalara daha iyi yapışırlar. Biyolojik etkiler açısından akrilik rezin dolgu materyallerinde olduğu gibi pulpal reaksiyonları belirgindir dolayısıyla pulpayı korumak gerekir (37).

Tozu; metil metakrilat polimerleri veya reaksiyon başlatıcı görevi yapan benzol peroksit içeren kopolimerlerden, mineral doldurucular ve pigmentlerden oluşur. Likiti ise amin hızlandırıcı içeren bir metil metakrilat monomeridir. Monomerler polimer partiküllerini çözer, yumuşatarak amin ve peroksit interaksiyonu sonucu serbest radikallerin oluşması ile polimerizasyon başlar ve oluşur. Sertleşmiş kütlede, yeni polimer matriksi ve çözünmemiş ancak likiti absorbe etmiş polimer granülleri vardır (37).

2.3.1.2. Adeziv rezin simanlar

Adeziv rezin simanların yapısına 4-metiloksi etil trimellitik anhidrid (4-META) adezyon geliştirici olarak karıştırılır. Bunlara ek olarak, dentine kimyasal olarak yapışmayı sağladığı düşünülen tribütıl boron ilave edilir. Bu materyaller özellikle de soy metal alaşımdan yapılan sabit protezler ve amalgamın dentine ve kompozite tutunması amacıyla da kullanılmaktadır. Makaslama direnci, amalgamda dentine bağlanma kuvvetine göre diğer rezinlerle kıyaslandığında daha düşüktür. Fiziksel özellikleri yük altında yüksek deformasyon göstermesi açısından akrilik rezinlere benzemektedir. Bu özelliklere rağmen sabit restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadırlar. Ancak uzun dönem takibini içeren klinik çalışmalar çok azdır (37).

2.3.1.3. Kompozit rezin simanlar

Kompozit rezin simanların ana maddesini Bis-GMA (bisfenol A glisidil metakrilat) oluşturur. Bu siman özellikle porselen sistemler, inleyler, venerler ve indirekt rezin restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır. Aromatik dimetakrilatların, farklı seramik doldurucular içeren monomerler ile biraraya gelmesinden oluşurlar. Temel olarak restoratif kompozit materyaller ile benzer özelliklere sahiplerdir. Toz-likit ya da iki pat şeklinde üretilmişlerdir. Toz-likit şeklindeki formunda, toz genellikle borosilikat ya da silika cam karışımının bir polimer tozu ve bir organik peroksit başlatıcı ile birleşiminden meydana gelir. Likiti ise, bis-GMA ve/veya diğer dimetakrilat

monomerleri ile polimerizasyonu başlatıcı görevi gören bir amin türevinden oluşmaktadır. Monomerlerinde, fosfat veya karboksil gibi potansiyel adeziv gruplar içeren bazı materyaller, dentin bonding sistemlerine benzer yapıdadırlar. İki patlı sistemler ise, bileşim olarak toz-likit sistemleriyle benzer özellikler göstermelerine karşın, monomer ve doldurucular her iki farklı pat içinde de bulunmaktadır. Bis-GMA rezin ve kuartz doldurucu içeren iki patlı sistemler fosfonat simanlardır. Fosfonat oksijene çok duyarlı olduğundan, polimerizasyon işlemi sonlanana kadar restorasyon kenarları propilen glikol gibi bir jel ile izole edilerek, oksidasyonuna engel olunması gerekmektedir (38). Rezin siman ile diş dokusu arasındaki bağlantı ya adeziv sistem uygulaması ya da self-adeziv rezin siman uygulaması ile elde edilir. Adeziv sistem ise self-etch ya da etch-and-rinse sistem olabilir (39).

- Kimyasal olarak sertleşen simanlar
- Işık ile sertleşen simanlar
- Hem kimyasal hem ışık ile sertleşen (dual-cure) simanlar olmak üzere 3 gruba ayrılırlar (40,41).

2.3.1.3.A. Kimyasal olarak sertleşen kompozit rezin simanlar

Baz ve katalizör olmak üzere çift sistemden oluşurlar. Kimyasal polimerizasyonun başlaması, katalizör olan benzoil peroksitin, baz olan tersiyer aminle reaksiyona girmesi sonucu meydana çıkan serbest radikaller ile olur (43). Metal restorasyonların, kalınlığı 2.5 mm geçen kalın seramik restorasyonların ve endodontik postların simantasyonunda endikedir. Hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen (dual-cure) ve sadece kimyasal sertleşen rezin siman sistemlerinde, amin hızlandırıcılar ve inhibitörlerde reaktif grupların oksidasyonu renk değişimine sebep olabilmektedir. Renk stabiliteleri çok iyi olmayan bu simanlar tam seramik restorasyonların adeziv simantasyonlarında kullanımı riskli olabilmektedir (44, 45).

Tablo 2-3: Rezin simanların sertleşme reaksiyonlarına göre sınıflandırılması (42)

Rezin simanlar	Sertleşme Mekanizması	Özellikleri	Endikasyonları
Kimyasal olarak sertleşen	*İki ayrı materyalin kimyasal reaksiyonu	*Işık kaynağının ulaşamayacağı yerlerde kullanılır *Kısa çalışma zamanı *Kötü renk stabilitesi	*Metal restorasyonlar *Endodontik post *Kalın seramik restorasyon
Işık ile sertleşen	*Işık ile monomerlerin aktive edilmesi	*Estetik *Renk stabilitesi *Uzun çalışma zamanı	*Estetik restorasyonlar *Tam seramik restorasyonlar *İnce, translusent seramikler
Dual-cure simanlar	*Kimyasal reaksiyon+ışıkla reaksiyon	*Işık ile polimerizasyonun sağlanamadığı durumlarda artmış başarı sağlar	*Kalın, opak seramikler *Tam seramik restorasyonlar

2.3.1.3.B. Işıkla sertleşen kompozit rezin simanlar

Bu simanlar tek pat şeklinde üretilir ve 400-500 µm dalga boyuna sahip ışıkla polimerize olmaktadır. İçeriğinde reaksiyon başlatıcı olarak kamforkinon, reaksiyon hızlandırıcı olarak ise alifatik amin içermektedirler (46). Işık ile sertleşen kompozit rezin yapıştırma simanları, görünür ışığın geçişine izin veren, yarı geçirgen yapıya sahip tam seramik restorasyonların daimi simantasyonunda endikedir (47). Işık ile sertleşen kompozit rezin simanların polimerizasyon miktarı; ışık yoğunluğu, ışık kaynağının türü ve ışık kaynağının rezin simana uzaklığı, restorasyon materyalinin özellikleri (rengi, yapısı ve kalınlığı) ve rezin materyalinin özellikleri (yapısı ve optik özellikleri) gibi birçok unsura bağlıdır (48). Bu simanların avantajları; çalışma zamanının hekim tarafından kontrol edilebilmesi ve daha kısa sürede sertleşmeleri, artık simanların temizlenmesi işlemlerinin daha kolay olmasıdır (38, 40). Ayrıca peroksit başlatıcılar ve aromatik tersiyer aminler içermediğinden renk stabilitesi kimyasal sertleşen rezin simanlara göre çok daha iyidir (45, 49). Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent AG, Shaan, Lihtenştayn) bu rezin simana örnektir.

2.3.1.3.C. Dual sertleşen kompozit rezin simanlar

Bu simanlarda hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen rezin simanların avantajları biraraya gelmiştir. Çift pat formunda üretilirler. Kimyasal olarak sertleşen simanlardaki amin/peroksit ve ışıkla sertleşen simanlardaki kamforkinon içermektedir. Polimerizasyon ışık ile başlar, kimyasal olarak devam eder. Işık uygulaması; polimerizasyonun başlaması için yeterli olabilir, ancak kendiliğinden polimerize olabilen katalizör tam sertleşme için gereklidir (40). Bu simanlar translusent yapıdaki restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin veren ve sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki restorasyonların simantasyonunda endikedir (37). Variolink N (Ivoclar Vivadent AG, Shaan, Lihtenştayn), RelyX U200 (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve RelyX ARC bu rezin simanın örnekleridir.

2.4. Tam Seramik Restorasyonların Çıkarılması (Debonding)

Rezin siman ile simante edilen tam seramik restorasyonların çıkarılması işlemine debonding denilmektedir. Simantasyon sırasında restorasyonun hatalı konumlandırılması, oluşan estetik problemler, simantasyon sonrası beklenmedik şekilde meydana gelen pulpitis, hassasiyet, dişeti reaksiyonları, çürük oluşumu gibi problemler restorasyonun diş yüzeyinden çıkarılmasını gerektirebilmektedir. Fakat rezin siman ile

oluşan bağlantı çok kuvvetli olduğundan tam seramik restorasyonların çıkarılma prosedürü karmaşık bir hal almıştır. Konvansiyonel debonding yöntemi olarak kullanılan yöntem frez ile restorasyonun kesilerek çıkarılmasıdır. Ayrıca kron sökücülerin ve bu amaç için tasarlanmış olan pens ve forsepslerin de kullanımı da mevcuttur. Konvansiyonel yöntemin; anestezi yapımını gerektirmesi, hasta açısından konforsuz olması, dişetlerinde kanama olması, işlemin uzun sürmesi, restorasyonun parçalanarak çıkarılması ve işlem sırasında rezin siman ve diş arasında renk farklılığının az olmasından dolayı restorasyon sınırını aşıp alttaki diş iyatrojenik zarar verme olasılığı gibi pek çok dezavantajı mevcuttur. Son yıllarda konvansiyonel yöntemlere göre oldukça konservatif ve başarılı bir alternatif olarak lazerin debonding amacıyla kullanımı gündemdedir (50). Lazer ile debonding prosedürü hasta ve hekim açısından daha konforludur ve alttaki diş dokusu korunarak restorasyon çıkarılabilmektedir. Aynı zamanda özellikle restorasyonun hatalı konumlandırılarak simante edildiği durumlarda restorasyon sağlam olarak tek parça halinde çıkarılabilmektedir ve bu durum restorasyonun tekrar kullanılarak hem hasta hem hekim için maliyet ve zaman olarak tasarruf etmesine olanak sağlamaktadır (51).

2.5. Lazer

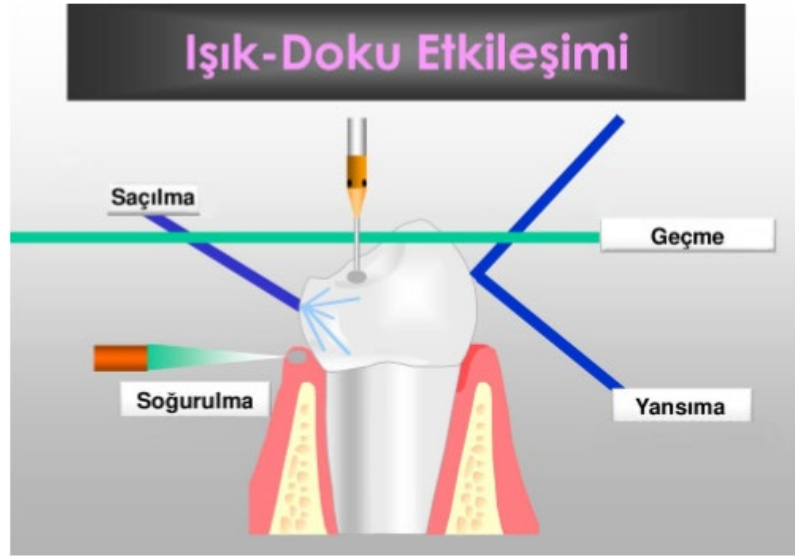
Lazer (light amplification by stimulated emission of radiation) terimi ışığın radyasyonun uyarıcı emisyonu ile güçlendirilmesi anlamına gelmektedir. Lazer teorisi ilk olarak Albert Einstein'ın 1917 yılında fotonlar ve uyarılmış emisyon fikrini ortaya çıkarmasına dayanmaktadır. Lazer 1960 yılında Amerika'da bulunan Hughes Araştırma Laboratuvarı'nda Theodore Harold Maiman tarafından hayata geçirilmiştir. 1971 yılında yakut lazerin kullanılması esnasında çürük alanları tedavi ederken dentinde erime ve krater formasyonu olduğu gözlemlenmiştir. 1972 yılında CO₂ lazer ile yapılan çalışmalarda da benzer şekilde mine ve dentin yüzeyinde etkiler görülmüştür. Benzer çalışmalarda CO₂ ve Nd:YAG lazer kullanımı sonucunda sert dokularda erime ve rekristalizasyon oluşumu, mine ve dentin yüzeyinde krater oluşumu gözlemlenmiştir. Myers tarafından geliştirilen ve ağız içi yumuşak dokuda kullanılması ABD'de FDA (Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi) tarafından onaylanan Nd:YAG lazerin piyasaya çıkması ile diş hekimliği pratiğinde lazer kullanımı artmaya başlamıştır (52).

2.5.1. Lazerin dokulara etkisi

Herhangi bir dokuya lazer ışığı uygulandığında bu lazer enerjisi dokuların optik özelliklerine göre dokular tarafından soğurulabilir (absorbsiyon), yansıtılabilir

(refleksiyon), dokular içerisinde etrafa saçılabilir (scattering) veya dokuda herhangi bir etki meydana getirmeksizin daha derin dokulara geçebilir (transmisyon) (53).

Resim 2-1: Lazer ışığının doku üzerine etkileri (53)



Lazer ışınının ilk ve en fazla tercih edilen etkileşimi soğurulma (absorbsiyon) dır. Dokudaki absorbsiyon miktarı, lazerin dalga boyu ve iletim şeklinden ayrıca hedef dokunun optik özelliklerinden (su içeriği, pigmentasyon gibi) etkilenmektedir. Kısa dalga boyuna sahip ışınlar (500- 1000 nm) pigmente dokular ve kan elementleri tarafından kolaylıkla absorbe edilirler. Argon lazer ışınları kolaylıkla hemoglobin tarafından absorbe edilir. Diode ve Nd:YAG lazerlerin melanin pigmentine afinitesi fazla hemoglobine ise daha azdır. Su tarafından en fazla absorbe edilen dalga boyuna sahip ışın 3000 nm'nin hemen altındaki dalga boyuna sahip ışınlardır (Er:YAG lazer). Erbium lazer ışınları ayrıca hidroksiapatit tarafından da iyi şekilde absorbe edilir. CO₂ lazer ışınlarında su ve diş dokuları tarafından absorbsiyonu fazladır (54). Doku içerisinde soğurulan lazer enerjisi dokuda daha çok termal enerjiye dönüşüp, buharlaşma (vaporizasyon) ya da kömürleşmeye (karbonizasyon) neden olur. Bu durum ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak da tanımlanabilir. Lazerlerin ağız ve diş dokularında meydana getirdiği etkilerin çoğu ısı tarafından başlatılmaktadır. Bazen de soğurulan lazer ışığı dokuda sadece termal etki göstermeyip hücreler arası moleküler

bağları kırarak etki gösterir. Bir dokunun optik özellikleri o dokuyu oluşturan maddelerin optik özelliklerine, miktarına ve dokudaki dağılımına bağlıdır (52).

Lazer ışığının doku ile ikinci etkileşimi, doku içerisinde hiçbir etki göstermeden derinlere ilerleyip, dokuyu terk etmesidir (transmission- geçme). ‘Geçme’ etkisi dalga boyuyla ilgili olarak lazer ışığının doku içerisinde geçerek ulaştığı maksimum penetrasyon derinliği olarak da tanımlanabilir. Lazer ışığının dalga boyu uygulandığı doku tarafından ne kadar az soğuruluyorsa, ışık doku içerisinde o kadar derine geçebilir. Matematiksel olarak da belli bir dalga boyundaki lazer enerjisinin soğurulma ve saçılma katsayısına bağlıdır (53).

Lazer ışınının üçüncü etkisi, doku üzerine lazer ışığı uygulandığında, dokunun etki altında kalmadan enerjinin yansıtılabilmesidir (reflection). Yansımanın meydana gelmesi, enerjinin hedeflenen miktarda dokuya iletilemediği anlamına gelir. Doku tarafından soğurulamayan önemli miktarda ışık, lazer uygulaması sırasında dokudan yansır. Yansıyan lazer enerjisinin miktarı ve zararı, uygulanan dokuya ve enerji miktarına göre değişir. Eğer yansıyan enerji miktarı fazla ise ya da uygulanan yüzey sert ve parlaksa çevre dokulara zarar verilebilir. Örneğin, mineye lazer ışını uygulandığında bir kısmı yansırken bir kısmı absorbe edilir. Dentinde yansıma mineye göre daha az olmakla birlikte dentinde de durum aynı şekildedir. Sadece absorbe edilen enerji daha etkilidir. Ayrıca çeşitli dental aletler ile protez, amalgam gibi restorasyonlarda yansıma çok daha fazladır (53). Lazer ışınının dokuya uygulandığı zaman bir diğer etki de lazer ışınının saçılmasıdır (scattering). Saçılma sonucunda hedef dokunun yakınındaki farklı dokularda lazer ışınından etkilenir ve bunun sonucu istenmeyen etkiler ortaya çıkabilir (52). Lazerler için farklı sınıflandırmalar vardır (55, 56, 57).

Aktif maddeye göre (56):

- Katı madde içerenler
 - Nd:YAG
 - Er:YAG
 - Granit
 - Ruby

- Gaz lazerler
 - Argon
 - Karbondiyoksit (CO₂)
- Yarı iletken lazerler
 - Galyum arsenit
- Kimyasallar

Işıkların enerjisine göre (57):

- Soft lazer
 - He -Ne
 - Ga - As
 - Ga- AlAs
- Mid lazer
 - Diyot
- Hard Lazer
 - Argon
 - CO₂
 - Ho:YAG
 - Nd:YAG
 - Er:YAG

Dalga boyuna göre (55):

- Mor ötesi (UV) ışıklar
- Kırmızı ötesi (Infrared) ışıklar
- Görünür ışık spektrumundaki ışıklar

Işık hareketlerine göre (56):

- Devamlı ışık verenler
- Atımlı ışık verenler
- Dalgalı akım olarak ışık verenler

Diş hekimliğinde kullanılan bazı lazer ve kullanım alanları ise Tablo 2-4 de özetlenmiştir (58).

Tablo 2-4: Diş hekimliğinde kullanılan lazerler ve kullanım alanları (58)

YUMUŞAK DOKU LAZERLERİ	
Ar	514 nm
KTP	532nm
Diyot	803, 810, 940, 980, 1064 nm
Nd:YAG	1064 nm
Nd:YAP	1340 nm
CO ₂	10600 nm
SERT VE YUMUŞAK DOKU LAZERLERİ	
Er,Cr:YSGG	2780 nm
Er:YAG	2940 nm
FOTOPOLİMERİZASYON LAZERLERİ	
Ar	488 nm
BEYAZLATMA LAZERLERİ	
KTP	532 nm
Diyot	803, 810, 980 nm
ÇÜRÜK SAPTAYICI LAZERLER	
Diyot	655 nm
DENTİN HASSASİYETİNİ GİDEREN LAZERLER	
Er:YAG	2940 nm
Er,Cr:YSGG.	2780 nm
CO ₂	10600 nm

2.5.2. Er:YAG lazerler

Er:YAG, 1974 yılında Zharikov ve arkadaşları tarafından tanıtılan erbiyum ile kaplanmış itriyum – alüminyum – garnet kristal içeren katı aktif ortam içeren lazerlerdir. Dalga boyu 2940 nm’dir. Işık bölgesi olarak elektromanyetik spektrumun yakın ve orta kızıl ötesi görünmeyen kısmında bulunur (55). Er:YAG lazer suda en yüksek absorpsiyona sahiptir, hidroksiapatite (HA) karşı da ilgisi fazladır. Bu sebeple mine ve dentinde çalışmaya çok uygundur (59). Depigmentasyon, gingivektomi, gingivoplasti, aftöz ülser tedavisi ve biyopsi gibi yumuşak doku işlemlerinin yanında, hassasiyet giderilmesi, kavite preperasyonu ve çürüğün uzaklaştırılması ve sert doku cerrahilerinde kullanılabilir (60). Er:YAG lazerlerin diğer bir önemli endikasyonu ise, adeziv rezin simanlar ile simante edilmiş restorasyonların çıkarılması yani debonding işlemidir. Konvansiyonel yöntemler ile uzaklaştırılması çok zor olan adeziv simanların lazer ile çıkarılması ilk 1990’lı yıllarda ortodontik braketler üzerinde denenmiştir (61).

Lazer ışınları transmisyona uğrayıp adeziv simana ulaştığında 3 farklı mekanizma ile çözünme sağlar: Termal yumuşama, termal ablasyon ve foto ablasyon. Termal yumuşama

rezin simanın ısınıp yumuşaması ile gerçekleşen yavaş bir yöntemdir. Bu mekanizma dişte büyük sıcaklık artışına sebep olabilir. Termal ablasyon rezin simanda hızlı buharlaşma ve anlık sıcaklık artışına neden olarak çözülmeyi sağlar. Foto ablasyonda ise ışınlar adeziv simanlarla etkileşerek atomlar arasındaki bağ enerjilerini yükselterek ayırmaya neden olurlar (62). Er:YAG lazer kompozit ve adeziv simanlar tarafından iyi absorbe edilirler ve çoğunlukla termal ve foto ablasyon ile çözünme sağlarlar. Bu CO₂ ve Nd:YAG lazerin termal yumuşama ile yapacağı çözünmeye oranla daha istenilen bir sonuçtur. Termal ablasyon ve foto ablasyonun hızlı gerçekleşmesinden dolayı ısı artışı fizyolojik düzeyde kalmaktadır (51, 63).

2.5.3. Lazerin debonding amacıyla kullanımı

Lazer debonding tekniği, ilk defa seramik braketlerin çıkarılması amacıyla 1990 yılında kullanılmıştır (61). Diş hekimliğinde kullanılan tüm lazerler debonding işlemi için uygun değildir; diode, Ytterbium fiber, CO₂, Nd:YAG ve Er:YAG bu amaçla kullanılmış lazer çeşitleridir (64). Yapılan çalışmalarda debonding amacıyla genellikle Er:YAG lazer kullanılması önerilmektedir (2, 51, 65, 66, 67, 68, 69). Lazerle debonding yönteminde seramik yüzeyine uygulanan lazer ışınlarının bir kısmı seramik tarafından absorbe edilir, büyük kısmı ise transmisyonla uğrayarak rezin simana ulaşır. Resin siman iletilen tüm enerjiyi absorbe etmesiyle ablasyon meydana gelir. Yeterli resin siman ablasyona uğradığında seramiğin mineden kopma kuvveti azalır ve restorasyon diş yüzeyinden kolaylıkla ayrılır. Amaç diş yüzeyinde meydana gelen yüzeysel zararın engellenmesidir (62). Tocchio ve arkadaşlarına göre lazerle debonding; ısısal yumuşama (thermal softening), ısıyla patlama (thermal ablation) veya ışıkla patlamanın (photo ablation) sonucu olarak meydana gelmektedir. Isısal yumuşamada lazer enerjisi adeziv resin yumuşayana kadar uygulanır. Adeziv yumuşadığında çekim gücü azalır ve diş dokusu yüzeyinden kopma gerçekleşir. Lazer ışığının absorbe edilmesine bağlı olarak simanda, seramikte veya diş dokusunda ısı artışı meydana gelebilir. Isısal yumuşama ile debonding mekanizmasında süre diğerlerine göre daha yavaş olduğundan ısısal artışın fazla olabileceği düşünülmektedir. Isıl ablasyonda önemli olan nokta kısa sürede ve yüksek güçte ışıma yapılmasıdır. Çünkü lazer ışıması yeteri hızda uygulandığında adezivde hızla ani bir sıcaklık artışı olur ve bu sayede adeziv buharlaşmış olur böylelikle seramiğin mine yüzeyinden ayrılması kolaylaşır. Işıklı ablasyon, yüksek enerjili lazer ışını uygulanıp resin atomları arasındaki bağların enerji seviyelerini yükselterek aradaki bağların

kopartılmasını sağlar. Isıl ablasyon ve ışıkla ablasyon mekanizmalarında hızlı ilerleyen bir süreç olduğu için rezin siman ve diş yüzeyi arasındaki ısı fizyolojik düzeyde kalır (2).

Kullanılan lazer tipi, kullanılan lazerin dalga boyu, uygulama gücü, süreye bağlı olarak lazer ışının rezin materyaline yaptığı etki değişmektedir. CO₂ lazerin kullanıldığı çalışmalarda termal yumuşama ile debonding işleminin meydana geldiği ve oluşan ısının pulpada hasar yaratabileceği sonucuna varılmıştır (4, 5, 70). Ayrıca CO₂ lazerin dalga boyundan dolayı Nd:YAG lazere göre seramik braketler tarafından daha az absorbe edildiği düşünülmektedir (63). Er:YAG lazer kullanıldığında daha çok ablasyon ve debonding gerçekleşmektedir. Erbiyum lazer ailesi Er,Cr:YSGG (2780 nm) ve Er:YAG (2940 nm) lazerlerden oluşmaktadır, dalga boyları su ve hidroksiapatit içerisinde iyi absorbe olduğundan hem kısmen yumuşak dokulara hem de sert doku bileşenlerine etki etmektedirler. Fried'e göre erbiyum lazerlerin etki mekanizması; lazer dalga boylarının su moleküllerinde absorbe edilmesi ve bu moleküllerin hızlı bir şekilde genişlemesine neden olması yani ablasyondur. Meydana gelen hızlı genleşme mikropatlamlara neden olur ve sert dokuda 30 ila 50 µm derinliğinde bir ablasyon krateri oluşur (71).

Debonding prosedüründe lazer tipleri kadar kullanılan seramik türü de önemlidir. Strobl ve arkadaşları 1992'de CO₂ ve Nd:YAG lazer kullanarak monokristalin ve polikristalin seramik braketlerin mine yüzeyinden ayrılması için gereken kuvvetleri karşılaştırmışlardır. Monokristalin braketlerin sökülmesi için gereken ortalama kuvvetin polikristalin braket için gerekenden daha düşük olduğunu görmüşlerdir. Bu nedenle özellikle bu tür işlemler için monokristal yapıya sahip seramik braketler tercih edilmektedir (61).

Lazerle debonding prosedürü uygulanırken dikkat edilmesi gereken noktalardan biri uygulama sırasında oluşan sıcaklık artışıdır. Bu sıcaklık artışının pulpa için kritik değer olan 5.5 °C'ye ulaşmasını ve geri dönüşümsüz bir enflamasyonun başlamasını engellemek için hava su soğutması ile birlikte lazer uygulanması önerilmektedir. Özellikle CO₂ lazerin kullanıldığı çalışmalarda debonding işleminin termal yumuşama mekanizması ile meydana geldiği ve oluşan ısının pulpada hasara neden olabileceği belirtilmiştir (4, 70).

2.6. Pulpal Isı Artışı

Diş hekimliğindeki tedavi işlemleri sırasında en büyük önlem pulpa sağlığının korunmasıdır. Diş pulpası fiziksel, kimyasal, biyolojik ve termal faktörlerden etkilenebilmektedir. Diş hekimliğinde uygulanan bir çok işlem sırasında diş pulpası üzerinde zarar verici etkiler ortaya çıkabilmektedir (72, 73). Tedavi işlemleri sırasında pulpada oluşan sıcaklık artışı ile ilgili yapılan pek çok çalışma vardır (6, 74). Fakat sıcaklık artışının ne dereceye kadar pulpal dokular tarafından tolere edilebileceği kesin olarak bilinmemektedir. Zach ve Cohen yaptıkları çalışma sonucunda, pulpa odasında meydana gelecek 5.5 °C'lik sıcaklık artışının pulpada hasara yol açabileceğini ve dişlerin %15'inde pulpa nekrozu yaptığını bildirmiştir. Ayrıca pulpadaki sıcaklık artışının 11 °C'ye ulaşması halinde dişlerin %60'ında, 16.6 °C ulaşması halinde ise %100 pulpada onarılamayacak hasarlar oluşacağını bildirmiştir (6). Başka bir çalışmada pulpadaki 8 °C ila 10 °C'lik ısı artışının pulpal dokunun canlılığını yitirmesine neden olabileceği açıklanmıştır (6). Eriksson ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında sıcaklık artış süresinin pulpa hasarı oluşmasında önemli bir faktör olduğunu bildirmişlerdir.

2.7. Çalışmada Kullanılan Pulpal Isı Ölçme Yöntemi

2.7.1. Termoçift (Termocouple) yöntemi

Termoçiftler, özellikle yüksek ısıları ölçmek için kullanılan termoelektrik aletlerdir. Farklı metal veya metal alaşımlarından oluşan kabloların çeşitli şekillerde bir araya getirilerek oluşturulan bir devreden meydana gelmektedir (75). Tel halindeki iki farklı metalin başları birbirine kaynaklı olarak birleştirilir. Daha sonra kaynaklı uç ısıtılırsa serbest uçlar arasında bir elektrik akımı ve ısı meydana gelir. Yapılan bu işlem sonucunda meydana gelen oluşum termoçift olarak isimlendirilir. Termoçiftlerde eksi 200 °C'den 2320 °C'ye kadar ölçüm yapılabilmektedir (76). M, S, R, C, B, N, E, T, J ve K tipi gibi çeşitleri bulunur (77). Elektrik ve elektronik mühendisliğinde ısı sensörü olarak geniş kullanım alanı bulunan termoçiftler; maliyetine oranla etkili, dayanıklı, kompakt, hızlı tepki veren, geniş ısı ölçüm aralığı ve kabul edilebilir doğruluk payı bulunan, standart bağlantılar içeren cihazlardır (78). Termoçiftlerin uzun yıllardır yaygın bir şekilde kullanılmasına rağmen bazı dezavantajları vardır. Termoçiftler ile yalnızca uygulandıkları bölgede yüzeyel sıcaklık değişimi ölçülebilmektedir ve ölçüm yüzeyindeki tek bir noktanın sıcaklığını ölçmesi kullanımını sınırlamaktadır. Ayrıca termoçiftlerin uçları çalışma sırasında bağlandıkları yüzeyden kolayca ayrılabilir (79).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında, lösit ve lityum disilikat tam seramik sistemlerinin diş yüzeyinden Er:YAG lazer ile çıkarılması sırasında oluşan pulpal sıcaklığın ve sürenin in-vitro olarak incelenmesi konu alınmıştır.

Bu tez çalışmasının çalışma protokolü Gaziantep Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 26.02.2020 tarihinde 2020/64 protokol numarası ile onaylanmıştır. Bu araştırma T.C. Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma Laboratuvarında yapılmıştır. Bu tez, Gaziantep Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Proje Başkanlığı tarafından DHF.UT.20.06 numaralı proje ile desteklenmiştir.

Çalışmada dişlerin toplanması ve preparasyonların yapılması, seramik örneklerin hazırlanması ve örneklerin gruplara ayrılması, seramik örneklerin prepare edilmiş dişlere yapıştırılması, örnekler Er:YAG lazer uygulanması, pulpal sıcaklığın ve sürenin tespiti, istatistiksel analiz ve elde edilen sonuçların yorumlanması aşamaları gerçekleştirildi. Çalışmada 60 adet lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik ve 60 adet lösit ile güçlendirilmiş cam seramikten 1 mm kalınlığında örnekler hazırlandı (Tablo 3-1).

Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan seramikler, örnek sayıları ve örnek kalınlıkları

Ticari adı	Üretici firma	Yapı	Örnek sayısı	Örnek boyutu
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik	60	1 mm kalınlık
IPS Empress CAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik	60	1 mm kalınlık

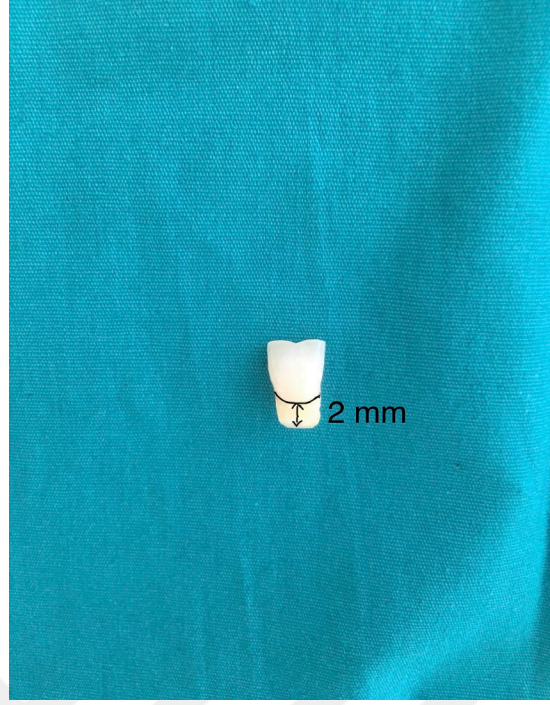
Bu çalışmada l s t ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklardan elde edilen  rnekler Er:YAG lazerin değişen g   parametresine göre 6 gruba ayrılmıştır (Tablo 3-2).

Tablo 3-2: Alt gruplar ve örnek sayıları

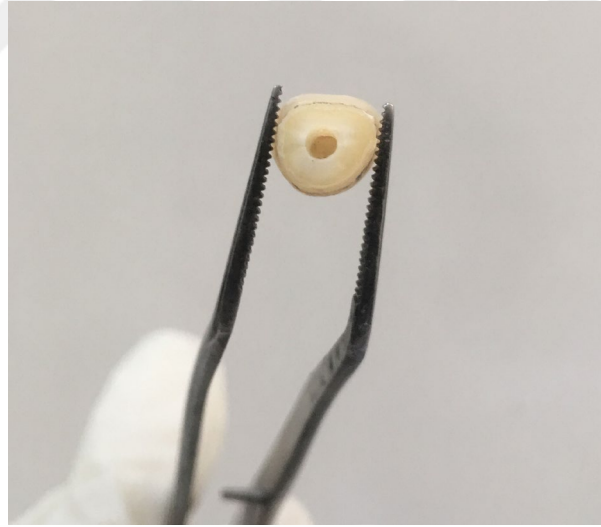
Lösitle güçlendirilmiş cam seramik			Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik		
Er:YAG 1W, 2Hz, 500mJ	Er:YAG 2W, 15Hz, 135mJ	Er:YAG 3W, 10Hz, 300mJ	Er:YAG 1W, 2Hz, 500mJ	Er:YAG 2W, 15Hz, 135mJ	Er:YAG 3W, 10Hz, 300mJ
n=20	n=20	n=20	n=20	n=20	n=20

3.1. Doğal Dişlerin Toplanması ve örneklerin Hazırlanması

Bu çalışma için Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Di  ve  ene Cerrahisi kliniğinde, periodontal problemler veya travma nedeniyle çekilen toplam 120 adet homojen boyutlarda üst santral di  toplandı. Çalışmada kullanılan di ler, olabildiğince aynı form ve boyutta olacak şekilde seçildi ve yüzeylerinde çatlak, çürük veya restorasyon olmamasına dikkat edildi. Mine ve sement yüzeylerinde bulunan di  ta ları ve periodontal dokular kavitr n cihazı (Lm-Ergo Grip Ultra; Lm Dental, Parainen, Finlandiya) kullanılarak di ler üzerinden uzaklaştırıldı. Sonrasında polisaj patı (Prophy Paste; Sultan Chemist Inc., York, ABD) ve fırça frez (Stoddard, Hertfordshire, İngiltere) kullanılarak mine yüzeyindeki lekelenmeler ve artıklar uzaklaştırıldı. Di ler temizlendikten sonra, doğal nemlerinin korunması amacıyla, distile su içerisinde ve oda ısısında kullanılabilece kadar bekletildi. Yüzey işlemleri tamamlanan dişlerin mine sement sınırları kurşun kalem ile işaretlendi. Di in kök kısmı mine sement birleşiminden 2 mm apikale doğru aerot r yardımı ile krondan ayrıldı (Resim: 3-1). Pulpal doku ekskavatör yardımıyla temizlendi, pulpa odası geni le tildi (Resim: 3-2).



Resim 3-1: Mine sement birleşiminin 2 mm altından kökü kesilmiş santral diş



Resim 3-2: Pulpa odası genişletilmiş santral diş

Kondensasyon silikon ölçü (Zetaplus; Zhermack, Rovigo, İtalya) maddesi kullanılarak deney için uyumlu olan kalıplar hazırlandı. Akrilik rezin (İmicryl SC; İmicryl, Konya, Türkiye) üretici firmanın talimatları doğrultusunda karıştırılarak silikon kalıplara döküldü, hazırlanan dişler gömüldü ve akriliğin sertleşmesi beklendi. Sertleşme sonrası kalıplardan çıkarılan akriliğin fazlalıkları akrilik tesviye frezi (Black Hawk Carbide Cutter S194; Horico Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya)

kullanılarak tesviye edildi. Hazırlanan örneğin alt yüzeyinden tesviye frezi kullanarak pulpa odasına ulaşım sağlandı (Resim 3-3).

Resim 3-3: Ölçü maddesiyle hazırlanan kalıp, dişin akrilik rezine gömülmesi ve pulpa odasının görünümü



120 adet dişin bukkal yüzeyinin prepare edilmesi planlandı. Standart indirgeme yapmak için aerator ve 0.3 mm derinlik rehberli frez (Ökodent Gruppe, Tautenhain, Thüringen, Almanya) kullanılarak mine prapere edildi. Chamfer elmas frez ile kurşun kalemle işaretlenen oluklar birleştirilerek bukkal yüze paralel olan düz bir yüzey elde edildi. Bağlanma dayanımını etkileyebileceğinden prepare edilen yüzeylerde oluşan frez izleri 400 ve 600 gritlik silikon karpit aşındırıcı kağıtlar (Minitech 233; Presi, Grenoble, Fransa) kullanılarak standardize edildi, yüzey hazırlama işlemi tamamlandı. Aşındırma kâğıtları her bir örnekte yenilendi (Resim: 3-4).



Resim 3-4: Zımpara ve polisaj makinesi

3.2. Seramik Örneklerin Hazırlanması ve Çalışma Gruplarının Oluşturulması

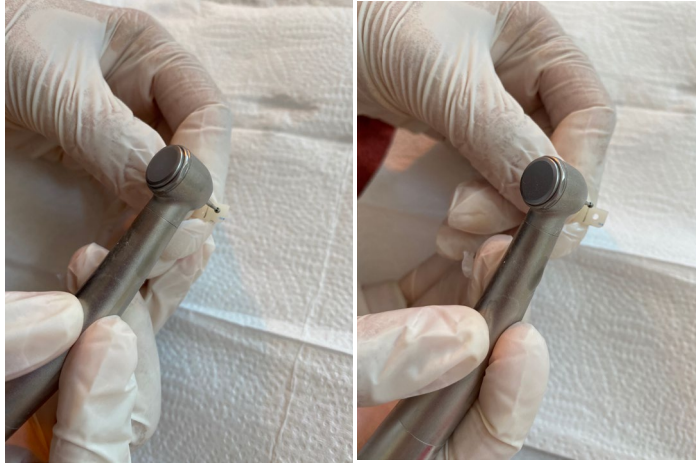
Çalışmada kullanılacak olan 2 farklı seramikten 1 mm kalınlığında (60 lösit, 60 lityum disilikat) 120 örnek hazırlanması planlandı. Örnekler düşük hızda su soğutması altında çalışan hassas kesme cihazı ile bloklar kesilerek elde edildi (Isomet, Buehler, Lake Bluff, IL, USA; Resim: 3-5). Gruplar kendi içinde Er:YAG lazerin güç parametresine göre (1W, 2W, 3W) 3 alt gruba ayrıldı.



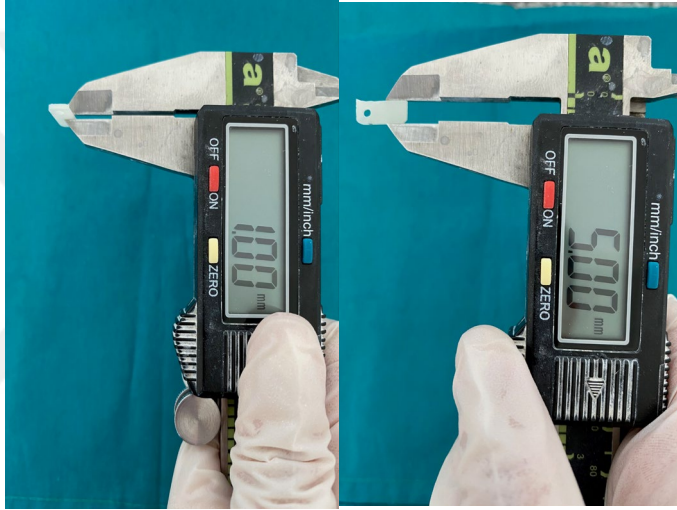
Resim 3-5: Hassas kesme cihazı

3.2.1. Lösitle güçlendirilmiş cam seramik örneklerin hazırlanması

Çalışmada kullanılmak üzere lösitle güçlendirilmiş cam seramik (IPS Empress CAD) bloklardan düşük hızda su soğutması altında çalışan kesim cihazında (Isomet) 5 mm x 12 mm büyüklüğünde, 1 mm kalınlıkta örnekler elde edildi. Örneklerin uzunluğu hazırlanan dişlerin oklüzal yüzeyini 5 mm aşacak şekilde hazırlandı. Uzun hazırlanan seramik yüzeyine rond frez (881 G; Hager&Meisinger, Nouss, Almanya) ile delik açıldı (Resim 3-6). Örneklerin boyutları dijital kumpas (Minitch 233 Presi, Grenoble, Fransa) ile ölçüldü (Resim 3-7). Örneklerin standart bir kalınlığa sahip olması silikon karpit aşındırıcı kağıtlar kullanılarak polisaj makinası (Minitch 233 Presi) ile sağlandı (Resim 3-8).



Resim 3-6: Seramik yüzeyine rond frez ile delik açılması



Resim 3-7: Örnek kalınlığının dijital kumpas ile ölçülmesi

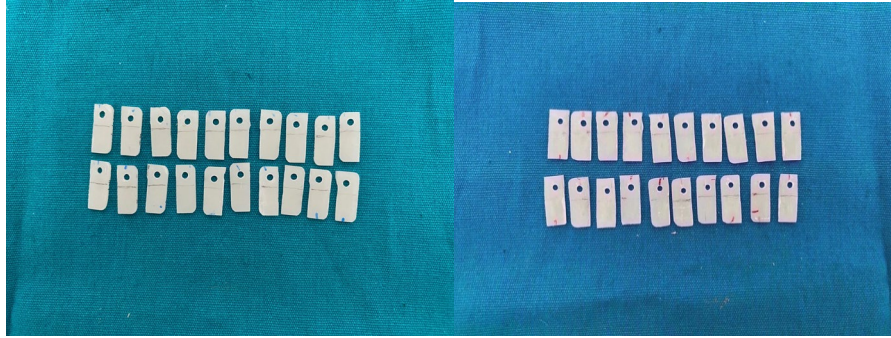
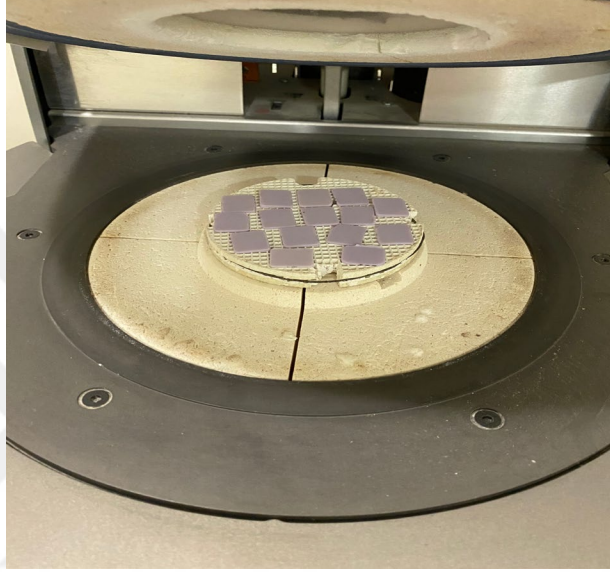


Resim 3-8: Seramik yüzeylerin polisajı

3.2.2. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik örneklerin hazırlanması

Cam seramik (IPS e.max CAD) blokların kullanıldığı bu grupta, örnekler IPS Empress CAD grubundaki gibi hazırlandı. Materyalin kriztalizasyonunu tamamlaması için ek olarak üretici firma talimatlarına göre, seramik fırınında (Programat P300, Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn, Avusturya) fırınlama işlemine tabi tutuldu (Resim 3-9).

Resim 3-9: Kristalizasyon öncesi IPS e.max CAD örnekler



Resim 3-10: IPS Empress CAD ve IPS e.max CAD örnekler

3.3. Seramik Örneklerin Prepare Edilmiş Dişlere Simantasyonu

Seramik simantasyonu ışıkla sertleşen bir sistem olan Variolink Esthetic yapıştırma ajanı (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kullanılarak yapıldı (Resim 3-11).

Resim 3-11: Variolink Esthetic ışıkla sertleşen kompozit siman



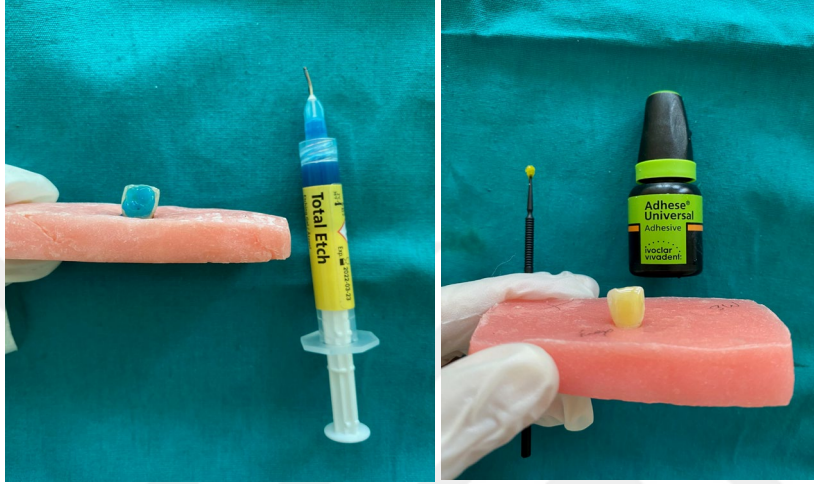
Lityum disilikat seramik yüzeyine 20 s, lösit seramik yüzeyine 60 s %5'lik hidroflorik asit (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) firma talimatları doğrultusunda uygulandı ve 30 s süre ile hava-su spreyi ile yıkayıp kurutuldu. Asitlenen yüzeye silan (Monobond S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı ve 60 s süre ile kurumaya bırakıldı (Resim 3-12).



Resim 3-12: Seramik yüzeyine asit ve silan uygulanması

Prepare edilen mine yüzeyine %37'lik ortofosforik asit jel (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) 30 s uygulandı ve sonra 30 s su ile yıkandı ve kurutuldu. Minede adezyon için adeziv (Adhese Universal, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), 20 s ile

uygulandı ve hava uygulaması ile inceltilip, 10 s ışıık (Led Rainbow Curing Light, Liang Ya, Guangdong, Çin) uygulandı (Resim 3-13). Natural renk siman seramik yüzeyine uygulandı, seramik örnek diş yüzeyine yerleştirildi, parmak basıncı ile simante edildi. Fazla siman sond yardımıyla uzaklaştırıldı. Işııkla polimerizasyonun sağlanması için dişin lingual, bukkal, mezial ve distal yüzeylerinden 20'şer s süre ile ışıık (Led Rainbow Curing Light, Liang Ya, Guangdong, Çin) uygulandı (Resim 3-14).



Resim 3-13: Diş yüzeyine asit ve adeziv uygulanması



Resim 3-14: Kullanılan siman ve simante edilmiş örnek

3.4. Er:YAG Lazer Uygulaması

Simantasyonu tamamlanmış örnekler çalışma için hazırlanan deney düzeneğine yerleştirildi. Sabit kuvvet altında kron çıkarma prosedürünü deney ortamında sağlayabilmek amacıyla, seramik yüzeyine açılan delikten tel geçirildi ve 1 kg'lık yük asıldı (Resim 3-15).



Resim 3-15: Hazırlanan Deney düzeneği

2940 nm dalga boyundaki Er:YAG lazer (Fidelis III; Fotona Medical Lasers, Slovenya) 1W, 2W veya 3W gruplarında Tablo 3-3'te verilen parametreler ile R14 kontakt uygulama ucu kullanılarak 1/1 oranında hava-su soğutması altında, seramik yüzeyine dairesel yörünge izlenerek uygulandı (Tablo 3-3).

Tablo 3-3: Kullanılan Er:YAG lazer parametreleri

Atım Enerjisi	Frekans	Çıkış Gücü	Lazer Başlığı	Atış Ucu
500 mJ	2 Hz	1 W	R14 Kontak	Safir 1.3 mm ø
135 mJ	15 Hz	2 W	R14 Kontak	Safir 1.3 mm ø
300 mJ	10 Hz	3 W	R14 Kontak	Safir 1.3 mm ø

3.5. Pulpa Odasındaki Sıcaklık Deęimi ve Sürenin Ölçümü

Pulpa odasına 1 mm çapında, saniyede 0.1 °C'ye hassas, j tipi termokupl (305 Handheld Thermometer) yerleştirildi. Pulpa odasındaki sıcaklık değişimi ve süre video çekilerek kayıt altına alındı.

3.6. İstatistiksel Analiz

Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shaphiro wilk testi ile test edilmiş, normal dağılıma sahip değişkenlerin 6 bağımsız grupta karşılaştırılmasında Kruskal Wallis ve Dunn çoklu karşılaştırma testleri kullanılmıştır. Kategorik değişkenler arasındaki ilişkiler ki-kare testi ile test edilmiştir. Tanımlayıcı istatistik olarak sayısal değişkenler için ortalama±standart sapma, medyan (%25-%75) değerleri, kategorik değişkenler için ise sayı ve % değerleri verilmiştir. İstatistiksel analizler için SPSS for Windows version 22.0 paket programı kullanılmış ve $P<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Pulpal Sıcaklık Farkı

Sıcaklık farkı, belirli bir örnek için pulpa odasındaki son sıcaklık ile ilk sıcaklık arasındaki farkı temsil eden sıcaklıktır.

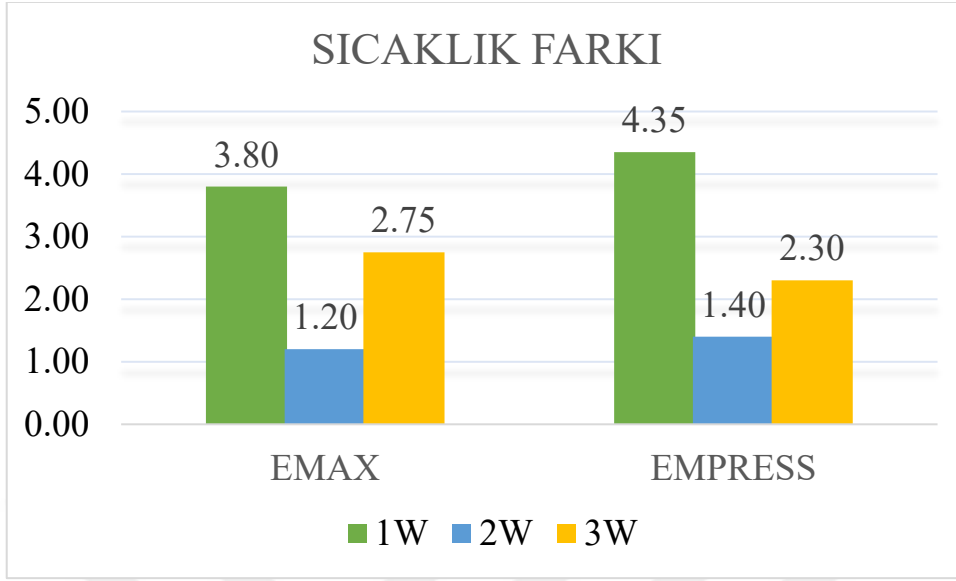
Sıcaklık farkı bulguları için Kruskal Wallis sonuçları Tablo 4-1’ de gösterilmiştir. En yüksek değer 4.68 ± 1.44 °C Empress 1W grubunda bulunmuştur. En düşük değer ise 1.33 ± 0.5 °C Emax 2W grubunda bulunmuştur.

Tablo 4-1: Sıcaklık farkı bulguları için Kruskal Wallis sonuçları

Gruplar	Sıcaklık farkları			P
	n	Ortalama $\pm$ SS	Medyan (%25-%75)	
Emax 1W	10	4.21 ± 1.51	3.8 (3.2-5.8)	0.001*
Emax 2W	20	1.33 ± 0.5	1.2 (1.1-1.35)	
Emax 3W	20	3.15 ± 1.69	2.75 (2.05-4.3)	
Empress 1W	10	4.68 ± 1.44	4.35 (3.5-5.5)	
Empress 2W	20	1.5 ± 0.65	1.4 (1.1-1.65)	
Empress 3W	20	2.59 ± 1.6	2.3 (1.7-3)	

*0.05 düzeyinde anlamlı

Şekil 4-1: Seramik tipi ve farklı güç değerlerinin sıcaklık farkına etkisi (°C)



Alt grupların karşılaştırılmasında Dunn testi sonuçları Tablo 4-2’de gösterilmiştir. Aynı güç değeri için farklı seramik tiplerinin pulpal sıcaklığın değişimine etkisi yoktur ($p < 0.05$).

Tablo 4-2: Sıcaklık farkı bulgularının alt grup karşılaştırılmasında Dunn testi sonuçları

Gruplar	P
Emax 2W-Empress 2W	0.543
Emax 2W-Empress 3W	0.003
Emax 2W-Emax 3W	0.001
Emax 2W-Emax 1W	0.001
Emax 2W-Empress 1W	0.001
Empress 2W-Empress 3W	0.021
Empress 2W-Emax 3W	0.001
Empress 2W-Emax 1W	0.001
Empress 2W-Empress 1W	0.001
Empress 3W-Emax 3W	0.283
Empress 3W-Emax 1W	0.016
Empress 3W-Empress 1W	0.004
Emax 3W-Emax 1W	0.126
Emax 3W-Empress 1W	0.043
Emax 1W-Empress 1W	0.669

4.2. Çıkarma (Debonding) Süreleri

Debonding süresi, belirli bir watt ve darbe tekrarlama hızında bir dişten bir seramik örneğin ayrılması için gerekli lazer tarama süresinin uzunluğunu temsil eder. Çalışma için 15 dakikalık bir zaman sınırı belirlendi; 15 dakika sonra eğer seramik örnek ayrılmamış ise lazer taramasına son verildi. Emax 1W ile Empress 1W grubunda 10'ar örneğe lazer taraması 15 dakika uygulandıktan sonra seramik örnek çıkarılamadığından diğer 10'ar örneğe lazer taraması uygulanmamıştır.

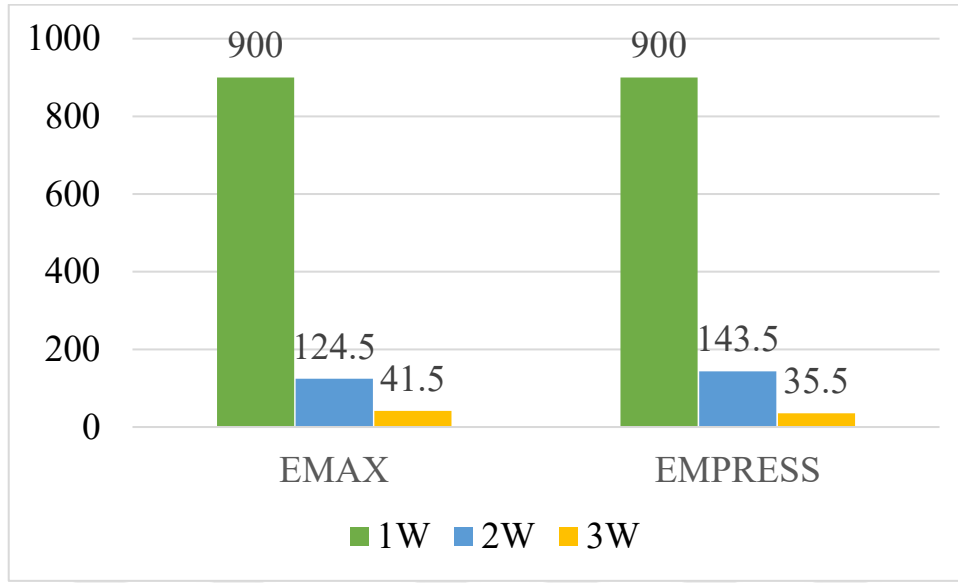
Çıkarma süresi bulguları için Kruskal Wallis sonuçları Tablo 4-3' de gösterilmiştir. 1W gruplarında seramik örnekler dişten ayrılmamıştır. En kısa sürede ayrılan örnekler Empress 3W grubu iken, en uzun sürede ayrılan örnekler Empress 2W grubundadır.

Tablo 4-3: Çıkarma süreleri bulguları için Kruskal Wallis sonuçları

	Çıkarma Süresi			
	n	Mean±SD	Median (%25-%75)	P
Emax 1W	10	900 ± 0	900 (900-900)	0.001*
Emax 2W	20	124.9 ± 27.46	124.5 (102-138.5)	
Emax 3W	20	42.9 ± 11.23	41,5 (38.5-49)	
Empress 1W	10	900 ± 0	900 (900-900)	
Empress 2W	20	154.25 ± 55.91	143.5 (117-170)	
Empress 3W	20	37.7 ± 13.98	35.5 (29-43)	

*0.05 düzeyinde anlamlı

Şekil 4-2: Seramik tipi ve farklı güç değerlerinin çıkarılma süresine etkisi (s)



Alt grupların karşılaştırılmasında Dunn testi sonuçları Tablo 4-4’de gösterilmiştir. Dunn testi sonuçlarına bakıldığında aynı güç değeri kullanıldığında farklı seramik tiplerinin çıkarılma zamanının değişimini etkilemediği görülmüştür ($p < 0.05$).

Tablo 4-4: Çıkarma süreleri bulgularının alt grup karşılaştırılmasında Dunn testi sonuçları

Gruplar	P
Empress 3W-Emax 3W	0.437
Empress 3W-Emax 2W	0.001
Empress 3W-Empress 2W	0.001
Empress 3W-Emax 1W	0.001
Empress 3W-Empress 1W	0.001
Emax 3W-Emax 2W	0.001
Emax 3W-Empress 2W	0.001
Emax 3W-Emax 1W	0.001
Emax 3W-Empress 1W	0.001
Emax 2W-Empress 2W	0.335
Emax 2W-Emax 1W	0.002
Emax 2W-Empress 1W	0.002
Empress 2W-Emax 1W	0.022
Empress 2W-Empress 1W	0.022
Emax 1W-Empress 1W	1.000

4.3. Pulpadaki Termal Hasar

Zach ve Cohen tarafından 1965'te belirlenen tahmin edilebilir pulpal güvenlik için sınır 5.5 °C'dir. Emax 1W grubuna 10 örneğin 3'ü, Emax 3W grubunda 20 örneğin 2'si, Empress 1W grubunda 10 örneğin 3'ü, Empress 3W grubunda 20 örneğin 2'si kritik değer 5.5 °C'yi aşmıştır. Emax 2W ve Empress 2W grubundaki örnekler kritik değeri aşmamıştır. Ki-kare testi yöntem ile sıcaklık farkının 5.5 °C'den fazla olması arasında anlamlı ilişki olduğunu göstermiştir (p=0.012; Tablo 4-5).

Boferroni düzeltmesi ile oranlar karşılaştırıldığında; 1W gruplarında sıcaklık farkı 5.5 °C'den yüksek olan diş sayısının fazla olduğu bulunmuştur (sırasıyla p=0.026, p=0.026; Tablo 4-6).

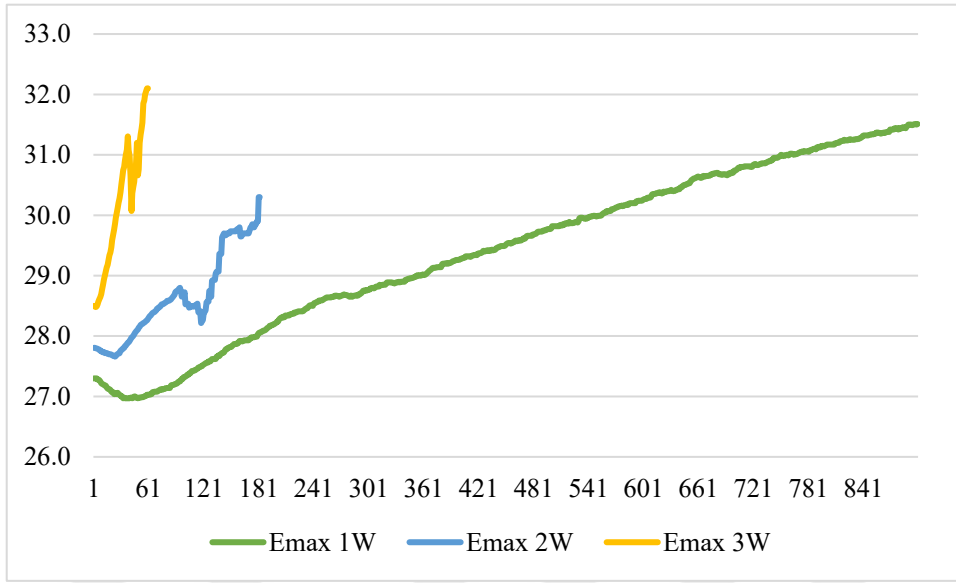
Tablo 4-5: Yöntem ile kritik sıcaklık değeri karşılaştırılması (Ki-kare testi)

Gruplar	Sıcaklık fark grupları				P
	≥5.5 °C		<5.5 °C		
	n	n %	n	n %	
Emax 1W	3	30.0%	7	70.0%	0.012
Emax 2W	0	0.0%	20	100.0%	
Emax 3W	2	10.0%	18	90.0%	
Empress 1W	3	30.0%	7	70.0%	
Empress 2W	0	0.0%	20	100.0%	
Empress 3W	2	10.0%	18	90.0%	

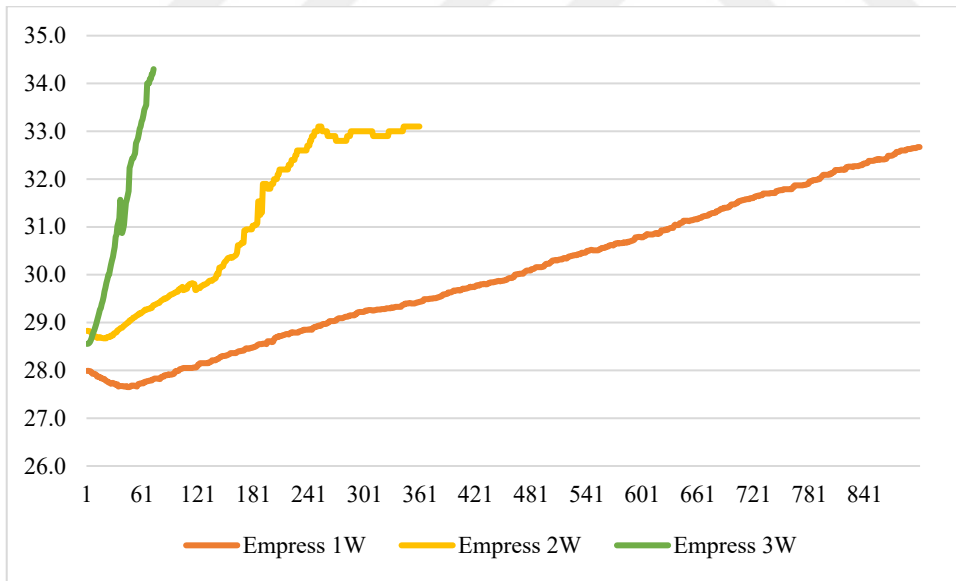
Tablo 4-6: Boferroni düzeltilmesi ve oranlar karşılaştırılması

	Fark grup	
	≥5.5 °C	<5.5 °C
	(A)	(B)
Emax 1W	B(0.026)	
Emax 2W	. ^a	
Emax 3W		
Empress 1W	B(0.026)	
Empress 2W	. ^a	
Empress 3W		

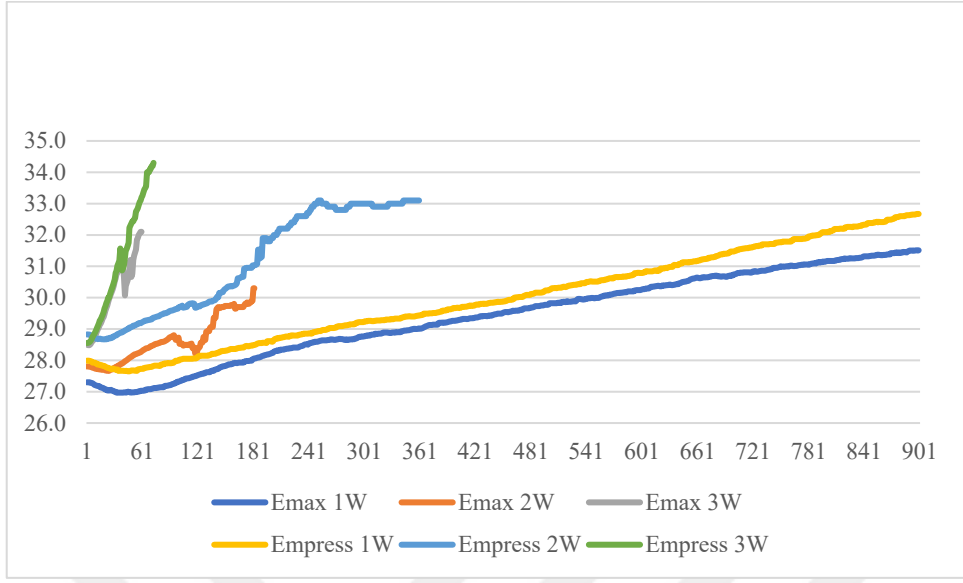
Şekil 4-3: E.max gruplarında uygulama süresinin ile sıcaklığa etkisi



Şekil 4-4: Empress gruplarında uygulama süresinin sıcaklığa etkisi



Şekil 4-5: E.max ve Empress gruplarında uygulama süresi ile sıcaklık değişimi



4. TARTIŞMA

Son yıllarda hastaların estetik beklentisi ve ağızlarında metal bir restorasyon istememeleri, alerjik reaksiyonlar gibi sebeplerden dolayı diş hekimleri 40 yıla yakındır metal destekli restorasyonlara alternatif olarak güvenli bir şekilde kullanılan tam seramik restorasyonlar kullanmaya başladı (80, 81).

Başarılı bir tam seramik restorasyonlarda doğru endikasyon, seçilen materyalin özellikleri ve üretimde kullanılan laboratuvar teknikleri kadar restorasyonun simantasyon aşaması da oldukça önemlidir. Adeziv rezin simanlar biyouyumlulukları, minimal film kalınlıkları, düşük çözünürlükleri, üstün renk özelliği ve stabiliteleri nedeniyle tam seramiklerin simantasyonunda tercih edilmektedir (82, 83). Ancak bu restorasyonların; simantasyon esnasında yanlış konumlandırma, restorasyonda kırılma, aşınma, marjinal sızıntıya bağlı renk değişimi, çürük oluşumu, destek dişte pulpitis meydana gelmesi ya da periodontal problemlere bağlı dişeti çekilmeleri gibi komplikasyonlar meydana geldiğinde çıkarılmaları gerekebilir (65, 84).

Tam seramik restorasyonların çıkarılması adeziv rezin siman ile oluşan yüksek bağlanma dayanımlarından dolayı oldukça zor bir işlemdir ve restorasyon konvansiyonel yöntemlerle tek parça halinde çıkarılması neredeyse imkansızdır. Konvansiyonel çıkarma yöntemi genellikle elmas veya karbid frez ile restorasyonun kesilerek parçalar halinde çıkarılma işlemidir (85). Ancak destek dişe ve dokulara zarar vermeden restorasyonu keserek çıkarmak zaman alan ve hasta konforu düşük bir yöntemdir. Ayrıca adeziv rezin simanların rengi diş renginde olduğu için simanı diştan ayırt etmek de zordur. Metal destekli porselen ile karşılaştırıldığında güçlendirilmiş tam seramik restorasyonların kesilmesi çok daha zordur (86).

Konvansiyonel yöntemlerin dezavantajları nedeniyle son yıllarda alternatif olarak lazerin debonding amacıyla kullanımı popüler hale gelmiştir ve en konservatif tekniklerden biri olarak 2016 yılında literatürde yerini almıştır. Lazer ile debonding prosedürünün; daha konforlu ve daha az travmatik olması, restorasyonun parçalanmadan çıkarılabilmesi, hasarsız çıkarılan restorasyonun eğer uygun ise tekrar kullanımı hasta ve hekime zaman ve maliyet olarak tasarruf sağlaması, alttaki destek diş dokusu ve gingival dokular

iyatrojenik hasarlardan koruması gibi pek çok avantajı bulunmaktadır (87). Ancak lazerlerin çeşitli avantajlarının yanında dezavantajları da bildirilmiştir. Lazerin en önemli dezavantajlarından biri pulpal ısıyı arttırabileceğidir (88). Tam seramiklerin çıkarılabilmesi için gereken süre kullanılan lazer parametreleri ve seramik türü, kalınlığı gibi pek çok faktöre bağlı olarak değişebildiğinden bu konuda henüz fikir birliği bulunmamaktadır. Bu tez çalışması lityum disilikat içerikli ve lösit içerikli cam matriks seramik materyallerinin Er:YAG lazer ile çıkarılması sırasında oluşan pulpal sıcaklığın ve sürenin değerlendirilmesi amacıyla yapılmıştır.

Bu çalışmamızın sonucunda lazerin gücü arttıkça çıkarılma süresinde azalma olduğu görülmüştür. Ayrıca lazerin gücü arttığında pulpal sıcaklık farkı en yüksek 1W gruplarında bulunmuştur. Elde edilen sonuçlara göre çalışmamızın başında kurduğumuz hipotez reddedilmiştir.

Lazer ile debonding prosedürü ilk kez 1992 yılında Strobl ve arkadaşları tarafından seramik braketler üzerinde yaptıkları bir çalışmada tanımlanmıştır (4). Diode, ytterbium fiber, CO₂, Nd:YAG ve Er:YAG debonding amacıyla kullanılmış lazer çeşitleridir (64). CO₂ lazerin kullanıldığı bu ilk çalışma ve buna benzer braket çalışmaları CO₂ lazerin termal yumuşama mekanizmasıyla debonding meydana getirdiği ve aşırı ısı artışı sonucu pulpada hasara neden olabileceği sonucuna varılmıştır (4, 5). Bir diğer çalışmada ise Nd:YAG lazer kullanılmış ve CO₂ lazere oranla daha düşük absorpsiyon ve çok daha fazla ısı artışı olduğu bildirilmiştir (63). Er:YAG lazerin debonding mekanizması termal ablasyon ve foto ablasyona dayanmaktadır. Nd:YAG lazer de benzer etkiler gösterebilir. Er:YAG lazer daha az ısı artışı meydana getirdiği için tam seramik restorasyonların çıkarılmasında tercih edilmektedir (51). Karagöz-Yıldırak ve arkadaşları (89), Pich ve arkadaşları (90), Sarı ve arkadaşları (2), Kursoglu ve arkadaşları (91), Rechmann ve arkadaşları (92) da Er:YAG lazerin debonding üzerine etkisini araştırmış ve başarılı sonuçlarını bildirmişlerdir. Bu çalışmaların sonuçları dikkate alınarak, bu çalışmada Er:YAG lazer kullanılmıştır. İn vitro çalışmalarda Sarı ve arkadaşları (2) 1W, 2Hz, 500mJ; Öztoprak ve arkadaşları (65) ile İşeri ve arkadaşları (3) 5W, 50Hz, 100mJ; Albakhi ve arkadaşları (69) 4W, 10Hz, 400mJ – 4W, 15Hz, 270mJ – 3W, 10Hz, 300mJ; Morford ve arkadaşları (51) 10Hz, 133mJ; Rechmann ve arkadaşları (83, 92) 126mJ, 590mJ, 300mJ, 500mJ, 560mJ, 10Hz; Karagöz-Yıldırak ve arkadaşları (89) 3W, 10Hz, 300mJ parametreleri kullanmışlardır.

Lazer ile debonding konusunda yapılan klinik vaka raporu çalışmalarında Er:YAG lazer: Van As ve arkadaşları (93) tarafından 6W, 30Hz, 200mJ, 10Hz, 100mJ; Cranska ve arkadaşları (94, 95) tarafından 1.6W, 8Hz, 200mJ - 2W, 15Hz, 135mJ - 3W, 15Hz, 200mJ; Spath ve arkadaşları (96) tarafından 5W, 15Hz, 600mJ parametreleri kullanılmıştır. Bu tez çalışmasında kullanılan lazer parametreleri (grup1: 1W, 2Hz, 500mJ, grup2: 2W, 15Hz, 135mJ, grup3: 3W, 10Hz, 300mJ) ilgili literatürlerdeki değerler ışığında belirlenmiştir.

Albalkhi ve arkadaşları (69) Er:YAG lazerin temaslı (kontakt) ya da temassız (nonkontakt) olarak uygulanmasının çıkarılma zamanını ve pulpa etrafındaki kritik ısı artışını etkileyebileceğini belirtmiştir. Yapılan çalışmalarda Morford ve arkadaşları (51) seramik yüzeyine 3-6 mm uzaklıktan; Öztoprak ve arkadaşları (65) ile İşeri ve arkadaşları (3) seramik yüzeyine 2 mm uzaklıktan; Sarı ve arkadaşları (2) ile Cranska ve arkadaşları (94, 95) temaslı olarak; Rechmann ve arkadaşları (83, 92) tarafından seramik yüzeyine 5 mm ve 10 mm uzaklıktan; Zhang ve arkadaşları (97) seramik yüzeyine 2 mm uzaklıktan lazer uygulaması yaptıklarını bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında da Er:YAG lazer R14 temaslı, 1.3 mm safir uç kullanılarak uygulanmıştır.

Er:YAG lazer uygulamasının pulpa odası etrafında fazla ısı artışlarına sebep olmaması için mutlaka su soğutması altında yapılması belirtilmiştir (51, 83, 92, 97, 98). Bu tez çalışmasında Er:YAG lazer uygulaması sırasında çalışmalar baz alınarak 1/1 oranında hava/su soğutması ile kullanılmıştır.

Literatür incelendiğinde lazer ile debonding konulu araştırmalarda farklı seramiklerin değerlendirildiği görülmüştür. Morford ve arkadaşları (51) ile Karagoz-Yildiriak ve arkadaşları (89) lösitle güçlendirilmiş cam seramik ve lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik; Öztoprak ve arkadaşları (65), İşeri ve arkadaşları (3), Tak ve arkadaşları (50), Gurney ve arkadaşları (98) ile Albalkhi ve arkadaşları (69) lityum disilikatla güçlendirilmiş cam matris seramik kullanmışlardır. Bu çalışma, günümüz protetik diş hekimliğinde özellikle estetiğin kritik olduğu bölgelerdeki restorasyonların yapımında hekimlerin sıklıkla tercih ettikleri lösitle güçlendirilmiş cam seramik ve lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik kullanılmıştır.

Tam seramik restorasyonlarda materyalin yeterli dayanıklılık ve direnç gösterebilmesi için üretici firmalar tarafından önerilen ait minimal kalınlıklar mevcuttur. Ayrıca farklı seramik tipleri ve kalınlıklarının optik özelliklerindeki farklılıktan dolayı lazer enerjisinin iletiminde de farklılıklar olacağı bildirilmiştir. Aynı seramik materyalde kalınlık arttıkça transmisyon oranının azaldığı görülmüştür (2). Tam seramiklerin lazer kullanarak çıkarılması çalışmaları incelendiğinde farklı kalınlıkta ve büyüklükte örneklerin kullanıldığı görülmüştür. Giraldo-Cifuentes ve arkadaşları (99) 0.8 mm kalınlık, 6 mm çapında; Albalkhi ve arkadaşları (69) servikalde 0.5 mm, insizalde 0.7 mm kalınlık, 5 mm x 7 mm büyüklükte; Öztoprak ve arkadaşları 0.7 mm kalınlık ve 5 mm çapında; Işikeri ve arkadaşları (100) 0.5 mm ve 1 mm kalınlık, 12 mm çapında; Karagöz-Yıldırak ve arkadaşları (89) 1 mm kalınlık 5 mm çapında örnekler hazırlamışlardır. Bu tez çalışmasında, örnek çalışmalarda kullanılan materyalin kalınlıkları ve büyüklükleri dikkate alınarak 1 mm kalınlık 5 mm x 7 mm büyüklüğünde lityum disilikat ve lösit destekli seramik örnekler hazırlanmıştır.

Diş yüzeylerinin preparasyonunda silikon karbid zımpara, elmas disk, alüminyum disk, tungsten karbid ve elmas frez kullanılabilir. Final bitirme işleminde 1200 grene kadar değişebilen zımparaların kullanıldığı bildirilmiştir (101). Bu tez çalışmasında, elmas frezlerle preparasyon yapıldıktan sonra yüzeyde oluşan frez izlerinin ve smear tabakasının standardizasyonunu sağlayabilmek için son bitirme işlemi, ISO standartlarına uygun olarak 400 ve 600 grenlik silikon karbid zımpara kullanılarak yapılmıştır (102).

Yapılan incelemelerde, lazerle tam seramik kronların çıkarılması ile ilgili çalışmalarda kesici, küçük azı veya büyük azı dişlerinin kullanıldığı görülmüştür. Rechmann ve arkadaşları (51, 67, 83) molar diş, Gurney ve arkadaşları (98) kesici ve küçük azı diş, Albalkhi ve arkadaşları (69) küçük azı diş, Karagöz-Yıldırak ve arkadaşları (89) ile İşeri ve arkadaşları (3) kesici diş kullanmıştır. Bu araştırmada da, Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Cerrahisi Bölümü'nde periodontal sebeplerle çekilmiş, çürüksüz, mine problemi ve şekil anomalisi olmayan 120 adet maksiller kesici diş kullanılmıştır.

Pulpa içi sıcaklık artışının incelendiği çalışmalarda kullanılacak olan insan dişleri; salin solüsyonu veya timol kristali içeren distile suda bekletilmektedir (73, 103). Bu bilgiler ışığında bu tez çalışmasında hazırlanan diş örnekleri dezenfeksiyonun sağlanması amacıyla timol içeren distile su içerisinde bekletilmiştir.

Literatürde pulpal ısı artışına yönelik pek çok çalışma yapılmıştır (104, 105). Sarı ve arkadaşları, Er:YAG lazer ile aktive ettikleri bleaching jelin, pulpal ısıya etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, termokupl kullanılmıştır ve dişleri mine sement birleşiminin 2 mm altından kesmişlerdir (104). Phillips ve arkadaşları lityum disilikat veneerlerin Er,Cr:YSGG lazer ile çıkarılması esnasında pulpadaki ısı değişimini inceledikleri çalışmalarında, termokupl kullanmışlar ve dişleri mine sement birleşiminin 2 mm altından kesmişlerdir (105). Bu çalışmada da pulpal sıcaklık ölçülen dişler mine sement birleşiminin 2 mm altından kesilmiştir ve termokupl kullanılmıştır.

Tam seramik kronların çıkarılması için tasarlanmış birçok çalışmada bağlanma gücünü test etmek için instron cihazı kullanmıştır (3, 99, 100). Albakhi ve arkadaşları, instron cihazı kullanılmasının klinikte kullanılan çıkarılma işleminden farklı olacağını belirtmişlerdir ve çalışmalarında klinikte benzer uygulama için bir laboratuvar yöntemi tarif etmişlerdir. Bu yöntemde, 45° açıyla 15 N'luk bir yükleme kuvveti restorasyona uygulanmıştır. On beş N yük uygulanabilmesi için 1 kg'lık ağırlık, 45°'lik açıyla restorasyona bağlanmıştır. Bu belirlenen eşdeğer ağırlık, $\text{ağırlık} = \text{Force} \times \cos 45^\circ / \text{yer çekimi hızlanması}$ formülüyle 1 kg ile sonuçlanır (69). Bu çalışmanın ışığında bu tez çalışmasında da bu benzer deney düzeneği hazırlanmıştır.

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda üstün estetik özellikleri, biyouyumlulukları, güçlü bağlantıları ve klinik performansları nedeniyle adeziv rezin simanlar tercih edilmektedir. Bağlanma dayanımının tercih edilen yapıştırma simanına göre değişebileceği bildirilmiştir (106). Tam seramiklerin simantasyonunda ışıkla, kimyasal ya da dual-cure olarak polimerize olan adeziv rezin simanlar kullanılabilir (107, 108). Alikhasi ve arkadaşları, Giraldo-Cifuentes ve arkadaşları ile Albakhi ve arkadaşları çalışmalarında tam seramiklerin simantasyonunda ışıkla sertleşen rezin simanı kullanmışlardır (69, 99, 109). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda ışıkla sertleşen adeziv rezin siman kullanılmıştır.

Tam seramiklerin çıkarılması için gereken süre kullanılan lazer parametreleri ve seramik türü, seramik kalınlığı gibi pek çok değişkene bağlı olduğundan bu konu da fikir birliği bulunmamaktadır. Daha önce yapılan çalışmalarda Morford ve arkadaşları lösitle güçlendirilmiş seramikler için gereken çıkarılma süresinin 31- 290 s, lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler için 48- 205 s arasında (51); Rechmann ve arkadaşları lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler için ortalama 135 ± 35 s lazer uygulaması

gerektiğini bildirmişlerdir (83). Gurney ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada ise lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiklere 1 dakika lazer uygulamasının ardından çıkarılamayan örnekler 30'ar saniye sikluslar şeklinde lazer uygulamasına devam edildiği bildirilmiştir (98). Zhang ve arkadaşları, tam seramik kuronların 4077'den 17157'ye kadar değişen atım sayısında ve ortalama 136'dan 572 saniyeye kadar değişen sürede çıkarılabildiğini bildirmiştir (97). Philips ve arkadaşları lityum disilikat seramiklerin çıkarılması için 5 dakikalık bir zaman sınırı belirlediğini belirtmiştir (105). Bu tez çalışmasında bu değerler göz önünde bulundurularak 15 dakikalık zaman sınırı belirlenmiştir.

Gurney ve arkadaşlarının 2015 yılında Er,Cr:YSGG lazerin farklı güç değerlerini kullanarak lityum disilikat kaplamaların çıkarılmasını değerlendirdikleri çalışmada güç değeri arttıkça çıkarılma süresinin azaldığını belirtmişlerdir (98). Bu çalışmada da 3W grubundaki örnekler 42.9 ± 11.23 s ve 37.7 ± 13.98 s; 2W grubundaki örnekler 124.9 ± 27.46 s ve 154.25 ± 55.91 s çıkarılmıştır. 1W grubundaki örnekler ise 900 s lazer uygulamasıyla çıkarılamamıştır. Bu veriler Gurney ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmayla paralellik göstermektedir.

Alikhasi ve arkadaşları felspatik ve lityum disilikat kaplamaların Er,Cr:YSGG ile çıkarılmasında sürenin ve pulpal sıcaklığın bakıldığı çalışmada felspatik örneklerin 103.68 s , e.max MO örneklerin 106.58 s, e.max HT örneklerin 103.84 saniyede çıkarıldığını tüm örneklerin pulpal sıcaklık artışının 1 °C'nin altında olduğunu belirtmişlerdir. Ek olarak farklı seramik tipleri arasında çıkarılma süre açısından anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir (109). Tam seramik veneerlerin lazerle çıkarılmasını inceleyen ilk bilimsel yayın olan Morford ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada IPS e.max Press ve IPS Empress Press seramik örneklerin çıkarılma zamanında anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir (51). Bu tez çalışmasında da istatistiksel olarak Empress 3W grubu ile Emax 3W grubu, Emax 2W grubu ile Empress 2W grubu, Emax 1W grubu ile Empress 1W grubu arasında çıkarılma süresinde anlamlı fark bulunmamıştır (sırasıyla $p=0.437$, $p=0.335$, $p=1.000$). Ek olarak bizim çalışmamızdaki çıkarılma süreleri verilerinin diğer çalışmalardan farklı olması seramik kalınlığı ve lazer parametrelerinin farklı olmasıyla açıklanabilir.

Tam seramikler tungsten karbit veya elmas döner alet kullanarak konvansiyel yöntemle çıkarılabilir. Gurney ve arkadaşları yaptıkları in vitro çalışmada bu yöntemi kullanarak

tam seramiklerin çıkarılma zamanını ortalama 6 dakika olarak belirtmişlerdir. Ayrıca klinik şartlarda önemli ölçüde daha uzun bir süreye ihtiyaç duyulacağını söylemişlerdir (98). Literatür ve bu tez çalışması bulgularına bakıldığında Er:YAG lazer uygulaması ile tam seramik çıkarılması çok daha kısa zamanda gerçekleşmektedir.

Zach ve Cohen yaptıkları in vivo araştırmada 5.5 °C'lik pulpa içi ısı artışının pulpada histolojik değişikliklere neden olduğunu ve dişlerin pulpalarının %15'inin nekroze olduğunu, 11 °C'lik ve 16 °C'lik pulpa içi ısı artışının ise sırasıyla dişlerin %60'ının ve %100'ünün pulpalarında irreversible değişiklikler meydana getirdiği sonucuna varmışlardır. Ayrıca, pulpa dokusunda meydana gelen en küçük bir ısı artışının dahi hayvan pulpalarında çeşitli derecelerde pulpitisin histolojik kanıtları gözlemlemişlerdir (6). 2.2 °C'lik artışta ise tüm pulpaların iyileştiğini gösterilmiştir (110).

Philips ve arkadaşları Er,Cr:YSGG lazerle lityum disilikat seramiklerin çıkarılması sırasında ortaya çıkan pulpal sıcaklık ve çıkarılma zamanını 0W/0Hz grubunda -1.90°C, 5.00+ dakika; 2.5W/25Hz grubunda 3.25 °C, 2 dakika 26 s; 3.5W/25 Hz grubunda 4.86 °C, 51 s; 2.5W/35 Hz grubunda 4.88 °C, 5.00+ dakika; 3.5W/35 Hz grubunda 8,21 °C, 1 dakika 49 s olarak belirtmişlerdir. Ayrıca, lazerin ortalama gücü (watt) ve / veya darbe tekrarlama oranı (Hz) arttığında, sıcaklıktaki maksimum sapmanın da arttığı sonucuna varmışlardır (105). Bu çalışmada da seramik tipinden bağımsız olarak 3W grubundaki örnekler 2W grubundaki örneklerle göre pulpal sıcaklık farkı fazla bulunmuştur. Ancak 1W grubundaki örnekler diğer gruptaki örneklerle göre sıcaklık farkı fazladır. Nalbantgil ve arkadaşları Er:YAG lazerin farklı uygulama sürelerinin pulpal sıcaklık değişimine etkisinin incelediği çalışmada lazer uygulama süresi arttıkça pulpal sıcaklığın arttığını gözlemlemişlerdir (111). Bir W grubundaki örneklerin sıcaklık farkının fazla olması lazer uygulama süresinin diğer gruplara göre fazla olması nedeniyle olabilir.

Rechmann Er:YAG lazer kullanarak tam seramiklerin çıkarıldığı çalışmasında 20 Emax CAD kronun 135±35 s çıkarıldığını söylemiştir. Pulpa odasındaki sıcaklık artışı ortalama 5.4 ° ± 2.2 °C'dir. 20 kron çıkarma işleminden 8'inde, sıcaklık artışı 5.5 °C'yi aşmıştır (92). Bu çalışmada Emax 1W grubunda 10 örneğin 3'ü, Emax 3W grubunda 20 örneğin 2'si, Empress 1W grubunda 10 örneğin 3'ü, Empress 3W grubunda 20 örneğin 2'si kritik değer 5.5 °C'i aşmıştır. Emax 2W ve Empress 2W grubundaki örnekler kritik değeri aşmamıştır. Bu sonuçlara bakıldığında 1W, 2Hz, 500mj Er:YAG lazer uygulamasının

lösit ve lityum disilikat tam seramik sistemlerinin çıkarılmasında kullanılmaması gerektiğini söyleyebiliriz.

Yaşlanmaya bağlı olarak dentinde iki tip yapısal değişiklik meydana gelir. Bunlar, fizyolojik sekonder dentin oluşumu ve dentin tübüllerinin zamanla tıkanması ile meydana gelen dentin sklerozisidir. Odontoblastlar, yaşam boyu sekonder dentin sentez ederler. Sürekli dentin yapımı, pulpa odası ve kanallarında daralmaya yol açar. Dentinde yaşlanmaya bağlı olarak gelişen değişiklikler klinik açıdan önemlidir (112, 113). Dentin geçirgenliğinin azalması, toksik ajanların pulpa dokusuna invazyonuna mani olur. Ayrıca, dentine yeni tabakaların eklenmesiyle pulpa reaksiyonları engellenir. Bu yüzden, dental işlemler sırasında ortaya çıkan ısının pulpaya zarar verme ve pulpitis gelişme insidansı yaşlıda, gençlere kıyasla çok daha azdır. Gençlerde ise pulpa odası geniş ve bol damarlıdır (114). Bu nedenle klinikte lazer parametresini seçerken hastanın yaşı da bizim için önemli kriter olmalıdır.

Klinik şartlar göz önünde bulundurulduğunda; in vitro deneylerde kullanılan çekilmiş dişlerden farklı olarak, pulpada meydana gelebilecek ısı artışı; pulpa odasındaki kan dolaşımı ve dentinal tübüllerde bulunan sıvının hareketi ile azalabilir (115). Literatürdeki bazı çalışmalar pulpa-dentin kompleksinin ısıya karşı gösterdiği cevapta pulpal mikrosirkülasyonun rolünü incelemiş ve pulpal mikrosirkülasyonun soğutucu görevi gördüğünü bildirmişlerdir (116, 117). Dişlerin içinde pulpa bulunmadığından dokunun soğutma etkisi taklit edilemediğinden in vivo sıcaklık değişimine doğrudan uygulanamaması bu çalışmanın limitasyonudur.

Nalbantgil ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Er:YAG lazerin susuz kullanılmasının sulu çalışmaya göre daha fazla ısı artışına neden olacağını belirtmişlerdir. Pulpal sıcaklığın değerlendirildiği in vitro çalışmalarda in vivo çalışmalara göre sıcaklık artışının daha fazla olabileceğini vurgulamışlardır (66). Bu çalışmada da dentin tübüllerinde su bulunmadığından sıcaklık artışın daha hızlı ve daha yüksek olması ve in vivo durumdan daha fazla olması muhtemeldir.

Bu çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Kullanılan farklı seramik tiplerinin çıkarılma süresi ve sıcaklık farkını etkilemediği görülmüştür.

2. Er:YAG lazerin güç değeri arttığında çıkarılma süresinde azalma olduğu görülmüştür.
3. Restorasyonun çıkarılmasında 2W ve 3W grubu parametreleri güvenle kullanılabilir. 1W grubunda daha fazla sayıda örnekte ısı 5.5 °C'nin üzerine çıktığından bu parametreler ile çıkarılması önerilir.



6. KAYNAKLAR

1. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.* 2013;57(4):236-261.
2. Sari T, Tuncel I, Usumez A, Gutknecht N. Transmission of Er: YAG laser through different dental ceramics. *Photomedicine and laser surgery.* 2014;32(1):37-41.
3. Iseri U, Oztoprak MO, Ozkurt Z, Kazazoglu E, Arun T. Effect of Er: YAG laser on debonding strength of laminate veneers. *European journal of dentistry.* 2014;8(1):58.
4. Strobl K, Bahns TL, Wiliham L, Bishara SE, Stwalley W. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 1992;101(2):152-8.
5. Rickabaugh JL, Marangoni RD, McCaffrey KK. Ceramic bracket debonding with the carbon dioxide laser. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics.* 1996;110(4):388-93.
6. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;515-30.
7. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9):505-11
8. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44-56.
9. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent.* 1991;1:150-154.
10. Mormann WH, Brandestini M, Lutz F. The Cerec system: Computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in one setting. *Quintessenz.* 1987;38(3):457-470.
11. Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int.* 1989;20(5):329-339.
12. Andersson M, Ogden A. A new all-ceramic crown: A densely sintered, high purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand.* 1993;51(1):59-64.
13. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergmann B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent.* 1996;76:187-193.

14. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137 Suppl:14S–21S.
15. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012;28(1) :3– 12.
16. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):557-62.
17. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc.* 2005;136(12):1714-1723.
18. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of prosthodontic research.* 2014;58(4):208-16.
19. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, Lohbauer U. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials.* 2017;33(1):84-98.
20. Probster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil.* 1997;24(9):636-45.
21. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18-32.
22. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000;28(7):529-35.
23. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 1996;17(8):779-82, 784-6.
24. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2002;23(10):911-6, 8, 20.
25. Giordano R, McLaren AE. (2010). Ceramics overview: Classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31(9):682-684, 686, 688.
26. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2005;93(5):459-66.
27. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: Results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int.* 2006;37(4):253-259.
28. Toksavul S, Toman M. A short-term clinical evaluation of IPS Empress 2 crowns. *Int J Prosthodont.* 2007;20(2):168-172.

29. Valenti M, Valenti A. Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quintessence Int.* 2009;40(7):573-579.
30. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(4):514-522.
31. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):297-303.
32. Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig.* 2013;17(1): 275-284.
33. Holand W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices.* 2008;5(6):729-745.
34. Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater.* 2006;22(1):29-36.
35. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: A two-year report. *J Am Dent Assoc.* 2010;141 Suppl 2:10S-14S.
36. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Philips' Science of Dental Materials*, 12th Ed. Elsevier Saunders; 2013.
37. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3rd Ed. Chicago, Quintessence Publ Co; 2002: p.256-268.
38. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Philips' Science of Dental Materials*, 12th Ed. 2013;307–338.
39. Cadenaro M, Antoniolli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C, Biasotto M, Cuntardo L, Breschi L. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(6):525–530.
40. Pegoraro TA, Silva NRFA, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin N Am.* 2007;51:453-471.
41. Yan YL, Kim YK, Kim KH, Kwon TY. Changes in degree of conversion and microhardness of dental resin cements. *Oper Dent.* 2010;35:203-210.
42. Manso AP, Silva NRFA, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin N Am.* 2011;55:311-332.

43. Lu H, Mehmood A, Chow A, Powers JM. Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *J Prosthet Dent*. 2005;94(6):549–554.
44. Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA. Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *J Prosthodont*. 1994;3(3):149–157.
45. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *J Dent*. 2011;39 Suppl 1:30S–36S.
46. Souza-Junior E, Souza-Régis M, Alonso R, Freitas A, Sinhoreti M, Cunha L. Effect of the curing method and composite volume on marginal and internal adaptation of composite restoratives. *Oper Dent*. 2011;36(2):231–238.
47. Arisu HD, Üçtasli MB, Eligüzeloglu E, Özcan S, Ömürlü H. The effect of occlusal loading on the microleakage of class V restorations. *Oper Dent*. 2008;33(2):135–141.
48. Santini A. Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials. *Dent Update*. 2010;37(4):214–6, 218–220, 223–227.
49. Almeida JR, Schmitt GU, Kaizer MR, Boscato N, Moraes RR. Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. *J Prosthet Dent*. 2015;114(2):272–277.
50. Tak O, Sari T, Malkoc MA, Altintas S, Usumez A, Gutknecht N. The effect of transmitted Er:YAG laser energy through a dental ceramic on different types of resin cements. *Lasers Surg Med*. 2015;47:602–607.
51. Morford CK, Buu NC, Rechmann BM, Finzen FC, Sharma AB, Rechmann P. Er:YAG laser debonding of porcelain veneers. *Lasers Surg Med*. 2011;43:965–974.
52. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: Science and instruments. *Dental Clin North Am*. 2004;48(4):751–770.
53. Stabholz A, Zeltser R, Sela M, Peretz B, Moshonov J, Ziskind D, Stabholz A. The use of lasers in dentistry: Principles of operation and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent*. 2003;24(12):935–48
54. Dederich DN (1991). Laser/tissue interaction. *Alpha Omegan*, 1991;84(4):33–36.
55. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental Clin North Am*. 2000;44(4):753–65.
56. Convissar RA. Lasers in general dentistry. *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America*. 2004;16(2):165–79.

57. Miller M, Truhe T. Lasers in dentistry: An overview. *The Journal of the American Dental Association*. 1993;124(2):32-5.
58. Karic V, Melman G, Mulder R. Introduction to dental lasers. *South African Dental Journal*. 2016;71(4):164-165.
59. Franzen R. *Principles of Medical and Dental Lasers: An Introduction to Laser Medicine & Laser Dentistry*. Lulu Publishing, 2011.
60. Van As G. Erbium lasers in dentistry. *Dental Clinics*. 2004;48(4):1017-59.
61. Azzeh E, Feldon PJ. Laser debonding of ceramic brackets: A comprehensive review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;123(1):79-83.
62. Tocchio RM, Williams PT, Mayer FJ, Standing KG. Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1993;103(2):155-62.
63. Hayakawa K. Nd: YAG laser for debonding ceramic orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2005;128(5):638-47.
64. Sarp ASK, Gülsoy M. Ceramic bracket debonding with ytterbium fiber laser. *Lasers Med Sci*. 2011;26:577.
65. Öztoprak MO, Tozlu M, İşeri U, Ulkur F, Arun T. Effects of different application durations of scanning laser method on debonding strength of laminate veneers. *Lasers Med Sci*. 2012;27:713–716.
66. Nalbantgil D, Tozlu M, Oztoprak MO. Pulpal thermal changes following Er:YAG laser debonding of ceramic brackets. *ScientificWorldJournal*. 2014;2014:912429.
67. Rechmann P, Buu NC, Rechmann BM, Finzen FC. Laser all-ceramic crown removal and pulpal temperature--a laboratory proof-of-principle study. *Lasers Med Sci*. 2015;30(8):2087-93.
68. Alakuş SF, Erşahan Ş, Ertürk E. Debonding of ceramic brackets by Er:Yag laser. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 2016;50:24-30.
69. Albalkhi M, Swed E, Hamadah O. Efficiency of Er:YAG laser in debonding of porcelain laminate veneers by contact and non-contact laser application modes (in vitro study). *J Esthet Restor Dent*. 2017;30:223-228.
70. Obata A, Tsumura T, Niwa K, Ashizawa Y, Deguchi TIM. Super pulse CO2 laser for bracket bonding and debonding. *Eur J Orthod*. 1999;21:193–198.
71. Fried D, Shouri N, Breunig T, Shori R. Mechanism of water augmentation during IR laser ablation of dental enamel. *Lasers Surg Med*. 2002;31(3):186-193.

72. Küçükyılmaz E, Botsalı M, Sarı T, Savaş S, Özkan B. Kalsiyum silika içerikli pulpa kaplama materyalinin ışıık kaynağının üç farklı modu ile polimerizasyonu esnasında oluşan ısı artışının incelenmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2014;24(2):178-184.
73. Savaş S, Botsalı MS, Küçükyılmaz E, Sarı T. Evaluation of temperature changes in the pulp chamber during polymerization of light-cured pulp-capping materials by using a VALO LED light curing unit at different curing distances. Dental Mater J. 2014;33(6):764-769.
74. Wataha JC, Lockwood PE, Lewis JB, Rueggeberg FA, Messer RL. Biological effects of blue light from dental curing units. Dent Mater. 2004;20(2):150-157.
75. Kinna AH. Farklı ışıık cihazlarının dentinden ısı iletiminin in vitro olarak değerlendirilmesi, 2014, Ankara Üniversitesi, Doktora tezi, 134 sayfa, Ankara, (Prof. Dr. Yıldırım Hakan Bağış).
76. Yılmaz, E. Endüstriyel Tav fırınlarında termal kamera ve pirometre kullanımının optimum yanma performansına etkisi, 2014, Karabük Üniversitesi, Yüksek Lisans tezi, 63 sayfa, Karabük, (Doç. Dr. Mehmet Özkaymak).
77. Liu H, Sun W, Xu S. An extremely simple thermocouple made of a single layer of metal. Adv Mater. 2012;24(24):3275-3279.
78. Jafarzadeh H, Udoe C, Kinoshita J. The application of tooth temperature measurement in endodontic diagnosis: A review. J Endod. 2018;34(12):1435-1440.
79. Aksakalli S, Demir A, Selek M, Tasdemir S. Temperature increase during orthodontic bonding with different curing units using an infrared camera. Acta Odontol Scand. 2014;72(1):36-41.
80. Christensen GJ. The confusing array of tooth-colored crowns. Journal of the American Dental Association. 2003;134(9):1253-1255.
81. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. Critical Reviews in Oral Biology & Medicine. 1996;7(2):134-43.
82. Linlin H, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T. Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin cements. Dental Materials Journal. 2007;26(6):906-914.
83. Rechmann P, Buu NC, Rechmann BM, Finzen FC. Laser all- ceramic crown removal- a laboratory proof-of-principle study-Phase 2 crown debonding time. Lasers in surgery and medicine. 2014;46(8):636-643.

84. Glenn A. van As. Using the erbium laser to remove porcelain veneers in 60 seconds minimally invasive, efficient and safe. *J Cosmet Dent*. 2013;28:20– 34.
85. Sharma A, Rahul GR, Poduval, Soorya T, Shetty K. Removal of failed crown and bridge. *J Clin Exp Dent*. 2012;4:167–172.
86. Siegel SC, Fraunhofer JA. Comparison of sectioning rates among carbide and diamond burs using three casting alloys. *Journal of Prosthodontics*. 1999;8(4):240-244.
87. Al Moaleem MM. Systems and Techniques for Removal of Failed Fixed Partial Dentures: A Review. *American Journal of Health Research*. 2016; 4:109-116.
88. Cavalcanti BN, Lage-Marques JL, Rode SM. Pulpal temperature increases with Er: YAG laser and high-speed handpieces. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(5):447-451.
89. Karagoz-Yildirak M, Gozneli F. Evaluation of rebonding strengths of leucite and lithium disilicate veneers debonded with an Er:YAG laser. *Lasers in medical science*. 2020;35(4):853-860.
90. Pich O, Franzen R, Gutknecht N, Wolfart S. Laser treatment of dental ceramic/cement layers: transmitted energy, temperature effects and surface characterisation. *Lasers in medical science*. 2015;30(2):591-597.
91. Kursoglu P, Gursoy H. Removal of fractured laminate veneers with Er: YAG laser: Report of two cases. *Photomedicine and laser surgery*. 2013;31(1):41-3.
92. Rechmann P, Buu NC, Rechmann BM, Le CQ, Finzen FC, Featherstone JD. Laser all-ceramic crown removal-A laboratory proof-of-principle study-Phase 1 material characteristics. *Lasers in surgery and medicine*. 2014;46(8):628-35.
93. Van As G. Laser removal of porcelain veneers. *Dent Today*. 2012;31:84, 86, 88–9.
94. Cranska JP. Laser removal of all-ceramic restorations. Solving a difficult clinical challenge. *Dent Today*. 2015;34:110–113.
95. Cranska JP. Removing all-ceramic restorations with lasers. *Dent Today*. 2013;32:101-102.
96. Spath A, Smith C. Removal of modern ceramics. *Compend Contin Educ Dent*. 2017;38:326–333.
97. Zhang Y, Rocca J, Fornaini C, Zhen Y, Zhao Z, Merigo E. Er:YAG Laser Debonding of Porcelain Laminate Veneers. *Preprints*. 2018;2018060086. Doi: 10.20944/preprints201806.0086.v1.

98. Gurney ML, Sharples SD, Phillips WB, Lee DJ. Using an Er, Cr: YSGG laser to remove lithium disilicate restorations: A pilot study. *J Prosthet Dent.* 2016;115:90-94.
99. Giraldo-Cifuentes H, Espana-Tost A, Arbanat-Dominguez J. Er,Cr:YSGG Laser in the Debonding of Feldspathic Porcelain Veneers: An In Vitro Study of Two Different Fluences. 2020;38(10):640-645.
100. Işıkeri M. Er:YAG lazer uygulamasının farklı kalınlıktaki CAD/CAM materyallerinin bükülme dayanımına etkisinin incelenmesi. 2017, Gaziantep Üniversitesi, Uzmanlık Tezi, 74 sayfa, Gaziantep, (Yrd. Doç. Dr. Fatih Sarı).
101. Rueggeberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure-review of the literature. *Dent Mater.* 1991;7:2-10.
102. ISO Technical Report 11405. Guidance on testing of adhesion to tooth structure 2003;1-24.
103. Oberholzer TG, Makofane ME, Preez IC, George R. Modern high powered led curing lights and their effect on pulp chamber temperature of bulk and incrementally cured composite resin. *Eur J Prosthodont Restor Dent,* 2012;20(2):50-5.
104. Sari T, Celik G, Usumez A. Temperature rise in pulp and gel during laser-activated bleaching: in vitro. *Lasers in medical science.* 2013;30(2):577-582.
105. Phillips WB. Thermal Changes in the Dental Pulp During Er,Cr:YSGG Laser Removal of IPS e.max Press Lithium Disilicate Veneers. 2012, The Ohio State University, Thesis, 71 page, Ohio, (Alejandro M. Peregrina).
106. Yousry MM, El Naga AA, Hafez RM, El-Badrawy WW. Microshear bond strength and interfacial morphology of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems to superficial and deep dentin. *Quintessence Int.* 2011;42:96-106.
107. Türkoğlu P, Bultan Ö, Öngül D. Tam seramik restorasyonlarda dayanıklılığı etkileyen faktörler. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2010;44:45-53.
108. Uludamar A, Aygün Ş, Kulak ÖY. Cementation of full ceramic restorations. *J Dent Fac Ataturk Uni.* 2011;21:150-162.
109. Alikhasi M, Monzavi A, Ebrahimi H, Pirmoradian M, Shamshiri A, Ghazanfari R. Debonding Time and Dental Pulp Temperature With the Er, Cr: YSGG Laser for Debonding Feldspathic and Lithium Disilicate Veneers. *Journal of lasers in medical sciences.* 2019;10(3):211-214.

110. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G. Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise. *J Oral Rehabil.* 2005;32(5):362-367.
111. Nalbantgil D, Oztoprak M, Tozlu M, Arun T. Effects of different application durations of ER:YAG laser on intrapulpal temperature change during debonding. *Lasers Med Sci.* 2011;26(6):735-740.
112. Berg R, Morgenstern NE. Physiologic changes in the elderly. *Dent Clin NorthAm.* 1994;41(4):651-668.
113. Betts NJ, Barber HD. The Pathophysiology of Aging. *Reconstructive Preprosthetic Oral and Maxillofacial Surgery.* 1995;10-13.
114. Mjör IA. Age Changes in The Teeth. *A Textbook of Oral Gerontology.* 1986;94-101.
115. Meredith N, Watts A, Paterson RC, Strang R. Investigation of the temperature rise produced in the pulp chamber by operative procedures. *Journal of Dental Research.* 1984;63(4):511.
116. Kodonas K, Gogos C, Tziafa C. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface. *Journal of dentistry.* 2009. 37(6):485- 490.
117. Michalakis K, Pissiotis A, Hirayama H, Kang K, Kafantaris N. Comparison of temperature increase in the pulp chamber during the polymerization of materials used for the direct fabrication of provisional restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry,* 2006. 96(6): p. 418- 423.

ÖZGEÇMİŞ

15.07.1992 yılında Kayseri’de doğdu. İlk öğretimini Fehime Güleç İlköğretim Okulu’nda, orta öğretimini Kaşibeyaz İlköğretim Okulu’nda, lise eğitimini Özel Seçkin Koleji Fen Lisesi’nde tamamladı. 2010 yılında başladığı Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2015 yılında mezun oldu. 2017 yılında Diş Hekimliği Uzmanlık Sınavı ile kazandığı Gaziantep Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır.

