

T.C.

VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ

**FARKLI SERAMİKLERİN DENTİN YÜZEYİNDEN
UZAKLAŞTIRILMASINDA ER,CR:YSGG LAZERİN ETKİSİ**

Dt. Murat Mert AKBAL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi Murat ESKİTAŞÇIOĞLU

VAN 2018

T.C.

VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ

**FARKLI SERAMİKLERİN DENTİN YÜZEYİNDEN
UZAKLAŞTIRILMASINDA ER,CR:YSGG LAZERİN ETKİSİ**

Dt. Murat Mert AKBAL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi Murat ESKİTAŞÇIOĞLU

VAN 2018

Bu araştırma Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından TDH-2017-5886 nolu proje olarak desteklenmiştir.

T.C.

VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ

**FARKLI SERAMİKLERİN DENTİN YÜZEYİNDEN
UZAKLAŞTIRILMASINDA ER,CR:YSSG LAZERİN ETKİSİ**

Dt Murat Mert AKBAL
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

İmza

Unvanı, Adı, Soyadı

Juri Başkanı

Doç. Dr. S. Telal Ucu



İmza

Unvanı, Adı, Soyadı

Üye

Dr. Öğr. Üyesi Murat ESKİTAŞÇIOĞLU
Van YYÜ Diş Hek. Fak.
Protetik Diş Tedavisi A.D.
Uzmanlık Tes. No: 92933

İmza

Unvanı, Adı, Soyadı

Üye

Dr. Öğr. Üyesi Özgür GENÇ SEN
Van YYÜ Diş Hek. Fak.
Endodonti A.D.
Uzmanlık Tes. No: 94244



TEZ KABUL TARİHİ

27.04.2018

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bana her konuda yol gösterici olan, bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen başta danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Murat Eskitaşçıoğlu'na ve Dr.Dt. Neslihan Çökük'e,

Eğitimim süresince pratik ve teorik bilgilerinden faydalandığım bölüm hocalarım Dr. Öğr. Üyesi Beyza Ünalın Değirmenci, Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Uğur, Dr. Öğr. Üyesi İdris Kavut'a,

Uzmanlık eğitimim ilk yıllarında beraber çalışma imkanı bulduğum ve pratik eğitimime katkıları olan Dr.Dt. Umut Can Tuğan ve Dr.Dt. Barış Göktaş'a,

Beraber çalışmaktan keyif aldığım sevgili bölüm arkadaşlarım, Lana Bahram, Ferhat Rasool, Ribaz Kakai, Rabia Bozbay, Mehmet Şerif Akdeniz, Beyza Karadağ'a,

Dostlukları ve samimiyetleri ile her zaman yanımda olan arkadaşlarım; Yusuf Ziya Yüncü, Melih Kaya, Ahmet Can Yılmaz, Ersen Bilgili, Ali Erdemir, Deniz Yılmaz ve Dicle Altındal'a teşekkürlerimi sunarım.

Hayatım boyunca sevgi ve desteklerini esirgemeyen aileme, her zaman yanımda olan, varlığını yakından hissettiğim çok değerli babama ,
Her koşulda yanımda olan , gülü yüzünü ve sabrını eksik etmeyen, çok sevdiğim eşim Damla Akbal'a sonsuz şükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER	SAYFA
Kabul ve onay.....	III
Teşekkür.....	IV
İçindekiler.....	V
Simgeler ve kısaltmalar.....	VII
Şekiller.....	VIII
Tablolar.....	IX
1.GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Lazer.....	3
2.1.2. Lazer ışınının özellikleri.....	3
2.1.3. Lazer ışınının oluşumu.....	3
2.1.4. Lazer terminolojisi.....	4
2.1.5. Lazer emisyon modları.....	4
2.1.6. Lazer doku etkileşimi.....	5
2.1.7. Lazerlerin sınıflandırılması.....	6
2.1.8. Diş hekimliğinde lazer.....	7
2.2. Seramikler.....	9
2.2.1. Dental seramiklerin tarihçesi.....	9
2.2.2. Dental seramiklerin sınıflandırılması.....	10
2.3. Simanlar.....	14
2.3.1. Geçici simanlar.....	14
2.3.2. Daimi simanlar.....	15
2.4. Mekanik test yöntemleri.....	21
2.4.1. Çekme testi.....	22
2.4.2. Makaslama testi.....	22
2.4.3. Bükülme testi.....	23
2.4.4. Baskı testi.....	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	25
3.1. Örneklerin seçimi.....	26
3.2. Örneklerin hazırlanması.....	26
3.2.1. Seramik örneklerin hazırlanması.....	26
3.2.2. Dişlerin dentin yüzeylerinin hazırlanması.....	29
3.3. Grupların belirlenmesi.....	29

3.4. Örneklerin simantasyonu.....	30
3.5. Lazer uygulaması.....	31
3.6. Shear testinin uygulanması.....	32
3.7. İstatistiksel analiz.....	34
4. BULGULAR.....	35
4.1. Lityum disilikat içerikli seramik örneklerin bulguları.....	35
4.2. Lösit içerikli seramik örneklerin bulguları.....	37
4.3. Feldspatik seramik örneklerin bulguları.....	39
4.4. 3W lazer uygulanan örneklerin karşılaştırılması.....	41
4.5. 4W lazer uygulanan örneklerin karşılaştırılması.....	43
4.6. 5W lazer uygulanan örneklerin karşılaştırılması.....	45
5.TARTIŞMA ve SONUÇ.....	47
ÖZET.....	56
SUMMARY.....	57
KAYNAKLAR.....	58
ÖZGEÇMİŞ.....	71

SİMGELER ve KISALTMALAR

ADA	: Amerikan Diş Hekimleri Birliği
Al ₂ O ₃	: Alüminyum oksit
CAD	: Bilgisayar destekli tasarım
CAI	: Bilgisayar destekli ölçü
CAM	: Bilgisayar destekli üretim
CO ₂	: Karbondioksit
Er:YAG	: Erbium:yitrium-aliminum-garnet
Er,Cr:YSGG	: Erbium, chromium:yitrium scandium galium-garnet
KAlSi ₃ O ₈	: Feldspar
KAlSi ₂ O ₆	: Lössit
HF	: Hidro florür
Hz	: Hertz
ISO	: Uluslararası Standardizasyon Birliği
J	: Joule
AB ₂ O ₃ 2SiO ₂ 2H ₂ O	: Kaolin
SiO ₂	: Kuartz
LASER	: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
LED	: Light Emitted Diode
MPa	: Megapaskal
µm	: Mikrometre
mJ	: Milijoule
nm	: Nanometre
pH	: Asitlik derecesi
W	: Watt
4-META	: 4-metakrilooksidesil dihidrojen fosfat
Bis-GMA	: Bisphenol A-glycidyl methacrylate
TEGDMA	: Triethyleneglycol-dimethacrylate
UDMA	: Urethane dimethacrylate

ŞEKİLLER

Şekil 1. Çalışmada kullanılan seramik bloklar.....	27
Şekil 2. İnLab programında hazırlanan dijital tasarım aşaması.....	27
Şekil 3. Seramik örneklerin elde edilmesinde kullanılan kazıma cihazı.....	28
Şekil 4 Kazıma işlemi sonrasında elde edilen seramik örnekler.....	28
Şekil 5. Oklüzal mine tabakası uzaklaştırılmış örneğin dentin yüzeyinin görüntüsü..	29
Şekil 6. Çalışmada kullanılan dual-cure adeziv rezin siman.....	30
Şekil 7. Dentin yüzeylerinin teflon ile kaplanması.....	31
Şekil 8. Çalışmada kullanılan Er,Cr:YSGG lazer.....	32
Şekil 9. Hazırlanan örneklere Er,Cr:YSGG lazer uygulanması.....	32
Şekil 10. Çalışmada kullanılan üniversal test cihazı.....	33
Şekil 11. Shear testinin uygulanması.....	33
Şekil 12. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler için ortalama bağlantı değerleri (MPa).....	36
Şekil 13. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler için ortalama bağlantı değerleri (MPa).....	38
Şekil 14. Feldspatik seramikler için ortalama bağlantı değerleri (MPa).....	40
Şekil 15. 3W lazer uygulanan farklı seramik materyallerin ortalama bağlantı değerleri (MPa).....	42
Şekil 16. 4W lazer uygulanan farklı seramik materyallerin ortalama bağlantı değerleri (MPa).....	44
Şekil 17. 5W lazer uygulanan farklı seramik materyallerin ortalama bağlantı değerleri (MPa).....	46

TABLULAR

Tablo 1. Araştırmada kullanılan materyaller.....	25
Tablo 2. Çalışmada kullanılan cihazlar.....	26
Tablo 3. Oluşturulan alışma grupları.....	29
Tablo 4. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler için ortalama bağlantı değerleri.....	35
Tablo 5. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler için ortalama bağlantı değerleri.....	37
Tablo 6. Feldspatik seramikler için ortalama bağlantı değerleri.....	39
Tablo 7. 3W lazer uygulanan farklı seramik materyallerin ortalama bağlantı değerleri.....	41
Tablo 8. 3W lazer uygulanan grupların Tukey testine göre istatistiksel analiz tablosu.....	42
Tablo 9. 4W lazer uygulanan farklı seramik materyallerin ortalama bağlantı değerleri.....	43
Tablo 10. 3W lazer uygulanan grupların Tukey testine göre istatistiksel analiz tablosu.....	44
Tablo 11. 4W lazer uygulanan farklı seramik materyallerin ortalama bağlantı değerleri.....	45
Tablo 12. 3W lazer uygulanan grupların Tukey testine göre istatistiksel analiz tablosu.....	46

1.GİRİŞ

Uzun yıllardan bu yana klinik olarak kullanılmakta olan metal destekli restorasyonlar, hastaların yoğun estetik beklentileri ve gelişen teknoloji sayesinde yerini tam seramik, diş rengi restorasyonlara bırakmaktadır. Hastaların yüksek estetik ihtiyaçlarını karşılamak adına diş hekimlerinin kullanabileceği çeşitli tam seramik materyaller mevcuttur. Bu materyallerin arasında yer alan feldspatik seramikler, lösit içerikli seramikler ve lityum dislikat içerikli seramikler klinikte tam seramik restorasyonların yapımında sıklıkla kullanılan materyallerdendir.

Günümüzde protetik diş tedavisinde, lamina veneerlerin, tam seramik kronların, inley ve onleyler gibi estetik restorasyonların simantasyon işlemlerinde rezin simanlar tercih edilir. Estetik amaçlarla seçilen tam seramik restorasyonların bazı durumlarda yeniden uygulanmaları gerekmektedir. Bu gibi durumlarda rezin simanlar ile simante edilen tam seramik restorasyonların söküm işlemlerinde bazı zorluklar yaşanmaktadır. Söküm işlemleri elmas frezler yardımıyla yapılır. Fakat konvansiyonel simanlarla karşılaştırıldıklarında rezin simanlar ya saydam renkte ya da diş renginde simanlardır. Bu durumda elmas frezler ile yapılan tam seramik restorasyonun kaldırılma işlemi sırasında rezin simanların diş dokusundan ayırt edilmesi zor olmaktadır. Tam seramik restorasyonların elmas frezler ile diş dokusundan kaldırdığı düşünüldüğünde, bu durum hem zaman alıcı olmakta hem de diş dokusuna zarar verme ihtimalini arttırmaktadır.

Tam seramik restorasyonların laser yardımıyla desimantasyonları sayesinde, elmas frezler ile tam seramik restorasyonların kaldırılması yönteminde oluşabilecek zararların önüne geçilir. Mevcut diş dokusunun korunmasının yanında mevcut restorasyonunda zarar görmeden desimantasyonu sağlanmaktadır. Diş hekimliği alanında son yıllarda artan kullanım alanı bulan laserler ile ortodontik braketlerin ve lamina veneerlerin diş dokusundan kaldırılması yönünde bir çok çalışma vardır, fakat literatürde diş dokusunun korunması adına, hem hasta hemde hekim açısından daha konforlu olan laser yardımıyla tam seramik kron restorasyonlarının dentin yüzeyinden uzaklaştırılması adına yapılan sınırlı sayıda çalışma mevcuttur.

Bu çalışmanın amacı klinikte tam kron yapımında sıklıkla kullandığımız

feldspatik seramik, l6s6t içerikli cam seramik ve lityum disilikat içerikli cam seramiklerin dentin y6zeyinden uzaklaştırılmasında uygun laser parametrelerini belirlemektir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1.Lazer

2.1.1 Lazerin tarihçesi

Lazer ("light amplification by stimulated emission of radiation") terimi ışığın radyasyonun uyarıcı emisyonu ile güçlendirilmesi anlamındadır. Lazer teorisi ilk olarak Albert Einstein'ın 1917 yılında fotonlar ve uyarılmış emisyon fikrini ortaya atmasına dayanmaktadır. Lazer 1960 yılında Amerikada bulunan Hughes Araştırma Laboratuvarı'nda Theodore Harold Maiman tarafından hayata geçirilmiştir. 1971 yılında yakut lazerin kullanılması sırasında çürük alanları tedavi ederken dentinde erime ve krater formasyonu olduğu gözlemlenmiştir. 1972 yılında ise CO₂ lazer ile yapılan çalışmalarda da benzer şekilde mine ve dentin yüzeyinde benzer etkiler gözlemlenmiştir. 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 (food and drug administration) tarafından onaylanan Nd:YAG lazerin piyasaya çıkması ile diş hekimliği pratiğinde lazer kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır (Coluzzi, 2004).

2.1.2 Lazer ışınının özellikleri

Lazer ışını sıradan ışıktan farklı olarak kendisini oluşturan renklere ayıramaz, lazer ışını monokromatiktir yani tek bir renkten oluşmaktadır. Lazer ışınının diğer karakteristik özellikleri kolimasyon (lazer ışınının sabit boyut ve şekilde üretilmesi ve doğrusal bir yol boyunca yayılması) ve koherent (ışığı oluşturan fotonların aynı fazda olması ve aynı dalga şekline sahip olması) yapıya sahip olmasıdır (Coluzzi, 2004).

2.1.3 Lazer ışınının oluşumu

Işığın kuvvetlendirme işlemi lazerin iç yüzeyinde gerçekleşir. Lazer cihazının merkezinde optik kavite bulunur. Optik kavitenin içerisinde aktif medium olarak adlandırılan ve kimyasal elementler, moleküller ya da bileşiklerden oluşan yapılar mevcuttur. Lazer bu aktif medium olarak adlandırılan bölgedeki materyale göre

isimlendirilir. Optik kavitenin iki ucunda da birbirlerine paralel şekilde yerleşmiş aynalar bulunur. Aktif mediyuma enerji sağlamak amacıyla optik kaviteyi çevreleyen uyarma işlemini gerçekleştirecek elektronik flash ya da elektrik bobini bulunmaktadır. Bunların yanında lazer cihazında soğutma sistemi ve bir de lens bulunmaktadır. Lazer sisteminde dışarıdan bir enerji verilerek aktif bölgede bulunan atomların son yörüngesindeki elektronların bir üst yörüngeye çıkmaları sağlanır. Enerji akışı durduğu zaman atomlar kararlı hale geçerler ve kazanmış oldukları enerjiyi foton şeklinde yayırlar. Optik bölgede birbirlerine paralel halde bulunan biri tam yansıma sağlayan diğeri kısmi geçirgenlik sağlayan iki ayna fotonları ileri ve geri yansıtılarak uyarılmış yayılmayı sağlarlar. Fotonlar kısmi geçirgen olan aynanın olduğu taraftan geçerek lazer ışımını oluştururlar (Coluzzi, 2004).

2.1.4 Lazer terminolojisi

Diş hekimliğinde kullanılan lazer cihazlarında parametreler, lazeri uygulayan operatör tarafından ayarlanabilmektedir.

2.1.4.1 Dalga boyu: Lazer ışımının her bir dalga boyu foton enerjisine sahiptir. Lazer ışımının fotonları doku etkisi oluşturur. Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyları nanometre (nm) ile ölçülür.

2.1.4.2 Enerji: İş yapabilme yeteneğidir. Joule (j) ya da milijoule (mj) olarak ifade edilir.

2.1.4.3 Güç: Birim zamanda yapılan işi belirtir. Birimi watt (W)'tır. 1W 1 saniyede 1 jolule'e eşittir.

2.1.4.4 Atım süresi: Tek bir atımın zaman içinde yayılma uzunluğunu ifade eder. Atım süresi saniyelerle ölçülmektedir.

2.1.4.4 Atım sıklığı: Saniyedeki atım sıklığını tanımlamaktadır. Birimi Hertz (Hz)'tir (Coluzzi 2004).

2.1.5 Lazer Emisyon Modları

Lazerler için 3 farklı emisyon modu tanımlanmıştır. Sürekli, parçalı atımlı ve

pulsasyon modu olarak tanımlanır.

2.1.5.1 Sürekli Dalga modu: Operator ayak pedalına bastığı sürece lazer ışınları tek bir güçte ve sürekli olarak yayılmaktadır.

2.1.5.2 Parçalı Atımlı Dalda Modu: Lazer enerjisinde periodik değişiklikler mevcuttur. Lazer ışını yanıp sönen bir lambadaki gibi kesintili şekilde verilmektedir. Işının bu şekilde aralıklarla veriliyor olması ışın yolunda bulunan mekanik bir kapak aracılığı ile sağlanır. Tüm cerrahi cihazlarda parçalı dalga modu özelliği bulunur.

2.1.5.3 Serbest Atımlı Dalga Modu: Bu modda lazer ışının üretildiği ve üretilmediği anlar mevcuttur. Lazer ışınının verildiği süre parçalı atımlı dalga modunda olduğu gibi mekanik şekilde değil, bilgisayar tarafından kontrol edilmektedir (White ve ark., 1992).

2.1.6 Lazer Doku Etkileşimi

Lazer ışını hedef dokunun optik özelliklerine göre, hedef doku ile dört farklı etkileşime girebilir. Dental dokular farklı içeriklerden oluşmaktadır ve bu dört farklı etkileşim belli oranda aynı zamanda gerçekleşebilir.

Lazer ışınının ilk ve en fazla tercih edilen etkileşimi absorpsiyondur. Doku tarafından absorbe edilen enerji dokunun pigmentasyon seviyesine, su içeriğine, lazerin dalga boyuna ve lazer ışınının yayınımına bağlıdır. Kısa dalgaboyuna 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 3000nm'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 absorpsiyonu fazladır (Dederich, 1991).

Lazer ışının doku ile ikinci etkileşimi, doku içinde ilerlemesidir (transmission). Bunun hedef doku üzerinde etkisi yoktur. Bu etki yüksek oranda lazer ışınının dalga boyuna bağlıdır.

Lazer ışınının üçüncü etkisi uygulanan doku yüzeyinden yansımadır (reflection). Hedef dokuya herhangi bir etkisi yoktur. Yansıma sonucunda lazer ışını istenmeyen bir yöne doğru yayılabilir ve bunun sonucu tehlikeli olabilir.

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 olarak istenmeyen etkiler ortaya çıkabilir (Coluzzi, 2004).

2.1.7 Lazerlerin Sınıflandırılması (Blahnik ve Ringde, 2003)

1) Lazer Aktif Maddesine Göre Sınıflandırma

- Katı Lazerler: Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, Ruby, Er:Cr:YSGG
- Gaz Lazerler: CO₂, Ar / Krypton, Excimer, Ultraviole (UV), He-Ne
- Sıvı Lazerler
- Yarı İletken: Diyod lazerler

2) Lazer Işığının Hareketine Göre Sınıflandırma

- Sürekli ışık verenler (Continuous)
- Atımlı ışık verenler (Pulse)
- Dalgalı akım olarak ışık verenler (Choop)

3) Lazer ışığının dalga boyuna göre sınıflandırılması

- Mor ötesi (UV) spektrum (140-400 nm)
- Görünür (VIS) spektrum (400-700 nm)
- Kızıl ötesi (IR) spektrum (700 nm ve üzeri)

4) Lazer ışığının uygulanış şekline göre sınıflandırılması

- Kontaktlı
- Kontaktsız

2.1.8 Diş Hekimliğinde Lazer

Periodontal tedavilerde lazer kullanımı biostimülasyon etkisi sayesinde, doku tamiri sırasında yara iyileşmesini hızlandırması sebebiyle tercih edilmektedir (Ishikawa ve ark., 2009). Yapılan çalışmalarda periodontal tedavilerin post operatif döneminde düşük doz lazer kullanımı sayesinde ağrının önemli ölçüde azaldığı, yara iyileşmesinin hızlandığı, kemik rejenerasyonunun arttığı ve iltihabın baskılandığı rapor edilmiştir (Kreisler ve ark., 2004), (Qadri ve ark., 2005), (Merli ve ark., 2005). Lazerler bu tedavilerin yanı sıra antimikrobal etkisi, diş kök yüzey temizliği, dentin hassasiyeti tedavilerinde kullanılmaktadır. Hassasiyet tedavisinde He-Ne , Nd:YAG, CO₂, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler kullanılmaktadır (Saito ve ark., 2010) (Matsumoto ve Kimura, 2007). Özellikle gummy smile vakalarında, estetik bir problem olarak karşımıza çıkan depigmentasyon tedavilerinde lazer kullanımı ile estetik sonuçlar elde edilmektedir.

Ortodontik tedavilerde de ağrı hastaların en büyük şikayetlerinden biridir. Bu amaçla yapılan çalışmada ortodontik tedavi sırasında, ortodontik tellerin uygulanmasının ardından ağrının azaltılması için uygulanan diode lazer sonucunda, lazer uygulanmamış gruba kıyasla lazer uygulanmış hastaların en fazla ağrı duydukları çünkü ağrı skorlarının daha düşük olduğu ve ağrı sürelerinin daha kısa olduğu gözlemlenmiştir (Tortamano ve ark., 2009). Bunun yanında maksiller genişletme yapılan vakalarda diode lazer kullanılması ile sutural bölgede kemik remodelling hızında artış saptanmıştır (Cepera ve ark., 2012). Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi ve braket sökümünde de lazerler kullanılmaktadır. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde, asitle pürüzlendirmeye benzer derinlikte düzensiz ve pürüzlü yüzeyler elde edilmektedir (von Fraunhofer ve ark., 1993).

Restoratif diş tedavisinde lazerler çürük teşhisinde, mine ve dentin pürüzlendirilmesinde, restorasyonların uzaklaştırılmasında, çürüğün uzaklaştırılmasında ve kavite preperasyonunda, dentin hassasiyetinin giderilmesinde, pulpa kuafaj tedavisinde, diş beyazlatmada, polimerizasyon işlemlerinde kullanılmaktadır. Çürük

teşhisinde lazerin kullanılması ışık uygulaması sonucu sağlıklı ve çürük mine arasındaki fluorosans farkının ölçülmesi ile elde edilir ve bu sayede demineralizasyonun erken aşamada belirlenmesi sonucu koruyucu önlemlerin alınmasına olanak sağlar (Baseren ve Gokalp, 2003). Rezin esaslı restoratif materyallerin bağlanmasının arttırılması için geleneksel tedavilerde fosforik asit kullanılmaktadır. Bu uygulama sırasında asitin ilgili bölgeden uzaklaşabileceği ve daha fazla bir alanı demineralize etmesi gibi sorunlarla karşılaşılabilir. Bunların yanında asitlerin tatlarının hastayı rahatsız edebileceği bildirilmiştir (Martinez-Insua ve ark., 2000). Buna karşılık geleneksel yöntemlere alternatif olarak lazer ile pürüzlendirme yöntemi uygulanmıştır. Bu işlemler için Er:YAG, Er,Cr:YSGG, CO₂ lazerler kullanılabilir (Sungurtekin ve ark., 2009). Polimerizasyon işlemlerinde ise diş hekimliğinde 400-500 nm dalga boyunda ışık spektrumu ile argon lazerler kullanılmaktadır. Argon lazer ile yapılan polimerizasyon sonucunda polimerizasyon süresinin kısaldığı ve artık monomer miktarının azaldığı rapor edilmiştir. Argon lazerin polimerizasyon işleminde kullanımının en büyük dezavantajı ise polimerizasyon büzülmesinde artışa neden olmasıdır (Kelsey ve ark., 1989), (Kelsey ve ark., 1991).

Endodontik tedaviler sırasında hidroksiapatite ve suya karşı yüksek afinitesi sayesinde sert dokular üzerinde etkinliği yüksek olan Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler smear tabakası uzaklaştırılmasında ve irrigasyon solüsyonlarının aktivasyonunda tercih edilirler. Nd:YAG lazerler ise kanal içi ve derin dentin dezenfeksiyonunda destekleyici tedavide kullanılırlar. Lazerlerin konvansiyonel tedavide kullanılan antibakterial ajanların ulaşamadığı derinliklere nüfuz ederek derin antibakterial etki gösterdiği yapılan çalışmalar ile gösterilmiştir (Moritz ve ark., 1999).

Çocuk diş hekimliğinde lazerler çürük tespiti amacıyla kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra dişin karyojenik ajanlara karşı direncinin arttırılması amacıyla CO₂ lazerlerden faydalanılmaktadır. Böylece çocuklarda ve genç bireylerde yeni sürmüş dişlerin asit erozyonuna karşı dirençlerinin arttırılması olanağında mevcuttur. CO₂ lazerlerin yanı sıra erbium ve argon lazerlerinde mineye direnç kazandırdıkları gösterilmiştir (Nazemisalman ve ark., 2015). Pit ve fissür örtücü uygulamaları öncesinde diş yüzeyinin hazırlanması amacıyla, pit ve fissürlerin minimal invaziv preperasyonunda, kavite preperasyonunda lazerler kullanılmaktadır (Olivi ve

Genovese, 2011). Lazerlerden bunlara ek olarak kök kanal tedavilerinde ve süt dişlerinde ampütasyon tedavilerinde formokrezole alternatif olarak yararlanılmaktadır. Bu amaçla yapılan çalışmalarda Er,Cr;YSGG lazerin kök kanallarını temizleme ve şekillendirme etkinliğinin döner aletlere benzer iken, el aletlerinden daha etkili olduğu gösterilmiştir (Nazemisalman ve ark., 2015).

Protetik diş tedavisinde lazerler lamina veneer uygulamalarının öncesinde mine yüzeyinin pürüzlendirmesi işlemlerinde kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda asit ile pürüzlendirmeye göre, lazer ile mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi arasında istatistiksel olarak fark bulunamamıştır (Kumar ve ark., 2016). Ancak tam seramik restorasyonların, desimantasyon işlemlerinde de lazer uygulamaları yapılmaktadır. Gerek lamina veneer restorasyonların söküm işlemlerini (Oztoprak ve ark., 2012), gerekse tam kron restorasyonların söküm işlemlerini (Gurney ve ark., 2016.) lazer uygulamaları ile yapmak mümkündür. Protez tamir işlemlerinde de lazerlerden faydalanılmaktadır. Tamir işlemleri sırasında kumlama gibi mekanik işlemlerden önce lazer uygulaması ile tamir dayanımının artırıldığı gösterilmiştir (Korkmaz ve ark., 2014).

2.2 Seramikler

2.2.1 Dental Seramiklerin tarihçesi

Seramik kelimesi yunancada "keremos" kelimesinden gelmektedir (Mclaren, 2009). İlk olarak porselenin diş hekimliğinde kullanılabileceğini 1728 yılında "Le Chirurgien Dentiste, ou Traite des Dents" adlı kitabında Pierre Fauchard bahsetmiştir (Anusavince, 2013).

Protetik diş hekimliğinde seramiğin kullanımı 1774 yılında Parisli eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant'a dayanmaktadır. Nicholas Dubois de Chemant diş hekimliğinde porselen kullanımını geliştirerek ilk porselen diş patentini 1779 yılında almıştır (Kelly ve ark, 1996).

1838 yılında Elias Wildman ilk kez vakumlu fırını kullanması ile porselende translusentlik ve renk özellikleri gelişmiştir (Kelly ve ark, 1996) .

Porselenin ilk kez sabit protezlerde kullanımı Dr. Charles Land tarafından

platin yapraklar üzerine feldspatik porseleni işlemesi ile olmuştur. 1889 yılında da Dr. Land ilk jaket kronun patentini almıştır (Kelly ve ark, 1996).

1965 yılında McLean ve Hughes tarafından porselene alümina eklenmesi günümüzde kullanılan tam porselen sistemlerin temelini oluşturmaktadır (Wildgoose ve ark., 2004).

2.2.2 Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler fırınlanma derecelerine göre, kullanım alanlarına göre, içeriklerine göre ve yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilir (Helvey, 2014).

2.2.2.1 Fırınlanma Derecelerine Göre Dental Seramikler (Anusavice ve ark., 2013).

1. Yüksek ısı seramikleri (>1300°C)
2. Orta ısı seramikleri (1101°C-1300°C)
3. Düşük ısı seramikleri (850°C-1100°)
4. Ultra düşük ısı seramikleri (<850°C)

2.2.2.2 Kullanım Alanlarına Göre Dental Seramikler (Anusavice ve ark., 2013)

1. Tam ve hareketli bölümlü protezlerde kullanılan dental seramikler
2. Metal-Seramik restorasyonlarda kullanılan dental seramikler
3. Tam seramik restorasyonda kullanılan dental seramikler

2.2.2.3 İçeriklerine Göre Dental Seramikler (Gracis ve ark., 2015)

- 1) Cam seramikler
 - a) Feldspatik
 - b) Sentetik

- i) L6s6t içerikli
 - ii) Lityum disilikat içerikli
 - iii) Florapatit içerikli
- c) Cam İnfiltre Seramikler
- i) Alümina
 - ii) Alümina ve magnezyum
 - iii) Alümina ve zirkonya

2) Polikristalin Seramikler

- a) Alümina
- b) Stablize zirkonya
- c) Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
- d) Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

3) Rezin içerikli seramikler

- a) Rezin nanoseramik
- b) Rezin ilave edilmiş cam seramik
- c) Rezin ilave edilmiş zirkonya silika seramik

2.2.2.3.1 Cam Seramikler

2.2.2.3.1.1 Feldspatik Seramikler

Geleneksel feldspatik seramikler içerik olarak feldspar ($KAlSi_3O_8$), kuartz (SiO_2) ve kaolin ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) minerallerinin birleşiminden oluşmaktadırlar (Li ve ark., 2014). Feldspatik seramikler mükemmel estetik özelliklere sahiptirler (R. Giordano, 2006). Feldspatik seramiklerin veneer restorasyonların yapımında, inlay ve

onlay restorasyonlarının yapımında (Otto ve De Nisco, 2002) ve kron restorasyonlarının yapımı için kullanımları uygundur (Li ve ark., 2014). Feldspatik seramiklerin simantasyonu öncesi kumlama (50 mm Al₂O₃) işlemi uygulanması, hidroflorik asit (HF) ile asitlenmesi (Thurmond ve ark., 1994) ve silan uygulanması (Matinlinna ve Vallittu, 2007) işlemleri ardından adeziv rezin simanlar aracılığı ile simantasyonu önerilmektedir.

Dış hekimliğinde CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim) sistemi kullanılarak üretilen ilk restorasyon 1985 yılında bir inlay restorasyonudur. Bu inlay restorasyonunun üretimi sırasında ince grenli feldspatik seramik (Vita Mark I, Vita Zahnfabrik, Bad Sachingen, Germany) bloklar kullanılmıştır (Mormann ve Bindl, 2002). Feldspatik bloklar kullanılarak yapılan inlay ve onlay restorasyonların 10 yıllık takipleri sonucunda %90 oranında başarılı oldukları gösterilmiştir (Otto ve De Nisco, 2002). Vita Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sachingen, Germany) bloklar 1991 yılında özellikleri geliştirilerek Cerec (Cerec 1- Siemens GmbH Bensheim Germany) CAD/CAM sistemi için özel olarak üretilmiştir (Liu ve Essig, 2008). Vita Mark II gelişmiş özellikleri ile glaze işlemi ile beraber bükülme dayanımı 100MPa'dan 160 MPa'a yükselmiştir ve konvansiyonel feldspatik seramiklere oranla bükülme dayanımı 2 kat artmıştır (R. Giordano, 2006). Vita Mark II bloklar ile üretilmiş inlay restorasyonların klinik takibinde 5 yıl sonra % 94.7, 8 yıl sonunda % 90.6, 10 yıl sonra ise %85.7-89 oranında başarılı oldukları gösterilmiştir (Li ve ark., 2014). Vita Mark II ile aynı yapıya sahip sadece Sirona firması için üretilmiş olan Cerec Bloklar mine benzeri aşınma özellikleri kapsamlı renk seçenekleri ile kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra Cerec Blocks C'in adı ile dış yapısı daha translüsent olan kronlar üretilmektedir. Çok katmanlı renk tonları ile Cerec Blocks PC bloklar translüsent bir üst katman, normal renk yoğunluklu ara bir dentin katmanı ve güçlü şekilde pigmentlenmiş bir alt katmandan oluşur. Bu özellikleri ile polikromatik bloklar anterior ve posterior bölgede optimum estetik sonuçlar sağlar.

2.2.2.3.1.2 Sentetik Seramikler

a) Lösit İçerikli Seramikler

Feldspatik seramiklerin içerisine yüksek miktarda lösit kristalleri ilave edilerek elde edilmişlerdir. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler lösit kristallerinin (KAlSi₂O₆)

cam matriks üzerine kontrollü kristalizasyon yolu ile elde edilirler (Atai ve ark., 2007). 1998 yılında CAD/CAM sisteminde kullanılmak üzere üretilen ProCAD bloklar (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Cerec (Sirona Dental, Germany) sisteminde kullanılmak üzere tanıtılmış ve yapısal olarak daha ince grenli partiküller içermesinin yanı sıra IPS Empress (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bloklar ile aynı yapıya sahip lōsit ile güçlendirilmiş seramik bloklardır. % 35-40 oranında lōsit ile güçlendirilmiş bir diēer blok ise Paradigm C (3M ESPE) bloklardır (Brenes ve ark., 2016). Yapılan klinik çalışmada 2 yıl sonunda parsiyel kron tedavisi yapılmış dişlerde kırılma rapor edilmemiş ve %100 başarı sağlanmıştır (Denissen ve ark., 2002). Bir diēer çalışmada yapılan parsiyel kron tedavileri sonucu 5 yıllık çalışmanın 3. yılı sonunda %97 başarı oranı bulunmuştur (R. Giordano ve McLaren, 2010).

Endikasyonarı yönünden klinikte tek kron restorasyonları için tavsiye edilen bu seramikler 160MPa bükülme dayanımına sahiplerdir. Yüksek translusensi (Empress CAD HT), düşük translusensi (Empress CAD LT) ve polikromatik bloklar (Empress CAD MULTI) halinde üretilmektedirler (Brenes ve ark., 2016).

b) Lityum Disilikat İçerikli Seramikler

Lityum disilikat seramiklerin bükülme dirençleri lōsitle güçlendirilmiş seramiklerden daha yüksektir ve bükülme dirençleri 350-450 Mpa arasındadır. 2006 yılında CAD/CAM sistemi kullanılarak hasta başında monolitik restorasyonlar üretmek üzere hazırlanmış IPS e.max CAD bloklar (Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein) lityum disilikat içeren cam seramik materyallerdir. A-D renk tonları ve üç farklı translusensi seçenekleri ile prekristalize, mavi fazda ve kazımaya hazır olarak üretilirler. Mavi fazdaki seramik metasilikat ve lityum disilikat çekirdekleri içerir ve bükülme dayanımı 130 ± 30 MPa'dır. Mavi fazdaki bu bloklar 850°C 'de vakum altında 20-25 dakika süre ile vakum altında fırınlanarak sinterize edilirler. Fırınlanma esnasında metasilikatlar erir, lityum disilikatlar kristalize olur ve mavi fazdaki blok tercih edilen renk ve translusensine erişir. Fırınlanma işlemi bittikten sonra materyal hacmen %70 oranında $1.5 \mu\text{m}$ boyutunda kristalin yapıdadır ve bükülme dayanımı 360 Mpa'a yükselmiştir (Culp ve McLaren, 2010).

Yapılan laboratuvar çalışmaları tam anatomik e.max CAD lityum disilikat

blokların yüklemeler altında yorgunluğa dayanıklı olduğunu (Guess ve ark., 2010) ve lösitle güçlendirilmiş seramiklerden (ProCAD ve IPS Empress CAD) daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğunu göstermiştir (Asai ve ark., 2010). Lityum disilikat blokların inlay, onlay, anterior ve posterior tek kron, lamina veneer, implant destekli kron yapımında kullanımı tavsiye edilmektedir (Tysowsky, 2009). Tek kron restorasyonlarının 2 yıllık takiplerinde %97 (Reich ve ark., 2010) ile %100 (Fasbinder ve ark., 2010) arası başarı oranları gözlemlenmiştir.

2.2.2.4 Yapım Tekniklerine Göre Dental Seramikler

1) Döküm metal üzerinde bitirilen dental seramikler

ii) Folyo tekniği

iii) Isıya dayanıklı refraktör model üzerinde hazırlanan restorasyonlar

iv) Dökülebilir seramikler

v) Isı ve basınçla şekillendirilebilen seramikler

vi) Kopya-freze tekniği ile üretilen seramikler

vii) Bilgisayar destekli freze tekniğine dayanan sistemler

2.3 Simanlar

Dental simanlar kullanım sürelerine göre geçici ya da daimi simanlar olmak üzere iki grup altında toplanabilirler (Yu ve ark., 2014). Kullanılan simanlar ağız içi yumuşak dokular ve pulpa ile biyouyumlu olmalıdırlar.

Simanların fiziksel özellikleri göz önüne alındığında, restorasyonun dış yüzeyine uygun şekilde oturması için uygun film kalınlığına sahip olmasının yanı sıra, çözünürlüğünün az olması, yeterli çalışma süresi sağlaması, düşük viskoziteye sahip olması ve radyopak olması gerekmektedir (Attar ve ark., 2003).

Simanlar mekanik özellikleri açısından değerlendirildiğinde ise makaslama, gerilme ve basma kuvvetlerine karşı dirençli olmalı, dış yüzeyine ve restoratif materyale

yüksek bağlanma sağlamalıdır (Attar ve ark., 2003) (Pegoraro ve ark., 2007) (de la Macorra ve Pradies, 2002).

2.3.1 Geçici Simanlar

2.3.1.1 Çinko Oksit Ojenol Siman

Çinko oksit ojenol siman asit-baz reaksiyonu sonucu sertleşen 1850'li yıllarda kullanılmaya başlanan ve uzun yıllar boyunca geçici simantasyonda tercih edilen bir simandır (Shillingburg ve ark., 1997). Pulpa üzerinde hafifletici etkisine karşın, en büyük dezavantajı geçici simantasyonda kullanımı sonrasında daimi simantasyonda tercih edilen rezin simanların polimerizasyonunu engellemesidir. Bunun yanında bir diğer dezavantajı ise film kalınlığının fazla olmasıdır (Erkut ve ark., 2007).

Yapılan bir çok araştırmada da ojenol içerikli geçici siman kullanımı sonucunda resin simanın bağlantı dayanımının azaldığı rapor edilmiştir (Ribeiro ve ark., 2011). Bunun yanında son yıllarda yapılan bazı araştırmalarda da self-adhesive rezin simanların bağlantı kuvvetini etkilemediği rapor edilmiştir (Sailer ve ark., 2012) (Bagis ve ark., 2011).

2.3.2 Daimi simanlar

2.3.2.1 Çinko Fosfat Siman

Çinko fosfat siman diğer simanların karşılaştırılmasında altın standart olarak kabul edilmektedir (Donovan ve Cho, 1999). Çinko fosfat siman 1880'li yıllardan bu yana döküm metal post-kor simantasyonunda erken dayanıklılığı nedeniyle tercih edilen bir simandır (Habib ve ark., 2005).

Çinko fosfat simanlar diş dokusuna kimyasal olarak bağlanmazlar, kabul edilebilir sıkışma dayanıklılığına (62-101 MPa), düşük gerilme dayanıklılığına sahiptirler (5-7 MPa). Karıştırılan simanın ilk aşamada pH'ı çok düşüktür (pH:2). Karışımdan 24 saat sonra maksimum pH değerine ulaşır (pH:5,5). Karıştırılan simanın düşük pH değerinden pulpayı korumak adına smear tabakası korunmalı ya da düşük pH etkisini azaltmak için kavite verniği kullanılmalıdır (Hill ve Rubel, 2009). Bunun yanında ilk karışım sonrasında düşük pH değerine sahip olması pulpa üzerinde irritan

etkiye neden olmadığı asıl irritan etkinin kavite preparasyonu sonucunda kavite içinde kalan bakterilerin olduğu yapılan araştırmalarda rapor edilmiştir (Brannstrom ve Nyborg, 1977).

2.3.2.2 Çinko Polikarboksilat Siman

inkopolikarboksilat siman 1968 yılında geliştirilmiştir. Çinko fosfat simana benzer şekilde asit baz reaksiyonu sonrasında sertleşir. Tozu inko fosfat simanda olduğu gibi çinko oksittir, likiti ise polialkenoik asittir (Hill, 2007). Diş yüzeyine kimyasal bağlantı sağlayan ilk simandır (Rosenstiel ve ark., 1998).

Çinko fosfat siman ile karşılaştırıldığında sıkışma dayanıklılığı daha düşük gerilme dayanıklılığı daha yüksektir. Çiğneme sırasında inkopolikarboksilat simanlarda plastik deformasyon fazla görülür. Bu nedenle kullanımı tek diş ya da kısa köprülerle sınırlanmıştır (Craig ve Powers, 2002). Kullanımı sırasındaki en büyük avantajı ise pulpa dostu olmasıdır. Karışımı sonrasında pH değeri düşük olmasına karşın simanın yüksek molekül ağırlığının fazla olması sebebiyle tübüler penetrasyona neden olmaz (Charlton ve ark., 1991).

2.3.2.3 Cam İyonomer Siman

a) Konvansiyonel Cam İyonomer Simanlar: Cam iyonomer simanlar silikat simanlar ile polikarboksilat simanların özelliklerini içeren hibrit simanlardır. Silikat simanlar gibi florid salma özelliğinin yanında polikarboksilat simanlar gibi mine ve dentine adezivdir (Christensen, 1994).

Cam iyonomer simanlar yüksek florid içereklili alüminosilikat tozu ile poliakrilik asit ve tartarik asit içeren sıvı içeriğinin birleşiminden oluşmaktadır. Cam iyonomer simanın karıştırılmasından sonra kalsiyum, alüminyum ve florid iyonlarının salınımı gerçekleşir. Materyalin maksimum sertliğine ulaşması 24 saat alır. Cam iyonomer simanın fiziksel özellikleri karışımı oluşturan toz likit oranına yüksek oranda bağlıdır, bu nedenle üretici firmanın karışım oranlarına uyulması son derece önemlidir (Habib ve ark., 2005). Konvansiyonel cam iyonomer simanların en büyük avantajları florid salınımı yapmaları ve depolamalarıdır.

Cam iyonomer simanlar ile dentin yüzeyi arasındaki bağlantı kuvveti dentinin aşırı derecede kurutulması ile azalmaktadır. (Rosenstiel ve ark., 1998). Simanın en büyük dezavantajı ise ilk sertleşme reaksiyonu boyunca tükürük kan ve suyla teması sonucu marjinalde siman kaybı yaşanabilmesidir (Um ve Oilo, 1992). Bu nedenle restorasyon marjinlerinde cam iyonomer simanlar kullanılırken örtücü ajanlar kullanılmalıdır (Johnson ve ark., 2004).

Konvansiyonel cam iyonomer simanlar asit ataklarına karşı dayanıklı değildir. Bu nedenle reflü şikayetleri ya da beyazlatma tedavisi tercih eden hastalarda uygulanmamalıdır (Yu ve ark., 2011) (Yu ve ark., 2012).

b) Resin Modifiye Cam İyonomer Simanlar

Resin modifiye cam iyonomer simanlar konvansiyonel cam iyonomer simanlara, polimerizasyon özelliği olan rezinlerin eklenmesi ile geliştirilen hibrit bir materyaldir. Resin modifiye cam iyonomer simanlar konvansiyonel cam iyonomer simanda olan nem hassasiyeti ve yüksek çözünürlük gibi sorunların üstesinden gelmek için geliştirilmiştir (Peutzfeldt, 1996). Konvansiyonel cam iyonomer simanlar ile karşılaştırıldıklarında resin modifiye cam iyonomer simanlar dentin dokusuna daha yüksek adezyon gösterirler, sıkışma ve gerilme dayanıklılıkları daha yüksektir ve çözünürlükleri daha azdır. Buna karşılık florid salınımı miktarında geleneksel cam iyonomer simanlarla benzerdir (Xu ve Burgess, 2003).

Resin modifiye cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu çift yönlüdür. Asit-baz reaksiyonunun yanında polimerizasyon reaksiyonu ile gerçekleşir. Toz ve likit karıştırıldığı zaman resin faz hızlıca polimerize olur ve cam iyonomer faz ise zamanla asit-baz reaksiyonu ile poliakrilik tuzların oluşumu ile sertleşir (McCabe ve Walls, 2005). Resin modifiye cam iyonomer simanlar sertleşme sırasında asit ataklarına karşı daha az hassastır ve daha az çözünürlük gösterirler. Film kalınlığı açısından ise geleneksel cam iyonomer simanlar ile benzer karakterdedir (Diaz-Arnold ve ark., 1999).

2.3.2.4 Resin Simanlar

Resin simanlar içeriklerine göre üç grupta incelenebilir

2.3.2.4.1 Akrilik Rezin Simanlar

Akrilik rezin simanlar inlay, kron, geçici restorasyon ve apareylerin simantasyonunda kullanılmaktadır. Akrilik rezin simanlar toz ve likit karışımı olarak kullanılmaktadır. Toz yapısı içerik olarak metil metakrilat polimerleri ve reaksiyon başlatıcı olarak ise benzoil peroksit içeren kopolimerler, mineral doldurucular ve pigmentler içerir. Likit yapısında ise amin yapıda hızlandırıcılar içeren metil metakrilat monomerleri bulunmaktadır. Monomerlerin çözünmesi, polimer partikülleri yumuşatarak peroksit ile amin etkileşiminden meydana gelen serbest radikallerin hareketi ile eş zamanlı olarak polimerizasyonu meydana getirmektedir. Polimerizasyon sonucu sertleşen kitle, çözünmemiş ancak şişmiş orijinal polimer granüllerinin yeni polimer matriks ile birleşiminden meydana gelmektedir. Akrilik rezin simanlar konvansiyonel simanlar ile karşılaştırıldıklarında, yüksek dayanım ve sertliğe sahip olmaları, ağız sıvılarında çözünmelerinin daha az olması gibi avantajlara sahiptirler. Diğer yandan bu simanların pulpa dokusu üzerinde hassasiyet meydana getirmeleri ve nem varlığında dişe etkili bağlantı sağlayamamaları nedeniyle marjinal sızıntı gibi dezavantajlarının bulunduğu bildirilmiştir (Anusavice ve ark., 2013).

2.3.2.4.2 Modifiye Akrilik Rezin Simanlar

Modifiye rezin simanların dentine bağlanması adezyon yolu ile gerçekleştiğinden bu simanlar adeziv simanlar olarak da adlandırılmaktadır. 4-metakriloksietil trimellitat anhidrat (4-META) içeren sistemlerdir. Dentine kimyasal bağlanmayı sağladığı düşünülen tribütil boron içerirler. Akrilik rezin simanların modifiye edilmiş şeklidirler. Metil metakrilat monomerine, 4-META, tribütil boron ve polimerizasyon başlatıcı ajanların eklenmesinden oluşmaktadırlar. 4-META içeren bu simanların yüzey işlemleri uygulanmış metale bağlantısı çok yüksektir. Doldurucu oranları akrilik rezin simanlardan %10 daha azdır ve fiziksel özellikleri akrilik rezinlere benzer niteliktedirler (Chang ve ark., 2002) (Anusavice ve ark., 2013).

2.3.2.4.3 Kompozit Rezin Simanlar

Asit-baz reaksiyonu ile sertleşen simanlara alternatif olarak 1970'lerin ortalarında üretilmişlerdir. Geleneksel restoratif kompozitlerde olduğu gibi organik

matris (Bis-GMA, TEGDMA, UDMA gibi) içerisinde inorganik doldurucular içerir. Organik matris içerisinde yüksek molekül ağırlığı ve vizkoziteye sahip Bis-GMA ve UDMA gibi monomerler ve vizkoziteyi kontrol etmek amacıyla düşük vizkoziteye sahip TEG-DMA monomeri bulunur. Yapıda bulunan UDMA'nın görevi adezyonu arttırmak ve renk değişimine direnç oluşturmaktır. Bunun haricinde organik matris içerisinde polimerizasyonu başlatıcılar ve materyalin kendi kendine polimerize olmasını engellemek amacıyla 4-metakorfenol içerir. Rezin simanların içerisinde bulunan inorganik doldurucular ise farklı şekil ve büyüklüklerdeki kuartz, stronsiyum, kolloidal silika, lityum alüminyum silikat ve yttrium gibi yapılardır. Bu yapıların görevi ise polimer matrisin fiziksel, mekanik özelliklerini arttırmak ve polimerizasyon bütünlüğünü azaltmaktır. Rezin simanların içeriğindeki ara faz ise organik ve inorganik fazları birbirine bağlar. Bu bağlantı silan bağlayıcı ajanlar ile sağlanmaktadır. Silan bağlayıcı ajanlar bir tarafta polimer matrise bağlanırken diğer tarafta dolduruya bağlanırlar (O'Brien, 2002).

Rezin simanlar yüksek sıkışma ve gerilme dayanımına sahip simanlardır. Bunun yanında düşük çözünme ve yüksek estetik gibi özellikler sunarlar. Bu özellikleri kompozit rezin simanlara retansiyon problemi olabileceği düşünülen vakalarda ya da estetik beklentinin yüksek olduğu vakalarda kullanım olanağı sunar (O'Brien, 2002). Rezin simanların bazılarının içeriğinde bulunan ytterbium trifluorid ya da baryum alüminyum florosilikat doldurucular rezin simanlara florid salma özelliği sağlarlar ve bu tarz rezin simanlar çürük potansiyeli yüksek hastalarda uygulanabilirler (Diaz-Arnold ve ark., 1999).

Rezin simanlar polimerizasyonlarına göre üç gruba ayrılırlar; ışıkla polimerize olan rezin simanlar (light cure), kimyasal polimerize olan rezin simanlar (self-cure), hem ışıkla hem kimyasal polimerize olan rezin simanlar (dual-cure) (Ladha ve Verma, 2010).

a) Işıklı Polimerize Olan Rezin Simanlar

Bu tür simanlar üreticiler tarafından tek pat olarak üretilmişlerdir ve polimerizasyonları için 400-500 nm dalga boyuna sahip ışık gerekmektedir. Polimerizasyon reaksiyonunu başlatıcı olarak kamforokinon hızlandırıcı olarak ise

alifatik amin içerirler. Işıkla polimerize olan rezin simanların kullanımı ışığın porselen içinde penetrasyonuna izin veren porselen veneerlerin simantasyonları ve tam seramik kronların simantasyonları ile sınırlıdır (Santini, 2010). Simanın polimerizasyonu tam olarak sağlanmadığında bu simanın sertliğini, dayanıklılığını ve renk stabilitesini olumsuz yönde etkiler. Işıkla polimerize olan rezin simanların manipülasyon süresinin uzun olması ve içeriğinde tersiyer amin bulundurmaması nedeniyle renk stabilitesinin daha iyi olması başlıca avantajları arasındadır (Anusavice ve ark., 2013).

b) Kimyasal Polimerize Olan Rezin Simanlar

Bu tür simanlar genellikle karıştırmaya hazır iki pat halinde buldukları gibi toz likit şeklinde de bulunabilirler. Toz ve likitten oluşan sistemde toz silika ya da borosilikat yapıdan ve peroksit başlatıcıdan oluşur. Likit ise amin hızlandırıcı içeren Bis-GMA ve diğer metakrilat monomerlerden oluşmaktadır. İki pat halinde bulunan sistemde ise her iki patta yarı yarıya organik monomer ve doldurucu içerir. Baz kısmında benzol peroksit ve katalizör kısmında ise tersiyer amin bulunmaktadır. Yapıda bulunan tersiyer amin ağız içinde kimyasal değişikliğe uğraması ile renklenmeye neden olmaktadır (Zaimoğlu ve Can, 2004).

c) Işıkla ve kimyasal yolla polimerize olan rezin simanlar

Baz ve katalizör olmak üzere iki pat halinde bulunurlar. Baz yapı içerisinde kamforokinon katalizör olarak ise amin/peroksit vardır. Polimerizasyon işlemi ışıkla başlar kimyasal olarak devam eder. Uygulanan restorasyonda kalınlığı ya da opasitesi ışığın siman yüzeyine ulaşmasına engel olacak durumlarda kullanılması önerilir (Pegoraro ve ark., 2007). Kimyasal ve ışıkla polimerize olan simanlar çevre dokuların ve alttaki diş dokusunun rengini yansıtabilecek, restorasyonun rengiyle uyum sağlayacak şekilde genellikle translusent yapıdadır. Bu tip simanlar, restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translusent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun sağlanamayacağı kalınlıktaki restorasyonlarda tercih edilir (Zaimoğlu ve ark., 2004).

Rezin simanlar adeziv sistemlerine göre sınıflandırıldıklarında üç grup altında incelenirler.

a) Asitlenen ve yıkanan simanlar

Diş yüzeyine uygulanan adeziv aşamaları asit, primer ve bond ajanları olmak üzere 3 aşamalı ya da asit uygulaması yapıldıktan sonra primer ve bondun bir çözücü içinde olduğu iki aşamalı çeşitleri vardır. Üç aşamalı simanların bağlantı kuvvetleri hem in-vivo hemde in-vitro olarak yüksek bulunmuştur (Swift ve Bayne, 1997). Bağlantı kuvvetinde bir düşme yaşanmaması adına, uygulanan her adımın üretici firmanın önerdiği sürelerde tamamlanması gerekir. İzolasyonun aşamalar arası bozulmaması son derece önemlidir. Dentin dokusunun kurutma işleminde fazla ya da az kurutulmasına bağlı olarak uygulama sonrası hassasiyete neden olabilmektedirler (Salz ve ark., 2005), (Frankenberger ve ark., 2000). İki aşamalı asitlenen ve yıkanan simanlar, dentine penetrasyon açısından üç aşamalı simanlara göre daha başarısızlardır ve bağlantı kuvvetleri açısından üç aşamalı simanlardan daha düşük bağlantı gösterdikleri gözlemlenmiştir (Carville ve Quinn, 2008).

b) Kendinden asitli simanlar

Kendinden asitli rezin siman sisteminde, asit içeren primer uygulamasını takiben bonding ajanın uygulandığı iki aşamalı bir sistem takip edilir. Asidik rezin primer, dentinde asitleme işlemini gerçekleştirir ve intertubuler dentinle hibrit tabakasını oluşturur (el-Badrawy ve el-Mowafy, 1995). Kendinden asitli primerlerin uygulama tekniği adeziv performans açısından önemlidir ve kullanımdan önce çalkalanmaları önerilmektedir (Salz ve ark., 2005). Kendinden asitli simanların kullanımı ile post-operatif hassasiyetin azaldığı bildirilmiştir (Sensat ve ark., 2002). Uygulama aşamalarının az olması ve post-operatif hassasiyetin az olması nedeniyle daha çok tercih edilselerde, mine yüzeyine asitlenen ve yıkanan simanlara oranla daha düşük bağlantı gösterdikleri bildirilmiştir (Salz ve ark., 2005).

c) Kendinden adezivli simanlar

Bu simanlar tek aşamada uygulanmaları ve simantasyon sonrası hassasiyetlerinin az olması nedeniyle çok tercih edilmektedirler fakat uzun dönem adezyon sonuçları henüz gözlemlenmemiştir (Simon ve Darnell, 2012). Kendinden adezivli simanlar, akrilik monomerler ve self adeziv özelliğini oluşturan asidik adeziv

monomerler içerirler. Asitlenen ve yıkanan sistemlerle karşılaştırıldıklarında dentin yüzeyinden smear tabakasını kaldırmadan bağlantı oluştururlar (Ferracane ve ark., 2011).

2.4 Mekanik Test Yöntemleri

Diş hekimliğinde kullanılan mekanik testler kullanılan materyallerin yapısal özelliklerini, kuvvet altında oluşacak değişimleri ve bu bilgiler ışığında kullanım yöntemlerini belirlemek amacıyla uygulanır (Fernandes ve ark., 2016).

2.4.1 Çekme Testi (Tensile Test)

Çekme testi alt ve üst yapı arayüzündeki bağlantı dayanımını ölçmeyi hedefleyen bir in vitro testtir. Alt yapı ve üst yapıyı birbirinden ayırmak için ara yüz düzlemine dik olacak şekilde örnekler birbirlerinden ayrılana kadar iki taraflı kuvvet uygulanmaktadır. Çekme testi uygulamasında birleştirilen iki farklı materyalin elastisite modülleri ve dayanıklılıkları farklı olduğu için malzemeler birbirlerini etkilemekte ve bunun sonucu olarak ölçümlerin sonucu gerçeklikten sapmaktadır. Çekme testleri uygulanması sırasında, örneklerin hazırlanmasında oluşan güçlük, üst yapı seramiğinin dış yüzeyinde çatlakların gözlemlenmesi gibi dezavantajlara sahiptirler (Hammad ve Talic, 1996), (Scherrer ve ark., 2010).

Mikro çekme testi ilk kez 1994 yılında Sano ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir (Van Meerbeek ve ark., 2010). Makro tensile test ile karşılaştırıldığında daha küçük yüzeylerdeki çekme bağlantı dayanımını ölçmek için kullanılır. Hazırlanan örneklerin boyutları 1mm^2 ya da daha küçüktür. Bu in vitro test yönteminde mikrobarların iki ucundan yapıştırıldığı tablada, kopma meydana gelene kadar 1mm/dak hızla çekilerek bağlantının kaybolması sağlanır. Birim alana düşen gerilim direnci, uygulanan maksimum kuvvetin mikrobarların yüzey alanına bölünmesi ile elde edilmektedir (El Zohairy ve ark., 2004).

Mikro çekme testi makro çekme testi ile karşılaştırıldığında örnek sayısı elde etmek için sayıca daha az diş kullanımına olanak vermesi (aynı diştten çıkan örnek sayısının fazla olması), örnek boyutlarının küçük olması sayesinde diş yüzeyinde bölgesel farklılıkların daha spesifik olarak değerlendirilmesi ve daha küçük yüzeylerde

daha iyi stres dağılımı sağlaması gibi avantajları vardır. Bunun yanında mikro çekme testi yapım işlemlerinin zor olması, örnek hazırlamadaki zorluklar ve teknik hassasiyet gerektirmesi gibi dezavantajları mevcuttur (Van Meerbeek ve ark., 2010).

2.4.2 Makaslama Testi (Shear Test)

Makaslama bağlantı testi, bağlantı dayanımının değerlendirilmesinde kullanılan en yaygın test yöntemidir (Saito ve ark., 2010). Makaslama testi ile iki farklı materyalin bağlantı dayanımları test edilirken bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar makaslama kuvveti uygulanır. Birim alana düşen makaslama direnci uygulanan maksimum kuvvetin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile elde edilir (Al-Dohan ve ark., 2004). Makaslama bağlantı dayanımı testi sırasında bağlantı yüzeyinde homojen olmayan stres dağılımları meydana gelir (Della Bona ve van Noort, 1995). Oluşan bu anormal stresler sonucu koheziv kırıklar meydana gelmektedir. Kırık oluşumu sadece uygulanan makaslama etkisi sonucu değil, eğilme etkisinin sonucu olarak ara yüzeyde meydana gelen çekme stresinden kaynaklanır (Scherrer ve ark., 2010). Bu durum sonuçların yanlış yorumlanması, beklenenden daha düşük değerlerin elde edilmesi ve dolayısıyla materyallerin hatalı sıralanması ile sonuçlanabilmektedir (Saito ve ark., 2010).

Mikro makaslama testinde ise çapı 1mm^2 veya daha küçük yüzey alanındaki makaslama bağlantı dayanımı ölçümü yapılır. Makro makaslama testinde arayüzde oluşan dağılık stres yayılımı, bağlanma alanının küçülmesi sebebiyle azalır.

2.4.3 Bükülme Testleri (Bending Test)

Bükülme dayanımı tek eksenli ve iki eksenli eğme testleri ile ölçülmektedir. Bunlardan üç nokta ve dört nokta bükülme testleri tek eksenli bükülme testleridir. (Fischer ve ark., 2008). Uluslararası standartlar organizasyonu (ISO 6872) ve Amerikan diş Hekimleri Birliği (ADA) üç nokta bükülme testinin dental seramiklerin dayanıklılığının değerlendirilmesi için güvenilir ve uygun bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Üç ve dört nokta eğme testleri uygulandığında basma, çekme ve makaslama kuvvetleri aynı anda meydana gelmektedir. Bu test yöntemleri ile tekrarlanabilir ve güvenilir sonuçlar elde edilir ve bükülme testleri sonucunda kopma

stresi ve rotasyon meydana gelmektedir. Üç ve dört nokta bükülme testleri sonucunda değerler karşılaştırıldığında dört nokta bükülme testi daha düşük değerler verir (R. A. 2nd Giordano ve ark., 1995).

Üç nokta bükülme testinde dikdörtgen bir örnek iki silindir destek üzerine yerleştirilerek orta noktadan kuvvet uygulanmaktadır. Homojen olmayan merkezi stres alanı meydana gelir. Dört nokta bükülme testinde ise örnek aynı şekilde iki desteğin üzerine yerleştirilmektedir. İki destek arası mesafenin dörtte biri kadar mesafeden uygulanan iki kuvvet sonucunda meydana gelen bükülme kuvveti hesaplanmaktadır. Homojen merkezi stres alanı oluşur. İki eksenli bükülme testlerinde ise hazırlanan disk şeklindeki örnekler üzerine tek noktadan kuvvet uygulanır ve örneğin karşıt yüzünün kenarlarında simetrik olarak karşı kuvvet oluşturulur (Hammad ve Talic, 1996).

2.4.4 Basma testi

Basma deneyi işlem olarak çekme deneyinin tersi olarak kabul edilir. Test edilen örnek üzerine sabit hızla, artan bir basma yükü uygulanır. Bu basma yükü sonucunda, örnek boyu sürekli kısalırken, örnek kesit alanında sürekli artar. Örnek kesit alanının artmasına bağlı olarak, çekme deneyinde görülen, plastik deformasyonu sınırlayan büzülme problemi yoktur. Kırılgan ve genellikle çekmeye karşı dayanıksız materyallerin kıyaslanmasında kullanılan bir test yöntemidir. Diş hekimliğinde basma testleri genellikle kompozit rezinler ve seramik materyallerin baskı dayanımını ölçmek için kullanılır. Basma testi uygulanırken uç olarak 3-4-5 mm çapında küreler kullanılmaktadır (Attia ve ark., 2006).

3. GEREÇ-YÖNTEM

Bu tez çalışmasının deney aşamaları Yüzüncü Yıl Üniversitesi araştırma laboratuvarında yapıldı.

Bu çalışma CAI/CAD/CAM sistemi ile üretilen farklı yapıdaki seramiklerin dentin yüzeyinden uzaklaştırılmasında Er,Cr:YSGG lazerin etkinliğinin değerlendirilmesi amacıyla yapılmıştır. Bu amaçla molar dişlerin dentin yüzeylerine feldspatik seramiklerden, lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerden ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerden elde edilen diskler simante edilmiş ve uygulanan farklı güçlerdeki Er,CR:YSGG lazerin bağlantı dayanımına etkinliği araştırıldı.

Tablo 1. Araştırmada kullanılan materyaller

	Malzemenin adı	Üretici Firma
1	CEREC Blocks	Dentsply Sirona, USA
2	IPS Empress CAD	İvoclar Vivadent, LICHTENSTEIN
3	IPS e.max CAD	İvoclar Vivadent, LICHTENSTEIN
4	Panavia V5	Kuraray Noritake Dental, JAPAN
5	K Etchant GEL	Kuraray Noritake Dental, JAPAN
6	MGG6 safir uç	Biolase, USA
7	Elmas bıçak	Buehler, USA

Tablo 2. Çalışmada kullanılan cihazlar

Kullanılan Cihaz		Üretici Firma
1	Cerec MC XL, CAM	Dentsply Sirona, USA
2	Programat EP 3000	Ivoclar Vivadent, LICHTENSTEIN
3	Isomet 1000 PRECISION SAW	Buehler, USA
4	Shimadzu AGS-X Universal test cihazı	Shimadzu Corporation, Kyoto, JAPAN
5	Waterlase İPlus	Biolase, USA

3.1 Örneklerin Seçilmesi

Bu çalışmada her bir grup için 12 adet olmak üzere toplam 144 adet insan dişi kullanıldı. Periodontal sebepler ile çekilmiş molar dişler çalışmaya dahil edildi. Çekilen dişlerin üzerindeki diş taşları ve diş eti artıkları mekanik olarak temizlendikten sonra dişler + 4°C'de distile suda saklandı ve periyodik olarak distile su her hafta değiştirildi.

3.2 Örneklerin Hazırlanması

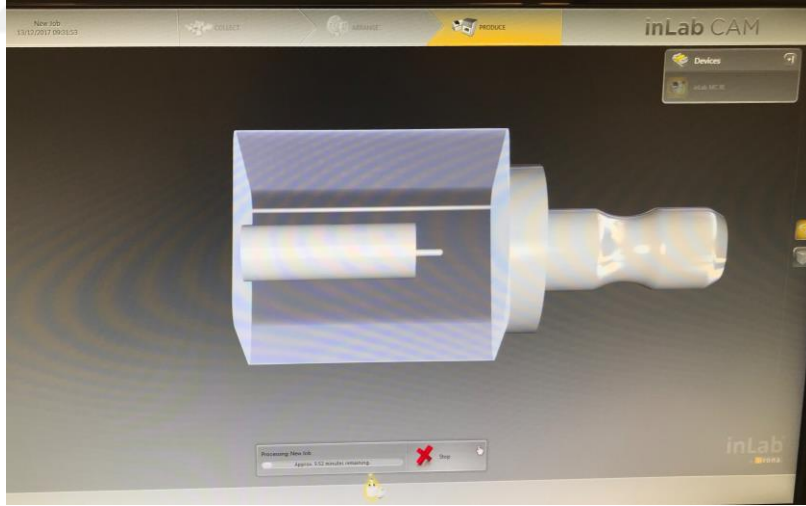
3.2.1 Seramik Örneklerin hazırlanması

Çalışmada 3 farklı seramik materyali kullanıldı. Feldspatik seramik olarak Cerec bloklar (Dentsply SIRONA, USA), lösit ile güçlendirilmiş cam seramik olarak Empress CAD bloklar (Ivoclar Vivadent, Lichtenstein) ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş feldspatik blok olarak da e.max CAD bloklar kullanıldı (Ivoclar Vivadent, Lichtenstein) (Şekil 1).



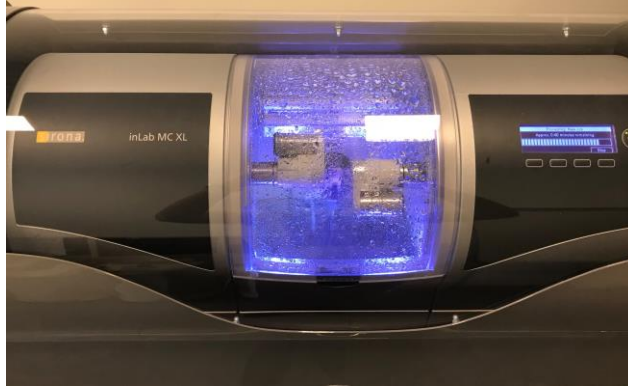
Şekil 1. Çalışmada kullanılan seramik bloklar

Kullanılan seramik blokların silindir haline getirilmesi için CEREC inLab (Dentsply SIRONA, USA) programına daha önceden hazırlanmış dijital yazılım yüklendi (Şekil 2).



Şekil 2. İnLab programında hazırlanan dijital tasarım aşaması

İstenilen seramik silindirlerin üretimi için İnLab MC XL (Dentsply SIRONA, USA) cihazı kullanıldı (Şekil 3) ve 4 mm çapında seramik silindir bloklar elde edildi (Şekil 4).



Şekil 3. Seramik örneklerin elde edilmesinde kullanılan kazıma cihazı



Şekil4. Kazıma işlemi sonrasında elde edilen seramik örnekler

Seramik silindir blokların elde edilmesinden sonra hazırlanan silindir seramik bloklar, 1,5 mm kalınlıkta olacak şekilde elmas frez (BUEHLER, USA) yardımıyla İsomat 1000 (BUEHLER, USA) hassas kesim cihazında su soğutması altında kesildi ve çalışmada kullanılan üç farklı seramik bloktan her biri için 48 adet olmak üzere toplamda 144 adet 4 mm çapında seramik disk dentin yüzeyine simantasyona hazır hale getirildi. Simantasyon işlemleri öncesinde e.max CAD (İvoclar Vivadent, LICHTENSTEIN) bloklardan elde edilen disklerin porselen fırınında (Programat EP 3000, İvoclar Vivadent, Liechtenstein) kristalizasyon işlemleri tamamlandı.

3.2.2 Dişlerin dentin yüzeylerinin hazırlanması

Çalışmada kullanılan molar dişlerin oklüzal mine tabakası elmas disk (BUEHLER, USA) ile hassas kesim cihazında (ISOMET) cihazında, su soğutması altında 200 devir/dk ile uzaklaştırıldı ve düz dentin yüzeyleri elde edildi (Şekil 5).



Şekil 5. Oklüzal mine tabakası uzaklaştırılmış örneğin dentin yüzeyinin görüntüsü

3.3 Grupların Belirlenmesi

Çalışmada kullanılmak üzere toplanan toplam 144 adet diş rastgele seçilerek her grupta 12 adet örnek olacak şekilde 12 grup oluşturuldu (Tablo 1) ve seçilen dişler plastik silindir kalıplara oklüzal yüzü dışa bakacak şekilde otopolimerizan akrilik rezin (SC soğuk akrilik, IMICRYL, Türkiye) içerisine yerleştirildi.

Tablo 3. Oluşturulan Çalışma Grupları

Gruplar	Kullanılan Seramik, Uygulanan Lazer Süresi ve Gücü
1	Cerec Blok, Lazer uygulaması yok
2	Cerec Blok, 30sn ER,Cr;YSGG lazer 3W
3	Cerec Blok, 30sn ER,Cr;YSGG lazer 4W
4	Cerec Blok, 30sn ER,Cr;YSGG lazer 5W
5	IPS Empress CAD Blok, Lazer uygulaması yok

6	IPS Empress CAD Blok, 30sn ER,Cr;YSGG lazer 3W
7	IPS Empress CAD Blok, 30sn ER,Cr;YSGG lazer 4W
8	IPS Empress CAD Blok, 30sn ER,Cr;YSGG lazer 5W
9	IPS e-max CAD Blok, Lazer uygulaması yok
10	IPS e-max CAD Blok, 30sn ER,Cr;YSGG lazer 3W
11	IPS e-max CAD Blok, 30sn ER,Cr;YSGG lazer 4W
12	IPS e-max CAD Blok, 30sn ER,Cr;YSGG lazer 5W

3.4 Örneklerin Simantasyonu

Çalışmada örneklerin simantasyonu için Panavia V5 (Kuraray Noritake Dental, Japan) (Şekil 6) siman kullanılmıştır.



Şekil 6. Çalışmada kullanılan dual-cure adeziv rezin siman

Seramik disklerin yüzeyleri simantasyon işlemi öncesinde 5 sn. hidroflorik asit (K-ETCHANT Syringe, Kuraray Noritake Dental, JAPAN) ile pürüzlendirildi ve hava su spreyi ile 60 sn. yıkanıp kurutuldu. Bütün örneklerde fazla simanın yayılmasını önlemek amacıyla simantasyonun yapılacağı dentin yüzeyi haricindeki kısımlar teflon ile sarıldı (Şekil 7).



Şekil 7. Dentin yüzeylerinin teflon ile kaplanması

Seramik örneklerin yüzeylerine seramik primer (CLEARFIL CERAMIC PRIMER PLUS, Kuraray Noritake Dental, JAPAN) uygulaması yapıldı ve seramik yüzeyler kurutuldu. Diğer yandan dişlerin dentin yüzeylerine bond fırçası yardımıyla primer (Panavia V5 Tooth Primer, Kuraray Noritake Dental, JAPAN) uygulaması yapıldı, 20 sn. süreyle bekletilen primer daha sonrasında kurutuldu. Otomatik karıştırıcı uçlar ile uygulanan rezin siman seramik disklerin yüzeyine yerleştirildikten sonra seramik örnekler diş yüzeylerine parmak basıncı ile yerleştirildi. Led ışık cihazı (Elipar Freelight 2, 3M, USA) ile 5 sn. ön ışınlama süresi sonucunda diskler üzerindeki baskı devam ederken bond fırçası yardımıyla fazla siman uzaklaştırıldı. Fazla simanın temizleme işlemi sonrasında dişlerin mesial, distal, bukkal ve lingual yüzlerinden 10'ar sn. süreyle tekrar ışınlama yapıldı ve polimerizasyon tamamlandı. Polimerizasyonu takiben örnekler lazer uygulaması öncesinde 37⁰C'de 24 saat süreyle distile su içerisinde etüvde bekletildi.

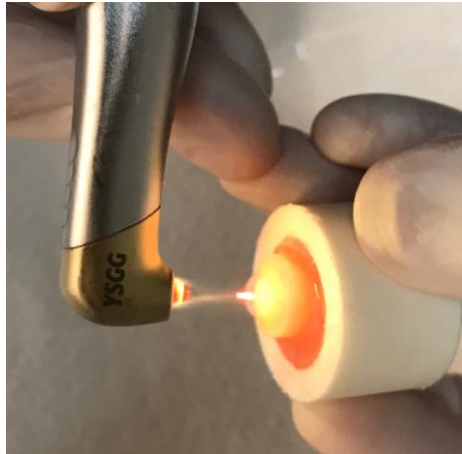
3.5 Lazer Uygulaması

Simantasyon işlemleri tamamlanmış örnekler 24 saat sonra etüvden alınarak lazer uygulamasına tabi tutuldu. Üç farklı seramik için ayrı ayrı oluşturulan 4 alt grupta kontrol grupları hariç, örneklere Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase, Biolase, USA) (şekil 8) farklı güçlerde (3W, 4W, 5W), MGG6 safir uçlar ile uygulandı (Şekil 9).



Şekil 8. Çalışmada kullanılan Er,Cr:YSGG lazer

Üretici firmanın benzer protokoller için önerdiği şekilde lazer uygulaması %60 hava, %30 su olacak şekilde sabit tutuldu. Atım sıklığı 25 Hz olarak ayarlandı. Lazer uygulaması her bir örnek için istenilen güçte, aralıksız olarak 30 sn. seramik disk üzerinde tarama yaparak uygulandı.



Şekil 9. Hazırlanan örneklere Er,Cr:YSGG lazer uygulanması

3.6 Shear Tesitinin Uygulanması

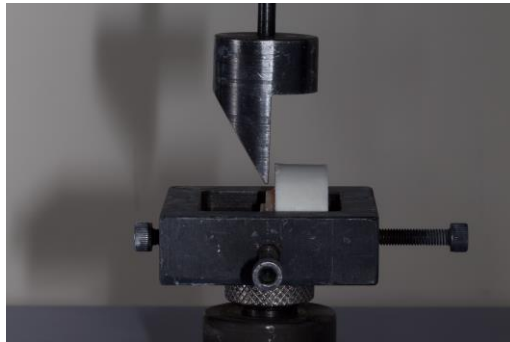
Bağlantı dayanımı ölçülmesi işlemleri Yüzüncü yıl üniversitesi diş hekimliği

fakültesi araştırma laboratuvarında bulunan Üniuersal test cihazında (Shimadzu AGS-X, Shimadzu Corporation, Kyoto, JAPAN) (şekil 10) yapılmıştır.



Şekil 10. Çalışmada kullanılan üniuersal test cihazı

Test işlemine hazırlık sürecinde akrilik rezin içerisine gömülen örnekler üniuersal test cihazında metal kalıp içerisine yerleştirildi ve sabitlendi. Shear testi için kullanılan uç seramik diskler üzerine 90^0 açı yapacak şekilde yerleştirildi (Şekil 11) ve 1mm/dk hızla makaslama testi gerçekleştirildi. Makaslama bağlantı dayanımı kuvvetleri Newton (N) olarak kaydedildi. Birim alana uygulanan kuvvet miktarının ölçümü için kaydedilen Newton değerleri Megapaskala (MPa) çevrildi.



Şekil 11. Shear testinin uygulanması

3.7 İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi IBM SPSS 20.0 (IBM Software, NY, A.B.D.) ile yapılmıştır. Test gruplarının homojenitesi Levene testi ile belirlenmiştir. İstatistiksel olarak anlamlılık derecesi $p<0.05$ kabul edilmiştir.

Gruplar arası istatistiksel değerlendirmeler için çok yönlü Anova ve Tukey testleri kullanılmıştır.



4. BULGULAR

Çalışmamızda dentin yüzeyine simante edilen 3 farklı seramik materyali (feldspatik seramik, lösit ile güçlendirilmiş cam seramik ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik) üzerine farklı güçlerde uygulanan lazerin bağlantı dayanımına etki değerleri araştırıldı. Bağlantı dayanımı değerleri (Mpa) olarak kaydedilmiştir.

4.1 Lityum Disilikat İçerikli Seramik Örneklerin Bulguları

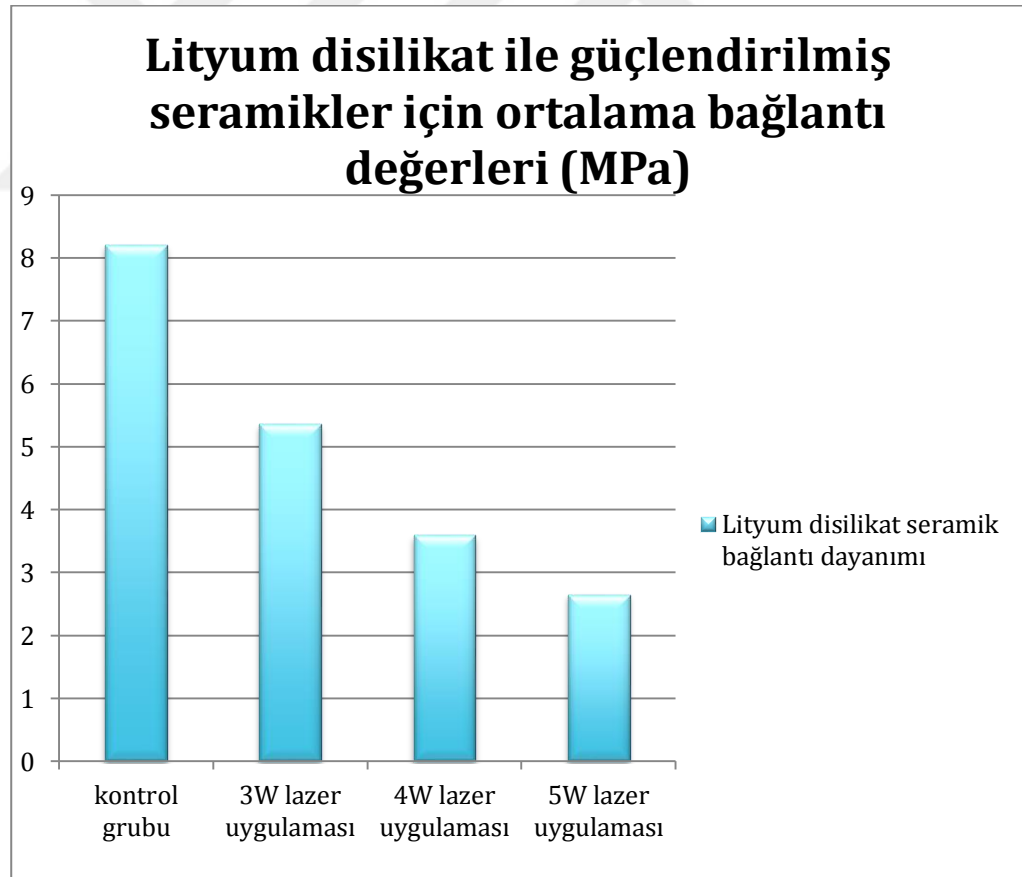
Tablo 4. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler için bağlantı dayanım değerleri

Gruplar	n	Ortalama Değer (MPa)	Standart Sapma
Lityum disilikat içerikli seramik kontrol grubu	12	8.21321	.83642
Lityum disilikat içerikli seramik 3W lazer uygulaması	12	5.35912	.54082
Lityum disilikat içerikli seramik 4W lazer uygulaması	12	3.59639	.55037
Lityum disilikat içerikli seramik 5W lazer uygulaması	12	2.65486	.57590

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin dentin yüzeyine bağlantı değerleri karşılaştırıldığında, seramik yüzeyine lazer uygulaması yapılmamış kontrol grubu ortalama bağlantı değeri ile farklı güçlerde lazer uygulaması yapılmış diğer 3 grubun ortalama bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$).

Seramik yüzeyine lazer uygulanmış grupların bağlantı değerleri karşılaştırıldığında, 3W lazer uygulanmış grup ile 4W ve 5W lazer uygulanmış grupların ortalama bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0.05$).

Seramik yüzeyine 4W ve 5W güçlerinde lazer uygulamaları sonrası ortalama bağlantı değerleri karşılaştırıldığında, bağlantı değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$).



Şekil 12. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler için ortalama bağlantı dayanımı değerleri (MPa)

4.2 Lösit İçerikli Seramik Örneklerin Bulguları

Tablo 5. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler için bağlantı dayanım değerleri

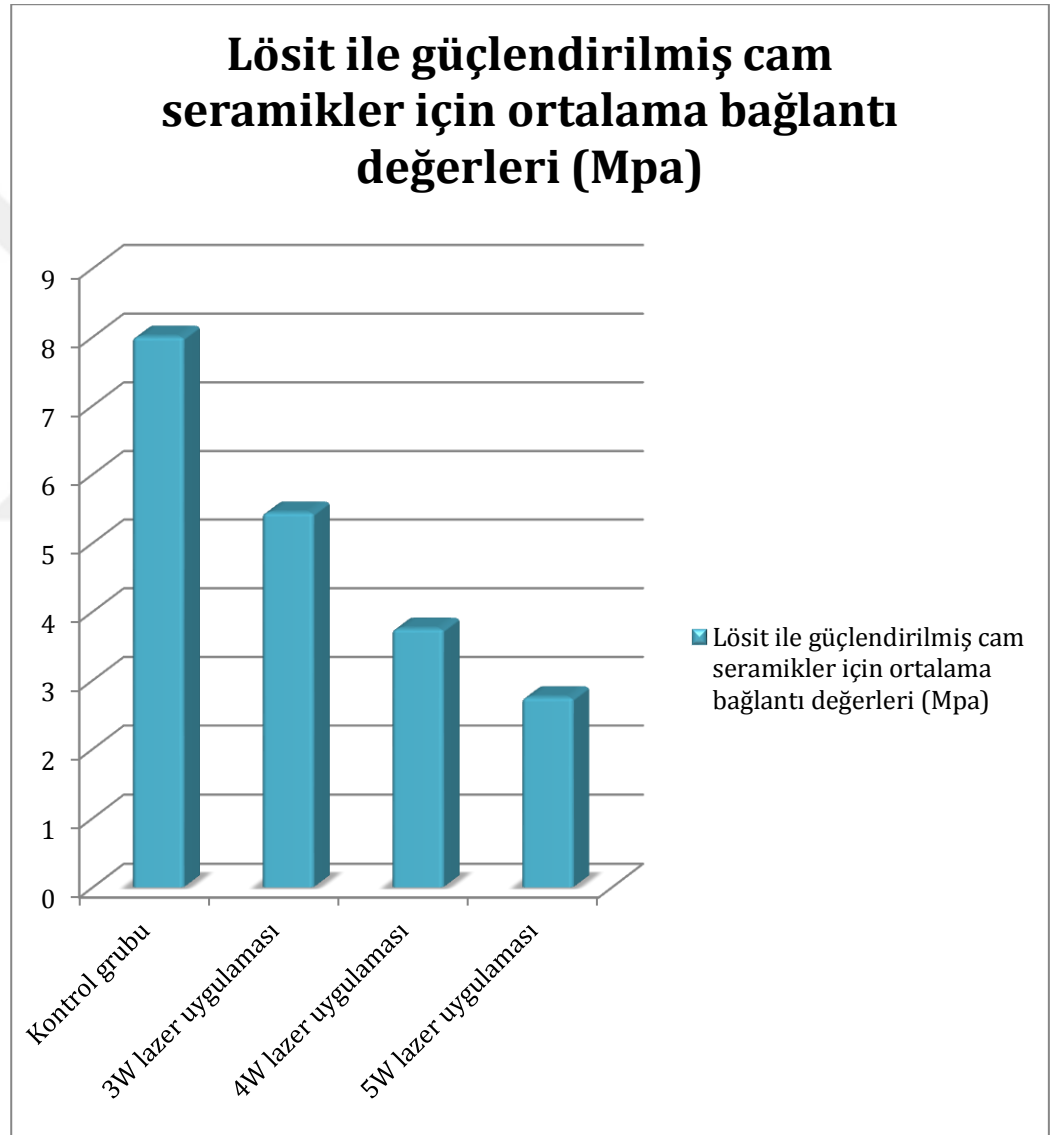
Gruplar	n	Ortalama Değer (MPa)	Standart Sapma
Lösit içerikli seramik kontrol grubu	12	8.00450	.65574
Lösit içerikli seramik 3W lazer uygulaması	12	5.44312	.77375
Lösit içerikli seramik 4W lazer uygulaması	12	3.75077	.55960
Lösit içerikli seramik 5W lazer uygulaması	12	2.75121	.53089

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerin dentin bağlantı değerleri karşılaştırıldığında, seramik yüzeyine lazer uygulaması yapılmamış kontrol grubu ortalama bağlantı değerleri ile farklı güçlerde lazer uygulaması yapılmış diğer 3 grubun ortalama bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$).

Seramik yüzeyine lazer uygulanmış grupların bağlantı değerleri karşılaştırıldığında, 3W lazer uygulanmış grup ile 4W ve 5W lazer uygulanmış grupların

ortalama bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0.05$).

Seramik yüzeyine 4W ve 5W güçlerinde lazer uygulamaları sonrası ortalama bağlantı değerleri karşılaştırıldığında, bağlantı değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$).



Şekil 13. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler için ortalama bağlantı dayanımı değerleri (MPa)

4.3 Feldspatik Seramik Örneklerin Bulguları

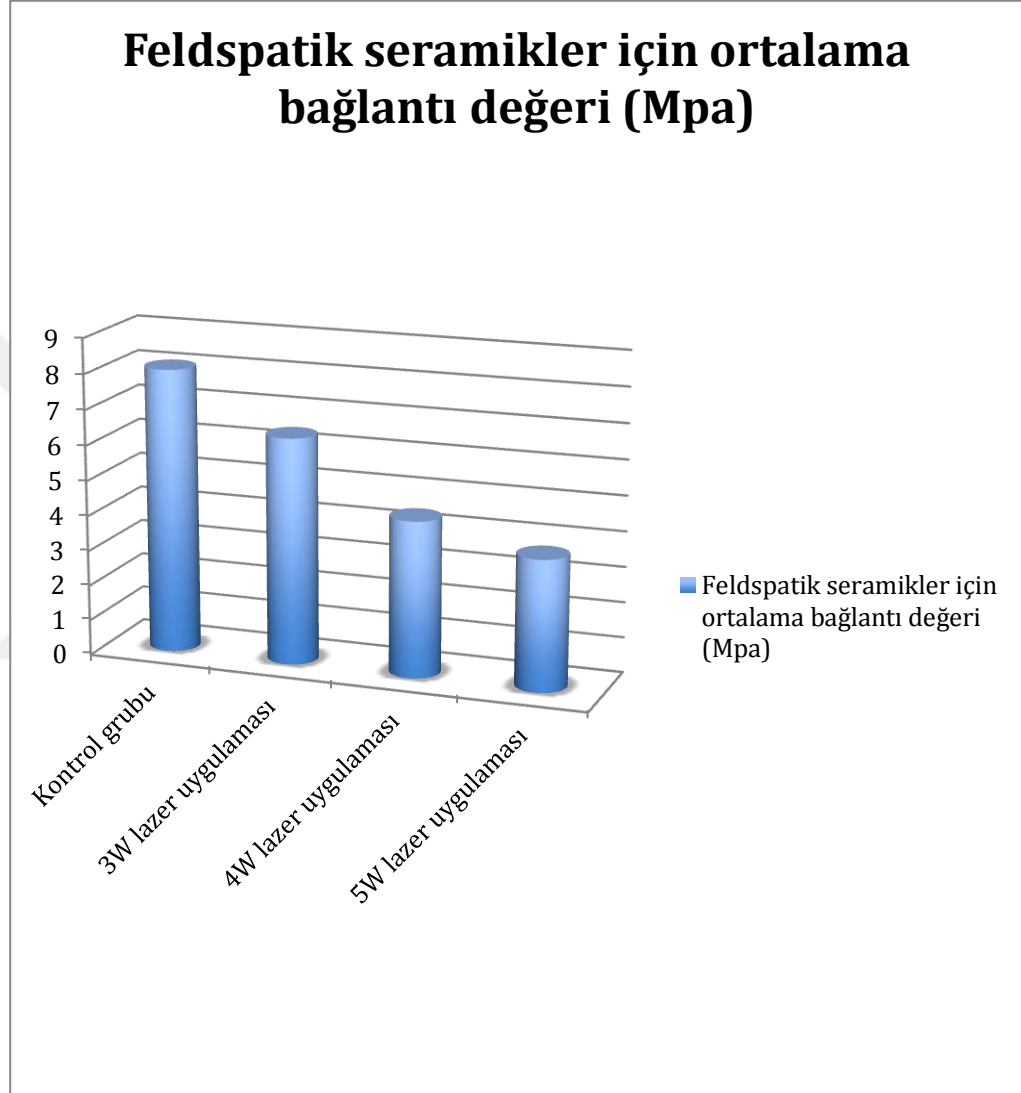
Tablo 6. Feldspatik seramikler için bağlantı dayanım değerleri

Gruplar	n	Ortalama Değer (MPa)	Standart Sapma
Feldspatik seramik kontrol grubu	12	8.05465	.56086
Feldspatik seramik 3W lazer uygulaması	12	6.41352	.56592
Feldspatik seramik 4W lazer uygulaması	12	4.42064	.61660
Feldspatik seramik 5W lazer uygulaması	12	3.70590	.44163

Feldspatik seramiklerin dentin bağlantı değerleri karşılaştırıldığında, seramik yüzeyine lazer uygulaması yapılmamış kontrol grubu ortalama bağlantı değeri ile farklı güçlerde lazer uygulaması yapılmış diğer 3 grubun ortalama bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$).

Seramik yüzeyine lazer uygulanmış grupların bağlantı değerleri karşılaştırıldığında, 3W lazer uygulanmış grup ile 4W ve 5W lazer uygulanmış grupların ortalama bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0.05$).

Seramik yüzeyine 4W ve 5W güçlerinde lazer uygulamaları sonrası ortalama bağlantı değerleri karşılaştırıldığında, bağlantı değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.05$).



Şekil 14. Feldspatik seramikler için ortalama bağlantı dayanımı değerleri (MPa).

4.4 3W Lazer Uygulananan Örneklerin Karşılaştırılması

Tablo 7 3W lazer uygulanan seramik grupların bağlantı dayanım değerleri

Gruplar	n	Ortalama Değer (MPa)	Standart Sapma
Lityum disilikat içerikli seramik	12	5.35924	.79591
Lösit İçerikli seramik	12	5.44312	.77375
Feldspatik seramik	12	6.41352	.56595

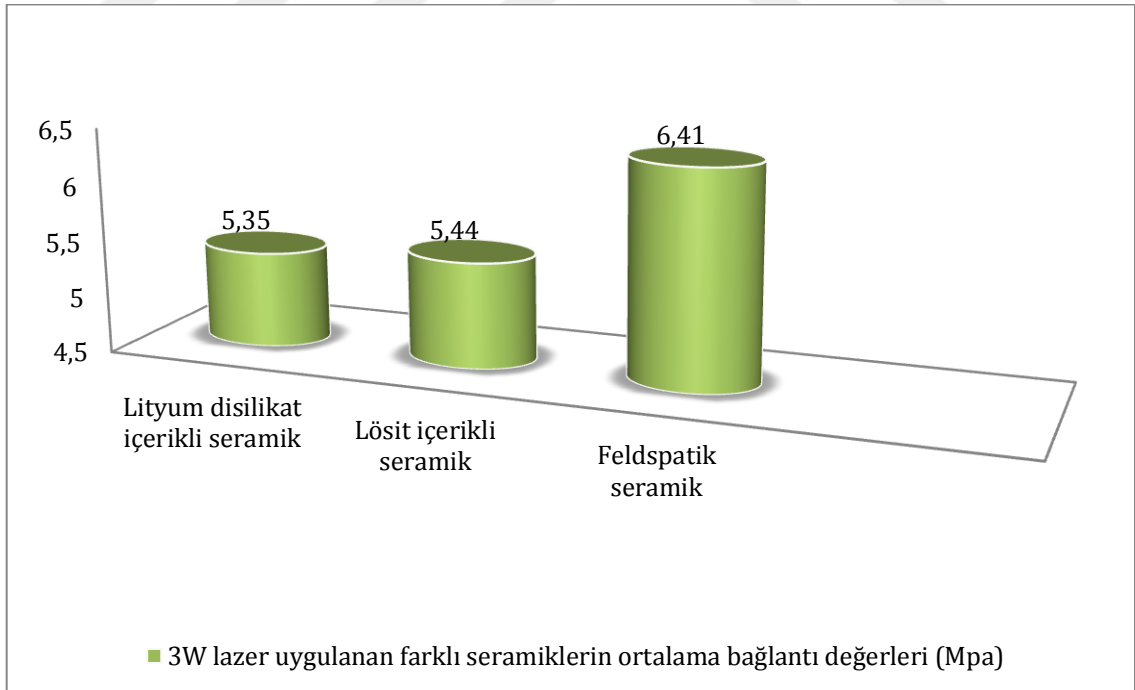
Lityum disilikat içerikli seramikler ile lösit içerikli seramiklerin ortalama bağlantı değerleri karşılaştırıldıklarında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > 0.05$).

Lityum disilikat içerikli seramikler ile feldspatik seramikler karşılaştırıldığında, ortalama bağlantı değerleri arasındaki fark anlamlıdır ($p < 0.05$).

Lösit içerikli seramikler ile feldspatik seramikler karşılaştırıldığında, ortalama bağlantı değerleri arasındaki fark anlamlıdır ($p < 0.05$).

Tablo 8 3W lazer uygulanan grupların Tukey testine göre istatistiksel analiz tablosu

		Sig. (p)
Lityum disilikat içerikli seramik	Lösit içerikli seramik	.959
	Feldspatik seramik	.003
Lösit içerikli seramik	Lityum disilikat içerikli seramik	.956
	Feldspatik seramik	.006
Feldspatik seramik	Lityum disilikat içerikli seramik	.003
	Lösit içerikli seramik	.006



Şekil 15. 3W lazer uygulanan farklı seramik materyallerin ortalama bağlantı değerleri (MPa)

4.5 4W Lazer Uygulananan Örneklerin Karşılaştırılması

Tablo 9 4W lazer uygulanan seramik grupların bağlantı dayanım değerleri

Gruplar	n	Ortalama Değer (MPa)	Standart Sapma
Lityum disilikat içerikli seramik	12	3.59630	.55037
Lösit İçerikli seramik	12	3.75077	.55960
Feldspatik seramik	12	4.42064	.61660

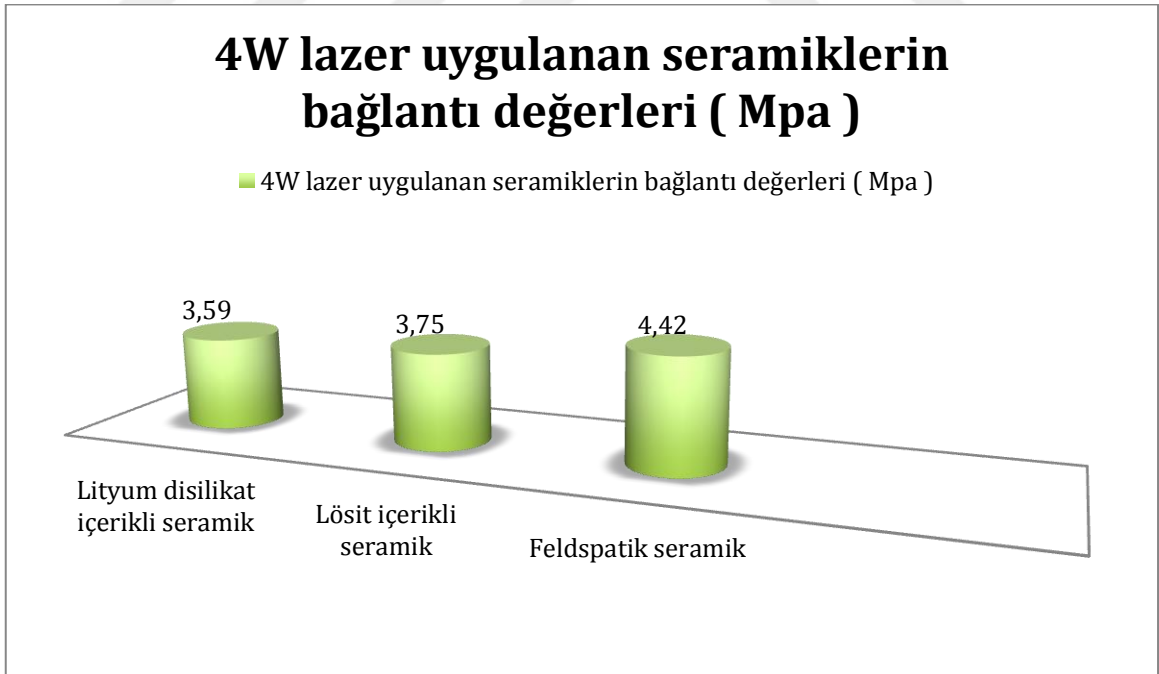
Lityum disilikat içerikli seramikler ile lösit içerikli seramiklerin ortalama bağlantı değerleri karşılaştırıldıklarında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > 0.05$).

Lityum disilikat içerikli seramikler ile feldspatik seramikler karşılaştırıldığında, ortalama bağlantı değerleri arasındaki fark anlamlıdır ($p < 0.05$).

Lösit içerikli seramikler ile feldspatik seramikler karşılaştırıldığında, ortalama bağlantı değerleri arasındaki fark anlamlıdır ($p < 0.05$).

Tablo 10 4W lazer uygulanan grupların Tukey testine göre istatistiksel analiz tablosu

		Sig. (p)
Lityum disilikat içerikli seramik	Lösit içerikli seramik	.790
	Feldspatik seramik	.004
Lösit içerikli seramik	Lityum disilikat içerikli seramik	.790
	Feldspatik seramik	.020
Feldspatik seramik	Lityum disilikat içerikli seramik	.004
	Lösit içerikli seramik	.020



Şekil 16. 4W lazer uygulanan farklı seramik materyallerin ortalama bağlantı değerleri (MPa).

4.6 5W Lazer Uygulananan Örneklerin Karşılaştırılması

Tablo 11 5W lazer uygulanan seramik grupların bağlantı dayanım değerleri

Gruplar	n	Ortalama Değer (MPa)	Standart Sapma
Lityum disilikat içerikli seramik	12	2.65486	.57590
Lösit İçerikli seramik	12	2.75121	.53089
Feldspatik seramik	12	3.70590	.44163

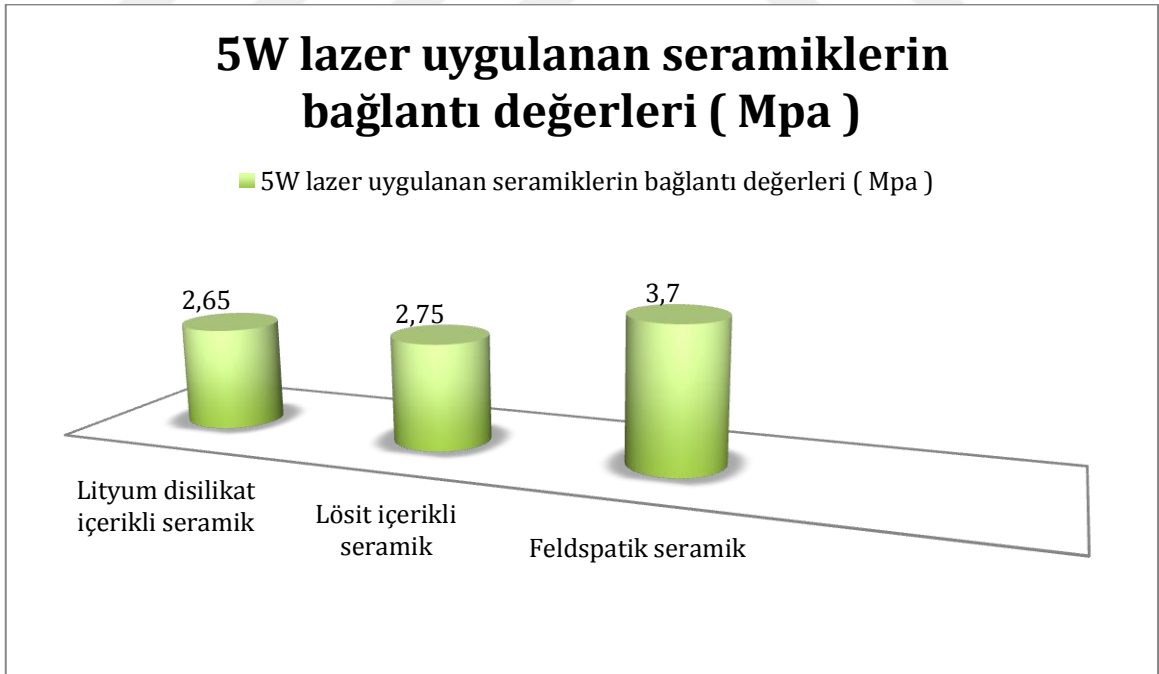
Lityum disilikat içerikli seramikler ile lösit içerikli seramiklerin ortalama bağlantı değerleri karşılaştırıldıklarında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

Lityum disilikat içerikli seramikler ile feldspatik seramikler karşılaştırıldığında, ortalama bağlantı değerleri arasındaki fark anlamlıdır ($p < 0.05$).

Lösit içerikli seramikler ile feldspatik seramikler karşılaştırıldığında, ortalama bağlantı değerleri arasındaki fark anlamlıdır ($p < 0.05$).

Tablo 12 5W lazer uygulanan grupların Tukey testine göre istatistiksel analiz tablosu

		Sig. (p)
Lityum disilikat içerikli seramik	Lösit içerikli seramik	.893
	Feldspatik seramik	.000
Lösit içerikli seramik	Lityum disilikat içerikli seramik	.893
	Feldspatik seramik	.000
Feldspatik seramik	Lityum disilikat içerikli seramik	.000
	Lösit içerikli seramik	.000



Şekil 17. 5W lazer uygulanan farklı seramik materyallerin ortalama bağlantı değerleri (MPa).

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Diş dokularına bağlantı dayanımlarının ölçülerinde klinik (in vivo) çalışmalar en etkin yöntem olarak gösterilmektedir. Fakat klinik çalışmaların yüksek maliyetli olması, fazla zaman gerektirmesi ve hasta takibinin uzun sürmesi nedeniyle yaşanan zorluklardan dolayı laboratuvar değerlendirmelerine ihtiyaç duyulmaktadır (De Munck ve ark., 2005).

Restorasyonların ağız içerisinde maruz kalabileceği olası kuvvetler altında, materyalin direncini ölçmek adına bağlanma dayanım testleri uygulanmaktadır. Laboratuvar koşullarında diş sert dokularına bağlanma dayanımının ölçülerinde sıklıkla makaslama ve gerilim testleri kullanılmaktadır (Tamura ve ark., 2011). Yapılan çalışmalarda makaslama kuvvetlerinin klinik ortamı daha iyi yansıttığı gösterilmiştir (Cardoso ve ark., 1998). Çalışmamızda in vitro olarak yapılmış ve dentin yüzeyine bağlantı dayanımının ölçümünde makaslama bağlantı dayanım testi kullanılmıştır. ISO standartlarına göre makaslama bağlantı testini uygulayacak kesici ucun hızı 0,45 mm/dk ile 1,05 mm/dk arasında olması gerekmektedir. Çalışmamızda kesici ucun hızı 1 mm/dk olarak belirlenmiştir.

Diş hekimliğinde uzun süredir metal destekli seramik restorasyonlar gelişmiş mekanik özellikleri nedeniyle tercih edilmektedirler. Metal seramik restorasyonların gelişmiş mekanik özelliklerinin yanında, korozyona uğramaları, optik özelliklerinin yetersiz olması ve diş eti kanarlarından metal yansıması gibi estetik olmayan özellikleri bulunması nedeniyle tam seramik restorasyonların kullanımı artmıştır (Christensen, 1994). Diş hekimliğinde kullanılan materyaller konusunda yaşanan gelişmeler ve hastaların yüksek estetik beklentileri sonucunda, tam seramik restorasyonlar hastalar ve klinisyenler tarafından yüksek oranda tercih edilmektedirler. Tam seramik restorasyonlar bu anlamda düşünüldüklerinde altın standart olarak kabul edilmektedir (Kellesarian ve ark., 2017). Tam seramik restorasyonlar estetik anlamda başarılı olmalarının yanı sıra biyouyumlulukları ve gelişmiş mekanik özellikleri sayesinde anterior ve posterior bölgelerde yaygın olarak tercih edilen materyaller olmuşlardır (Yang ve ark., 2016). Bunların yanında tam seramik restorasyonlar üst düzey optik özellikleri, diş dokusuna yakın termal genleşme katsayısı ve ısı iletkenliğine sahip olması ile de tercih edilen restoratif materyaller olmaktadır (McLean, 2001). IPS

e.max yüksek translüensliği ve dayanıklılığının yanında monolitik formda da kullanılabilir. Bu özellikleri sayesinde lityum disilikat restorasyonlar yaygın olarak kullanılmaktadır (Pieger ve ark., 2014). IPS empress seramik materyaller içeriklerindeki lösit kristalleri sayesinde dayanıklılıkları artırılmış materyallerdir ve klinikte geniş kullanım alanları ile tercih edilen materyallerdir. Cerec bloklar feldspatik seramik bloklardır. Mine ile eşdeğer aşınma özellikleri ve gelişmiş optik özellikleri ile yüksek estetik istenen restorasyonlarda kullanımları artmıştır (Sannino ve ark., 2014) Çalışmamızda da bu nedenlerle klinikte en sık kullandığımız tam seramik restorasyon materyalleri tercih edilmiştir.

Tam seramik restorasyonların simantasyon işlemleri için rezin simanlar tercih edilmektedir. Resin simanlar konvansiyonel simanlara oranla bağlantı değerlerinin daha yüksek olması, optik özelliklerinin daha üstün olması, mikrosızıntılarının az olması ve ağız sıvılarından daha düşük çözünürlük göstermesi gibi özellikleri ile tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadırlar (Vargas ve ark., 2011). Dual-cure resin simanlar hem ışık ile hem de kimyasal olarak polimerize olurlar. Restorasyon kalınlığı fazla olduğu, ışık ile polimerizasyona ek olarak kimyasal polimerizasyon istendiği durumlarda dual-cure resin simanlar tercih edilirler (Stamatatos ve Simon, 2013). Yapılan bu çalışmada da seramik örneklerin kalınlıkları göz önüne alındığında polimerizasyonun tam olarak sağlanabilmesi, kullanılan tüm seramik materyaller ile uyumlu bir materyal olması ve bağlantı değerleri yüksek olması nedeniyle Panavia V5 (Kuraray Noritake Dental, JAPAN) tercih edilmiştir.

Çalışmamızda kronların simantasyon işlemleri parmak basıncı ile yapılmıştır. Bu konuda sabit bir yöntem bulunmamaktadır. Literatürde parmak basıncı ile yapılan simantasyonların yanında sabit, farklı kuvvetler altında simantasyon işlemleri uygulanmıştır. Bindl ve ark. çalışmalarında tam seramik kronların simantasyon işlemlerinde parmak basıncı ile simantasyonu tercih etmişlerdir. Etman ve ark. tam seramik kronlar ile yaptıkları çalışmalarında 10 N kuvvet altında simantasyon işlemlerini gerçekleştirmişlerdir. Weaver ve ark. yaptıkları çalışmada ise simantasyon işlemleri için 8 kg kuvvet kullanmışlardır.

Tam seramik restorasyonların bütün olumlu özelliklerinin yanında diş dokusuna adeziv olarak bağlanmalarından dolayı, restorasyonların fonksiyonel,

biyolojik ya da estetik nedenler ile sökümüne ihtiyaç duyulduğu zaman, gerek materyalin kırılğan oluşu gerekse uygulanan rezin simanın bağlantı kuvveti nedeniyle, söküm işlemleri zahmetli olur ve fazla zaman alır. Genel olarak restorasyonun sökümü hasta için rahatsız edici, mekanik bir yöntem olan kron köprü sökücü yerine döner aletler ile restorasyonun ayrılarak söküm işlemidir. Bu durumda rezin simanın rengi konvansiyonel simanlardan farklı olarak transparan ya da diş rengi olması sebebiyle, ayırma işlemi sırasında, kesim, restorasyon materyalini geçtikten sonra diş dokusuna zarar verme durumu oluşabilmekte ve bu duruma ek olarak restorasyonun bütünlüğünde kaybedilmektedir. Restorasyon bütünlüğü, restorasyonun söküm sebebi göz önüne alındığında önem kazanır. Restorasyonda herhangi bir kırık, sekonder bir çürük ya da diş eti dokusunda çekilme gibi bir durum söküm sebebi olduğunda, restorasyonun bütünlüğü önemli değildir, fakat simantasyon sırasında yapılmış olan hatalı konumlandırma, simantasyon sonrası oluşan iltihabi pulpal durum nedeniyle restorasyon sökülme istendiğinde restorasyonun bütünlüğü önemlidir. Bu durumda konvansiyonel kron söküm yöntemleri ile restorasyonu yerinden çıkarmak neredeyse imkansızdır ve restorasyonun yeniden yapılması gerekir. Lazer uygulaması sonucu restorasyon sökümü gerçekleştirildiğinde mevcut restorasyon tekrar kullanılabilir. Bu gibi zorlukların üstesinden gelmek için restorasyonun söküm işleminde lazer kullanımı son derece konservatif bir metottur (Tuncel ve Usumez, 2014).

Dentin yüzeyine bağlantı değerlerinin araştırıldığı çalışmalarda yüksek oranda (%88) molar dişlerin tercih edildiği belirtilmiştir (al-Salehi ve Burke, 1997). Yaşları 9-21 arası değişen genç bireylerin dentinleri ile yaşları 42-64 arası değişen yaşlı bireylerin dentinleri arasında bağlanma kuvvetleri kıyaslandığında elde edilen sonuçlar benzer niteliktedir (Tagami ve ark., 1993). Bağlantı değerleri benzer nitelikte olması nedeniyle kullanılan dişlerin yaş aralıkları dikkate alınmamıştır. Çürükten etkilenmiş dentinin kalınlığı sağlam dentine kıyasla daha yumuşak olduğu ve bu durumda hibrit tabakalarının daha kalın olduğu gösterilmiştir (Nakajima ve ark., 1999). Çalışmamızda yeterli dentin yüzeyinin bulunması ve çalışma şartlarının kolay sağlanması nedeniyle çürüksüz molar dişlerin oklüzal yüzeyleri kullanılmıştır.

Çekilmiş dişler üzerinde yapılan in vitro çalışmalarda, dişlerin saklanma koşullarının bağlanma dayanımı üzerinde etkili olduğu belirtilmiştir. Çekimi yapılmış

dişlerde dehidratasyonu önlemek amacıyla, dişler uygun koşullarda saklanmalıdır (Tosun ve ark., 2007). Çalışmamızda kullanılan dişer ISO standartları gereği +4C° sıcaklıkta distile su içerisinde muhafaza edilmiştir. Dişlerin bulunduğu distile su periyodik aralıklarla değiştirilmiştir.

Simantasyonun yapılacağı dentin yüzeyinin hazırlanmasında kullanılan elmas frezlerin dakikada yaptığı devir sayısının mine yüzeyinde bağlanma dayanımı değerleri üzerinde etkili olduğu, buna karşılık dentin yüzeyindeki bağlanma dayanımında hızın anlamlı derecede önemli olmadığı gösterilmiştir (Sadek ve ark., 2005). Çalışmamızda kullanılacak dentin yüzeylerinin hazırlanması elmas frez ile, 200 devir/dakika ile hassas kesim cihazında (ISOMET 1000, precision saw, Buehler, ABD) su soğutması altında yapılmıştır.

Erbium lazerler (Erbium:yitrium-aliminum-garnet (ER:YAG), erbium, chromium:yitrium scandium galium-garnet (Er,Cr:YSGG)) 1997 yılında FDA tarafından onaylanmasından bu yana diş hekimliğinde çürük dokusunun kaldırılmasında, kavite preparasyonlarında, mine yüzey pürüzlendirilmesinde güvenle kullanılmaktadır (van As, 2004). Lazer kullanımı sırasında çevre dokularda termal etkilere yol açmamak adına lazer uygulamaları su soğutması altında yapılmalıdır. Bu konuda yapılan çalışmalar göz önüne alındığında hava, su soğutması altında uygulanan lazer sonucunda pulpal sıcaklık 37°C'tan 25-30°C arasına değiştiği gözlemlenmiştir (Glockner ve ark., 1998). Kavite preparasyonlarında meydana gelen sıcaklık değişimlerine bakıldığında en fazla sıcaklık değişimi klas I kavitelerde 3°C ile 4°C arasında olmaktadır. Klas V kavitelerde ise sıcaklık değişimi 2°C ile 4°C arasında iken en az sıcaklık değişimi 2°C ile 3°C ile sement yüzeyindeki preparasyonlarda gözlemlenmiştir . Tüm preparasyonlar incelendiğinde erbiyum lazerlerin dentin ve sement yüzeyinde kullanılması esnasında pulpal sağlık açısından kritik sıcaklık artış değeri olan 5,5°C'ın aşılmadığı ve erbiyum lazerlerin dentin ve sement yüzeyinde güvenle kullanılabilceği gösterilmiştir (Oelgiesser ve ark., 2003). Kavite preparasyonlarında Er:YAG lazerler ile döner aletler karşılaştırıldığında, preparasyon sonrası pulpal tamirin daha erken zamanda tamamlandığı gösterilmiştir (Takamori, 2000). Er,Cr:YSGG lazer ile yapılan bir diğer çalışmada da benzer pulpal doku cevabı gözlemlenmiştir (Rizoiu ve ark., 1998). Lazer ya da dental frezler ile yapılan

preparasyonlar sonrasında dentin dokusu histolojik olarak kısa ve uzun dönem yapılan incelemeler arasında bir fark bulunamamıştır, pulpal sağlığın devamlılığı gözlemlenmiştir (Miserendino ve ark, 1998).

Seramik materyallerin dentin yüzeyinden uzaklaştırılması işlemlerinde de erbiyum lazerler (Er:YAG, Er,Cr:YSGG) kullanılmaktadır. 20 adet molar dişin 4-8° taper açısı ile hazırlanmış preparasyonları sonrası e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Lichtenstein) bloklardan üretilen 20 adet kronun söküm işlemleri Er:YAG lazer kullanılarak yapılan bir çalışmada, pulpada meydana gelen ısı değişimlerini ölçmek adına pulpa odasına termoelektrik termometre cihazı yerleştirilmiştir. Cihazdan okunan değerlere göre yeterli hava-su soğutması altında yapılan lazer uygulamaları sonucunda, pulpa için kritik değer ve geri dönüşümsüz etkiler oluşturma ihtimali olan 5,5 °C'tan fazla ısı artışına rastlanmamıştır. Lazer uygulaması sırasında kritik pulpal ısı eşliğinin geçildiği durum yalnızca lazer uygulanan yüzeye yeterli miktarda hava-su soğutmasının yapılmadığı işlemlerde gözlemlenmiştir (Rechmann ve ark., 2015).

Erbiyum lazerler ile yapılan klinik çalışmalarda da lityum disilikat içereklı tam seramik restorasyonların, monolitik zirkonyum kron restorasyonların erbiyum lazerler ile sökümüleri diş dokusuna ya da restorasyona zarar vermeden gerçekleştirilmiştir (Cranska, 2015). Yapılan bir diğer çalışmada da feldspatik seramik kron restorasyonların, monolitik zirkonyum restorasyonların ve zirkonyum alt yapı üzeri feldspatik seramik restorasyonların dentin yüzeyinden erbiyum lazerler ile desimantasyonu gösterilmiştir (Cranska, 2013).

Erbiyum lazerlerin dentin dokusunda güvenle kullanılabilmesi, pulpal dokular üzerinde geri dönüşümsüz bir etki yaratmaması, desimantasyon işlemlerinde gerek laboratuvar gerekse klinik çalışmalarda etkin sonuçlar vermesi nedeniyle, klinikte sıklıkla kullandığımız seramik materyallerin dentin yüzeyinden uzaklaştırılması işlemlerinde, Er,Cr:YSGG lazer tercih edilmiştir.

Er,Cr:YSGG lazerin dentin yüzeyinde 2-5W güç ile çalışılması önerilmektedir (van As, 2004). Lityum disilikat içerikli seramik restorasyonların Er,Cr:YSGG lazer ile dentin yüzeyinden uzaklaştırılması işleminde daha önce yapılan bir çalışmada optimum lazer gücü 3,5-4W olarak test edilmiştir (Gurney ve ark., y.y.). Yapılan bu çalışmada da

dentin yüzeyinden feldspatik seramiklerin, lösit içerikli seramiklerin ve lityum disilikat içerikli seramiklerin uzaklaştırılması işleminde, önerilen bu değerler arasında kalarak, kullandığımız seramikler için desimantasyon işleminde en uygun lazer gücüne karar vermek adına 3,4 ve 5 W lazer güçleri kullanılmıştır.

Literatürde Er:YAG lazer ile yapılan çalışmada 0.7 mm kalınlığında seramik veneerlerin desimantasyon işleminde etkin süre 9 sn olarak gösterilmiştir (Oztoprak ve ark., 2012). Fakat tam seramik restorasyonların kalınlıkları 1,5-2 mm arasında değişebilmektedir. Farklı kalınlıkta tam seramik materyaller ile yapılan çalışmalarda, materyalden lazer ışınının geçiş miktarının belirlendiği bir çalışmada, seramik kalınlığının artması, geçen lazer enerjisi miktarında azalmaya sebep olmuştur (Sari ve ark., 2014). Restorasyon kalınlığının artması ve buna bağlı olarak lazer etkisinin azalması göz önüne alındığında, tam seramik restorasyonların dentin yüzeyinden uzaklaştırılabilmesi için lazer uygulama süresi venter restorasyonlar için uygulanan süreden fazla olmalıdır.

Lityum disilikat içerikli seramik restorasyonların ER,Cr:YSGG lazer ile desimantasyonu için yapılan bir çalışmada 30 ve 60 sn uygulama süresinin etkin olduğu gösterilmiştir (Gurney ve ark., 2016.). Yapılan klinik çalışmalarda ise tam seramik kron restorasyonlarının sökümünde kullanılan süreler farklılık göstermektedir. 30 ile 120 saniye arasında değişen sürelerde feldspatik seramik, lityum disilikat içerikli seramik ve monolitik zirkonyum restorasyonların desimantasyon işlemleri yapılmıştır (Cranska, 2013), (Cranska, 2015), (van As, 2012). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda kullandığımız 1,5 mm kalınlığındaki feldspatik, lösit içerikli ve lityum disilikat içerikli seramiklerin dentin yüzeyinden uzaklaştırılması işleminde uygun lazer gücünün belirlenmesi adına uygulama süresi 30 sn olarak belirlenmiştir.

Erbiyum lazerlerin, tam seramik restorasyonların desimantasyon işlemlerinde kullanıldığı sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Er:YAG ya da Er,Cr:YSGG lazerler gibi erbiyum ailesi lazerleri sırası ile 2940 ile 2780 nm dalga boyunda lazer ışını yayarlar (Margolis, 2006). Erbiyum lazerlerin yaydığı lazer ışıkları, bileşiminde belirli moleküler oranda su bulunan biyolojik dokular tarafından absorbe edilirler. Laser ışığının seramik yüzeyden geçerek rezin siman içerisindeki su molekülleri tarafından absorbe edilmesi sonucu, rezin iç yapısında meydana gelen ısı artışı nedeniyle rezin buharlaşır. Bu

mekanizma termal ablasyon olarak adlandırılır. Bir diğer etki ise yüksek seviyedeki lazer enerjisinin, adeziv rezin materyali ile etkileşime geçmesi sonucu oluşur. Yüksek seviyedeki lazer enerjisi, adeziv rezin atomları arasındaki enerji seviyesini, rezin atomları arasındaki bağları koparma derecesine çıkararak rezin yapısını bozar. Bu mekanizmada foto ablasyon olarak adlandırılır. Bu iki mekanizma tam seramik restorasyonların desimantasyon işlemlerinde rezin materyali üzerinde etkilidir (Sari ve ark., 2014).

Er,Cr:YSGG lazer ilk olarak 8 adet feldspatik veneer restorasyonun desimantasyon işleminde kullanılmıştır (Broome, 2007).

Er,Cr:YSGG lazer ile yaptığımız çalışmada elde ettiğimiz sonuçlara göre, laser uygulanmış gruplarda, lazer uygulanmamış kontrol gruplarına göre makaslama bağlantı değerleri anlamlı derecede düşmüştür. Kullanılan 3 farklı seramik (feldspatik seramik, lösit içerikli seramik, lityum disilikat içerikli seramik) materyali göz önüne alındığında, 5W lazer uygulanan grupların ortalama makaslama bağlantı değerleri, 4W ve 3W lazer uygulanan grupların ortalama makaslama bağlantı değerlerine kıyasla anlamlı derecede düşmüştür. 4W lazer uygulanan gruplar ile de 3W lazer uygulanan gruplar arasındaki ortalama makaslama bağlantı değerleri arasında da anlamlı derecede düşüş vardır.

Gurney ve ark. lityum disilikat içerikli seramik restorasyonlarla yaptıkları bir çalışmada, dentin yüzeyine simante ettikleri E.max CAD (Ivoclar Vivadent, Lichtenstein) bloklardan elde ettikleri örneklerin desimantasyon işleminde farklı güçlerde (3W, 3.5W, 4W ve 5W) %60 hava, %30 su soğutması altında Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase MD Turbo; Biolase) kullanmışlardır. Tüm örnekler desimante olana kadar 60'ar saniyelik uygulama periyotları göz önüne alındığında, 5W güçte lazer uygulanan grup 1,2 döngüde, 4W güçte lazer uygulanan örnekler 1,4 döngüde, 3,5 W güçte lazer uygulanan grup 1,8 döngüde dentin yüzeyinden ayrılmıştır fakat 3W lazer uygulanan grup ise 3 tarama döngüsü sonunda dentin yüzeyinden uzaklaştırılamamıştır. Çalışmamızda çıkan sonuçlara paralel olarak uygulanan lazerin gücü arttıkça dentin yüzeyinde bağlantı azalmaktadır.

Çalışmamızda aynı güçte Er,Cr:YSGG lazer uygulanan feldspatik seramik,

lösit içerikli seramik ve lityum disilikat içerikli örneklerin makaslama bağlantı dayanımları karşılaştırıldıklarında, uygulanan farklı tüm güçler (5W, 4W, 3W) için feldspatik içerikli seramik örneklerin bağlantı dayanımı, lösit içerikli seramik ve lityum disilikat içerikli seramik örneklerin bağlantı dayanımından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Sari ve ark. Er:YAG lazer ile yaptıkları çalışmada, Er:YAG lazerin 5 farklı tam seramik materyalden geçiş miktarlarını ve seramik kalınlığının, seramikten geçen lazer enerjisini etkileyip etkilemediğini araştırmışlardır. Çalışmalarında feldspatik seramik, lösit içerikli seramik, lityum disilikat içerikli seramik, sinterlenmiş zirkonyum oksit kor seramik ve monolitik zirkonyum oksit seramik örnekleri 2 farklı kalınlıkta (0,5mm ve 1mm) hazırlamışlardır. Çalışmanın sonucuna seramik kalınlığının, seramikten geçen lazer enerji miktarını etkilediğini, seramik kalınlığı arttıkça lazer enerji geçişimin azaldığını ve lösit içerikli ve lityum disilikat içerikli seramik örneklerden geçen lazer enerji miktarının feldspatik seramikten geçen lazer enerji miktarından fazla olduğunu göstermişlerdir. Bu yönden çalışmamızla karşılaştırıldığında aynı güçte lazer uygulanan gruplar içerisinde feldspatik seramik örneklerde elde edilen yüksek makaslama bağlantı değerlerini, feldspatik seramikten geçen lazer enerji miktarının az olması ile açıklayabiliriz. Lösit içerikli ve lityum disilikat içerikli seramiklerden geçen lazer enerji miktarının fazla olması içeriklerindeki yüksek kristal oranından kaynaklanmaktadır (Sari ve ark., 2014). Çalışmamızdaki sonuçlara baktığımızda da benzer şekilde lösit içerikli ve lityum disilikat içerikli seramiklerin bağlantı dayanım değerleri, anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Sonuçlar

Bu çalışma farklı yapıdaki seramik materyallerin (feldspatik seramik, lösit içerikli seramik, lityum disilikat içerikli seramik) dentin yüzeyinden uzaklaştırılması işleminde Er,Cr:YSGG lazerin etkinliğinin araştırılması amacıyla yapılmıştır. Çalışmanın yapıldığı limitasyonlar dahilinde elde edilen sonuçlar

1. Lazer uygulanmamış kontrol grubuna kıyasla, farklı güçlerde lazer

uygulanmış 3 farklı seramik materyali içinde, deney grupları arasındaki makaslama bağlantı değerleri anlamlı derecede farklı bulunmuştur.

2. Lazer uygulaması yapılmış deney grupları arasında, feldspatik seramik materyali için uygulanan 3 farklı lazer gücünde (3W, 4W, 5W), lazer gücünün artması ile ortalama makaslama bağlantı değerindeki azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

3. Lösit içerikli seramik grubunda, lazer gücünde artış ile ortalama makaslama bağlantı değeri anlamlı derecede düşmüştür.

4. Lityum disilikat seramik örneklerde lazer gücünde artış ile ortalama makaslama bağlantı değerinin anlamlı derecede düştüğü gözlemlenmiştir.

5. Aynı güçte lazer uygulanmış farklı seramik materyaller değerlendirildiğinde ise feldspatik seramik grubu ile, lösit ve lityum disilikat içeren seramik gruplar karşılaştırıldığında, feldspatik seramik grubunda ortalama makaslama bağlantı değeri lösit ve lityum disilikat içeren seramik gruplardan, uygulanan 3 farklı lazer gücü içinde anlamlı derecede yüksek bulundu.

6. Aynı güçte lazer uygulanmış, lösit içerikli seramik grup ile lityum disilikat içerikli seramik grup değerlendirildiğinde, 3 farklı lazer gücü içinde ortalama makaslama bağlantı değeri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre, klinikte uygulanan tam seramik (feldspatik seramik, lösit içerikli seramik, lityum disilikat içerikli seramik) restorasyonların, Er,Cr:YSGG lazer uygulamaları ile dentin yüzeyinden uzaklaştırılabileceği görülmüştür. Bu çalışmanın limitasyonları olarak tam seramik örnekler simantasyon sonrası herhangi bir yaşlandırma işlemine tabi tutulmamıştır. Bunun yanı sıra farklı seramik materyaller için yalnızca tek bir renk ve tek bir dual-cure siman kullanılmıştır. Değişen seramik ve siman renginin, lazer enerjisi geçişini etkileyip etkilemediği araştırılmalıdır. Farklı simanların, farklı içeriklerinden dolayı lazer ışığını absorpsiyon düzeyleri farklı olabilir. Absorpsiyonun farklı olması bağlantı dayanım değerini değiştirecektir. Bu açıdan farklı içerikteki ve farklı renklere sahip simanlar ile çalışmanın genişletilmesi önerilmektedir.

ÖZET

Akbal M.M Farklı seramiklerin dentin yüzeyinden uzaklaştırılmasında Er,Cr:YSGG lazerin etkisi, Y.Y.Ü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, Van, 2018. Bu çalışmanın amacı farklı seramik materyallerin dentin yüzeyinden uzaklaştırılmasında Er,Cr:YSGG lazerin etkinliğinin araştırılmasıdır. Çalışmamız için 12 grupta (n=12) toplam 144 adet çekilmiş molar diş kullanıldı. 48 adet feldspatik seramik, 48 adet lōsit ile güçlendirilmiş cam seramik, 48 adette lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik disk hazırlandı. Hazırlanan diskler molar dişlerin oklüzal dentin tabasına rezin siman ile simante edildi. Kontrol grupları haricindeki gruplara farklı güçlerde (3W, 4W, 5W) lazer uygulaması yapıldı. Lazer uygulamasından sonra tüm gruplara shear testi uygulandı. Tüm gruplar için makaslama bağlantı değerleri istatistiksel olarak değerlendirildi. Makaslama bağlantı değerleri, kullanılan 3 farklı seramik materyalinde de, lazer gücünün artması ile azalmıştır ($p<0.05$). Uygulanan 3 farklı lazer gücünde de, makaslama bağlantı değerleri feldspatik seramik gruplarında fazla bulunmuştur ($p<0.05$). Lōsit ile güçlendirilmiş cam seramik ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik gruplarında ise , makaslama bağlantı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Desimantasyonda kullanılan lazer gücünün artması ile bağlantı kuvveti düşmektedir. Artan lazer gücü, seramik materyallerin dentin yüzeyinden uzaklaştırılabilmesini kolaylaştırmaktadır.

SUMMARY

Akbal MM. The effect of Er,Cr:YSGG laser on removal of different ceramics from dentin surface, Yuzuncu Yil University, Department of Prosthodontics, Speciality Thesis, Van 2018. The aim of this study was to evaluate the effect of Er,Cr:YSGG laser on removal of different ceramics from dentin surfaces. 12 subgroups were determined for this study and each group had 12 samples. Totally 144 extracted teeth were used. 48 feldspathic ceramics, 48 leucite reinforced glass ceramic and 48 lithium-disilicate reinforced glass ceramic disk specimens were prepared for this study. Specimens were cemented on the occlusal dentin surface of extracted molar teeth with adhesive resin cement. Except the control groups, Er,Cr:YSGG laser was applied at different wattages (3W, 4W, 5W) to determine the optimal wattage for the removal of ceramic specimens. Shear bond strength values of all groups were analyzed statistically. Shear bond strength values were decreased statistically due to increased wattages of laser at all different ceramic groups ($p < 0.05$). Highest shear bond strength values were obtained at feldspathic ceramics groups in all different laser wattages groups ($p < 0.05$). However there was no statistically significant difference according to shear bond strength values between leucite reinforced glass ceramics groups and lithium disilicate reinforced glass ceramic groups at all different laser wattages ($p > 0.05$). Shear bond strength values were decreased with increasing laser wattages. Increased laser wattages provides easy removal of ceramic materials from dentin surfaces.

KAYNAKLAR

- Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME ve Lang BR (2004). Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics., *The Journal of prosthetic dentistry*, 91, 4, 349–355.
- al-Salehi SK ve Burke FJ (1997). Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength., *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985), 28, 11, 717–723.
- Anusavice KJ, Shen C ve Rawls HR (2013). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- Asai T, Kazama R, Fukushima M ve Okiji T (2010). Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials., *Dental materials journal*, 29, 6, 661–667.
- Atai M, Yassini E, Amini M ve Watts DC (2007). The effect of a leucite-containing ceramic filler on the abrasive wear of dental composites., *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 23, 9, 1181–1187.
- Attar N, Tam LE ve McComb D (2003). Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents., *The Journal of prosthetic dentistry*, 89, 2, 127–134.
- Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S ve Kern M (2006). Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns., *The Journal of prosthetic dentistry*, 95, 2, 117–123.
- Bagis B, Bagis YH ve Hasanreisoglu U (2011). Bonding effectiveness of a self-adhesive resin-based luting cement to dentin after provisional cement contamination., *The journal of adhesive dentistry*, 13, 6, 543–550.
- Baseren NM ve Gokalp S (2003). Validity of a laser fluorescence system (DIAGNOdent) for detection of occlusal caries in third molars: an in vitro study., *Journal of oral rehabilitation*, 30, 12, 1190–1194.

- Blahnik J ve Ringde D (2003). Laser therapy a clinical manual.
- Brannstrom M ve Nyborg H (1977). Pulpal reaction to polycarboxylate and zinc phosphate cements used with inlays in deep cavity preparations., *Journal of the American Dental Association* (1939), 94, 2, 308–310.
- Brenes C, Duqum I ve Mendonza G (2016). *Materials and Systems For All Ceramic CAD/CAM Restorations*.
- Broome PJ (2007). Utilization of an Er,Cr:YSGG laser for the removal of all-ceramic restorations., *Practical procedures & aesthetic dentistry: PPAD*, 19, 1, 23–25.
- Cardoso PE, Braga RR ve Carrilho MR (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems., *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 14, 6, 394–398.
- Carville R ve Quinn F (2008). The selection of adhesive systems for resin-based luting agents., *Journal of the Irish Dental Association*, 54, 5, 218–222.
- Cepera F, Torres FC, Scanavini MA, Paranhos LR, Capelozza Filho L, Cardoso MA, ... Siqueira DF (2012). Effect of a low-level laser on bone regeneration after rapid maxillary expansion., *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 141, 4, 444–450.
- Chang JC, Hurst TL, Hart DA ve Estey AW (2002). 4-META use in dentistry: a literature review., *The Journal of prosthetic dentistry*, 87, 2, 216–224.
- Charlton DG, Moore BK ve Swartz ML (1991). Direct surface pH determinations of setting cements., *Operative dentistry*, 16, 6, 231–238.
- Christensen GJ (1994). Why is glass ionomer cement so popular?, *Journal of the American Dental Association* (1939), 125, 9, 1257–1258.

- Coluzzi DJ (2004). Fundamentals of dental lasers: Science and instruments, *Dental Clinics of North America*, 48, 4, 751–770.
- Craig R ve Powers J (2002). *Restorative Dental Materials*. (11th edn). St Louis: Mosby.
- Cranska JP (2013). Removing all-ceramic restorations with lasers., *Dentistry today*, 32, 6, 101–102,104.
- Cranska JP (2015). Laser Removal of All-Ceramic Restorations. Solving a Difficult Clinical Challenge., *Dentistry today*, 34, 3, 110–113.
- Culp L ve McLaren EA (2010). Lithium disilicate: the restorative material of multiple options., *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 31, 9, 716-720-725.
- de la Macorra JC ve Pradies G (2002). Conventional and adhesive luting cements., *Clinical oral investigations*, 6, 4, 198–204.
- De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M ve Van Meerbeek B (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results., *Journal of dental research*, 84, 2, 118–132.
- Dederich DN (1991). Laser/tissue interaction., *The Alpha omegan*, 84, 4, 33–36.
- Della Bona A ve van Noort R (1995). Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic., *Journal of dental research*, 74, 9, 1591–1596.
- Denissen HW, El-Zohairy AA, van Waas MAJ ve Feilzer AJ (2002). Porcelain-veneered computer-generated partial crowns., *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 33, 10, 723–730.
- Diaz-Arnold AM, Vargas MA ve Haselton DR (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics., *The Journal of prosthetic dentistry*, 81, 2, 135–141.
- Donovan TE ve Cho GC (1999). Contemporary evaluation of dental cements.,

- Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995), 20, 3, 197–9, 202–8, 210 passim; quiz 220.
- el-Badrawy WA ve el-Mowafy OM (1995). Chemical versus dual curing of resin inlay cements., *The Journal of prosthetic dentistry*, 73, 6, 515–524.
- El Zohairy AA, de Gee AJ, de Jager N, van Ruijven LJ ve Feilzer AJ (2004). The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength., *Journal of dental research*, 83, 5, 420–424.
- Erkut S, Kucukesmen HC, Eminkahyagil N, Imirzalioglu P ve Karabulut E (2007). Influence of previous provisional cementation on the bond strength between two definitive resin-based luting and dentin bonding agents and human dentin., *Operative dentistry*, 32, 1, 84–93.
- Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D ve Neiva G (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report., *Journal of the American Dental Association* (1939), 141 Suppl 2, 10S–4S.
- Fernandes JV, Oliani M, Nogueira JL, Silva J ve Araujo R (2016). Analysis and Comparison of Different Bond Strength Tests, *JSM Dent*, 4, 1076.
- Ferracane JL, Stansbury JW ve Burke FJT (2011). Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations., *Journal of oral rehabilitation*, 38, 4, 295–314.
- Fischer J, Stawarczyk B ve Hammerle CHF (2008). Flexural strength of veneering ceramics for zirconia., *Journal of dentistry*, 36, 5, 316–321.
- FM K, EA A, SM A, B B, S T ve T T (2014). Effect of laser treatments on the strength of denture base repair, *J Dent Fac Atatürk Uni, Cilt:24, Sayı:1, sayfa: 74-80*.
- Frankenberger R, Kramer N ve Petschelt A (2000). Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation., *Operative dentistry*, 25, 4, 324–330.

- Giordano R (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations., *Journal of the American Dental Association* (1939), 137 Suppl, 14S–21S.
- Giordano RA 2nd, Pelletier L, Campbell S ve Pober R (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain., *The Journal of prosthetic dentistry*, 73, 5, 411–418.
- Giordano R ve McLaren EA (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods., *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, N.J. : 1995), 31, 9, 682–4, 686, 688, 700.
- Glockner K, Rumpler J, Ebeleseder K ve Stadtler P (1998). Intrapulpal temperature during preparation with the Er:YAG laser compared to the conventional burr: an in vitro study., *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 16, 3, 153–157.
- Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA ve Bonfante EA (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials., *The International journal of prosthodontics*, 28, 3, 227–235.
- Guess PC, Zavanelli RA, Silva NRFA, Bonfante EA, Coelho PG ve Thompson VP (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue., *The International journal of prosthodontics*, 23, 5, 434–442.
- Gurney ML, Sharples SD, Phillips WB ve Lee DJ (y.y.). Using an Er , Cr : YSGG laser to remove lithium disilicate restorations : A pilot study, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115, 1, 90–94.
- Habib B, von Fraunhofer JA ve Driscoll CF (2005). Comparison of two luting agents used for the retention of cast dowel and cores., *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 14, 3, 164–169.
- Hammad IA ve Talic YF (1996). Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature., *The Journal of prosthetic dentistry*, 75, 6, 602–608.

- Helvey GA (2014). Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations., *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, N.J. : 1995), 35, 1, 38–43.
- Hill EE (2007). Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations., *Dental clinics of North America*, 51, 3, 643–58, vi.
- Hill EE ve Rubel B (2009). Vital tooth cleaning for cementation of indirect restorations: a review., *General dentistry*, 57, 4, 392–397.
- Ishikawa I, Aoki A, Takasaki AA, Mizutani K, Sasaki KM ve Izumi Y (2009). Application of lasers in periodontics: True innovation or myth?, *Periodontology* 2000, 50, 1, 90–126.
- Johnson GH, Hazelton LR, Bales DJ ve Lepe X (2004). The effect of a resin-based sealer on crown retention for three types of cement., *The Journal of prosthetic dentistry*, 91, 5, 428–435.
- Kellesarian SV, Ros Malignaggi V, Aldosary KM ve Javed F (2017). Laser-assisted removal of all ceramic fixed dental prostheses: A comprehensive review., *Journal of esthetic and restorative dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*.
- Kelly R ve Campbell SD (1996). in *dentistry : Historical roots and current perspectives*, , 1.
- Kelsey WP 3rd, Blankenau RJ ve Powell GL (1991). Application of the argon laser to dentistry., *Lasers in surgery and medicine*, 11, 6, 495–498.
- Kelsey WP 3rd, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW, Cavel WT ve Whisenant BK (1989). Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization., *Lasers in surgery and medicine*, 9, 6, 623–627.
- Kreisler MB, Haj H Al, Noroozi N ve Willershausen B d’Hoedt (2004). Efficacy of low level laser therapy in reducing postoperative pain after endodontic surgery-- a randomized double blind clinical study., *International journal of oral and*

- maxillofacial surgery, 33, 1, 38–41.
- Kumar G, Dhillon JK ve Rehman F (2016). A comparative evaluation of retention of pit and fissure sealants placed with conventional acid etching and Er,Cr:YSGG laser etching: A randomised controlled trial., *Laser therapy*, 25, 4, 291–298.
- Ladha K ve Verma M (2010). Conventional and Contemporary Luting Cements : An Overview, 10, June, 79–88.
- Li RWK, Chow TW ve Matinlinna JP (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art., *Journal of prosthodontic research*, 58, 4, 208–216.
- Liu P-R ve Essig ME (2008). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems., *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 29, 8, 482, 484, 486–8 passim.
- Margolis FS (2006). The erbium laser: the “Star Wars” of dentistry., *The Alpha omegan*, 99, 3, 128–131.
- Martinez-Insua A, Da Silva Dominguez L, Rivera FG ve Santana-Penin UA (2000). Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces., *The Journal of prosthetic dentistry*, 84, 3, 280–288.
- Matinlinna JP ve Vallittu PK (2007). Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - an insight review of the chemical aspects on surface conditioning., *Journal of oral rehabilitation*, 34, 8, 622–630.
- Matsumoto K ve Kimura Y (2007). Laser therapy of dentin hypersensitivity., *J Oral Laser Appl*, 7, 7–25.
- McCabe J ve Walls A (2005). *Applied Dental Materials*. (8th edn). Oxford: Blackwell Publishing Company.
- McLean JW (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century., *The Journal of prosthetic dentistry*, 85, 1, 61–66.

- Merli LA de S, Santos MTBR dos, Genovese WJ ve Faloppa F (2005). Effect of low-intensity laser irradiation on the process of bone repair., *Photomedicine and laser surgery*, 23, 2, 212–215.
- Miserendino LJ ve Cozean CD (1998). Histological results following in-vivo cavity preparation with an Er:YAG laser. *C. 3248*, 3245–3248.
- Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Jakolitsch S, Kluger W, Wernisch J ve Sperr W (1999). The bactericidal effect of Nd:YAG, Ho:YAG, and Er:YAG laser irradiation in the root canal: an in vitro comparison., *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 17, 4, 161–164.
- Mormann WH ve Bindl A (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations., *Dental clinics of North America*, 46, 2, 405–26, viii.
- Nakajima M, Sano H, Zheng L, Tagami J ve Pashley DH (1999). Effect of moist vs. dry bonding to normal vs. caries-affected dentin with Scotchbond Multi-Purpose Plus., *Journal of dental research*, 78, 7, 1298–1303.
- Nazemisalman B, Farsadeghi M ve Sokhansanj M (2015). Types of Lasers and Their Applications in Pediatric Dentistry, *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 6, 3, 96–101.
- O'Brien W (2002). *Dental Materials and their selection*. (3rd edn.). Chicago: Quintessence International.
- Oelgiesser D, Blasbalg J ve Ben-Amar A (2003). Cavity preparation by Er-YAG laser on pulpal temperature rise., *American journal of dentistry*, 16, 2, 96–98.
- Olivi G ve Genovese MD (2011). Laser restorative dentistry in children and adolescents., *European archives of paediatric dentistry: official journal of the European Academy of Paediatric Dentistry*, 12, 2, 68–78.
- Otto T ve De Nisco S (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays., *The*

- International journal of prosthodontics, 15, 2, 122–128.
- Oztoprak MO, Tozlu M ve Iseri U (2012). Effects of different application durations of scanning laser method on debonding strength of laminate veneers, 713–716.
- Pegoraro TA, da Silva NRFA ve Carvalho RM (2007). Cements for use in esthetic dentistry., Dental clinics of North America, 51, 2, 453–71, x.
- Peutzfeldt A (1996). Compomers and glass ionomers: bond strength to dentin and mechanical properties., American journal of dentistry, 9, 6, 259–263.
- Pieger S, Salman A ve Bidra AS (2014). Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review., The Journal of prosthetic dentistry, 112, 1, 22–30.
- Qadri T, Miranda L, Tuner J ve Gustafsson A (2005). The short-term effects of low-level lasers as adjunct therapy in the treatment of periodontal inflammation., Journal of clinical periodontology, 32, 7, 714–719.
- Rechmann P, Buu NCH, Rechmann BMT ve Finzen FC (2015). Laser all-ceramic crown removal and pulpal temperature—a laboratory proof-of-principle study, Lasers in Medical Science, 30, 8, 2087–2093.
- Reich S, Fischer S, Sobotta B, Klapper H-U ve Gozdowski S (2010). A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing- generated posterior lithium disilicate crowns., The International journal of prosthodontics, 23, 3, 214–216.
- Ribeiro JC V, Coelho PG, Janal MN, Silva NRFA, Monteiro AJ ve Fernandes CAO (2011). The influence of temporary cements on dental adhesive systems for luting cementation., Journal of dentistry, 39, 3, 255–262.
- Rizoiu I, Kohanghadosh F, Kimmel AI ve Eversole LR (1998). Pulpal thermal responses to an erbium,chromium: YSGG pulsed laser hydrokinetic system., Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics, 86, 2,

220–223.

Rosenstiel SF, Land MF ve Crispin BJ (1998). Dental luting agents: A review of the current literature., *The Journal of prosthetic dentistry*, 80, 3, 280–301.

Sadek FT, Cury AH, Monticelli F, Ferrari M ve Cardoso PEC (2005). The influence of the cutting speed on bond strength and integrity of microtensile specimens., *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 21, 12, 1144–1149.

Sailer I, Oendra AEH, Stawarczyk B ve Hammerle CHF (2012). The effects of desensitizing resin, resin sealing, and provisional cement on the bond strength of dentin luted with self-adhesive and conventional resinements., *The Journal of prosthetic dentistry*, 107, 4, 252–260.

Saito A, Komine F, Blatz MB ve Matsumura H (2010). A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal., *The Journal of prosthetic dentistry*, 104, 4, 247–257.

Salz U, Zimmermann J ve Salzer T (2005). Self-curing, self-etching adhesive cement systems., *The journal of adhesive dentistry*, 7, 1, 7–17.

SANNINO G, GERMANO F, ARCURI L, BIGELLI E, ARCURI C ve BARLATTANI A (2014). CEREC CAD/CAM Chairside System, *Oral & Implantology*.

Santini A (2010). Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials., *Dental update*, 37, 4, 214-216-220-227.

Sari T, Tuncel I, Usumez A ve Gutknecht N (2014). Transmission of Er:YAG laser through different dental ceramics., *Photomedicine and laser surgery*, 32, 1, 37–41.

Scherrer SS, Cesar PF ve Swain M V (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review., *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 26, 2, e78-93.

- Sensat ML, Brackett WW, Meinberg TA ve Beatty MW (2002). Clinical evaluation of two adhesive composite cements for the suppression of dentinal cold sensitivity., *The Journal of prosthetic dentistry*, 88, 1, 50–53.
- Shillingburg H, Hobo S ve Whitsett L (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. (3rd Edn.). Chicago: Quintessence Publishing;1997.
- Simon JF ve Darnell LA (2012). Considerations for proper selection of dental cements., *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, N.J. : 1995), 33, 1, 28–30, 32, 34–5, 38.
- Stamatacos C ve Simon JF (2013). Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements., *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, N.J. : 1995), 34, 1, 42–44,46.
- Sungurtekin E, Bani M ve Oztas N (2009). Mine puruzlendirme yontemleri, *GU Dis Hek Fak Derg*, 26, 3, 189–194.
- Swift EJJ ve Bayne SC (1997). Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive., *American journal of dentistry*, 10, 4, 184–188.
- Tagami J, Nakajima M, Shono T, Takatsu T ve Hosoda H (1993). Effect of aging on dentin bonding., *American journal of dentistry*, 6, 3, 145–147.
- Takamori K (2000). A histopathological and immunohistochemical study of dental pulp and pulpal nerve fibers in rats after the cavity preparation using Er:YAG laser., *Journal of endodontics*, 26, 2, 95–99.
- Tamura Y, Tsubota K, Otsuka E, Endo H, Takubo C, Miyazaki M ve Latta MA (2011). Dentin bonding: influence of bonded surface area and crosshead speed on bond strength., *Dental materials journal*, 30, 2, 206–211.
- Thurmond JW, Barkmeier WW ve Wilwerding TM (1994). Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain., *The*

- Journal of prosthetic dentistry, 72, 4, 355–359.
- Tortamano A, Lenzi DC, Haddad ACSS, Bottino MC, Dominguez GC ve Vigorito JW (2009). Low-level laser therapy for pain caused by placement of the first orthodontic archwire: A randomized clinical trial, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136, 5, 662–667.
- Tosun G, Sener Y ve Sengun A (2007). Effect of storage duration/solution on microshear bond strength of composite to enamel., *Dental materials journal*, 26, 1, 116–121.
- Tuncel I ve Usumez A (2014). Transmission of Er : YAG Laser Through Different, 32, 1, 37–41.
- Tysowsky GW (2009). The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative., *Dentistry today*, 28, 3, 112–113.
- Um CM ve Oilo G (1992). The effect of early water contact on glass-ionomer cements., *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 23, 3, 209–214.
- van As G (2004). Erbium lasers in dentistry., *Dental clinics of North America*, 48, 4, 1017–59, viii.
- van As G (2012). Laser removal of porcelain veneers., *Dentistry today*, 31, 9, 84,86,88-89.
- Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A ve De Munck J (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes., *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 26, 2, e100-21.
- Vargas MA, Bergeron C ve Diaz-Arnold A (2011). Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success., *Journal of the American Dental Association (1939)*, 142 Suppl 2, 20S–4S.
- von Fraunhofer JA, Allen DJ ve Orbell GM (1993). Laser etching of enamel for direct

- bonding., *The Angle orthodontist*, 63, 1, 73–76.
- Weaver JD, Johnson GH ve Bales DJ (1991). Marginal adaptation of castable ceramic crowns., *The Journal of prosthetic dentistry*, 66, 6, 747–753.
- Wildgoose DG, Johnson A ve Winstanley RB (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review., *The Journal of prosthetic dentistry*, 91, 2, 136–143.
- Xu X ve Burgess JO (2003). Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials., *Biomaterials*, 24, 14, 2451–2461.
- Yang Y, Yu J, Gao J, Guo J, Li L, Zhao Y ve Zhang S (2016). Clinical outcomes of different types of tooth-supported bilayer lithium disilicate all-ceramic restorations after functioning up to 5 years: A retrospective study., *Journal of dentistry*, 51, 56–61.
- Yu H, Buchalla W, Cheng H, Wiegand A ve Attin T (2012). Topical fluoride application is able to reduce acid susceptibility of restorative materials., *Dental materials journal*, 31, 3, 433–442.
- Yu H, Li Q, Cheng H ve Wang Y (2011). The effects of temperature and bleaching gels on the properties of tooth-colored restorative materials., *The Journal of prosthetic dentistry*, 105, 2, 100–107.
- Yu H, Zheng M, Chen R ve Cheng H (2014). Proper selection of contemporary dental cements., *Oral health and dental management*, 13, 1, 54–59.
- Zaimoğlu A ve Can G (2004). Sabit protezler, 1. Baskı. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.

ÖZGEÇMİŞ

Arş. Gör. Murat Mert AKBAL 28 Ağustos 1986 yılında İstanbul'da doğdu. Lise eğitimini Kültür Fen Lisesi'nde tamamladı. 2008 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde'nde yükseköğrenimine başladı. 2013 yılında mezun oldu. 2014 yılında Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na araştırma görevlisi olarak atanan Murat Mert AKBAL aynı kurumda görevini sürdürmektedir.





T.C.
YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
KARAR FORMU



BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı Seramiklerin dentin yüzeyinden uzaklaştırılmasında Er,Cr;YSGG lazerin etkisi			
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	Yok			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Yrd.Doç.Dr. Murat ESKİTAŞÇIOĞLU			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Protetik Diş Tedavisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı			
	DESTEKLEYİCİ	Yok			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	Yok			
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Tüm gözlemsel çalışmalar			<input type="checkbox"/>
		Anket çalışmaları			<input type="checkbox"/>
		Dosya ve görüntü kayıtları kullanılarak yapılan retrospektif arşiv taramaları ve benzeri gözlemsel çalışmalar			<input type="checkbox"/>
		Kan, idrar, doku, görüntü gibi biyokimya, mikrobiyoloji, patoloji ve radyoloji koleksiyon materyalleriyle veya rutin muayene, tetkik, tahlil ve tedavi işlemleri sırasında elde edilmiş materyallerle yapılacak çalışmalar			<input type="checkbox"/>
		Rutin tetkik ve tedavi işlemleri sırasında elde edilmiş materyallerle yapılacak çalışma			<input checked="" type="checkbox"/>
		Hücre veya doku kültürü çalışmaları			<input type="checkbox"/>
		Gen tedavisi klinik araştırmaları dışında kalan ve tanımlamaya yönelik olarak genetik materyalle yapılacak araştırmalar			<input type="checkbox"/>
Hemşirelik faaliyetlerinin sınırı içerisinde yapılacak araştırmalar				<input type="checkbox"/>	
Gıda katkı maddeleriyle yapılacak diyet çalışmaları				<input type="checkbox"/>	
Egzersiz gibi vücut fizyolojisi ile ilgili araştırmalar				<input type="checkbox"/>	
Antropometrik ölçümlere dayalı yapılan çalışmalar				<input type="checkbox"/>	
Yaşam alışkanlıklarının değerlendirilmesi araştırmaları gibi İnsana bir hekimin doğrudan müdahalesini gerektirmeden yapılacak olan tüm araştırmalar			<input type="checkbox"/>		
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama			
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input checked="" type="checkbox"/>			
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>			
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>			
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>			
	DİĞER:	<input checked="" type="checkbox"/>	İyi Klinik Uygulamaları Taahhütnamesi, Tüm Araştırmacılara Ait Özgeçmiş, Anabilim Dalı Yazısı, Literatür ve CD		



T.C.
YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
KARAR FORMU



KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 10	Tarih: 07.02.2017
	Yrd.Doç.Dr. Murat ESKİTAŞÇIOĞLU sorumluluğunda yapılması tasarlanan ve yukarıda başvuru bilgileri verilen "Farklı Seramiklerin dentin yüzeyinden uzaklaştırılmasında Er,Cr;YSGG lazerin etkisi" isimli bilimsel araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiştir. Araştırmacıların Yüzüncü Yıl Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulunun Çalışma Esasları Hakkında Yönergesinde belirtilen hususları yerine getirdikleri belirlenmiş olup, çalışmalarını ile ilgili tüm sorumluluk araştırmacılara ait olmak üzere, söz konusu çalışmanın gerçekleştirilmesinde sakınca bulunmadığına, toplantıya katılan Etik Kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu/oy birliği ile karar verilmiştir.	
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU		
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof.Dr. Oğuz TUNCER	

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
			E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Oğuz TUNCER	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd.Doç.Dr. Şükran SEVİMLİ	Tıp Tarihi ve Etik	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Sıddık KESKİN	İstatistik Uzmanı	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr. Hakkı ŞİMŞEK	Kardiyoloji	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr. Hüseyin GÜDÜCÜOĞLU	Tıbbi Mikrobiyoloji	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr.A.Faruk KIROĞLU	KBB	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd.Doç.Dr. Abbas ARAS	Genel Cerrahi	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd.Doç.Dr. Celaleddin SOYALP	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd.Doç.Dr. Numan ÇİM	Kadın Hastalıkları ve Doğum	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd.Doç.Dr. Ramazan ÜSTÜN	Fizyoloji	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd.Doç.Dr. Ersoy ÖKSÜZ	Farmakoloji Uzmanı	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Lütfü POLAT	Eczacı	Van Polat Eczanesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Nazlı AKTAŞ	Avukat	Yüzüncü Yıl Üniversitesi Hukuk Müşavirliği	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Özge Burak DEĞER	Sağlık Mesleği Mensubu Olmayan Üye	Van Sanayici ve İş Kadınları Derneği	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Adnan SELÇUK	Sağlık Mesleği Mensubu Olmayan Üye	Van İş Geliştirme Merkezi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	