

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI

FARKLI İKİ SERAMİK SİSTEMDE GELENEKSEL YÖNTEM İLE
PÜRÜZLENDİRME VE LAZER İLE PÜRÜZLENDİRMENİN
KARŞILAŞTIRILMASI

HAZIRLAYAN
İPEK GİZEM BEKİROĞLU

DOKTORA TEZİ

ANKARA - 2024

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI**

**FARKLI İKİ SERAMİK SİSTEMDE GELENEKSEL YÖNTEM İLE
PÜRÜZLENDİRME VE LAZER İLE PÜRÜZLENDİRMENİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

**HAZIRLAYAN
İPEK GİZEM BEKİROĞLU**

DOKTORA TEZİ

**TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. BURÇAK KAYA**

ANKARA - 2024

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ortodonti Anabilim Dalı Ortodonti Doktora Programı çerçevesinde Ar. Gör. İpek Gizem Bekiroğlu tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 7/11/2024

Tez Adı: Farklı İki Seramik Sistemde Geleneksel Yöntem İle Pürüzlendirme ve Lazer İle Pürüzlendirmenin Karşılaştırılması

Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu)

İmza

Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı (Gözetmen) : Prof. Dr. ...
Başkent Üniversitesi

ONAY

Enstitü Müdürü

Tarih: ... / ... /

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: ../../2024

Öğrencinin Adı, Soyadı: İpek Gizem BEKİROĞLU

Öğrencinin Numarası: 21910107

Anabilim Dalı: Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Programı: Ortodonti Doktora Programı

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı: Prof. Dr. Burçak KAYA

Tez Başlığı: Farklı İki Seramik Sistemde Geleneksel Yöntem İle Pürüzlendirme ve Lazer İle Pürüzlendirmenin Karşılaştırılması

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 99 sayfalık kısmına ilişkin, 16/10/2024 tarihinde tez danışmanım tarafından Turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı %13'tür. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:

ONAY

Tarih: ... / ... /

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad, Soyadı, İmza:

İTHAF

Bu tezi, diş hekimliği mesleğini seğmemde bana rehberlik eden ve doktora eğitim sũrecimde korana pandemisi sebebiyle kaybetmiş olduğum ęok sevgili dayım, fizik ȳğretmeni 'ya ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca her anımda bana destek olan, sadece akademik olarak değil hayatımdaki önemli kararlarımda bana yol gösteren, tezimin her aşamasında büyük sabır, titizlik ve hoşgörüyle vaktini bana ayıran çok kıymetli danışman hocam

Doktora eğitimim boyunca emek ve bilgilerini hiçbir zaman esirgemeyen ve ortodonti eğitimime katkıda bulunan çok değerli hocalarım

Katkı ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, bilgi ve tecrübesinden yararlandığım, zorlandığım zamanlarda mesleki ve meslek dışı fikirlerine güvenerek danışabileceğim, kendisini ablam gibi gördüğüm çok değerli hocam

Tezim ve doktora eğitimi sürecimde tecrübesi ve çok kıymetli bilgileriyle bana yol gösteren

Tezimin araştırma aşamasında bilgilerini ve desteklerini esirgemeyen çok kıymetli hocalarım

Doktora sürecimde bütün zorluklara beraber göğüs gerdiğim, bu süreçte beraber büyüdüğüm, en büyük şanslarımdan biri olarak gördüğüm çok kıymetli kıdem arkadaşlarım

Hem sosyal hayatta hem de eğitim sürecimizde birlikte çok güzel zamanlar geçirdiğimiz tüm asistan arkadaşlarıma,

Sonsuz emek, sevgi ve destekleri ile beni bugünlere getiren, her zaman yanımda olan, her zaman daha başarılı olmam için çabalayan ve ufkumu sürekli genişleten canım babam
, canım annem
, canım ağabeyim
ve tüm aileme,

Sonsuz teşekkür ederim...

ÖZET

İpek Gizem Bekiroğlu, Farklı iki Seramik Sistemde Geleneksel Yöntem ile Pürüzlendirme ve Lazer ile Pürüzlendirmenin Karşılaştırılması, Başkent Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti Doktora Programı, Doktora Tezi, 2024

Amaç: Bu çalışmanın amacı, in vitro olarak seramik sistemlere braket yapıştırırken farklı pürüzlendirme yöntemlerinin bağlanma dayanıklılıklarının incelenmesidir. Bu çalışma sonunda pürüzlendirmede zorluk yaşanan ve yeterli bağlanma kuvvetine ulaşamadığı için ortodontik tedavi sürecinde sorun yaratan seramik yüzeylerin pürüzlendirilmesinde daha iyi tutuculuk sağlanması hedeflenmiştir.

Gereç ve Yöntem: 6x5x2 mm boyutlarında üretilen 45 adet feldspatik porselen numune 15'erli olacak şekilde 3 gruba, 45 adet monolitik zirkonya numune ise 15'erli olacak şekilde 3 gruba ayrılmıştır. Çalışmada kullanılan pürüzlendirme yöntemleri Er,Cr:YSGG lazerle pürüzlendirme (L) , hidroflorik asitle pürüzlendirme (HF) ve hidroflorik asit + Er,Cr:YSGG (HF + L) lazerle pürüzlendirme olacak şekilde belirlenmiştir. Tüm numunelerin glaze tabakası elmas frezle kaldırılmıştır. Lazer uygulaması 20 Hz frekansında, 3 watt gücünde, H modunda, %50 su ve %50 hava oranıyla yapılmıştır. Hidroflorik asit uygulanan gruplarda %9'luk hidroflorik asit 90 sn uygulanmış, ardından 20 sn yıkama ve 20 sn kurutma yapılmıştır. Pürüzlendirme sonrası maksiller lateral metal braketler adeziv sistemle numunelere yapıştırılmış, ardından 20 sn LED ışıkla dondurulmuştur. Tüm numuneler 37°C'de 1 gün distile suda bekletilmiş, devamında sıcaklığı 5°C ile 55°C aralığında değişen 5000 devirlik termosiklusa tabi tutulmuştur. Tüm numunelerin Universal test makinasında 1 mm/dk hızla bağlanma dayanım kuvveti ölçülmüş ve bu değerler MPa olarak çevrilmiştir. ARI skorlaması yapabilmek için tüm yüzeyler stereomikroskopta incelenmiştir. Her grubu temsil edecek 1'er numunenin ve her seramik tipinden 1 adet glaze tabakası kaldırılmış numunenin SEM altında x3000 büyütme ile görüntüleri alınmıştır. İstatistiksel analiz için Mann-Whitney U testi ve Kruskal-Wallis H testi kullanılmıştır.

Bulgular: SBS ve ARI skoru değerlerinin feldspatik porselen grubunda (11,11 MPa, ARI:3,1) monolitik zirkonya grubuna (4,23 MPa, ARI: 0,6) göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür ($p<0,05$). Pürüzlendirme teknikleri arasında SBS değerleri ve ARI skorları açısından anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte L tekniğinde ARI skorları daha düşük görülmüştür. Feldspatik porselen

materyalinde; pürüzlendirme teknikleri arasında SBS değerleri ve ARI skorları açısından anlamlı farklılık görülmüştür ($p<0,05$). Feldspatik porselen için HF tekniğinde (8,32 MPa) SBS değerlerinin diğer tekniklere göre (L için 11,04 MPa, L + HF için 13,97 MPa) anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür. Yine feldspatik porselen için L tekniğinde ARI skorunun 1,13 değerleriyle diğer tekniklere göre (HF için 4,13, L + HF için 4,07) anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür. Monolitik zirkonya materyalinde; pürüzlendirme teknikleri arasında SBS değerleri açısından anlamlı farklılık görülmüştür ($p<0,05$). Monolitik zirkonya için L + HF tekniğinde SBS değerlerinin (2,42 MPa) diğer tekniklere göre (HF için 5,69 MPa , L için 4,58 MPa) anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür. Monolitik zirkonya materyelinde pürüzlendirme teknikleri arasında ARI skoru değerleri açısından ise anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte HF grubunda ARI skoru değerlerinin daha düşük olduğu görülmektedir.

Sonuç: Feldspatik porselende uygulanan pürüzlendirme teknikleri ile optimum bağlanma dayanımı sağlanmıştır ancak monolitik zirkonyada bu durum sağlanamamıştır. Çalışmamızın bulgularına göre 3 W değerindeki Er,Cr;YSGG lazer sistemi feldspatik porselen pürüzlendirmesinde hidroflorik aside alternatif bir yaklaşım olabilmektedir. Ancak monolitik zirkonya materyalinde hiçbir pürüzlendirme tekniğinde yeterli ve güvenilir bağlanma kuvveti sağlanamamıştır.

Anahtar kelimeler: lazerle pürüzlendirme, seramik, bağlanma kuvveti

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu ve Etik Kurulu tarafından onaylanmış (Proje No: D-KA 22/36) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

ABSTRACT

İpek Gizem Bekiroğlu, Comparison of Traditional Etching and Laser Etching in Two Different Ceramic Systems, Başkent University, Institute of Health Sciences, Orthodontics Doctorate Program, PhD Thesis, 2024

Aim: The aim of this study is to examine the bond strengths of different etching methods when bonding brackets to ceramic systems in vitro. At the end of this study, it is aimed to provide better retention in the roughening of ceramic surfaces, which cause problems in the orthodontic treatment process because of the difficulty in roughening and the insufficient bonding strenght.

Material and Method: Produced in 6x5x2 mm dimensions 45 feldspathic porcelain samples were divided into 3 groups of 15 pieces, and 45 monolithic zirconia samples were divided into 3 groups of 15 pieces. The roughening methods used in the study were determined as Er,Cr:YSGG laser roughening (L), hydrofluoric acid roughening (HF) and hydrofluoric acid + Er,Cr:YSGG (HF + L) laser roughening. The glaze layer of all samples was removed with a diamond bur. Laser application was performed at 20 Hz frequency, 3 watt power, H mode, with a ratio of 50% water and 50% air. In the hydrofluoric acid applied groups, 9% hydrofluoric acid was applied for 90 seconds, followed by 20 seconds of washing and 20 seconds of drying. After etching, maxillary lateral metal brackets were bonded to the samples with an adhesive system, and then cured with LED light for 20 seconds. All samples were stored in distilled water at 37°C for 1 day, and then subjected to a 5000-cycle thermocycle with a temperature ranging from 5°C to 55°C. The bond strength of all samples was measured at a speed of 1 mm/min on a Universal testing machine and these values were converted to MPa. All surfaces were examined under a stereomicroscope to perform ARI scoring. Images of one sample representing each group and one sample from each ceramic type with the glaze layer removed were taken under SEM at x3000 magnification. Mann-Whitney U test and Kruskal-Wallis H test were used for statistical analysis.

Results: It was observed that SBS and ARI score values were significantly higher in the feldspathic porcelain group (11.11 MPa, ARI:3.1) than in the monolithic zirconia group (4.23 MPa, ARI:0.6) ($p<0.05$). No significant difference was observed between the roughening techniques in terms of SBS values and ARI scores ($p>0.05$). Although not statistically significant, ARI scores were lower in the L technique. In feldspathic porcelain

material; a significant difference was observed between the roughening techniques in terms of SBS values and ARI scores ($p<0.05$). It was observed that SBS values were significantly lower in the HF technique (8.32 MPa) for feldspathic porcelain than in the other techniques (11.04 MPa for L, 13.97 MPa for L + HF). For feldspathic porcelain, the ARI score was found to be significantly lower in the L technique with a value of 1.13 compared to the other techniques (4.13 for HF, 4.07 for L + HF). In monolithic zirconia material; a significant difference was found in terms of SBS values between the roughening techniques ($p<0.05$). For monolithic zirconia, the SBS values (2.42 MPa) were found to be significantly lower in the L + HF technique compared to the other techniques (5.69 MPa for HF, 4.58 MPa for L). In monolithic zirconia material, no significant difference was found in terms of ARI score values between the roughening techniques ($p>0.05$). Although not statistically significant, it was seen that the ARI score values were lower in the HF group.

Conclusion: Optimum bond strength was achieved with the roughening techniques applied to feldspathic porcelain, but this situation could not be achieved in monolithic zirconia. According to the findings of our study, the 3 W Er,Cr:YSGG laser system can be an alternative approach to hydrofluoric acid in feldspathic porcelain roughening. However, sufficient and reliable bond strength could not be achieved in any roughening technique in monolithic zirconia material.

Keywords: laser etching, ceramic, shear bond strength

This study was approved by Baskent University Institutional Review Board and Ethics Committee (Project no: D-KA 22/36) and supported by Baskent University Research Fund.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	xiii
1.GİRİŞ.....	1
2.LİTERATÜR TARAMASI.....	3
2.1. Lazer Hakkında Genel Bilgiler.....	3
2.1.1. Lazerin tanımı	3
2.1.2. Lazerin tarihçesi.....	3
2.1.3. Lazer ışığı eldesi.....	4
2.1.4. Lazer sınıflandırması	7
2.1.5. Lazer çeşitleri	8
2.1.6. Lazerin biyolojik dokular üzerindeki etkileri	12
2.1.7. Lazer güvenliği.....	14
2.1.8. Lazerlerin avantaj ve dezavantajları.....	16
2.1.9. Lazer kontraendikasyonları.....	16
2.2 Dişhekimliğinde Lazer Uygulamaları.....	17
2.2.1. Restoratif diş tedavisinde lazer uygulamaları.....	17
2.2.1.1. Çürüklerin önlenmesi.....	17
2.2.1.2. Kavite preparasyonu.....	17
2.2.1.3. Mine ve dentinin aşındırılması.....	18
2.2.1.4. Kompozit rezinin sertleştirilmesi.....	18

2.2.1.5. Desensitizasyon (duyarsızlaştırma)	18
2.2.1.6. Bleaching (beyazlatma).....	19
2.2.2. Endodontide lazer uygulamaları.....	19
2.2.2.1. Kök kanal preparasyonu.....	19
2.2.2.2. Aletlerin sterilizasyonu.....	19
2.2.2.3. Lazer apikoektomi.....	19
2.2.3. Pedodontide lazer uygulamaları.....	20
2.2.3.1. Frenektomi ve ankiloglossi tedavisi.....	20
2.2.3.2. Sürmemiş dişin sürdürülmesi.....	20
2.2.3.3. Süt dişi pulpotomisi.....	20
2.2.3.4. Erken dönemde kalıcı dişlerde direkt ve indirekt pulpa kuafajı.....	20
2.2.3.5. Pediatrik kron preparasyonu.....	21
2.2.3.6. Çürüklerin önlenmesi.....	21
2.2.4. Periodontolojide lazer uygulamaları.....	21
2.2.4.1. Periodontal ceplerin tedavi edilmesi.....	21
2.2.4.2. Lazerle kök düzenleme.....	21
2.2.4.3. Bakteriyel redüksiyon.....	21
2.2.5. Ağız, çene ve diş cerrahisinde lazer uygulamaları.....	22
2.2.5.1. İmplant uygulamaları.....	22
2.2.6. Protetik diş hekimliğinde lazer uygulamaları.....	22
2.3 Ortodontide Lazer Uygulamaları.....	22
2.3.1. Düşük doz lazer uygulamaları	23
2.3.1.1. Diş hareketinin hızlandırılması.....	24
2.3.1.2. Ağrı kontrolü.....	25
2.3.1.3. Kemik rejenerasyonunun artırılması/hızlandırılması....	25
2.3.1.4. Distraksiyon osteogenezisinin desteklenmesi.....	26
2.3.1.5. Flor içeren ortodontik yapıştırıcıdan flor salınımının arttırılması.....	27
2.3.1.6. Kök rezorpsiyonun önlenmesi/tedavisi.....	27
2.3.1.7. Mini vida stabilitesinin arttırılması.....	28
2.3.1.8. Relapsın azaltılması.....	28
2.3.1.9. Bulantı/kusmanın önlenmesi.....	29

2.3.1.10. Ortodontik tedaviden sonra boşluk açılmasının önlenmesi.....	29
2.3.2. Yüksek doz lazer uygulamaları	29
2.3.2.1. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi	29
2.3.2.2. Seramik ve amalgam yüzeylerin pürüzlendirmesi.....	30
2.3.2.3. Minenin asit rezistansının artırılması	30
2.3.2.4. Lehimleme	31
2.3.2.5. Minör cerrahi uygulamaları	31
2.3.2.6. Braketlerin geri dönüşümü	32
2.3.2.7. Söküm işlemi	32
2.4.Dental Seramik Sistemler ve Bonding.....	33
2.4.1. Dental seramiklerin tanımı.....	33
2.4.2. Dental seramiklerin genel yapısı	33
2.4.3. Dental seramiklerin sınıflandırılması.....	33
2.4.4. Dental seramik sistemlerde ortodontik amaçlı pürüzlendirme teknikleri.....	34
2.5. Çalışmada Uygulanacak Prosedürler.....	34
2.5.1. Shear bond strength (SBS) ölçümü.....	34
2.5.2. Termal siklus uygulaması.....	35
2.5.3. Taramalı elektron mikroskobu ile görüntü inceleme.....	35
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	36
3.1. Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesi.....	36
3.2. Numunelerin Hazırlanması.....	37
3.3. Numunelerin Distile Su İçerisinde Bekletilmesi	43
3.4. Termal Siklus İşlemi	43
3.5. Kopma Dayanım (Shear Bond Strenght) (SBS) Testinin Uygulanması.....	44
3.6. Stereomikroskop Kullanarak Braket Sökümü Sonrası Artık Rezın Miktarının (ARI) Skorlanması.....	44
3.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Kullanarak Pürüzlendirme Sonrası Numune Yüzeyinin Değerlendirilmesi.....	46
3.8. İstatistiksel Değerlendirme	46

4.BULGULAR.....	47
4.1. SBS ve ARI Skoru Analizi Bulguları.....	47
4.2. SEM Analizi Bulguları.....	62
4.2.1. Feldspatik porselen SEM incelemesi.....	62
4.2.2. Monolitik zirkonya SEM incelemesi.....	63
5. TARTIŞMA.....	65
5.1. Amacın Tartışılması.....	65
5.2. Gereç ve Yöntemin Tartışılması.....	67
5.3. Bulguların Tartışılması.....	73
SBS bulgularının tartışılması.....	73
ARI bulgularının tartışılması.....	79
SEM görüntülerinin değerlendirilmesi.....	82
5.4. Çalışmanın Limitasyonları ve Klinik Öneriler.....	84
6. SONUÇ.....	85
KAYNAKLAR.....	86

TABLolar LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 3.1: Çalışma Grupları.....	39
Tablo 3.2: Modifiye ARI skollama sistemi.....	45
Tablo 4.1: SBS değlerlerinin ve ARI skorlarının materyaller arasında dağılımı.....	47
Tablo 4.2: SBS değlerlerinin ve ARI skorlarının pürüzlendirme teknikleri arasında dağılımı	49
Tablo 4.3:SBS değlerlerinin ve ARI skorlarının feldspatik porselen materyelindeki dağılımı.....	51
Tablo 4.4:SBS değlerlerinin ve ARI skorlarının monolitik zirkonya materyelindeki dağılımı.....	53
Tablo 4.5:Lazer (L) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyelindeki SBS değlerlerinin ve ARI skorlarının dağılımı.....	55
Tablo 4.6: Hidroflorik asit (HF) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyelindeki SBS değlerlerinin ve ARI skorlarının dağılımı.....	57
Tablo 4.7: Lazer + hidroflorik asit (L + HF) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyelindeki SBS değlerlerinin ve ARI skorlarının dağılımı.....	59
Tablo 4.8:SBS değleri ile ARI skoru değleri arasındaki korelasyon.....	61

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2.1: Ruby lazer modeli	3
Şekil 2.2: Lazer ışığı ve beyaz ışık arasındaki farklılıklar.....	4
Şekil 2.3: Spontan absorbsiyon, spontan emisyon, uyarılmış emisyon	5
Şekil 2.4: Lazer cihazı bölümleri.....	6
Şekil 2.5: Lazerlerin elektromanyetik spektrumları ve dalga boyları.....	8
Şekil 2.6: Diş hekimliğinde sık kullanılan lazerler ve özellikleri.....	11
Şekil 2.7: Dental lazerlerin elektromanyetik spektrumdaki dalga boyları.....	12
Şekil 2.8: Lazer-doku etkileşimleri: Yansıma, soğurulma, geçme, saçılma.....	13
Şekil 2.9: Dental seramiklerin sınıflandırılması.....	34
Şekil 3.1: Vita Block Mark II (feldspatik porselen)	37
Şekil 3.2: Vita YZST (monolitik zirkonya)	37
Şekil 3.3: Micracut 201 hassas kesme cihazı.....	38
Şekil 3.4: Numunelerin sabitlendiği akrilik bloklar.....	38
Şekil 3.5: Elmas Frez.....	39
Şekil 3.6: Er,Cr:YSGG lazer Waterlase MD lazer.....	40
Şekil 3.7: MGG6 6 mm'lik lazer ucu.....	40
Şekil 3.8: Silan.....	41
Şekil 3.9: Adeziv Sistem (Bond ve adeziv rezin).....	41
Şekil 3.10: Led Işık sistemi.....	41
Şekil 3.11: Termal Siklus Cihazı	43
Şekil 3.12: Universal Test Cihazı	44
Şekil 3.13: Stereomikroskop	45
Şekil 3.14: Taramalı Elektron Mikroskobu	46
Şekil 4.1: SBS değerlerinin materyaller arasında dağılımını gösteren grafik.....	48
Şekil 4.2: ARI skoru değerlerinin materyaller arasında dağılımını gösteren grafik.....	48
Şekil 4.3: SBS değerlerinin pürüzlendirme teknikleri arasında dağılımını gösteren grafik.....	50
Şekil 4.4: ARI skoru değerlerinin pürüzlendirme teknikleri arasında dağılımını gösteren grafik.....	50

Şekil 4.5: SBS değerlerinin feldspatik porselen materyalindeki dağılımını gösteren grafik	52
Şekil 4.6: ARI skoru değerlerinin feldspatik porselen materyalindeki dağılımını gösteren grafik.....	52
Şekil 4.7: SBS değerlerinin monolitik zirkonya materyalindeki dağılımını gösteren grafik.....	54
Şekil 4.8: ARI skoru değerlerinin monolitik zirkonya materyalindeki dağılımını gösteren grafik.....	54
Şekil 4.9: Lazer (L) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyalindeki SBS değerlerinin dağılımını gösteren grafik.....	56
Şekil 4.10: Lazer (L) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyalindeki ARI skorlarının dağılımını gösteren grafik.....	56
Şekil 4.11: Hidroflorik asit (HF) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyalindeki SBS değerlerinin dağılımını gösteren grafik.....	58
Şekil 4.12: Hidroflorik asit (HF) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyalindeki ARI skorlarının dağılımını gösteren grafik.....	58
Şekil 4.13: Lazer + hidroflorik asit (L + HF) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyalindeki SBS değerlerinin dağılımını gösteren grafik.....	60
Şekil 4.14: Lazer + hidroflorik asit (L + HF) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyalindeki ARI skorlarının dağılımını gösteren grafik.....	60
Şekil 4.15: Feldspatik porselen materyalinin SEM altında incelenen görüntüleri.....	62
Şekil 4.16: Monolitik zirkonya materyalinin SEM altında incelenen görüntüleri.....	63

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

DDL T	düşük doz lazer tedavisi
YDL T	yüksek doz lazer tedavisi
F	feldspatik porselen
Z	monolitik zirkonya
HF	hidroflorik asit
L	lazer
HF + L	hidroflorik asit + lazer
SBS	shear bond strength
ARI	adesive remnant index (adeziv kalıntı indeksi)
DO	distraksiyon osteogenezis
SEM	scanning electron microscope (taramalı electron mikroskobu)
UNAM	Uluslararası Nanoteknoloji Araştırma Merkezi
ark	arkadaşları
CO ₂	karbondioksit
Nd:YAG	Neodmiyum yttrium-alüminyum-garnet
Er:YAG	Erbiyum yttrium-alüminyum-garnet
Er, Cr:YSGG	Erbiyum kromiyum yttrium-skandiyum-galyum-garnet
Ho:YAG	Holmiyum yttrium-alüminyum-garnet
MPa	Megapaskal
n	veri sayısı
nm	nanometre
N	Newton
W	Watt
Hz	Hertz
mm ²	milimetre kare
p	istatistiksel anlamlılık
r	korelasyon katsayısı
sn	saniye
=	eşittir
>	büyüktür
<	küçüktür
%	yüzde

1. GİRİŞ

1955 yılında Buonocuore'un (1) %85 oranında fosforik asit kullanarak mine yüzeyini pürüzlendirmesinden sonra, mine yüzeyinin hazırlanmasında asitle aşındırma yöntemi en sık kullanılan yöntem haline gelmiştir. Ancak mine yüzeyinin kimyasal yöntemlerle pürüzlendirilmesinin, mine yapısının içindeki inorganik materyalin yıkılması ve çürük oluşumu için savunmasız bir yapı oluşması gibi dezavantajları mevcuttur (2).

Ortodonti pratiğinde minenin lazerle aşındırılması, kullanıcı dostu bir işlem olması ve lazerle aşındırma sonrasında aside dayanıklı mine yüzeylerinin ortaya çıkması nedeniyle son yıllarda popüler hale gelmiştir (3). Lazerler, braketleri yapıştırmak için mine yüzeyini hazırlamak amacıyla kullanılmış ve bu konu ile ilgili yapılan çalışmalar iyi sonuçlar ortaya koymuştur (4,5). Ancak, dental restorasyonlarda sıklıkla kullanılan seramik yüzeylerde optimal braket bağlanma kuvveti elde etmek için en iyi yüzey hazırlama yöntemi konusunda literatürde hala bir fikir birliği oluşmamıştır. Bu nedenle, dental seramik yüzeylerde braketleme öncesi yüzey hazırlama yöntemlerinin daha ayrıntılı incelenmesine ihtiyaç vardır (6).

Tam seramik restorasyonlar, doğal diş görünümünü daha iyi taklit etmeleri ve estetik özellikleri nedeniyle klinisyenler ve hastalar tarafından kabul gören restoratif materyallerdir (7). Braketlemede kullanılan yapıştırıcı ajanın mikromekanik retansiyonunu optimize etmek için seramik restorasyonun pürüzlendirilmesi gerekmektedir. Seramik yüzeylerin braketleme öncesi hazırlanması yani pürüzlendirilmesi, yapışacak yüzey alanını artırır ve porselen yüzeyinde mikro gözenekler oluşturarak adeziv materyalin mekanik tutunma potansiyelini yükseltir (8). Literatürde seramik yüzeylere yapıştırma işlemi yapılmadan önce, yüzey pürüzlülüğünü ve dolayısıyla bağlanma gücünü arttırmak için glaze tabakasının çıkarılması önerilmektedir. Ancak seramik bütünlüğünü sağlayan glaze tabakasının kaldırılması; seramiğin kırılması ve debonding sırasında seramik yüzeyde geri dönüşü olmayan hasarlar oluşması gibi riskler yaratmaktadır (9,10).

Yapıştırıcı ajanın seramiğe bağlanma gücünü artırmak için adeziv rezin ile seramik yüzeyin bağlanmasını mekanik olarak kolaylaştıran çeşitli teknikler bildirilmiştir. Seramik yüzeyinin hava ile, alüminyum oksit ile veya hidroflorik asit (HF) ile aşındırılması, ilaveten silan uygulanması bağlanma kuvvetini arttırmak için iyi bilinen ve önerilen prosedürlerdir (11).

Bu çalışmada; dental restorasyonlarda sıklıkla kullanılan seramik tiplerinde pürüzlendirme için en iyi yöntem olarak bilinen hidroflorik asit ve daha yeni bir teknik olan lazer ile pürüzlendirmenin karşılaştırılması hedeflenmiştir.

Ortodonti literatüründe seramik yüzeyleri pürüzlendirme yöntemlerinin karşılaştırıldığı ve lazer teknikleri kullanılarak yapılmış olan birçok çalışma bulunduğu görölmüştür. Fakat farklı iki seramik sistem (feldspatik porselen ve monolitik zirkonyum) üzerinde uygulanan hidroflorik asit, Er,Cr:YSGG lazer ve bu ikisinin kombine uygulandığı yöntemin etkinliklerinin karşılaştırıldığı kapsamlı bir çalışma bulunmamaktadır.

Bu alışma ile dental restorasyonlarda kullanılan seramik yüzeylere minimum düzeyde zarar verecek ancak yeterli bağlanma kuvvetini sağlayacak pürüzlendirme yönteminin bulunup klinikte uygulanabilmesinin sağlanması beklenmektedir. Böylelikle ortodontistlerin klinikte sıklıkla karşılaştıkları ve braket yapıştırırken bağlanma kuvveti açısından önemli sorunlar yaşadıkları seramik yüzeylere braketlerin daha başarılı bir şekilde uygulanabilmesi ve ortodontik tedavinin daha etkili biçimde yürütülebilmesi sağlanacaktır.

2. LİTERATÜR TARAMASI

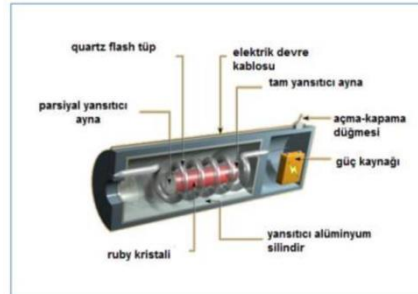
2.1 Lazer Hakkında Genel Bilgiler

2.1.1. Lazerin tanımı

İngilizce olan “Laser” kelimesi 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation' kelimelerinin baş harflerinin bir araya gelmesiyle oluşan bir kısaltmadır ve ifadenin Türkçe karşılığı 'Uyarılmış ışımaya yoluyla ışık genliğinin yükseltimi' şeklindedir (12).

2.1.2. Lazerin tarihçesi

Amerikalı fizik uzmanı Theodore M. Maiman, 1960 yılında, Hughes Araştırma Laboratuvarı'nda alüminyum oksit ve krom oksit kullanarak sentetik olarak ürettiği Ruby (yakut) kristalinden ilk defa lazer (Şekil 2.1) icat etmiştir (13). İlk zamanlar nasıl kullanılacağı tam olarak bilinemese de kısa zamanda kullanım alanları bulunmuştur. Silahlar için lazer görüntü sistemleri geliştirilmiştir. Bunun yanında lazerin sağlık alanında kullanımı önemli gündem haline gelmiştir (14). Araştırmacıların bu alandaki çabaları lazerlerin oftalmoloji, beyin cerrahisi, üroloji, jinekoloji, gastroenteroloji, genel cerrahi, kardiyovasküler cerrahi, ortopedi, estetik/dermatolojik/plastik cerrahi, kulak burun boğaz, diş hekimliği ve veterinerlik alanlarında klinik kullanımda yer edinmesine yardımcı olmuştur (15).



Şekil 2.1. Ruby lazer modeli

Ruby lazerler diş yüzeyinde istenilen sonuçları vermeyince, araştırmacılar başka lazer çeşitlerine odaklanmışlar, lazerlerin diş hekimliğindeki bugünkü konuma gelmesi ise uzun yıllar süren çalışmalarla olmuştur (16).

2.1.3. Lazer ışığı eldesi

Lazer ışığı eldesini anlamak için önce lazer ismini oluşturan kavramların anlamlarını bilmekte fayda vardır. Anlaşılması gereken kavramlar şu şekildedir (15):

- 1) Light (Işık)
- 2) Amplification (Amplifikasyon - güçlendirme)
- 3) Stimulated Emission (Uyarılmış emisyon - uyarılmış salınım)
- 4) Radiation (Radyasyon - ışıma)

Işık

Işık, bir partikül ve dalga davranışı gösteren elektromanyatik bir enerji biçimidir. Bu enerjinin temel birimine foton denilmektedir (15). Lazer ışığı ile normal ışığ arasında bazı farklılıklar mevcuttur (şekil 2.2). Lazer ışığı tek tip renk (monokromatik kavramı) ve dalga boyuna sahipken, normal ışığ spektrumdaki birçok rengin toplamıdır. Lazer ışığı dalgalarının tümü aynı yönde hareket eder yani doğrusal yayılır (kolimasyon kavramı) ve dalga şeklini, yüksekliğini ve genliğini daima aynı şekilde korur (koherens kavramı) (17).



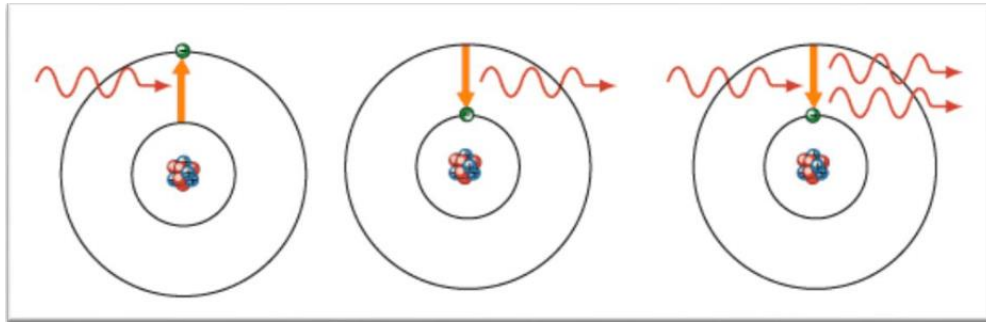
şekil 2.2. Lazer ışığı ve beyaz ışığ arasındaki farklılıklar

Amplifikasyon (Güçlendirme)

Lazerin içinde meydana gelen olayların gerçekleştiği sürece amplifikasyon yani güçlendirme denir. Lazer ışığını üreten lazer cihazının temel bileşenleri bu bölümde incelenir (15).

Uyarılmış Emisyon (Uyarılmış Salınım)

Uyarılmış emisyon diye adlandırılan kavram, lazer üretim odası içinde uyarılmış salınım yoluyla lazer ışınlarının üretildiği süreçtir (15). Atomların üst enerji seviyesine çıkmış hallerine uyarılmış durum denir. Bir atom temel durumundayken, foton absorbe (emme/soğurma) ederse uyarılmış duruma geçer. Bir süre sonra bu atom aynı dalga boyunda bir foton salar ve buna emisyon (salım/yayım/ışınım) denir. Böylece atom tekrar temel durumuna geri döner. Spontan emisyonda foton salınması rastgele bir yöne doğru olur. Uyarılmış emisyonda ise salınan fotonlar gelen ışınla eş zamanlı ve uyumlu olarak yayılır (şekil 2.3). Lazer ışını elde etmek bu uyarılmış salınım prensibe göre gerçekleşir (18).



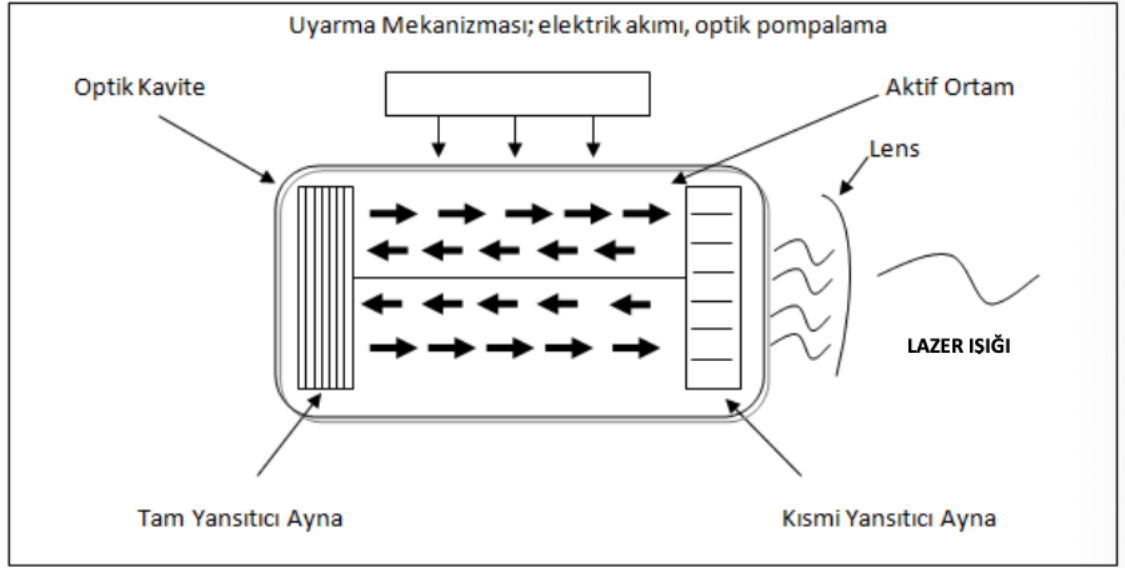
Şekil 2.3. Spontan absorpsiyon, spontan emisyon, uyarılmış emisyon

Radyasyon (Işıma)

Radyasyon kelimesinin anlamı; ışıma/ışınımdır. Lazer teknolojisinde ise, lazer cihazı tarafından üretilen ışık dalgalarının elektromanyetik enerjideki özel formuna radyasyon denir.

Lazer ışığını üreten cihaz temel olarak 3 kısımdan (şekil 2.4) oluşmaktadır (19):

- 1) Optik kavite
- 2) Yansıtıcılar
- 3) Uyarma mekanizması



Şekil 2.4. Lazer cihazı bölümleri

Lazer cihazının ana çerçevesini oluşturan yapı optik kavitedir. Optik kavitenin merkezinde kimyasal maddeler ve moleküllerden oluşan katı, sıvı, gaz ve yarı iletken formda bulunabilen aktif bir ortam bulunur. Lazerlerin adlandırılması bu aktif ortamın materyaline göre yapılır.

Yansıtıcılar tam veya kısmi yansıtıcı ayna olarak iki şekilde kullanılır. Bu aynalar fotonları yansıtarak daha sonraki uyarılmış salınımın gerçekleşmesini sağlar. Aynalar aktif ortamın iki ucuna aktif ortamda çıkan ışınlarla dik olacak şekilde konumlandırılır. Tam yansıtıcı ayna üzerine düşen tüm ışığı, diğer ayna ise üzerine düşen sadece bir kısım ışığı optik kaviteye geri yansıtır. Kalan kısım ikinci aynadan geçerek dışarı çıkar ve böylece lazer ışığı oluşur.

Uyarma mekanizması olarak adlandırılan yapı aktif ortamın aynı fazda olmayan fotonlarına yeniden yön vererek doğrusal, monokromatik ve aynı fazda ışık oluşturan kısımdır. Uyarma mekanizması yarı iletken ve gaz lazerlerde aktif ortamdan elektrik akımı geçirilerek, katı ve sıvı lazerlerde ise genellikle optik pompalama yöntemi kullanılarak çalıştırılır (19).

Lazer cihazında optik kavite, yansıtıcılar ve uyarma mekanizmasının dışında başka bölümler de vardır. Bunlar:

- Soğutma sistemi
- Odaklı lensler
- Kontrol parçaları
- Dokuya iletim sistemleridir.

Lazer ışığını hedef dokuya ileten iki tip iletim sistemi vardır. Bunlardan birincisi, ucu yansıtıcı ayna ile sonlanan hareketli bükülebilir kollarıdır. İkincisi ise cam fiber optik kablolu sistemlerdir. Sert doku lazerlerinde özel fiber uca soğutucu hava ve su eklenmiştir. Suyun kullanımı sert doku yapısında mikrofraktür oluşmasını önler ve karbonizasyon olasılığını azaltır (19).

2.1.4. Lazer sınıflandırması

Lazerler elde edildiği aktif ortama, ışımının niteliğine, dalga boylarına, enerji seviyelerine, uygulama şekline ve uygulanan dokuya göre sınıflandırılabilirler (12).

Aktif ortam maddelerine göre;

- Katı maddeler
- Gazlar
- Yarı iletken çubuklar (Semiconductor)
- Sıvı maddeler

Işınların hareketlerine göre;

- Devamlı ışın verenler (cw: continuous wave)
- Nabız şeklinde ışın verenler (p: pulsed)
- Dalgalı akım olarak ışın verenler (Q-switching)

Dalga boylarına göre (şekil 2.5) ;

- X-ışını
- Ultraviyole (Mor ötesi)
- Görünür ışık
- İnfrared (Kızıl ötesi)
- Mikrodalga

Enerji seviyelerine göre;

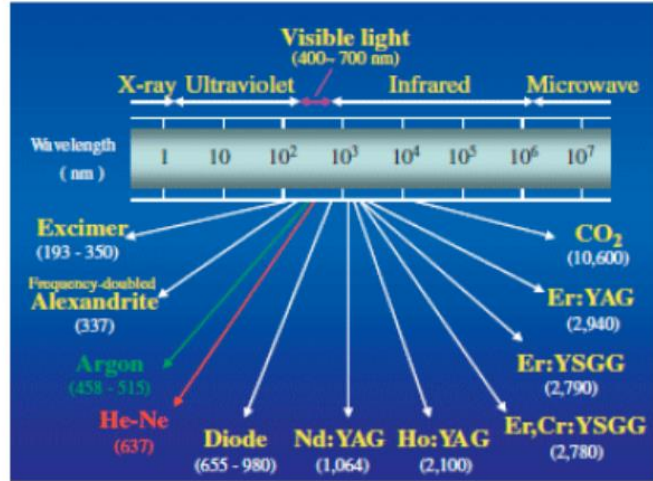
- Düşük enerjili lazerler
- Yüksek enerjili lazerler

Uygulanan dokuya göre;

- Sert doku lazerleri
- Yumuşak doku lazerleri

Uygulama şekline göre;

- Kontaktlı
- Kontaktsız



Şekil 2.5. Lazerlerin elektromanyetik spektrumları ve dalga boyları

2.1.5. Lazer çeşitleri

Argon Lazerleri

Bu lazerlerin aktif maddesi argon gazıdır. Argon lazerleri elektromanyetik spektrumun görünür kısmında yer almaktadır ve iki farklı dalga boyuna sahiptir. Bunlar; mavi renkli, (488 nm) ve mavi yeşil renkli, (514 nm) dalga boyu şeklindedir. Bu lazerlerin dalga boyları sert dokularda ve suda iyi absorbe olmaz. Sert dokulara etkisi az olduğu için gingival cerrahi işlemlerde diş sert dokularına zarar vermeden çalışmayı mümkün kılar (19). Bunlar devamlı ya da nabız şeklinde ışın atabilen lazer sistemleridir (20). Argon lazerler; kompozit rezinin polimerizasyonunda, beyazlatıcı ajanların aktiveleştirilmesinde, çürüğün belirlenmesinde, akut inflamuar periodontal hastalıklarda ve hemostazın sağlanması gibi durumlarda kullanılabilir (21-23).

Erbiyum (Er:YAG, Er,Cr:YSGG) Lazerleri

Zharikov tarafından 1974 yılında üretilmişlerdir. Erbiyum lazer tipinin aktif maddesi katıdır. Bu lazerlerin iki farklı dalga boyu mevcuttur. Her iki dalga boylu hali de infrared spektrumda yer alan bu lazerler 2940 nm dalga boyunda olan Erbiyum:YAG ve 2780 nm dalga boyunda olan Erbiyum Chromium:YSGG lazerleridir (24).

Erbiyum:YAG lazerler erbiyum katkılı katı bir yttrium alüminyum garnet (YAG) kristalinin, Erbiyum, Chromium:YSGG lazerler ise katı erbiyum ve krom takviyeli yttrium skandiyum galyum garnet (YSGG) kristalinin aktif ortamına sahiptir (19). Erbiyum lazerlerin hidroksiapatite özel bir afinitesi vardır ve sudaki absorpsiyonu oldukça yüksektir (25).

Diş preperasyonu ve çürük uzaklaştırılması bu lazerlerle yapılabilen uygulamalardır (26). Çürük dokudaki su içeriği daha fazla olduğu için ve bu tip lazer ışığının bu dokulara afinitesi olmasından dolayı sadece bu alanların temizlenmesinde çok kullanışlıdır. Böylece çürük uzaklaştırılırken diş konvansiyonel yöntemlere kıyasla daha güvenilir ve az hasar verici bir yöntemle temizlenmiş olur (27-29).

Bu lazerlerin başka kullanım alanları ise şu şekildedir:

- Rezin esaslı materyallerin diş dokusuna bağlanmasına yardımcı olan mikroretantif alanların oluşturulması
- Endodonti için geliştirilen esnek, çeşitli boy ve kalınlıklardaki fiber uçlar sayesinde kök kanallarının genişletilmesi ve şekillendirilmesi
- Bakterisidal özellikleri nedeniyle periodontal cerrahi işlemlerde ve bakteriyel toksinlerin elimine edilmesi
- Kemik doku şekillendirilmesi (19)

Excimer Lazer

Ultraviyole spektruma dahil olan bir lazer ışınıdır. Aktif madde olarak asal gaz (xenon) ve halojen (flor) içerir (30). Bu lazerlerin dikkatli kullanımı önemlidir çünkü biyolojik dokulara ultraviyole ışının zararlı etkileri olabilmektedir (20). Bu lazer sisteminin dıştaşı temizliğinde efektif olabileceği söylenmiştir (31,32). Ancak boyutu ve maliyeti gibi sebeplerle bu cihaz yaygın kullanım alanı bulamamıştır.

Holmiyum YAG (Ho:YAG) Lazerleri

2100 nm dalga boyuna sahip olan bu lazerlerin aktif maddesi katıdır. Nd:YAG lazerlerine benzer etkilere sebep olurlar (30). Temporomandibuler eklemden artroskopik cerrahiler ve benzeri birçok medikal uygulama alanı bulunmasına rağmen dental alanda kullanımı henüz in-vitro çalışma aşamasındadır (30,33).

Karbondioksit Lazerler

10600 nm dalga boyuna sahip olan bu lazerin aktif maddesi gazdır ve karbondioksit, helyum ve azot gazlarının bileşiminden oluşur. Dokuda bistüri kesisine en benzeyen insizyonu bu lazer yapabilmektedir. Hidroksiapatit tarafından absorpsiyonu en fazla olan lazer olduğu için dişlerin komşu olduğu bölgelerde çalışırken dikkatli olmak önemlidir. Uzun süre atım yapılırsa karbonizasyon ve diş yapısında çatlak oluşumuna sebep olabilir (34). Karbondioksit lazerlerle aynı zamanda gingivektomi, gingivoplasti, mukozada oluşan patolojik durumların tedavisi, submüköz apselerin drenajı, preprotetik cerrahi işlemler ve frenektomi yapılabilir (35).

Neodmiyum YAG (Nd:YAG) Lazerler

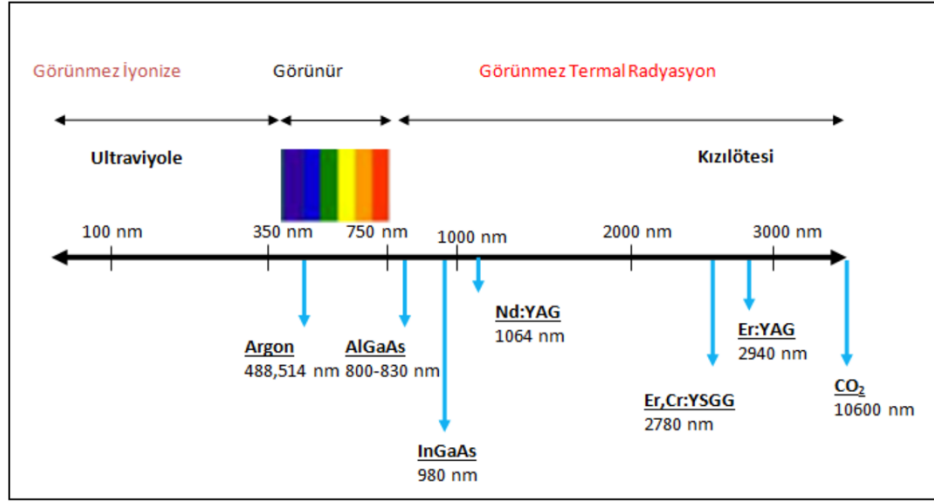
1064 nm dalga boyuna sahip bu lazerin aktif maddesi katıdır ve YAG (yttrium-alüminyum-garnet) kristali ve neodmiyum iyonlarından oluşur. Suda absorpsiyonu düşük miktardadır (36). Sert ve yumuşak dokularda 5 mm ve üzeri penetrasyon derinliğine sahip olduğu söylenmiştir. Bu durum çevre dokuların zarar görmesi açısından potansiyel risk yaratabilmektedir (37).

Yarı İletken Diyot Lazerleri

1992 yılında ilk cerrahi diyot lazer kullanıma girmiştir. Aktif maddesi yarı iletken kristalden yapılan katı hal dedir. Bu lazer türünün içinden elektrik geçince cihaz ışık verir. Alüminyum-galyum-arsenik (AlGaAs) içeren diyotlar 810 nm; indiyum-galyum-arsenik (InGaAs) içeren diyotlar 980 nm dalga boyunda emisyon yaparlar. Bu tip lazerlerin dokudan penetrasyon derinliği 2-3 mm kadardır. Kullanım endikasyonları arasında polimerizasyon, koagülasyon, dezenfeksiyon ve yumuşak doku cerrahileri mevcuttur. Klinik veriler sonucu 810 nm diyot lazerin 1064 nm Nd:YAG lazer ile aynı cerrahi keskinliği ve hemostazı sağladığı görülmüştür. Böylece cerrahi diyot lazerleri Nd:YAG lazerlerin endikasyon alanlarının tamamında kullanılmıştır (37).

Diş hekimliğinde sık kullanılan lazer sistemleri	Dalga boyu (nm)	Etkilenen doku	Biyolojik komponentler tarafından emilimi
Argon	488 ve 514 nm	Yumuşak	Melanin, hemoglobin
Diyot	810-940 nm	Yumuşak	Melanin, hemoglobin
Nd:YAG	1064 nm	Yumuşak	Melanin, hemoglobin
CO ₂	10600 nm	Yumuşak	Su, hidroksiapatit
Er:YAG	2940 nm	Sert ve yumuşak	Su, hidroksiapatit
Er,Cr:YSGG	2780 nm	Sert ve yumuşak	Su, hidroksiapatit

Şekil 2.6. Diş hekimliğinde sık kullanılan lazerler ve özellikleri



Şekil 2.7. Dental lazerlerin elektromanyetik spektrumdaki dalga boyları

2.1.6. Lazerin biyolojik dokular üzerindeki etkileri

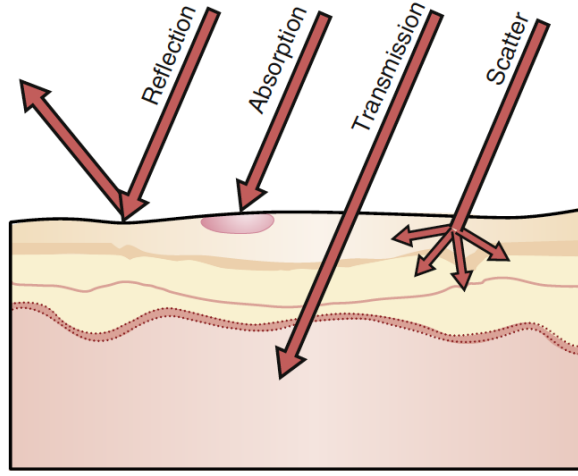
Lazerlerin dokular üzerindeki etkileri 3 ana başlığa ayrılır (38):

- 1) Fototermal etkiler
- 2) Fotokimyasal etkiler
- 3) Fotoakustik etkiler

Temel lazer-doku etkileşimi **fototermal**dir, yani lazer enerjisi ısıya dönüştürülür. Üç temel fototermal lazer-doku etkileşimi; insizyon/eksizyon, buharlaşma ve hemostaz/pıhtılaşmadır.

Foto-kimyasal etki lazer ışığının herhangi bir termal etki olmaksızın uygulandığı yüzeyde ve hedef dokuda oluşturduğu değişikliktir. Burada moleküllerin bağlarının yüksek foton enerjisi etkisi ile çözülmesi, ya da kimyasal reaksiyonların tetiklenmesi söz konusudur. Fotokimyasal etkiler, kompozit rezinin bir argon lazeri ile sertleştirilmesi gibi kimyasal reaksiyonları uyarmak için lazer kullanıldığında ortaya çıkar.

Fotoakustik etki bir materyalin ışığı emmesinden sonra oluşturduğu ses dalgasıdır.



Şekil 2.8. Lazer-doku etkileşimleri: Yansıma, soğurulma, geçme, saçılma

Ayrıca lazerden gelen bir ışık enerjisinin doku ile 4 farklı etkileşimi (şekil 2.8) olabilmektedir. Bunlar:

- Yansıma (Reflection)
- Soğurulma (Absorption)
- Geçme (Transmission)
- Saçılma (Scattering)

Yansıma

Yansıma, hedef dokudan geri yönlendirilen ve doku üzerinde hiçbir etkisi olmayan ışının yaptığı etkidir. Bu yansıma gözler gibi hassas organlar için tehlikeli olabilir. Bu tehlike, lazer uygulamasında önemli bir güvenlik sorunudur ve dış tedavi odasındaki herkesin uygun yan siperlere sahip ve dalga boyuna uygun güvenlik gözlükleri takmasını gerektirir (15).

Soğurulma

Doku ile bir diğer etkileşim absorpsiyondur. Lazer enerjisinin hedef doku tarafından emilmesi genellikle en çok istenen etkidir. Doku tarafından emilen enerji miktarı, o dokunun pigmentasyon, su içeriği gibi özelliklerine ve lazer dalga boyuna bağlıdır (15).

Absorbsiyon ile doku içinde termal etki oluşur ve bu durum ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak adlandırılabilir. Absorbsiyon dışındaki diğer üç etkileşim doku içerisinde herhangi bir etki meydana getirmezken, absorbsiyonda durum farklıdır. Absorbsiyon sonucu doku içinde ani ısı oluşumu durumuna fototermal etki denir. Absorbsiyon yani soğurulma, doku üzerinde istenilen işlemin yapılabilmesi için gerekli etkidir. Bir lazerin biyolojik bir etki gösterebilmesi için enerjisi doku tarafından emilmeli yani absorbe edilmelidir (16, 39-42)

Geçme

Lazerin transmisyon etkisi, lazer enerjisinin hedef doku üzerinde hiçbir etkisi olmaksızın doğrudan doku üzerinden iletilmesini tarif eder. Bu etki büyük oranda lazer ışığının dalga boyuna bağlıdır (15).

Saçılma

Lazer ışığı enerjisinin doku içinde molekülden moleküle sekerek dağılmasıdır. Bu durum, uygulanmak istenen enerji miktarını azaltmaktadır ve bu nedenle de istenilen biyolojik etki sağlanamamaktadır (15).

2.1.7. Lazer güvenliği

Lazerler dikkatli kullanılmadıkları zaman hasta, hekim ve diğer sağlık personellerinde zararlı etkilere yol açabilmektedir. Lazerlerle ilgili en çok görülen komplikasyonlar görme yeteneğinde oluşan hasarlar ve cilt yanmalarıdır. Diğer komplikasyonlar arasında ise mekanik, elektriksel ve kimyasal zararlar yer almaktadır (43,44).

Lazer güvenliğinin 3 önemli unsuru vardır (45). Bunlar;

- 1) Cihazın üretim süreci
- 2) Cihazın kullanım şekli
- 3) Uygulayıcı ekip ve hastanın bireysel korunması şeklinde sınıflandırılabilir.

Amerikan Ulusal Standartları Enstitüsü (ANSI) lazer sistemlerini neden olabilecekleri zararlara göre 4 sınıfta incelemiştir (46):

Sınıf I: Güvenli olarak kabul edilen ve ileri güvenlik önlemi gerektirmeyen düşük güçlü lazerler bu sınıfta yer alır. Ör: Diyot lazer

Sınıf II: Bu sınıfa dahil olan lazerlerin güçleri 1 mW'ın altında olup bu lazerler görülebilir spektrumda (400 nm-700 nm) yer almaktadırlar. Uzun süreli maruz kalınmadığı sürece zarar vermediği bilinmektedir. Ör: HeNe lazer

Sınıf III: Orta dereceli enerjiye sahip olan ve çıplak gözle bakılması tehlikeli olan lazerler bu grupta yer alır. Ciltle temas durumunda herhangi bir hasar oluşturmazlar.

Sınıf IV: 0.5 W'tan daha yüksek güce sahip olan bu lazerler cilt ve gözlerde yanma problemi yaratabilir. Bu sınıftaki lazerler için güvenlik önlemlerinin alınması zorunludur. Cerrahi lazerlerin çoğu bu sınıfa dahildir.

Lazer kullanırken gereken önlemler şu şekildedir (47) :

- 1) Lazeri kullanacak sağlık personeli lazer konusunda gerekli eğitimi almış olmalı ve kullanılacak lazerlerin parametrelerini iyi bilmelidir.
- 2) Lazer uygulanırken odada bulunan sağlık personeli ve hasta göz sağlığını koruma amaçlı uygun gözlük takmalıdır. (Nd:YAG lazer için yeşil, Argon lazer için amber, Karbondioksit lazer için açık renkli gözlükler tercih edilir.)
- 3) Lazer ışığına büyütücü özelliği olan bir gözlükle bakılmamalıdır.
- 4) Olası riskleri en aza indirmek için en az 13 cm'lik bakış mesafesi ve 10 sn'lik çalışma periyodu tavsiye edilmektedir.
- 5) Uygulama için mümkün olan en düşük güç birimli lazer tercih edilmelidir.
- 6) Ciltte zarar oluşmaması için lazer ışığının önünden geçilmemelidir.
- 7) Hastada termal hasar meydana gelmesini önlemek amacıyla tüm cilt kurutulmalıdır.
- 8) Lazer ışığını yansıtıcı yüzeyler ortamda bulundurulmamalıdır.
- 9) Uygulama ortamının havalandırılması çok iyi olmalıdır.
- 10) Lazer cihazı hem hastanın hem de hekimin sağında bulunmalı, cihazı aktive eden ayak pedalı sadece uygulayıcının ulaşabileceği yerde olmalıdır.

- 11) Lazer uygulanan odanın kapısında uyarı levhaları bulunmalıdır.
- 12) Lazerler yüksek voltajla çalışan cihazlar oldukları için olası yangın tehlikesine karşı eğitimli personel bulunmalıdır.

2.1.8. Lazerlerin avantaj ve dezavantajları

Avantajlar (16,48,49):

- Frez kullanımının olmaması
- İğnesiz ya da anestezişiz diş hekimliğı
- Dişlerde desensitizasyon
- Çoğı işlem için kısa uygulama zamanı
- İyileşme sürecinde minimal skar oluşumu
- Ağrı kesici etkisi
- Daha az kanama olması ve böylelikle çalışılan alanda daha iyi görüş sağlanması
- Minimum doku travması
- Steril ortamda çalışma imkanı sunması ve böylece postoperatif enfeksiyon riskinin az olması

Dezavantajlar (16,49):

- Konvansiyonel yöntemlere kıyasla sert dokuların kesiminde daha yavaş çalışması ve bu nedenle işlem süresinin uzaması
- Operasyon alanında ısı kontrolünün sağlanmasının gerekmesi
- Uygulayan sağlık personelinin lazer konusunda eğitim almış olması zorunluluğı
- Lazer kullanımı için güvenlik kurallarının uygun olması gerekliliğı

2.1.9. Lazer kontraendikasyonları (50)

- Hamilelik durumu
- Malign lezyonlara yakın bölgeler
- Varriköz venler
- Enfekte alanlar
- Çocuklarda kapanmamış fontaneller üzerinde lazer kullanılmamalıdır.

2.2. Dişhekimliğinde Lazer Uygulamaları

2.2.1. Restoratif diş tedavisinde lazer uygulamaları

Koruyucu diş hekimliğindeki gelişmelere rağmen restoratif diş hekimliğinin birincil konusu hala çürük diş restorasyonu olmaya devam etmektedir. Geleneksel yüksek hızlı dönen aletlerin yerini alacak alternatif bir tedavi mekanizması için hasta odaklı arayış, lazerler de dahil olmak üzere çeşitli mekanik ve kimyasal tekniklerin geliştirilmesine yol açmıştır (15).

2.2.1.1 Çürüklerin önlenmesi

Yamamoto ve Ooya (51), 10-20 J/cm² enerji yoğunluklarında Nd:YAG lazer kullanıldığında lazer uygulanmış mine yüzeyinin in vitro demineralizasyona lazer uygulanmamış mineden daha dirençli olduğunu göstermiştir.

Sirkka Kantola (52) yaptığı deneylerde diş minesine CO₂ lazer uygulamasının az miktardaki hidroksiapatitin çözünmeyen kalsiyum ortofosfat apatite dönüşmesine neden olarak minenin asit içerisinde çözünmesinde azalmaya neden olduğunu gözlemlemiştir. Ayrıca bu araştırmacı lazer uygulanan dentinin kalsiyum ve fosfor içeriğindeki artıştan dolayı normal minenin hidroksiapatitine çok benzediğini göstermiştir.

2.2.1.2. Kavite preperasyonu

Sert dokuları kesmek için kullanılabilecek bir lazer arayışı 1964 yılında diş üzerinde lazer kullanan Dr. Leon Goldman ile başlamıştır. Birçok çalışmada alternatif lazerler denenmiş ve bazılarının mine yüzeyinde çatlak oluşturma gibi dezavantajları olduğu belirtilmiştir (53-56).

Nd:Yag lazer 10 J/cm² enerji yoğunluğunda uygulanırsa başlangıç çürük lezyonlarını önler ancak daha yüksek yoğunlukta kullanılırsa geri dönüşü olmayan pulpa hasarına neden olabilir. Er:YAG lazer, 2940 nm dalga boyunda en umut verici sonuçları ortaya koymuştur. Araştırmalarda, Er:YAG lazerlerin diş sert dokularını efektif bir şekilde kesmede başarılı olduğu gösterilmiştir. Son zamanlarda 2970 nm dalga boyuna sahip Er,Cr:YSGG lazerlerin

mine, dentin ve kemiği kesmede etkili olduğu gösterilmiştir. Bu cihaz, doku arayüzünde lazerlerin su ile etkileşimi sayesinde hassas sert doku kesimleri oluşturabilmektedir (53-56).

2.2.1.3. Mine ve dentinin aşındırılması

Mine lazeri absorbe eder ve böylece mine yüzeyi ısınır, yüzeyde kompozitin mineye yapışmasını güçlendirmeye yardımcı olan mikro çatlaklar oluşturur. Lazer uygulanmış yüzeyler asitle aşındırılmış yüzeylere benzer görünür (53,55)

Yüksek organik içeriği nedeniyle, dentinde aşındırma dentinin yapısını değiştiren karbonizasyon ile sonuçlanır. Bunun sonucunda dentinde mantarsı çıkıntılar ve lokalize erimiş alanlar görülür. Bu erimiş alanların kompozit restorasyonun dentin ile bağını güçlendirmede yardımcı olduğu söylenilmiştir (53,55).

2.2.1.4. Kompozit rezinin sertleştirilmesi

Dental rezin maddelerinin polimerizasyonu için kullanılan foto başlatıcılar, 480 nm dalga boyuna sahip görünür spektrumun mavi ışığına duyarlıdır. Dental rezinlerin polimerizasyonunun başlatılması için argon lazerin monokromatik 488 nm ve 514 nm dalga boylarının etkili olduğu gösterilmiştir (57,58)

Kompozit polimerizasyonunda lazer kullanımının avantajları şunlardır (57,58):

- İyileştirilmiş fiziksel özellikler
- İyi adezyon
- Azaltılmış mikrosızıntı
- Azalan maruz kalma süresi
- Kavitenin tüm konumlarına kolay erişim

2.2.1.5. Desensitizasyon (duyarsızlaştırma)

Lazerler, hidrolik iletkenliği değiştirdikleri için dentin tübüllerini kapatabilme özelliğine sahiptirler. Dolayısıyla diş kaynaklı aşırı duyarlılığın tedavisinde etkilidir (53).

2.2.1.6. Bleaching (beyazlatma)

Beyazlatma ajanı, oksidasyon sonucu beyazlatma etkisi sağlar. Lazer ışığı bu beyazlatma ajanına tutulursa ısı üretir ve oksidasyon sürecini hızlandırır. (56).

2.2.2. Endodontide lazer uygulamaları

Lazer teknolojisinin hızlı gelişimi ile lazer-doku etkileşiminin daha iyi anlaşılması, endodontide lazer uygulamalarının yelpazesini genişletmiştir (15).

2.2.2.1. Kök kanal preparasyonu

Kök kanallarının dentini, CO₂ veya Nd:YAG lazerlerin kısa süre uygulanmasıyla sabitlenebilir. Böylece lazere maruz kalan dentin, kök kanal tıkaması için dentin geçirgenliğini azaltacak şekilde pöröz olmayan bir yüzey halinde kristalleşir (59).

2.2.2.2. Aletlerin sterilizasyonu

Hooks ve ark. (60), eğelerin, reamer tipi eğelerin ve cerrahi aletlerin sterilizasyonu için 1979'da etkisi kanıtlanmış olan CO₂ lazerlerini kullanmıştır. Kontamine olan endodontik reamerları CO₂ lazer ışınına maruz bırakarak üzerindeki sporları %100 oranında yok etmişlerdir. Argon lazer, en düşük enerji seviyesinde uygulanmış ve test edilen seçilmiş dental aletleri sterilize etmiştir.

2.2.2.3. Lazer apikoektomi

CO₂ lazerin periapikal cerrahi için endodontik uygulaması Leo J Miserendino (61) tarafından incelenmiştir. Lazerin periapikal alanda kullanılması sonucu; hemostaz, enfekte olmuş kök yüzeyinin ve apeksin sterilizasyonu, aerosol üreten el aletinin ortadan kaldırılmasıyla cerrahi bölgenin kontaminasyon riskinin azaltılması gibi birçok avantaj sağlanmıştır.

2.2.3. Pedodontide lazer uygulamaları

Çocuk diş hekimliğinde diş hekimi korkusuna sebep olmadan hastaların ağız sağlıklarının korunup yumuşak doku anormalliklerinin önlenmesi ve gerektiğinde müdahale edilmesi lazer uygulamalarının ana hedefidir. Lazerler bu anlamda faydalı bir tedavi aracı olabilmektedir (15).

2.2.3.1. Frenektomi ve ankiloglossi tedavisi

Hiperaktif bir labial frenilum sebebiyle diastema varlığında Er:YAG lazer ile bu freniluma frenektomi yapılabilmektedir. Ayrıca bebeklerde ve çocuklarda ankiloglossi durumlarında da lazer kullanarak bu durum tedavi edilebilmektedir (56,62)

2.2.3.2. Sürmemiş dişin sürdürülmesi

Er: YAG, Nd:YAG ve Er,Cr: YSGG lazerler, sürmemiş veya kısmen sürmüş bir diş üzerindeki dişetini açarak ortodontik braket veya buton yerleştirmek için ortaya çıkarmak amacıyla kullanılabilmektedir (56).

2.2.3.3. Süt dişi pulpotomisi

Diyot lazer ile süt dişlerinin pulpotomisinin 1 yıllık takip sonunda %100 başarı oranı gösterdiği, ayrıca klinik ve radyografik olarak ferrik sülfat ve elektrocerrahiye göre daha iyi bir alternatif olduğu kanıtlanmıştır (56,63)

2.2.3.4. Erken dönemde kalıcı dişlerde direkt ve indirekt pulpa kuafajı

CO₂ lazer, kanamayı kontrol ettiği ve maruz kalma alanını sterilize ettiği için direkt pulpa kuafajı için kullanılır. Bu durum maruz kalma bölgesine kalsiyum hidroksitin daha iyi yerleştirilmesini kolaylaştırır ve olumlu klinik sonuçlara neden olur. Lazer ışınlaması genellikle 1-2 W gücünde gerçekleştirilir (63).

2.2.3.5. Pediatrik kron preparasyonu

Pediatrik kron preperasyonu için de lazerler kullanılabilir. Bu yöntemle lokal anestezi ihtiyacı ortadan kalktığı için hasta konforu artırılmıştır (64).

2.2.3.6. Çürüklerin önlenmesi

Erbium veya CO₂ lazerler, yeni sürmüş bir dişin mine yüzeyinin tedavisinde kullanıldığında çürük direncini artırır. 10600, 9600 ve 9300 nm'de CO₂ lazer ya da 2940 ve 2780 nm dalga boyunda Erbium lazer aynı sonucu verir. Argon lazer, topikal florür uygulamasıyla birlikte kullanıldığında, tek başına argon lazerden çok daha etkili bir şekilde çürük oluşma ihtimalini azaltır (56).

2.2.4. Periodontolojide lazer uygulamaları

Lazerlerin periodontolojide birden fazla kullanımı vardır (15).

2.2.4.1. Periodontal ceplerin tedavi edilmesi

Periodontal cepleri tedavi etmek, bakteriyemi ve diş eti kanamasını kontrol etmek için Nd : YAG lazer kullanılabilmektedir (65).

2.2.4.2. Lazerle kök düzenleme

Barone ve ark. (66), kök düzeltmede CO₂ lazerleri kullanmışlardır. Odaklanmış lazerle karşılaştırıldığında, odaksız ve atımlı bir CO₂ lazer ile daha pürüzsüz ve temiz kök yüzeylerinin oluşturulabileceğini göstermişlerdir.

2.2.4.3. Bakteriyel redüksiyon

Kamma ve ark. (67), ceplerdeki toplam bakteri yükünün herhangi bir sistemik antibiyotik tedavisi kullanılmadan lazerle azaltılabileceğini doğrulamıştır.

2.2.5. Ağız, çene ve diş cerrahisinde lazer uygulamaları

2.2.5.1. İmplant uygulamaları

Lazerler implant diş hekimliğinde ikinci aşama cerrahileri, peri-implant yumuşak dokuların çıkarılması ve başarısız implantların dekontaminasyonu için kullanılabilir (69).

2.2.6. Protetik diş hekimliğinde lazer uygulamaları

Günümüzde, sabit protezlerde, yumuşak doku lazerleri şu amaçlarla kullanılmaktadır (69):

- Kron uzatma prosedürleri
- Ölçü alınmadan önce doku retraksiyonu
- Protezlerin optimal yerleşimini engelleyen aşırı dişeti büyümesinin giderilmesi

2.3.Ortodontide Lazer Uygulamaları

Hasta ve hekim açısından ortodontik tedavi uzun ve zorlu bir süreçtir. Tedavi süresi uzadıkça gelişen komplikasyon sayısı artabilmektedir. Lazer sistemleri bu tür komplikasyonları önlemek ve azaltmak amacıyla ortodonti alanında kullanılabilmektedir (12).

Diş hekimliğinde lazerler iki ana amaçla kullanılmaktadır; biyostimülasyon ve cerrahi. Biyostimülasyon işlemleri, diğer bir deyişle rejeneratif ve iyileşme süreçlerinin aktivasyonu için uygulanan lazerler, düşük doz lazer tedavisi (DDLT) olarak adlandırılır ve 500 mW'ın altında çalışır. Bu amaçla aktif ortamlarına bağlı olarak diyet ve helyum neon (HeNe) lazerler öne çıkmaktadır. 500 mW üstünde çalışan lazerler ise doku kesme kapasiteleri nedeniyle cerrahi lazerler olarak da adlandırılır ve yüksek doz lazer tedavileri (YDLT) kapsamı altında uygulanmaktadır. Bu tür kullanımlar için CO₂, Nd:YAG, Erbium (Er:YAG ve Er,Cr:YSGG) ve diyet lazerler başlıca örneklerdir (70).

2.3.1 Düşük doz lazer uygulamaları

Lazerlerin bazıları yumuşak doku lazerleri bazıları ise sert doku lazerleridir (71). Yumuşak doku lazerleri biyostimülasyon, hızlı yara iyileşmesi, ağrı kesici, kollajen artırıcı ve genel anti-inflamatuar etkiler gibi cerrahi olmayan amaçlarla kullanılabilen lazerlerdir (72). Bu grup lazerler aynı zamanda düşük doz lazerler olarak, tedaviler ise düşük doz lazer tedavisi (DDLT) veya lazer-fototerapi olarak adlandırılabilir (73). Düşük doz lazer tedavisi; uygulanan dokunun sıcaklığını normal vücut sıcaklığından (36.5 °C) fazla artırmayacak kadar düşük doz enerji veren lazer uygulaması olarak da tanımlanmaktadır (74).

Düşük doz lazer tedavisi, ortodontik klinik uygulamalarda, toplam tedavi süresini azaltmak ve tedavi sırasında hasta konforunu artırmak için etkili olabilir. Lazer sistemleri daha yüksek maliyetlere sahip olmalarına ve klinik koşullarda yoğun güvenlik talimatları gerektirmelerine rağmen, DDLT bu dezavantajları avantaja çevirerek gelecekte sıklıkla tercih edilebilir (75).

DDLT'nin biyolojik etkileri şunlardır (38):

1. Beta-endorfin salınımını ve sentezini indükler. (Analjezik etki)
2. Kortizol üretimini artırır. (Kortizol, kortizonun ön molekülüdür ve vücudun travma veya hastalıktan kaynaklanan stresle savaşmasını sağlar.)
3. ATP üretimini artırır.
4. Sonuç olarak hem DNA fonksiyonlarını hem de protein sentezini artırır.
5. Serotonin ve asetilkolin seviyelerindeki artışla nörotransmisyon kolaylaşır.
6. Mitokondriyal aktivite hücre replikasyonu ile uyarılır.
7. Makrofajların, fibroblastların ve diğer hücrelerin modülasyonu (işlevsel değişim, işlevsel uyum) gerçekleşir.
8. Hücre zarı potansiyeli Na, Cl ve K iyonları tarafından düzenlenir.
9. Hücreler arası iletişimi hızlandıran sitokinler ve diğer kimyasallar salınır.
10. Arteriyel mikrosirkülasyon artar. Hasarlı bölgeye gelen kan akımı ve hasarlı dokuda yeni kılcal damar oluşumu artınca doku daha çok oksijenle beslenir, kendisini daha hızlı tamir edip iyileşir.
11. Venöz ve lenfatik akımın artmasıyla ödem azalır.
12. Fagositozda görev alan lökositlerin artmasıyla inflamasyon azalır.
13. Daha hızlı hücre bölünmesi, epitel büyümesi ve kollajen oluşumu sağlanır.

14. Minimal skar ve azalmış keloid oluşumu görülür .

2.3.1.1. Diş hareketinin hızlandırılması

Sabit ortodontik tedavi yaklaşık 2-3 yıl kadar sürebilmektedir. Tedavi uzun sürdükçe de çeşitli komplikasyonlar (kök rezorpsiyonu, diş eti iltihabı ve çürük oluşma riskinde artış) görülebilmektedir (76).

Literatürde DDLT'nin diş hareketi üzerindeki etkileri hem klinik hem de hayvan çalışmaları ile değerlendirilmiştir. Bu konuda, lazerin biyostimülasyon üzerindeki etkilerinin ışınlama dozuna bağlı olduğu söylenmiştir (77).

Yoshida ve ark. (78) sıçanlarda yaptıkları bir çalışmada AlGaAs diyot lazer (810 nm, 100 mW) kullanarak diş hareketlerini izlemişlerdir. Bu çalışmada diş hareket hızını lazer uygulanan bölgede 3. günde 1.4 kat; 7. günde 1.19 kat; 14. günde 1.26 kat ve 21. günde 1.34 kat daha yüksek olarak gözlemlemişlerdir. Cruz ve ark. (79) diş çekimli tedavi yapılan 11 bireyi incelemişlerdir. Bu süreçte diş hareketi istenen bölgeye 2 ay boyunca ayda 4 kez diyot lazer (780 nm, 10 sn, 20 mW, 5 J/cm²) uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda lazer uygulanan grupta diş hareket miktarının kontrol grubuna göre anlamlı bir şekilde daha yüksek olduğu görülmüştür.

Bu çalışmalara rağmen DDLT'nin ortodontik diş hareketine herhangi bir etkisinin olmadığını veya diş hareketini azalttığını gösteren çalışmalar da mevcuttur. Limpanichkul ve ark. (80) kanin distalizasyonu yapılan 12 genç hastayı incelemişlerdir. Lazer grubuna GaAlAs lazer (860 nm, 100 mW) uygulamışlardır. Çalışma sonucunda kontrol grubu ve lazer grubu arasında kanin dişin hareket miktarı açısından anlamlı bir fark bulamamışlardır. Altan ve Sökücü (81) Nd:YAG lazer kullandıkları çalışmalarında diş hareketi hızını değerlendirmişler ve klinik olarak önemsiz olsa da lazer grubunda diş hareketinin kontrol grubuna oranla daha yavaş gerçekleştiğini saptamışlardır.

Çalışmalardaki bu farklı sonuçların sebebinin lazer cihazlarının ve uygulama dozlarının farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür. Etkin doz konusunda henüz bir fikir birliği olmasa da Ge ve ark.'nın (82) yaptıkları sistematik derleme ve meta-

analizinde; düşük dozlarda uygulanan DDLT'nin yüksek dozlara göre daha etkili olduğu ve diş hareketini hızlandırdığı bildirilmiştir.

Çalışmalar, DDLT'nin kemik remodellingi üzerindeki uyarıcı etkisinin, toplam enerji dozundan ziyade güç yoğunluğu ve maruz kalma süresine bağlı olduğunu göstermiştir (80).

2.3.1.2. Ağrı kontrolü

Ortodontik kuvvet uygulamasını takiben postoperatif ağrının 2-4 gün içinde ortaya çıktığı bilinmektedir (83). Bazı çalışmalarda, lazerin tek doz veya sık uygulama protokolünün ağrının hafifletilmesinde etkili olduğu belirtilse de, bazı araştırmacılar ise lazer uygulamasının ağrı oluşumunu engellemediğini ya da ağrıyı değiştirmediğini savunmaktadır (76).

Lazerlerin analjezik etkiyi inflamatuvar mediatör salınımını inhibe ederek sağladığı düşünülmektedir. Ortodontik tedaviye başlanıldığında periodonsiyumda Prostaglandin E2 (PG-E2) ve Interlökin 1- β (IL1- β) gibi bazı mediatörler salınır, ki bu mediatörlerin ağrının sebebi olduğu bilinmektedir (84). Shimizu ve ark. (85) yaptıkları çalışmada DDLT uygulamasının bu inflamatuvar mediatörlerin salınımını anlamlı bir şekilde inhibe ettiğini belirtmişlerdir. Ayrıca, ortodontik tedavi sırasında analjezik etkinin; hipoksik hücrelerin oksijenizasyonu sonucu tehlikeli ürünlerin uzaklaştırılması, membran potansiyelinin stabilizasyonu ya da inflamatuvar dokudaki nörotransmitterlerin salınımının kolaylaşması ile de elde edilebileceği belirtilmiştir (86). Tortamano ve ark. (87) yaptıkları çalışmada, DDLT'nin kontrol grubuna göre ağrı prevelansını 6-10 saat kadar düşürdüğünü belirtmişlerdir. Son yıllardaki çalışmalarda 810 nm dalga boyunda lazer ile diş hareketinin anlamlı bir şekilde arttığı ve ağrının azaldığı bulunmuştur (88).

2.3.1.3. Kemik rejenerasyonunun artırılması/ hızlandırılması

In vivo çalışmalar, DDLT'nin kemik rejenerasyonunu hızlandırarak, trabeküler osteoid doku oluşumunu uyararak, vaskülarizasyonu artırarak, hücre fonksiyonlarını modüle

ederek ve kemik kallus reaksiyonunun hızlanmasını destekleyerek yara iyileşmesini olumlu etkilediğini göstermiştir (89).

Rapid maksiller ekspansiyon üzerinde diyet lazer kullanımının incelendiği bir çalışma yapılmıştır. Bu çalışmada yaşları 8-12 arasında değişen 27 birey yer almış ve lazer uygulanan ve uygulanmayan olarak iki gruba ayrılmışlardır. Lazer uygulanan grupta midpalatal sütür çevresinde 10 noktaya diyet lazer uygulanmış ve değişiklikler oklüzal radyografilerle takip edilmiştir. Çalışmanın sonucunda DDLT kullanımı ile midpalatal sütürde etkin bir açılma olduğu, ayrıca kemik rejenerasyonu ve iyileşme sürecinin hızlandığı bulunmuştur (89).

Moawed ve ark. (90) lazer destekli rapid maksiller ekspansiyon kavramını geliştirmişler ve bunu LARME (laser assisted rapid maxillary expansion) olarak tanımlamışlardır. Yaptıkları in vivo çalışmaya 15.5-19 yaşları arasında 24 denek dahil etmişlerdir. Lazer grubunda ekspansiyondan sonra çoğu maksillofasiyal komponentte daha önemli değişiklikler görüldüğünü söylemişlerdir. Ancak bu çalışmada kontrol ve lazer grubu arasında retansiyon ve toplam tedavi süreleri açısından anlamlı bir fark bulunmadığını da belirtmişlerdir.

Lazer uygulamaları cerrahi destekli rapid palatal ekspansiyon için de kullanılabilir. Yapılan bir çalışmada Le Fort I destekli rapid maksiller ekspansiyonda GaAlAs lazer uygulamasının kontrol grubuna göre kemik rejenerasyonunu hızlandırdığı belirtilmiştir (91).

DDLT ayrıca kemik kırıklarından sonra veya çenenin distraksiyon osteogenezisi ya da osteoradyonekrozu sonrası iyileşme sürecini hızlandırmak, ilaveten kondil büyümesini stimüle etmek için kullanılabilir (92-94).

2.3.1.4. Distraksiyon osteogenezisinin desteklenmesi

Son yıllarda, distraksiyon osteogenezisi (DO), bazı konjenital veya kazanılmış dentofasiyal deformitesi olan hastalarda yüz kemiklerinin rekonstrüksiyonu için etkili bir tedavi yöntemi haline gelmiştir (95). Oldukça komplike olan distraksiyon apareyleri fonksiyonel, estetik ve psikolojik olarak hastalar için rahatsız edici olabilmektedir (96).

DDL T kullanımının osteoblastik aktiviteye, kemik ve yumuşak dokuların onarımına olumlu etkisi olduğu ve bu şekilde gereken retansiyon sũresini azalttığı dũřũnũlmektedir (96,97)

Miloro ve ark. (96) yaptıkları çalışmada kemik rejenerasyonunu hızlandırmak ve DO'nin konsolidasyon fazının uzunluğunu azaltmak için DDL T uygulayarak etkilerini incelemiştir. Araştırmacılar DDL T'nin konsolidasyon aşamasında kemik rejenerasyon sũrecini hızlandırdığı sonucuna varmışlardır.

2.3.1.5. Flor içeren ortodontik yapıştırıcıdan flor salınımının arttırılması

Van Rensburg ve Wiltshire (98) yaptıkları çalışmada flor salınımı yapan iki çeşit ortodontik yapıştırıcıya (FluorEver OBA ve Light-Bond) DDL T (GaAlAs diyot lazer; 27.54 J/cm²) uygulamış ve sonucunda FluorEver adlı yapıştırıcının flor salınımının lazer uygulamasıyla 7 ay kadar uzatıldığını bulmuşlardır.

2.3.1.6. Kök rezorpsiyonun önlenmesi/ tedavisi

Ortodontik tedavinin sık grũlen yan etkilerinden biri de kök rezorpsiyonlarıdır. Ortodontik tedaviye bağlı kök rezorpsiyonlarını önlemek amacıyla literatũrde tanıtılmış çeşitli kimyasallar bulunmaktadır. Fakat bu maddelerin sadece sistemik uygulaması yapılabilmektedir ve bu duruma bağlı çeşitli yan etkiler gözlendiği için klinik kullanımları yaygınlaşamamıştır (99).

DDL T'nin antiinflamatuvar etkisinin, periodonsiyumun inflamatuvar yanıtı sonucu oluşan kök rezorpsiyonunun önlenmesinde ve/veya tamirinde kullanılabileceği dũřũnũlmũřtũr. Altan ve ark. (100) yaptıkları bir çalışmada ortodontik kuvvet uygulanırken ve kuvvet kaldırıldıktan sonraki dönemde sıçanlar ũzerinde DDL T uygulamışlardır. Çalışmaya göre, DDL T'nin kök rezorpsiyonunun iyileşme sũrecinde hũcre sel yanıtı arttırdığı ve tamiri hızlandırdığı sonucuna varmışlardır. Başka bir çalışmada ise 808 nm dalga boyunda 0.18 W gũcũnde AlGaAs diyot lazer 9 sn devamlı ve 4.5 sn aralıklı modda çalıştırılmıştır. Aralıklı modda çalıştıran lazerin %5 oranında daha az kök rezorpsiyonuyla sonuçlandığı grũlmũřtũr (101).

2.3.1.7. Mini vida stabilitesinin arttırılması

Ortodontide mini vidalar yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak uygulama sonrası bazı komplikasyonlar görülebilmektedir. Vida uygulaması yapıldıktan sonra %3-19 arasında başarısızlıkla sonuçlandığı bildirilmiştir. Vidalardan istenen maksimum ankraj etkisi onların stabilitelere bağlı olduğu için bu konu önemli bir sorundur (102).

Ekizer ve ark. (103) yaptıkları çalışmada 20 bireyde, 1. premolar çekimli ortodontik tedavide, üst molar ve premolar dişler arasına yerleştirilen mini vidalara 3 ay boyunca lazer (618 nm, 20 mW) uygulamışlardır. Çalışma sonucunda; 1. ayda mini vida stabilitesinde gruplar arasında fark bulunamamış, fakat 2. ve 3. aylarda lazer uygulanan grupta kontrol grubuna göre vida stabilitesinde anlamlı bir artış olduğu görülmüştür .

2.3.1.8. Relapsın azaltılması

Başarılı bir ortodontik tedavi için relapsın önlenmesi veya az olması önemlidir. Bunun için hasta doğru değerlendirilmeli ve iyi bir tedavi planı oluşturulmalıdır.

Zahra ve ark. (104) yaptıkları çalışmada lazerin relapsa olan etkisini incelemiş ve santraller arasında diastema olan bireylerde ortodontik tedavinin yanı sıra diyot lazer (904 nm, 30 nW) uygulamışlardır. Diastemanın kapatılmasının ardından 15 ve 45. günler ile; 3, 6 ve 18. aylarda periapikal radyograf alarak kemiği incelemişlerdir. Buna göre lazer uygulaması sonucu kemik remodelinginde stimülasyon olduğunu, kemik yoğunluğunda azalmanın önlendiğini ancak diastemanın yeniden açılmaya eğilimli olduğunu söylemişlerdir. Gruplar arasında diastema açıklığı bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Salehi ve ark. (105) 8 adet köpek üzerinde çalışma yaparak rotasyonlu lateral dişlerin hareketini ve daha sonrasında da lazerin relapsa olan etkisini incelemişlerdir. Çalışmada diyot lazer (810 nm, 200 mw, 10 sn) kullanmışlardır. Sonuç olarak rotasyonel harekette bir fark olmadığını ancak lazer uygulamasıyla relapsın anlamlı bir şekilde azaldığını belirtmişlerdir.

2.3.1.9. Bulantı/ kusmanın önlenmesi

Diş hekimliğinde ölçü alma sırasında en sık yaşanan problem hastanın öğürme refleksinin devreye girmesi ve bazı durumlarda kusmasıdır. Literatürde Sarı ve Sarı (106) öğürme refleksi olan hastalarda, CV24 akupunktur noktasına lazer ile uygulama yapmışlar ve yapılan biyostimülasyonun bulantıyı önlemekte etkili olduğunu bildirmişlerdir.

2.3.1.10. Ortodontik tedaviden sonra boşluk açılmasının önlenmesi

Meguro ve ark. (107) yayınladıkları vaka raporunda maksiller ve mandibular 1. premolar dişlerin çekiminden sonra kanin dişlerin distalindeki dişeti papillerine DDLT uygulamışlar. Bu yöntemle en-masse retraksiyon sonrası gingival embraşur boşluğu açılmasının önlendiğini belirtmişlerdir.

2.3.2 Yüksek doz lazer uygulamaları

YDLT daha çok yumuşak doku cerrahisi için kullanılmaktadır. YDLT kullanmanın faydaları şu şekilde sıralanabilir (70):

- İyi hemostaz
- Daha az postoperatif ağrı ve enfeksiyon oranı
- Minimal doku kasılması
- Cerrahi sonrası suture uygulanmasına çok az veya hiç ihtiyaç olmaması
- Daha kısa cerrahi aşamalar
- Daha az travma, ödem ve skar oluşumu
- Azalan lokal anestezi ihtiyacı

2.3.2.1. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi

Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi için kullanılan fosforik asitin bazı dezavantajlarından dolayı alternatif pürüzlendirme yöntemleri araştırılmıştır (108,109). Bu anlamda lazerler alternatif olarak uygulanıp denenmiştir.

Lazer uygulandığında minenin pürüzlenmesi, asitle pürüzlenmeye benzer şekilde 10-20 mikrometre derinliğinde düzensiz ve pürüzlü bir yüzey oluşarak olur. Lazer ile pürüzlendirme; buharlaşma ve hidroksiapatit matriksin içinde tutulan suda meydana gelen mikropatlamlar sonucu oluşur (4). Ayrıca mine veya dentin lazere maruz kaldığında yüzeyde mikroçatlaklar oluşur veya dentin tübülleri açığa çıkar. Bu iki durum da adezyon sağlanmasına katkı yapar (110).

Lazer ile pürüzlendirme yapılırken su ile yıkama ve kurutma gerekmediği için asit ile pürüzlendirmeye göre daha pratik ve hızlı sonuçlar alındığı rapor edilmiştir (111). Mine pürüzlendirmesinde kullanılan lazerlere CO₂, Er:YAG, Nd:YAG ve Er,Cr:YSGG gibi birçok lazer örnek verilebilir (112-115).

2.3.2.2. Seramik ve amalgam yüzeylerin pürüzlendirmesi

Yassaei ve ark. (116) yaptıkları çalışmada %9.6 hidroflorik asit ile 1.6W, 2W ve 3.2W Er:YAG lazer uygulamalarını seramik yüzey pürüzlendirmesi açısından incelemişlerdir. Bu çalışma sonucunda 1.6 W Er:YAG lazer grubunda makaslama kuvvetlerine dayanıklılığın diğer gruplara göre daha fazla olduğu bulunmuş ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Yine de araştırmacılar porselen yüzeye braket yapıştırırken Er:YAG lazer ile pürüzlendirme yapmanın uygun bir yöntem olabileceğini düşünmüşlerdir.

Amalgam üzerinde yapılan bir çalışmada Er:YAG lazerin su ile veya susuz uygulanmasıyla amalgam yüzeyinde 100 µm ince krater tarzı çizikler oluşturduğu bulunmuştur (3). Bir başka çalışmada ise Er:YAG lazer uygulanan amalgam yüzeylerde bağlanma kuvvetinin diğer uygulamalara göre belirgin oranda yüksek bulunduğu belirtilmiştir (117).

2.3.2.3. Minenin asit rezistansının artırılması

Oral hijyeni kötü olan hastalarda ortodontik tedavi mine demineralizasyonu için bir risk faktörü olarak kabul edilir. Braketler etrafında plak birikimi sonucu beyaz lezyonların olduğu belirtilmiştir (118).

Oho ve ark. (119) yaptıkları çalışmada minenin asit ataklarına karşı direncini artırmak için CO₂ lazer, Nd:YAG lazer ve asidilo fosfat florür (APF) uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda; bu uygulamaların minenin asit direncini arttırdığını ve lazerin flor tedavisine göre daha etkili olduğunu belirtmişlerdir.

2.3.2.4. Lehimleme

Lazer lehimleme sadece β -titanyum tellere uygulanmaktadır. Paslanmaz çeliğe yapılan lazer lehimlemede bağlantı kuvveti yeterli değildir. Ni-ti tellerde ise lehimleme yapılmasının konvansiyonel yöntemlerle mümkün olmadığı belirtilmiştir (120).

Lazerin özellikle titanyumda iyi bir bağlantı yapmasının sebebi; diğer alaşımlara göre titanyumun lazer ışınını daha fazla absorbe etmesi ve ısı iletkenliğinin daha az olmasıdır. Lazer ile lehimlemenin avantajları şu şekilde sıralanabilir (121,122):

- Sadece lazer uygulanan yere ısı iletilmesi, etraftaki bölgelere ısının iletilmemesi
- Geleneksel lehimleme yönteminde kullanılan adezivlere ihtiyaç duyulmaması
- Alaşımların erime noktaları farklı olsa bile farklı alaşımlar arası bağlantı sağlaması

Braket üretimi sırasında lazer ile lehimleme günümüzde sıkça kullanılmaktadır. Bu yöntem sayesinde pirinç lehim kullanımı, korozyon riski ve bağlantı bölgesinde kopma riski azalmıştır (123).

2.3.2.5. Minör cerrahi uygulamaları

Lazerin konvansiyonel cerrahi yöntemlere göre hassas doku eksizyonu yapılabilmesi, kan damarlarını koagüle etmesi, uygulama sırasında ortamı sterilize etmesi gibi bazı avantajları vardır (124).

Lazerin minör cerrahi uygulamalarda kullanımına şu örnekler verilebilir (124-127):

- Gingival hiperplazi tedavisi
- Gingival konturların şekillendirilmesi
- Frenektomi
- Gömülü dişlerin üzerinin açılması

2.3.2.6. Braketlerin geri dönüşümü

Ishida ve ark. (128) yaptıkları çalışmada ağızdan sökülmüş braket tabanındaki adeziv kalıntılarını temizlemek için bir grupta kumlama diğer grupta ise Er,Cr:YSGG lazer kullanmışlardır. SEM incelemesinde; kumlama grubunda braket tabanında adeziv kalıntıları ve mikrodüzensizlikler görülürken, Er,Cr:YSGG lazer grubunda herhangi bir adeziv kalıntısına rastlanılmamıştır.

2.3.2.7. Söküm işlemi

Seramik braketlerin söküm sırasında minede hasar meydana getirme ve braket kırılması gibi bazı dezavantajları vardır (129,130). Ayrıca debonding sırasında kırılan braket parçaları hasta tarafında aspire edilebilir .

Seramik braketlerin sökümü için özel pensler, ultrasonik aletlerin kullanımı, braketlerin elmas frezle diş yüzeyinden kaldırılması gibi birçok yöntem önerilmiştir (131-133) Bunlara ek olarak; elektrotermal cihazlar ve lazer kullanımı da alternatif olarak sunulmuştur (134,135)

Lazer enerjisinin adezivleri üç şekilde çözdüğü belirtilmiştir (135):

- Termal etkiyle yumuşama → Lazer, bonding ajanı yumuşatana kadar ısıtır. Bunun sonucunda braket diş yüzeyinden kayarak uzaklaşır.
- Termal ablasyon → Termal yumuşamayla debonding olmadan, daha hızlı bir şekilde, bir tür yanma sonucu rezin ısısının yükselmesiyle görülen durumdur.
- Fotoablasyon → Yüksek enerjili lazer ışını ile adeziv atomları arasındaki bağlantının bir tür yanma sonucu kopma enerjisinden daha yüksek seviyeye çıkmasıyla görülen durumdur.

Termal yumuşama diğer prosedürlere göre daha uzun bir süreç olduğu için uzun süre dişin ısıya maruz kalması söz konusu olabilmektedir. Bu nedenle dişin sağlığı için diğer yöntemlerin tercih edilmesi daha uygun bulunmaktadır (135).

2.4.Dental Seramik Sistemler ve Bonding

2.4.1. Dental seramiklerin tanımı

Yunancada topraktan yapılmış anlamına gelen “keramos, keramikos, keramenes” kelimeleri seramik kelimesinin kökenini oluşturmakta ve seramik günümüzde yakılarak ya da pişirilerek üretilen katı madde olarak tanımlanmaktadır (136). Dental seramikler ise eksik veya harap olmuş dişlerin tedavisinde estetik açıdan diş benzeri protezleri üretmek amacıyla tasarlanmış restoratif materyallerdir (137).

Dental seramikler dayanıklı olmaları, biyouyumlu yapıları ve estetik özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde restoratif materyal olarak 150 yılı aşkındır tercih edilmektedir (138).

2.4.2. Dental seramiklerin genel yapısı

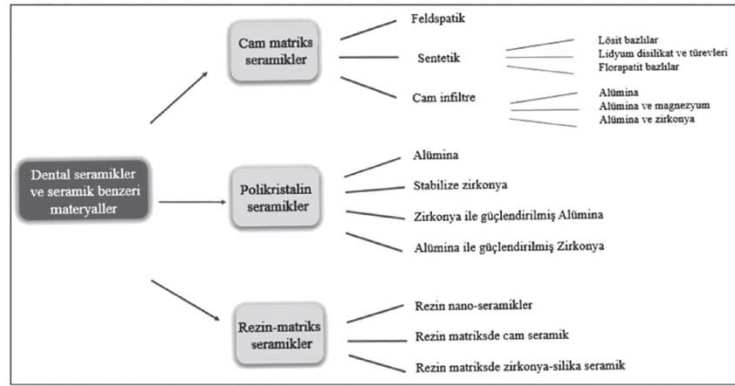
Metalik elementler (alüminyum, magnezyum, fosfor, kalsiyum, lityum, potasyum, zirkonyum, kalsiyum lityum, titanyum gibi) ve metalik olmayan elementlerin (silikon, flor, bor ve oksijen gibi) bileşimi sonucu dental seramik materyaller oluşmaktadır. Oluşan madde inorganik ve metal olmayan bir yapıya sahiptir (139-141).

Dental seramiklerin temel yapısında kristalin mineraller denilen feldspat, kuvars ve alümina ile cam matriks denilen kaolin bulunmaktadır (139,140,142). Bunlara ek olarak opaklaştırıcı ajanlar, radyolüsans özelliği veren ajanlar, ara oksitler, cam modifiye ediciler ve renk pigmentleri içermektedir (143).

2.4.3. Dental seramiklerin sınıflandırılması

Dental seramik olarak çok sayıda ürünün piyasaya sürülmesi sebebiyle günümüze kadar birçok farklı sınıflandırma yapılmıştır. Bu sınıflandırmanın klinisyene yardımcı olması açısından materyalin kullanım alanı, restorasyon tipi ve nasıl simante edileceği hakkında bilgi vermesi beklenmektedir. Gracis S. ve ark (144) literatürdeki en güncel sınıflamayı yapmış ve temel olarak dental seramikleri 3 gruba ayırmıştır. Bu sınıflamaya

göre dental seramikler; cam matriks seramikler, polikristalin seramikler ve rezin-matriks seramikler olarak incelenmiştir (144).



Şekil 2.9. Dental seramiklerin sınıflandırılması

2.4.4. Dental seramik sistemlerde ortodontik amaçlı pürüzlendirme teknikleri

Günümüzde dental seramiklerin gelişmesine paralel olacak şekilde erişkin hastalarda sık sık seramik restorasyon ve/veya proteze rastlanmaya başlanmıştır. Bu da ortodontik tedavi sırasında bu hastalarda ortodontik malzemelerin bağlanma problemini beraberinde getirmektedir (145). Seramik yüzeylerin daha estetik görünmesi için uygulanan glaze tabakası ortodontik materyalin bağlanmasını zayıflatmakta veya engellemektedir. Bu sebeple bu tabakanın ortodontik materyalin yapıştırılması öncesinde uzaklaştırılması tavsiye edilmiş ve frezleme, kumlama, asitleme, silan kaplama ve lazer uygulaması yöntemleri bu amaçla önerilmiştir (116,146).

2.5. Çalışmada Uygulanacak Prosedürler

2.5.1. Shear bond strength (SBS) ölçümü

Çalışmalarda adeziv sistemlerin bağlanma dayanımı ölçülürken shear bond strength ölçümü yapılmaktadır. Bu ölçüm için belirli bir kalıba sabitlenmiş örneğe cihaz tarafından, sabit bir hızda, bir uç vasıtasıyla kuvvet uygulanır ve adeziv sistemin örnekten ayrıldığı yük tespit edilir (147,148).

Bu test için kullanılan cihazlara örnek olarak Zwick test cihazı, Lloyd test cihazı, Universal Instron test cihazı verilebilir (149-153).

2.5.2. Termal siklus uygulaması

Günlük aktiviteler sırasında ağız içerisinde fizyolojik durumlara bağlı olarak ısı değişimi gözlenmekte ve bu durum ağız içinde bulunan restorasyonların aynı sebeple ısı değişimine sebep olmaktadır (154). Restorasyon yapısındaki bu ısı değişimleri materyalin yapısını etkileyebilmekte ve büzülme ile genleşme sırasında mikrosızıntı ihtimalini artırabilmektedir. In vitro çalışmaların daha sağlıklı yapılabilmesi ve bu ağız ortamının taklidinin daha iyi yapılabilmesi amacıyla termal siklus yöntemi geliştirilmiş ve bu amaçla kullanılmıştır (155,156).

2.5.3. Taramalı elektron mikroskobu ile görüntü inceleme

Çalışmalarda sık kullanılan ışık mikroskoplarında ışığın yaratmış olduğu sınırlandırmalar ile bu mikroskopla alınan görüntülerde direkt işlem gerçekleştirilememesi gibi dezavantajlar görülmektedir. Bu dezavantajlardan dolayı günümüzde elektron mikroskopları daha sık kullanılmaya başlanmıştır. Elektron mikroskobunun çalışma prensibini Von Ardenne oluşturmuş ve bu prensip yüksek voltaj ile aktifleştirilen elektronların istenilen numune üzerine odaklandırılması ve oradaki atomlar arasında meydana gelen olaylar neticesiyle bu olayların belirli algılayıcılarda toplanması olarak ifade edilmiştir. Bu işlemin ardından sinyal güçlendiriciler kullanılarak katot ışın tüpü ekranına aktarım yapılır ve böylece istenilen görüntü elde edilir (157).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-KA22/36) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonu'na desteklenmiş olup Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Bilkent Ulusal Nanoteknoloji Araştırma Merkezi ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada kullanılan materyaller aşağıda özetlendiği gibidir;

- Feldspatik porselen numuneleri (49 adet)
- Monolitik Zirkonyum numuneleri (49 adet)
- Metal braketler (90 adet)
- Er,Cr:YSGG Waterlase MD Lazer cihazı (Biolase, Irvine, California, ABD)
- MGG6 kodlu 6 mm'lik lazer uygulama ucu (Biolase, Irvine, California, ABD)
- Yapıştırıcı ajanlar (hidroflorik asit, bond, silan, kompozit)
- Elmas frez (6 adet)
- Soğuk akril
- Distile su
- Termal siklus cihazı
- Universal test cihazı
- Stereomikroskop
- SEM cihazı

3.1. Örneklem Büyüklüğünün Belirlenmesi

Bu in vitro çalışma 6 deney grubu üzerinde uygulanmış olup %80 teorik power elde edilmek istendiğinde %5 hata payı ve 0.4 etki büyüklüğü ile istatistiksel olarak anlamlılığı test edebilmek için her grupta 15 numune olacak şekilde en az 90 adet numune kullanılması gerektiği hesaplanmıştır.

3.2. Numunelerin Hazırlanması

Çalışmada klinikte sık karşılaşılan iki farklı dental seramik sistem kullanılmıştır. Bunlar feldspatik porselen (Vita Block Mark II, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) (şekil 3.1) ve monolitik zirkonya (Vita YZST, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) (şekil 3.2) dir.



Şekil 3.1. Vita Block Mark II (feldspatik porselen)



Şekil 3.2. Vita YZST (monolitik zirkonya)

Feldspatik porselen numuneler Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda Micracut 201 (Metkon, Bursa, Türkiye) cihazında (şekil 3.3) 6 mm x 5 mm x 2 mm boyutlarında olacak şekilde kesilmiş ve toplam 49 adet numune elde edilmiştir. Monolitik zirkonya numuneler Uni-dent Diş Protez Laboratuvarı'nda aynı ebatlarla 49 adet olacak şekilde D15 Max cihazı ile (Yenadent, İzmir, Türkiye) üretilmiştir. Daha sonra her iki gruptaki tüm numuneler Uni-dent Diş Protez Laboratuvarı'nda glaze ve sinterleme aşamasına tabi tutulmuştur. Tüm numuneler glazeli yüzeyleri dışarı bakacak şekilde kendiliğinden sertleşen akrilik rezin bloklar içine 5'erli gruplar halinde sabitlenmiştir. Toplam akrilik rezin blok sayısı 18'dir (şekil 3.4).



Şekil 3.3. Micracut 201 hassas kesme cihazı



Şekil 3.4. Numunelerin sabitlendiği akrilik bloklar

Çalışmada oluşturulan 6 deney grubu Tablo 3.1’de gösterilmektedir.

Tablo 3.1. Çalışma Grupları

Glaze Yüzeyi Frezle Aşındırılmış Numuneler	Feldspatik Porselen	(1) Lazer
		(2) Hidroflorik Asit
		(3) Lazer + Hidroflorik Asit
	Monolitik Zirkonya	(4) Lazer
		(5) Hidroflorik Asit
		(6) Lazer + Hidroflorik Asit

Çalışmamızda toplam 6 deney grubu oluşturulmuş ve her grupta numunelere pürüzlendirme yöntemi dışında aynı prosedürler uygulanmıştır.

Tüm feldspatik porselen ve monolitik zirkonya numunelerinin glaze tabakası yeşil kuşak elmas fissür frezle (G&Z Instrumente, Lustenau, Avusturya) (şekil 3.5) aşındırılıp (aynı doğrultuda 10 sn boyunca) kaldırılmıştır. Toplamda 6 adet olacak şekilde her 15 numune için 1 adet elmas frez kullanılmıştır.



Şekil 3.5. Elmas Frez

Grup 1 (Feldspatik porselen + lazer ile pürüzlendirme)

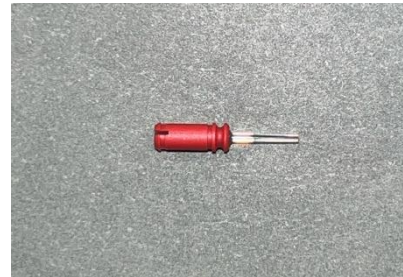
Glaze tabakası aşındırıldıktan sonra numune yüzeylerinin tamamına 20 Hz frekansında, 3 watt gücünde, H modunda, %50 su ve %50 hava oranıyla Er,Cr:YSGG Waterlase MD lazer cihazı (Biolase, Irvine, California, ABD) (şekil 3.6) ve MGG6 6 mm’lik ucu (Biolase, California, ABD) (şekil 3.7) ile 30 sn boyunca 1 mm mesafeden pürüzlendirme yapılmıştır. Pürüzlendirme işlemi bittikten sonra seramik yüzeylere önce silan (Ultradent Product, Inc. South Jordan, UT, ABD) (şekil 3.8) tek kat sürülmüş ve 60 sn kuruması

beklenmiştir. Ardından bond ve adeziv rezin uygulaması (Transbond XT Adhesive, 3M Unitek, Monrovia, CA, ABD) (şekil 3.9) yapılmıştır.



Şekil 3.6. Er,Cr:YSGG Waterlase MD lazer

Numuneler üzerine ataçman olarak paslanmaz çelik sağ maksiller lateral diş braketleri (Master Series, American Orthodontics, Sheboygan, WI, USA) yapıştırılmıştır. Her numuneye uygulanan adeziv rezin ESPE Elipar S10 LED ışık kaynağı (3M, Seefeld, Almanya) (şekil 3.10) ile 20 saniye boyunca polimerize edilmiştir.



Şekil 3.7. MGG6 6 mm'lik lazer ucu



Şekil 3.8. Silan



Şekil 3.9. Adeziv system (Bond ve adeziv rezin)



Şekil 3.10. LED ışık kaynağı

Grup 2 (Feldspatik porselen + hidroflorik asit ile pürüzlendirme)

Bu grup için uygulanan prosedür grup 1 ve grup 3 ile sadece pürüzlendirme yöntemi açısından farklılık göstermiştir. Geri kalan tüm prosedür aynıdır. Bu grupta pürüzlendirme için %9'luk hidroflorik asit (Ultradent Product, Inc. South Jordan, UT, ABD) 90 sn boyunca uygulanmış, ardından 20 sn yıkama ve 20 sn kurutma yapılmıştır.

Grup 3 (Feldspatik porselen + lazer ve hidroflorik asit ile pürüzlendirme)

Bu grup için uygulanan prosedür grup 1 ve grup 2 ile sadece pürüzlendirme yöntemi açısından farklılık göstermiştir. Geri kalan tüm prosedür aynıdır. Bu grupta pürüzlendirme için önce grup 1'de uygulandığı şekilde lazer, sonrasında grup 2'de uygulandığı şekilde hidroflorik asit kullanılmıştır.

Grup 4 (Monolitik zirkonya + lazer ile pürüzlendirme)

Monolitik zirkonya numunelerin de glaze tabakası elmas frezle aşındırılıp daha önce anlatıldığı şekilde kaldırılmıştır. Sonrasında numune yüzeylerine grup 1 ve 3 ile aynı parametrelerle Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirme yapılmıştır. Pürüzlendirme işlemi bittikten sonra seramik yüzeylere önce silan ardından adeziv rezin uygulaması yapılmıştır. Numunelerin üzerine aynı paslanmaz çelik sağ maksiller lateral diş braketleri ataçman olarak yapıştırılmıştır. Her numuneye uygulanan adeziv rezin aynı LED ışık kaynağı ile 20 saniye boyunca polimerize edilmiştir.

Grup 5 (Monolitik zirkonya + hidroflorik asit ile pürüzlendirme)

Bu grup için uygulanan prosedür grup 4 ve 6 ile sadece pürüzlendirme yöntemi açısından farklılık göstermiştir. Geri kalan tüm prosedür aynıdır. Bu grupta pürüzlendirme için grup 2 ve 3'de uygulandığı şekilde hidroflorik asit kullanılmıştır.

Grup 6 (Monolitik zirkonya + lazer ve hidroflorik asit ile pürüzlendirme)

Bu grup için uygulanan prosedür grup 4 ve grup 5 ile sadece pürüzlendirme yöntemi açısından farklılık göstermiştir. Geri kalan tüm prosedür aynıdır. Bu grupta pürüzlendirme için önce grup 1, 3 ve 4'te uygulandığı şekilde lazer, sonrasında grup 2, 3 ve 5'te uygulandığı şekilde hidroflorik asit kullanılmıştır.

3.3 Numunelerin Distile Su İçerisinde Bekletilmesi

Adeziv rezinin polimerizasyonundan sonra tüm deney gruplarındaki numuneler 1 gün boyunca 37 °C'de distile su içerisinde bekletilmiştir.

3.4 Termal Siklus İşlemi

24 saat boyunca distile suda bekletilen tüm numuneler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda termal siklus cihazına (SD-Mechatronik, Westerham, Germany) tabi tutulmuştur (şekil 3.11). Numunelere; 5-55 °C sıcaklıktaki banyolara sokup çıkarılarak, banyoda kalma süresi 25 sn ve banyolar arası transfer süresi 10 sn olacak şekilde 5000 devirlik termal siklus uygulanmıştır.



Şekil 3.11. Termal Siklus Cihazı

3.5 Kopma Dayanım (Shear Bond Strenght) (SBS) Testinin Uygulanması

Numunelere braketleme işlemi uygulanıp, distile su içerisinde bekletme ve termal siklus prosedürleri tamamlandıktan sonra, Universal test makinesi (LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) (şekil 3.12) ile yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı (SBS değerleri) ölçülmüştür. Yükleme ucu numune yüzeyine paralel gelecek şekilde sabitlenmiştir. Braket ayrılana kadar 1 mm/dk hızla braket ve seramik arayüzüne basma kuvveti uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar önce Newton (N) olarak kaydedilmiş, sonra braket yüzey alanına (mm²) bölünerek Megapascala (MPa) çevrilmiştir (MPa=N/mm² x 0,980665).



Şekil 3.12. Universal Test Cihazı

3.6. Stereomikroskop Kullanarak Braket Sökümü Sonrası Artık Rezin Miktarının (ARI) Skorlanması

Yapıştırılan braketlerin sökümünden sonra numune yüzeyinde kalan artık adeziv rezin miktarını ölçmek için örnekler Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çalışma Laboratuvarı'ndaki stereomikroskop (Leica Microsystems, Leica Microscope MZ12,

Wetzlar, Almanya) (şekil 3.13) ile x15 büyütme altında Modifiye Adezif Kalıntı İndeksi (ARI) kullanılarak görsel olarak skorlanmıştır (tablo 3.2).



Şekil 3.13. Stereomikroskop

Tablo 3.2: Modifiye ARI skarlama sistemi

Skor	Tanım
Skor 0	Restorasyon üzerinde hiç rezin artığı kalmamış
Skor 1	Restorasyon üzerinde kalan rezin artığı %1'den fazla, %25'ten az
Skor 2	Restorasyon üzerinde kalan rezin artığı %26'dan fazla, %50'den az
Skor 3	Restorasyon üzerinde kalan rezin artığı %51'den fazla, %75'ten az
Skor 4	Restorasyon üzerinde kalan rezin artığı %76'dan fazla, %99'dan az
Skor 5	Restorasyon üzerinde tüm rezin kalmış

3.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Kullanarak Pürüzlendirme Sonrası Numune Yüzeyinin Değerlendirilmesi

6 gruptaki seramik numune tiplerinden birer örneğin dış yüzeyleri pürüzlendirme işlemi öncesi (feldspatik porselen ve monolitik zirkonya, toplam 2 numune) ve pürüzlendirme işlemi sonrası (toplam 6 numune) olacak şekilde Bilkent Üniversitesi Ulusal Nanoteknoloji Araştırma Merkezi (UNAM) bünyesinde bulunan Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope, FEI Quanta 200 F, Eindhoven, Hollanda) (şekil 3.14) cihazı ile x3000 değerinde büyütme ile görüntülenip incelenmiştir. İnceleme öncesi yüzeyler altın kaplama ile kaplanmıştır.



Şekil 3.14. Taramalı Elektron Mikroskobu

3.8. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS 22 paket programı aracılığı ile analiz edilmiştir. Verilerin normallik analizi Shapiro-Wilk testi ile yapılmıştır. Verilerin normal dağılmamasından dolayı iki gruplu karşılaştırmalarda Mann-Whitney U testi, üç gruplu karşılaştırmalarda ise Kruskal-Wallis H testi kullanılmıştır. Değişkenler arasındaki ilişkiye Spearman sıra korelasyon testi ile bakılmıştır. Anlamlılık seviyesi olarak 0,05 kullanılmış olup, $p < 0,05$ olması durumunda anlamlı farklılığın olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı farklılığın olmadığı belirtilmiştir.

4. BULGULAR

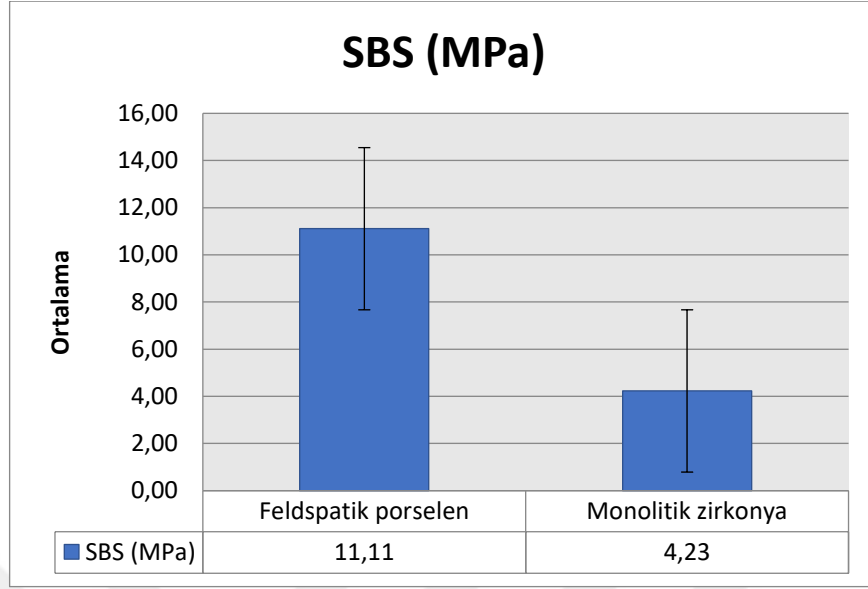
4.1 SBS ve ARI Skoru Analizi Bulguları

Çalışmamızda universal test cihazı kullanılarak SBS testi uygulanmış olup grup içi ve gruplar arası değerlendirmeler yapılmıştır. Ardından stereomikroskop ile ARI skorlaması gerçekleştirilmiş ve en son temsili numuneler elektron mikroskopunda incelenerek görüntüleri alınmıştır.

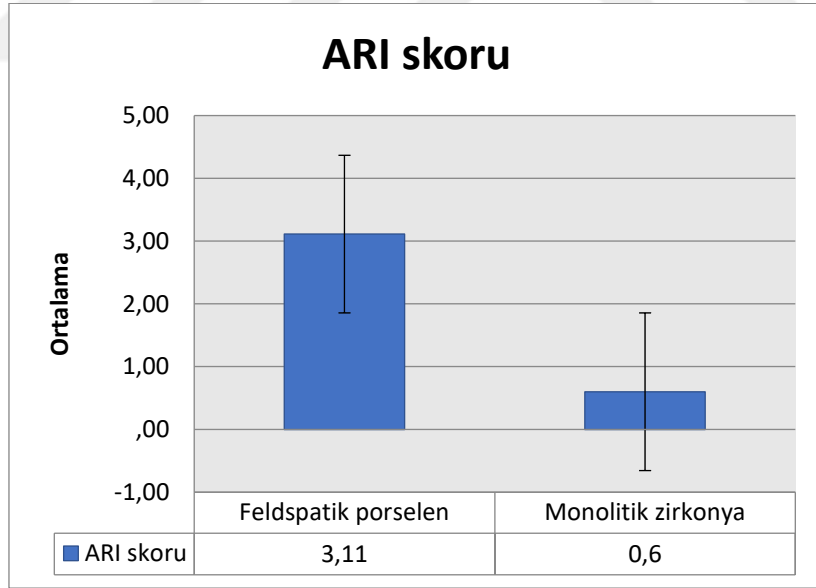
Pürüzlendirme teknikleri göz ardı edilerek, sadece iki farklı seramik materyalin SBS değerleri ve ARI skoru değerleri tablo 4.1, Şekil 4.1 ve Şekil 4.2’ de verilmiştir. SBS ve ARI skoru değerlerinin Feldspatik porselen grubunda monolitik zirkonya grubuna göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir ($p<0,05$).

Tablo 4.1. SBS değerlerinin ve ARI skorlarının materyaller arasında dağılımı

Ölçüm değerleri	Materyal							p
		n	Mean	Median	Minimum	Maximum	ss	
SBS (MPa)	Feldspatik porselen	45	11,11	10,24	5,14	21,25	4,20	0,0001
	Monolitik zirkonya	45	4,23	3,61	1,40	8,54	2,05	
ARI Skoru	Feldspatik porselen	45	3,1	4,0	0,0	5,0	1,5	0,0001
	Monolitik zirkonya	45	0,6	1,0	0,0	1,0	0,5	



Şekil 4.1. SBS değerlerinin materyaller arasında dağılımını gösteren grafik

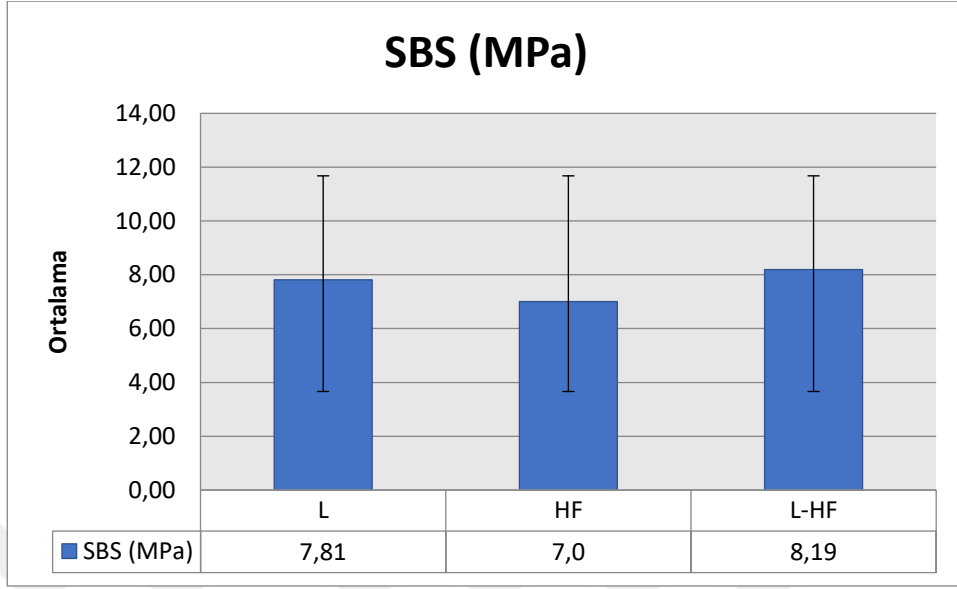


Şekil 4.2. ARI skoru değerlerinin materyaller arasında dağılımını gösteren grafik

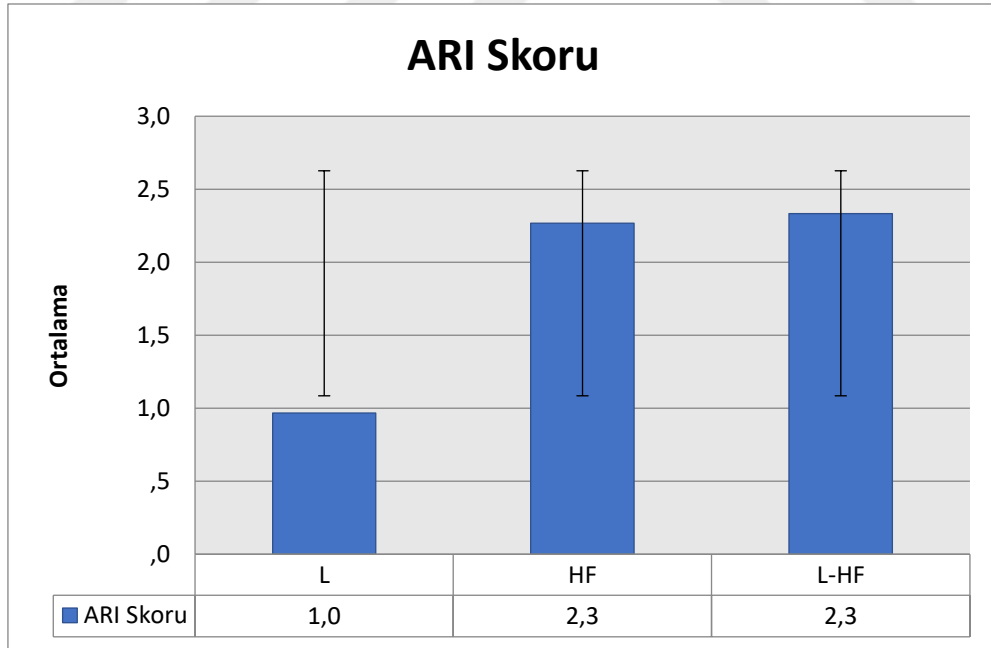
Seramik materyali tipleri göz ardı edilerek, pürüzlendirme teknikleri karşılaştırıldığında SBS değerleri ve ARI skoru değerleri Tablo 4.2, Şekil 4.3 ve Şekil 4.4’te verilmiştir. Pürüzlendirme teknikleri arasında SBS değerleri ve ARI skorları açısından anlamlı bir farklılık görülmemektedir ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte L tekniğinde ARI skorları daha düşük görülmektedir.

Tablo 4.2 SBS değerlerinin ve ARI skorlarının pürüzlendirme teknikleri arasında dağılımı

Ölçüm Değerleri	Pürüzlendirme Teknikleri							p
		n	Mean	Median	Minimum	Maximum	ss	
SBS (MPa)	Lazer	30	7,81	6,69	2,06	19,41	4,41	0,851
	HF	30	7,00	7,08	2,72	12,17	2,47	
	Lazer + HF	30	8,19	5,38	1,40	21,25	6,61	
ARI Skoru	Lazer	30	1,0	1,0	0,0	4,0	0,7	0,052
	HF	30	2,3	2,0	0,0	5,0	2,0	
	Lazer + HF	30	2,3	2,0	0,0	5,0	1,8	



Şekil 4.3 SBS değerlerinin pürüzlendirme teknikleri arasında dağılımını gösteren grafik

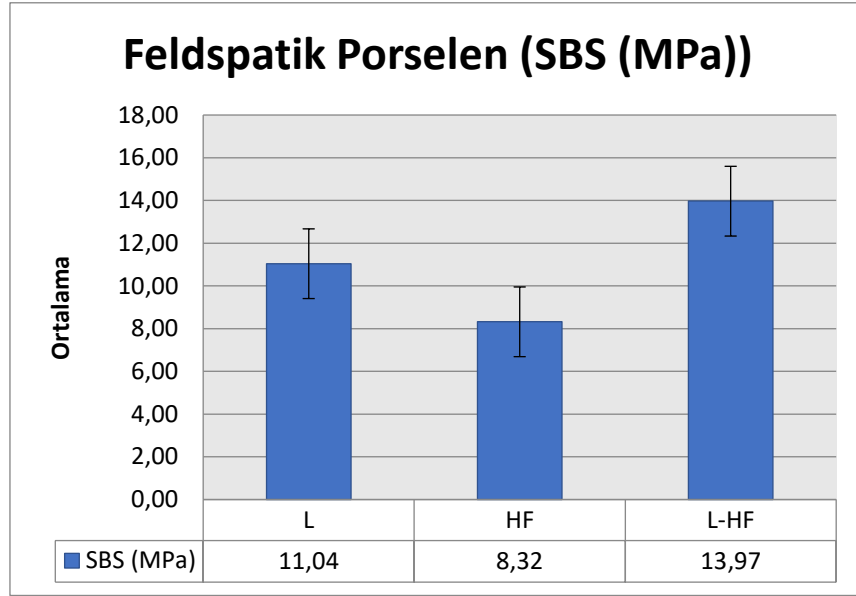


Şekil 4.4 ARI skoru değerlerinin pürüzlendirme teknikleri arasında dağılımını gösteren grafik

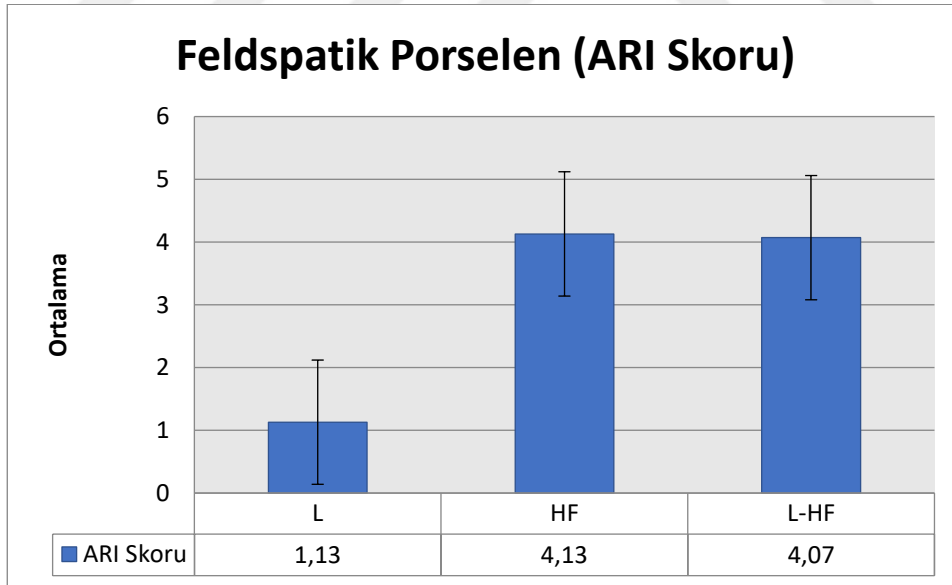
Sadece feldspatik porselen materyalinin SBS değerleri ve ARI skoru değerleri tablo 4.3, şekil 4.5 ve şekil 4.6’de verilmiştir. Feldspatik porselen materyalinde; pürüzlendirme teknikleri arasında SBS değerleri ve ARI skorları açısından anlamlı farklılık görölmektedir ($p<0,05$). HF tekniğinde SBS değerlerinin diğer tekniklere göre anlamlı derecede daha düşük olduğu görölmektedir. L tekniğinde ise ARI skoru değerlerinin diğer tekniklere göre anlamlı derecede daha düşük olduğu görölmektedir.

Tablo 4.3 SBS değerlerinin ve ARI skorlarının feldspatik porselen materyelindeki dağılımı

		Feldspatik Porselen							
		n	Mean	Median	Minimum	Maximum	ss		
SBS (MPa)	Lazer	15	11,04	10,24	6,23	19,41	3,89	0,001	2-1 2-3
	HF	15	8,32	8,50	5,14	12,17	2,21		
	Lazer + HF	15	13,97	13,31	6,95	21,25	4,28		
ARI Skoru	Lazer	15	1,13	1,00	0,00	4,00	0,83	0,0001	1-2 1-3
	HF	15	4,13	4,00	3,00	5,00	0,52		
	Lazer + HF	15	4,07	4,00	3,00	5,00	0,46		



Şekil 4.5 SBS değerlerinin feldspatik porselen materyalindeki dağılımını gösteren grafik

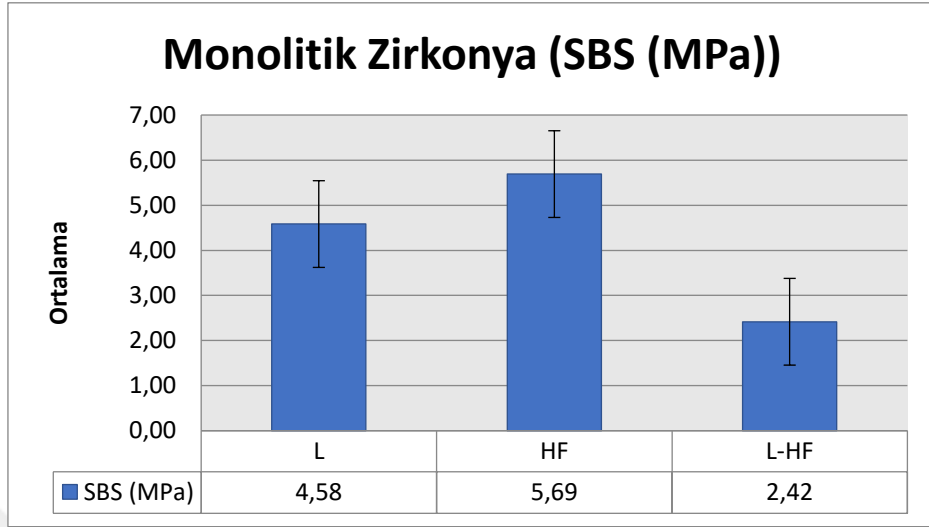


Şekil 4.6 ARI skoru değerlerinin feldspatik porselen materyalindeki dağılımını gösteren grafik

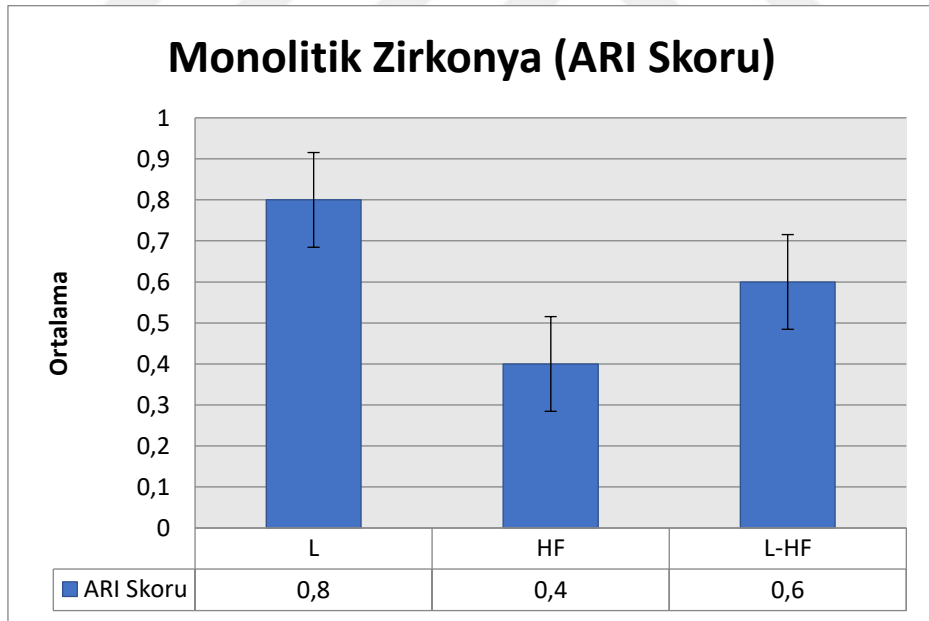
Sadece monolitik zirkonya materyalinin SBS değerleri ve ARI skoru değerleri tablo 4.4, şekil 4.7 ve şekil 4.8’de verilmiştir. Monolitik zirkonya materyalinde; pürüzlendirme teknikleri arasında SBS değerleri açısından anlamlı farklılık görölmektedir ($p<0,05$). L+ HF tekniğinde SBS değerlerinin diğer tekniklere göre anlamlı derecede daha düşük olduğu görölmektedir. Monolitik zirkonya materyelinde pürüzlendirme teknikleri arasında ARI skoru değerleri açısından ise anlamlı farklılık görölmemektedir ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte HF grubunda ARI skoru değerlerinin daha düşük olduğu görölmektedir.

Tablo 4.4 SBS değerlerinin ve ARI skorlarının monolitik zirkonya materyelindeki dağılımı

		Monolitik Zirkonya							
		n	Mean	Median	Minimum	Maximum	ss	p	Fark
SBS (MPa)	Lazer	15	4,58	4,48	2,06	7,40	1,64	0,0001	3-1 3-2
	HF	15	5,69	6,14	2,72	8,54	2,01		
	Lazer + HF	15	2,42	2,19	1,40	3,80	0,75		
ARI Skoru	Lazer	15	0,80	1,00	0,00	1,00	0,41	0,087	-
	HF	15	0,40	0,00	0,00	1,00	0,51		
	Lazer + HF	15	0,60	1,00	0,00	1,00	0,51		



Şekil 4.7 SBS değerlerinin monolitik zirkonya materyalindeki dağılımını gösteren grafik

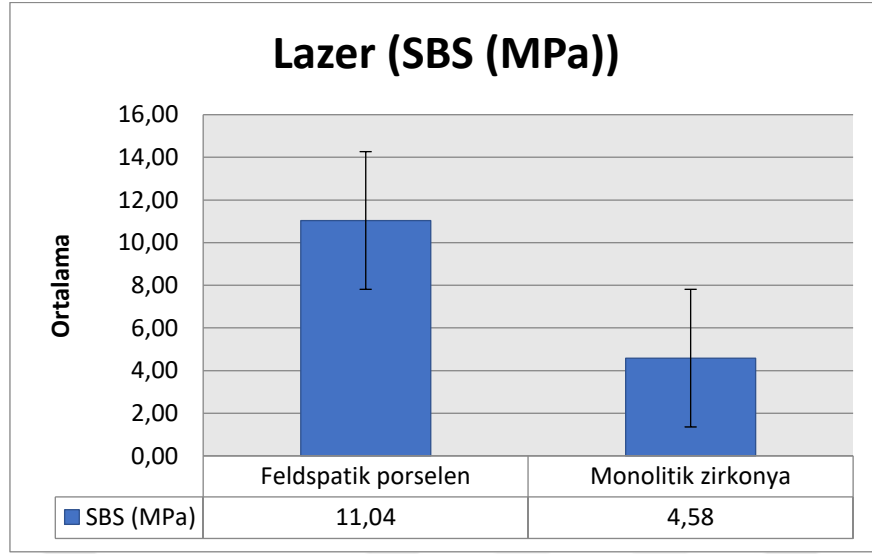


Şekil 4.8 ARI skoru değerlerinin monolitik zirkonya materyalindeki dağılımını gösteren grafik

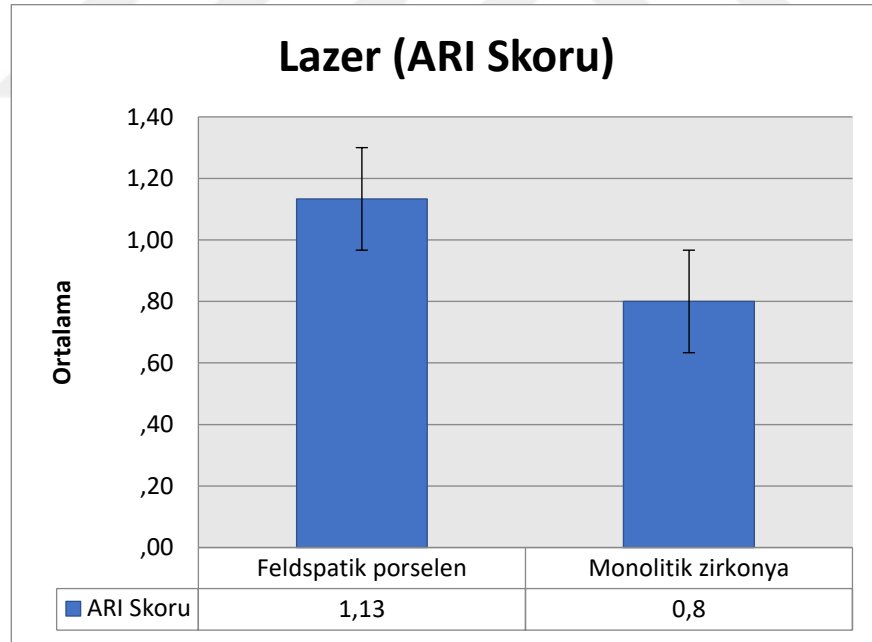
Pürüzlendirme tekniklerinden sadece L yöntemi için SBS değerleri ve ARI skoru değerleri tablo 4.5, şekil 4.9 ve şekil 4.10’da verilmiştir. L tekniğinde; materyaller arasında SBS değerleri açısından anlamlı derecede farklılık görülmektedir ($p<0,05$). Feldspatik porselen materyalinde SBS değerlerinin diğer gruba göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir. L tekniğinde materyaller arasında ARI skoru değerleri açısından ise anlamlı farklılık görülmemektedir ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte feldspatik porselen materyalinde ARI skoru değerleri diğer gruba göre daha yüksek ölçülmüştür.

Tablo 4.5 Lazer (L) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyalindeki SBS değerlerinin ve ARI skorlarının dağılımı

		Lazer (L)						
		n	Mean	Median	Minimum	Maximum	ss	p
SBS (MPa)	Feldspatik Porselen	15	11,04	10,24	6,23	19,41	3,89	0,0001
	Monolitik Zirkonya	15	4,58	4,48	2,06	7,40	1,64	
ARI Skoru	Feldspatik Porselen	15	1,13	1,0	0,0	4,0	0,8	0,179
	Monolitik Zirkonya	15	0,80	1,0	0,0	1,0	0,4	



Şekil 4.9 Lazer (L) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyalindeki SBS değerlerinin dağılımını gösteren grafik

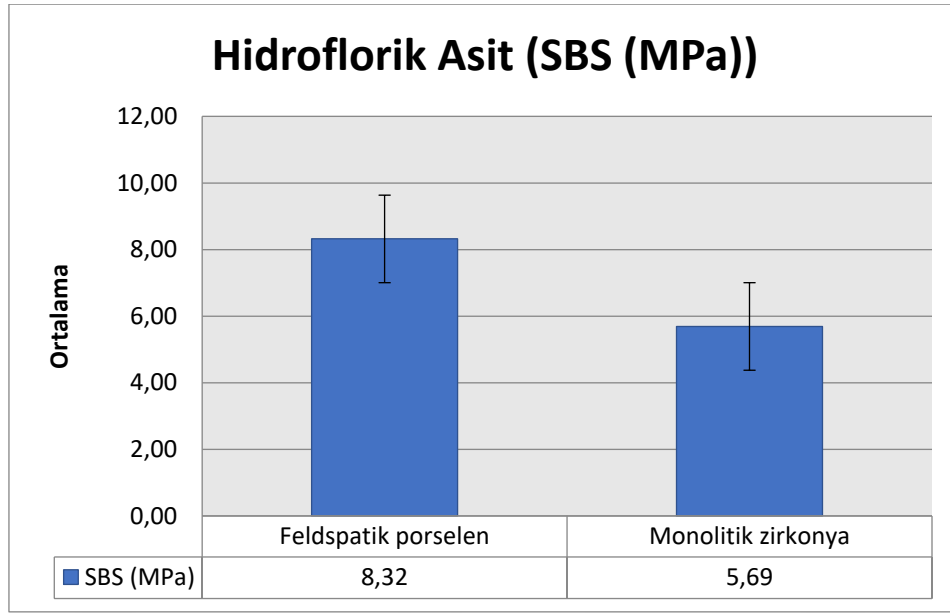


Şekil 4.10 Lazer (L) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyalindeki ARI skorlarının dağılımını gösteren grafik

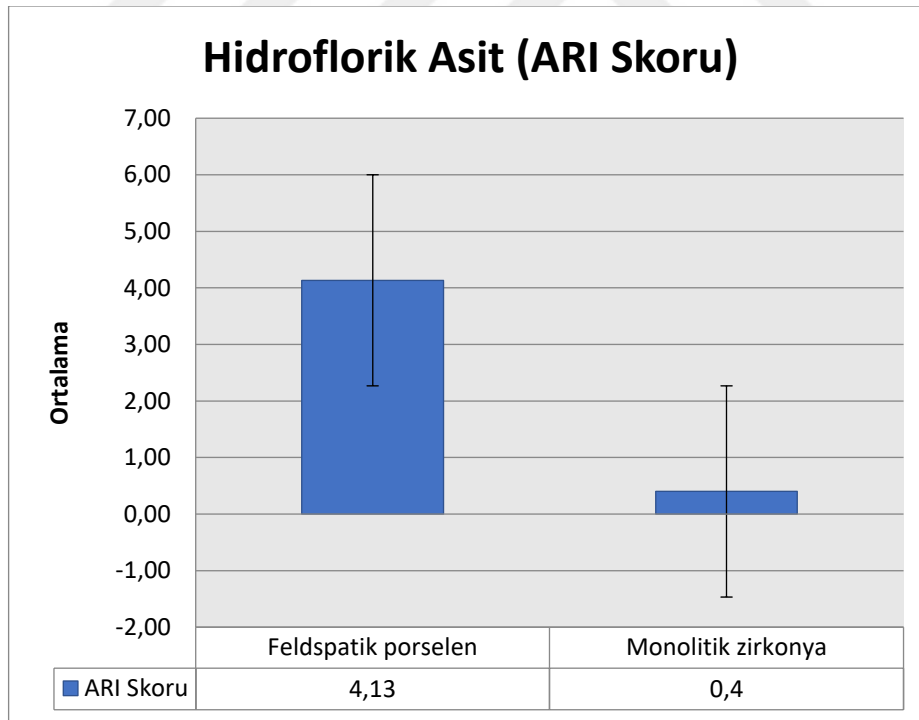
Pürüzlendirme tekniklerinden sadece HF yöntemi için SBS değerleri ve ARI skoru değerleri tablo 4.6, şekil 4.11 ve şekil 4.12’de verilmiştir. HF tekniğinde; materyaller arasında SBS değerleri ve ARI skorları açısından anlamlı derecede farklılık görülmektedir ($p<0,05$). Feldspatik porselen materyalinde SBS değerleri ve ARI skoru değerlerinin diğer gruba göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir.

Tablo 4.6 Hidroflorik asit (HF) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyalindeki SBS değerlerinin ve ARI skorlarının dağılımı

		Hidroflorik Asit (HF)						p
		n	Mean	Median	Minimum	Maximum	ss	
SBS (MPa)	Feldspatik Porselen	15	8,32	8,50	5,14	12,17	2,21	0,004
	Monolitik Zirkonya	15	5,69	6,14	2,72	8,54	2,01	
ARI Skoru	Feldspatik Porselen	15	4,13	4,00	3,00	5,00	0,5	0,0001
	Monolitik Zirkonya	15	0,4	0,00	0,00	1,00	0,5	



Şekil 4.11 Hidroflorik asit (HF) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyalindeki SBS değerlerinin dağılımını gösteren grafik

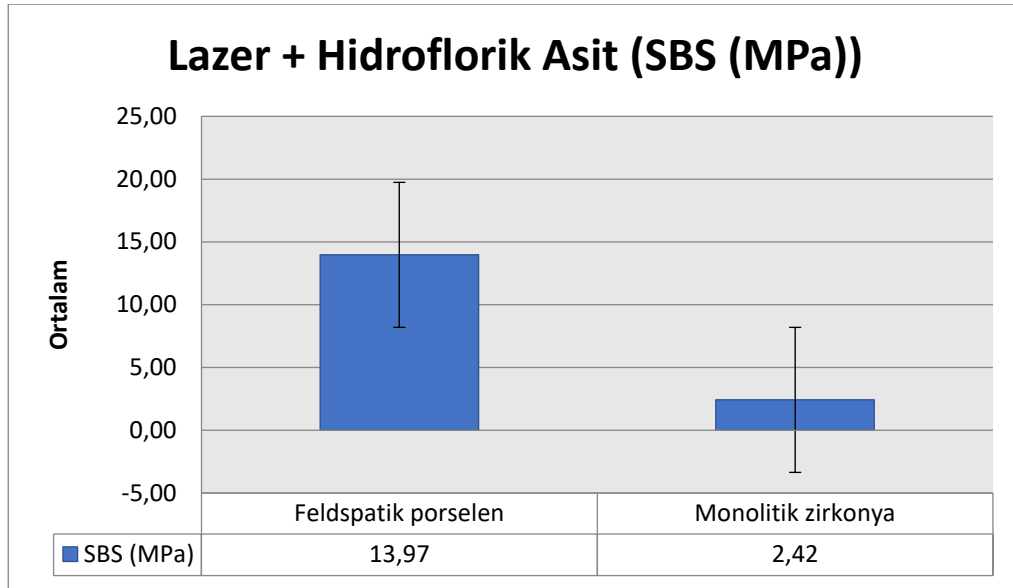


Şekil 4.12 Hidroflorik asit (HF) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyalindeki ARI skorlarının dağılımını gösteren grafik

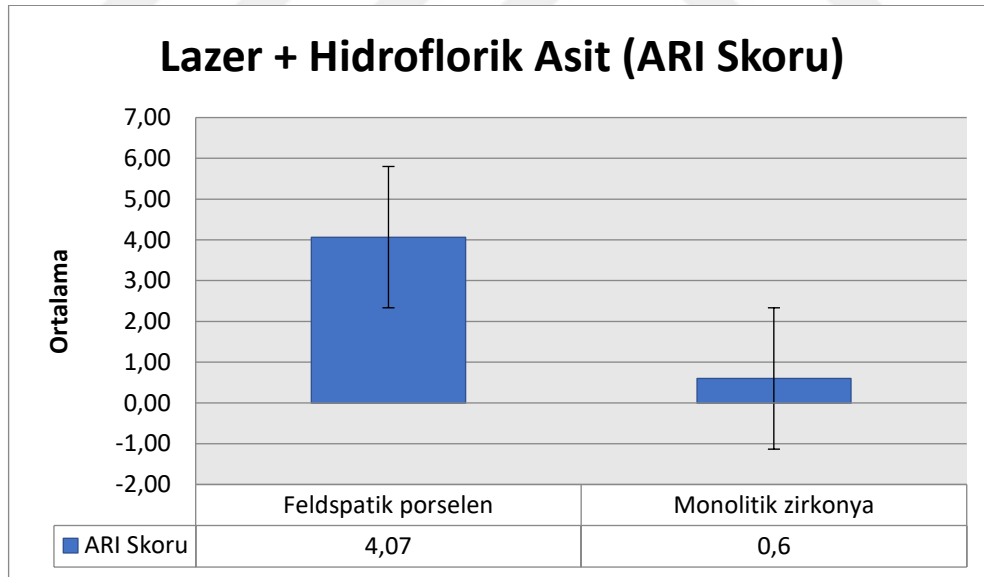
Pürüzlendirme tekniklerinden L + HF yöntemi için SBS değerleri ve ARI skoru değerleri tablo 4.7, şekil 4.13 ve şekil 4.14’te verilmiştir. L-HF tekniğinde; materyaller arasında SBS değerleri ve ARI skorları açısından anlamlı derecede farklılık görülmektedir ($p<0,05$). Feldspatik porselen materyalinde SBS değerlerinin ve ARI skorlarının diğer gruba göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir.

Tablo 4.7 Lazer + hidroflorik asit (L + HF) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyalindeki SBS değerlerinin ve ARI skorlarının dağılımı

		Lazer + Hidroflorik Asit						
		n	Mean	Median	Minimum	Maximum	ss	p
SBS (MPa)	Feldspatik Porselen	15	13,97	13,31	6,95	21,25	4,28	0,0001
	Monolitik Zirkonya	15	2,42	2,19	1,40	3,80	0,75	
ARI Skoru	Feldspatik Porselen	15	4,07	4,0	3,0	5,0	0,5	0,0001
	Monolitik Zirkonya	15	0,6	1,0	0,0	1,0	0,5	



Şekil 4.13 Lazer + hidroflorik asit (L + HF) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyalindeki SBS değerlerinin dağılımını gösteren grafik



Şekil 4.14 Lazer + hidroflorik asit (L + HF) pürüzlendirme tekniğinin iki farklı seramik materyalindeki ARI skorlarının dağılımını gösteren grafik

SBS değerleri ve ARI skoru değerleri arasındaki korelasyonun gruplara göre incelenmesi tablo 4.8’de verilmiştir. Her bir grupta SBS değerleri ile ARI skoru değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde anlamlı bir ilişkinin olmadığı görülmektedir ($p>0,05$).

Tablo 4.8 SBS değerleri ile ARI skoru değerleri arasındaki korelasyon

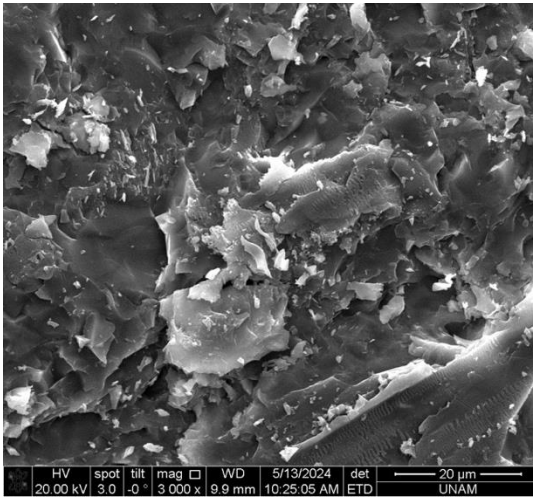
Korelasyon			
Grup			ARI skoru
Feldspatik porselen - Lazer	SBS (MPa)	r	-,042
		p	,881
Feldspatik porselen - HF	SBS (MPa)	r	,267
		p	,335
Feldspatik porselen - Lazer + HF	SBS (MPa)	r	-,153
		p	,585
Monolitik zirkonya - Lazer	SBS (MPa)	r	,077
		p	,785
Monolitik zirkonya -HF	SBS (MPa)	r	,189
		p	,500
Monolitik zirkonya - Lazer + HF	SBS (MPa)	r	-,031
		p	,911

4.2 SEM Analizi Bulguları

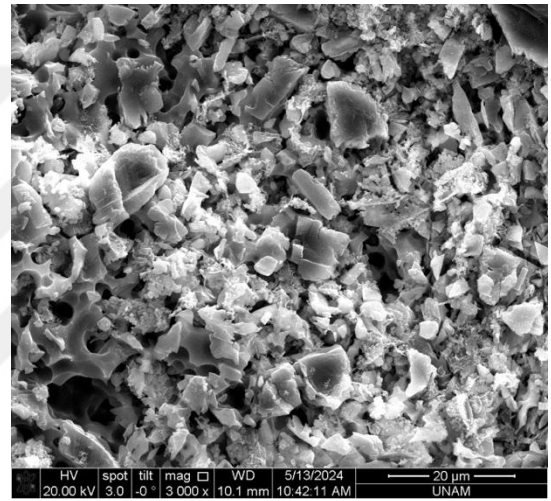
Her gruptan temsili birer numune alınıp, sadece pürüzlendirme yapıp, braketleme yapılmadan, SEM altında x3000 büyütme ile incelenmiştir. Bunlara ek olarak sadece glaze tabakası kaldırılıp, herhangi bir yöntemle pürüzlendirme yapılmamış olan 2 adet numune de incelenmiştir.

4.2.1. Feldspatik Porselen SEM İncelemesi

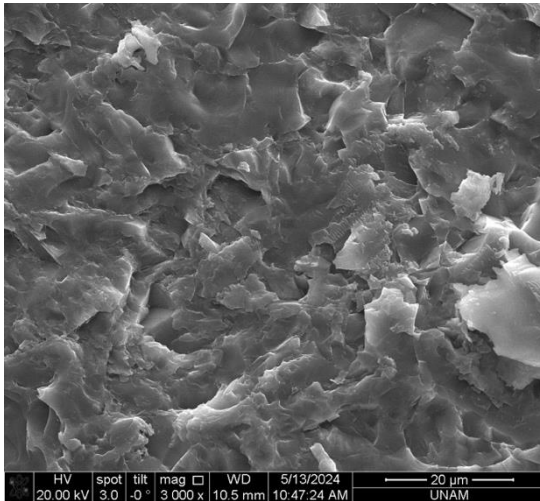
İncelenen feldspatik porselen numunelerinin görüntüleri şekil 4.15 a-b-c-d’de gösterilmiştir.



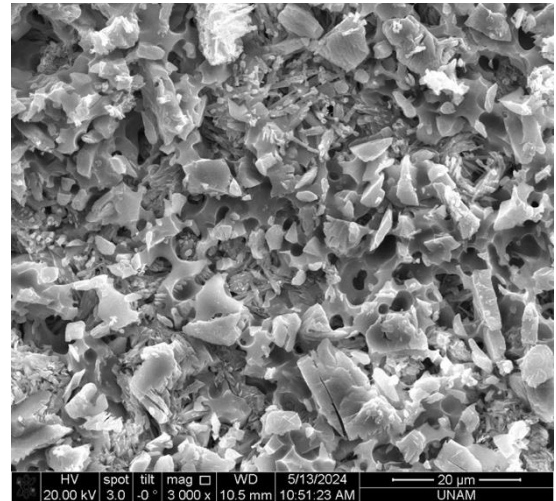
a. Sadece glaze tabakası frezle kaldırılmış yüzey



b. Lazer + HF uygulanmış yüzey



c. Lazer uygulanmış yüzey



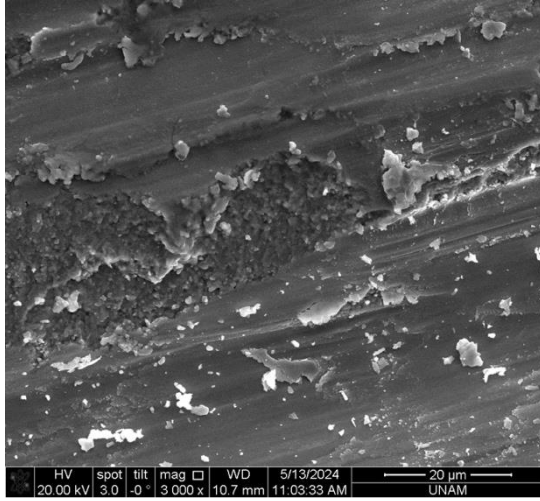
d. HF uygulanmış yüzey

Şekil 4.15 Feldspatik porselen materyalinin SEM altında incelenen görüntüleri

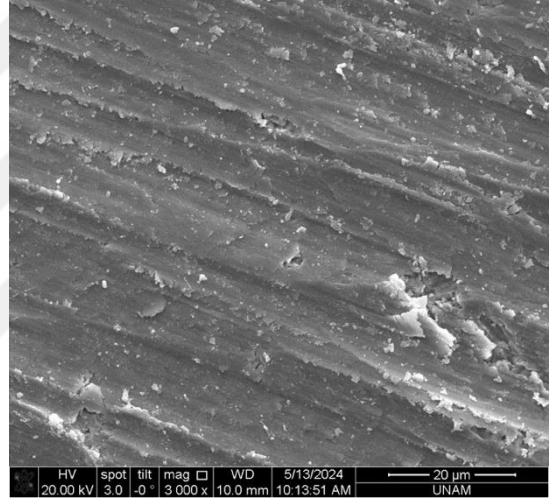
Feldspatik porselen numunelerinin SEM görüntüleri incelendiğinde glaze tabakası elmas frezle aşındırılmış yüzeyde keskin düzensizlikler olduğu görülmüştür. L + HF uygulanan yüzeyde benzer şekilde keskin düzensizlikler oluşmuş, buna ek olarak gözenekler olduğu görülmüştür. L uygulanan yüzeyde glaze tabakası kaldırılmış olana benzer şekilde yüzeyel düzensizlikler olduğu görülmüştür. HF uygulanan yüzeyde düzensizliklerle birlikte daha çok gözenekli bir yapının olduğu görülmüştür.

4.2.2. Monolitik Zirkonya SEM İncelemesi

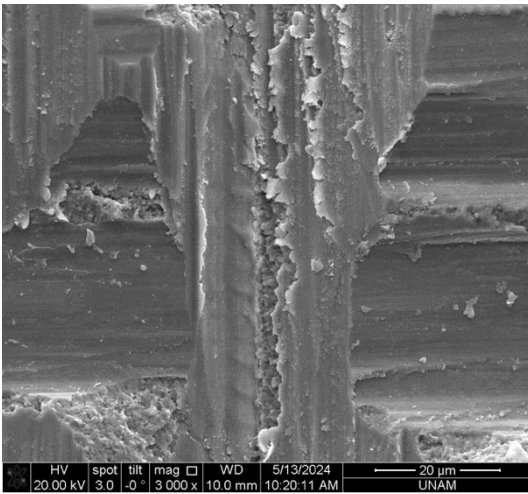
İncelenen monolitik zirkonya numunelerinin görüntüleri şekil 4.16a-b-c-d' de gösterilmiştir.



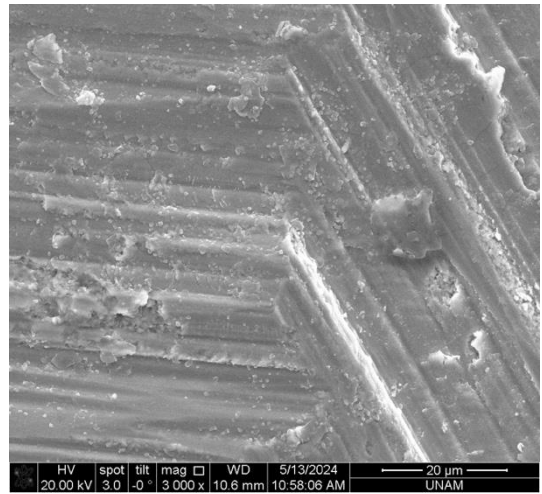
a. Sadece glaze tabakası frezle kaldırılmış yüzey



b. Lazer + HF uygulanmış yüzey



c. Lazer uygulanmış yüzey



d. HF uygulanmış yüzey

Şekil 4.16 Monolitik Zirkonya materyalinin SEM altında incelenen görüntüleri

Monolitik zirkonya numunelerinin SEM görüntüleri incelendiğinde glaze tabakası elmas frezle kaldırılmış ve L + HF uygulanan yüzeylerin üzerinde hafif düzensizlikler olduğu görülmüştür. Sadece L uygulanmış ve sadece HF uygulanmış yüzeyler incelendiğinde ise belirgin çizgi şeklinde pürüzler olduğu görülmüştür.



5. TARTIŞMA

5.1. Amacın Tartışılması

Ortodonti alanında yaşanan yeni gelişmeler ve üretilen yeni estetik materyallere paralel olacak şekilde erişkin hasta sayısında hızlı bir artış olmaktadır. Hastaların yaşının artmasıyla birlikte ise ağız içinde görülen restorasyon sayısının çocuk hastalara oranla yüksek olduğu görülmektedir (158). Bu durum ortodonti pratiğinde restorasyonların üzerine braket, tüp, buton gibi materyallerin simantasyonu açısından zorluk yaratmaktadır (145).

Ortodonti pratiğinde mineye simantasyon sağlamak için %85'lik fosforik asit uygulanması 1955 yılında Buonocuore tarafından önerilmiştir (1). Ancak mine yüzeyinin kimyasal yöntemlerle pürüzlendirilmesinin, mine yapısının içindeki inorganik materyalin yıkılması ve çürük oluşumu için savunmasız bir yapı oluşması gibi dezavantajları mevcuttur (4). Bu dezavantajlardan kurtulmak için çeşitli yeni yöntemler araştırılmış ve minenin lazerle pürüzlendirilmesi denenmiştir. Lazer işlemi sonrası mine yüzeyinin aside dayanıklı kaldığı gözlemlenmiştir (3).

Tam seramik restorasyonlar, doğal diş görünümünü iyi simüle etmeleri ve estetik yapıları nedeniyle klinisyenler ve hastalar tarafından sıklıkla tercih edilen materyaller haline gelmiştir (7). Literatürde tam seramik sistemlere braket, tüp, buton gibi ortodontik materyallerin simantasyonu ile ilgili çok sayıda çalışma yayınlanmış fakat bunların çoğunu sadece porselen materyali üzerinde denenmiş olan çalışmalar oluşturmuştur (159).

Monolitik zirkonya materyali son yıllarda diş hekimliği pratiğinde estetik ve dayanıklı olması sebebiyle yer edinmeye başlamıştır. Bu materyal yeni kullanılmaya başlanmasından dolayı ortodonti pratiğinde karşılaşıldığında simantasyon ile ilgili kafa karışıklığı yaratmaktadır. Bu materyalin üzerine ortodontik malzemelerin simantasyonu ile ilgili çalışmalar olmakla birlikte hala tam anlamıyla bir altın standart bulunmuş değildir (160).

Seramik yüzeylere ortodontik braketlerin yapıştırılmasının mineye yapıştırılmaya göre daha yüksek derecede başarısızlıkla sonuçlandığı görülmüştür. Seramik yüzeylere

braket yapıştırılırken seramik tipi, yüzey pürüzlendirme tekniği, yapıştırılan ortodontik materyal, kullanılan adeziv sistemlerin niteliği ve klinisyenin tecrübesinin değerlendirilmesi önemlidir (161,162). Braketleri restorasyon yüzeylerine yapıştırırken optimum bağlanmada restorasyonun minimum zarar görmesi hedeflenmektedir (163,164). Literatürde bununla ilgili çeşitli teknikler araştırılmış ve çoğunlukla asitle pürüzlendirme yöntemi ile adeziv sistemler incelenmiştir. Bu amaçla çalışmalarda yüzey pürüzlendirme için sıklıkla fosforik asit veya hidroflorik asit tercih edilmiştir (165). Seramiklerin estetik amaçlı glaze tabasına sahip olması da ortodontik malzemeleri yapıştırmayı engellemektedir. Bunun için çalışmalar ortodontik amaçlı pürüzlendirme işlemi öncesinde bu tabakanın elmas bir frezle kaldırılmasını önermektedir (166,167).

Seramikleri pürüzlendirmek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (168). Bu yöntemler sıklıkla kumlama ve kimyasal ajan kullanımı (hidroflorik asit, ortofosforik asit ve asitleştirilmiş fosfat florür vb.) şeklindedir. Kumlama yöntemi, hidroflorik asit ile pürüzlendirme yöntemine göre daha güçsüz bağlar oluşturur, ayrıca seramik yüzeyinde geri dönüşü olmayan ciddi hasarlara ve klinisyende solunum yolu hastalıklarına yol açabilir (169). Asit ile pürüzlendirme yöntemi daha kabul edilebilir bağlanma değerlerine sahiptir ve bu yüzden altın standart olarak tercih edilir. Ancak bu yöntem de seramik yüzeyinde ciddi renk değişikliklerine, yakın dokularda istenmeyen etkilere ve yumuşak doku zararına sebep olabilir (165,170-172).

Bazı araştırmacılar ise pürüzlendirme yönteminden çok yapıştırıcı ajana odaklanmış ve silan ile adeziv sistemlere yönelmiştir (4,170,173). Başka araştırmacılar ise lazer sistemlerini mine, dentin ve porselen yüzeylerinin pürüzlendirmesinde kullanmış ve klinik olarak yararlı sonuçlar elde etmişlerdir (4,5,174).

Çalışmamızda ortodonti klinik pratiğinde yetişkin hastalarda sıklıkla karşılaşılan feldspatik porselen ve henüz yeni rastlanmaya başlanılan monolitik zirkonya materyallerine, sıklıkla kullanılan asit ile pürüzlendirme ve daha güncel pürüzlendirme yöntemi olan lazer sistemleri uygulanarak ortodontik braketlerin bağlanma dirençleri incelenmiştir. Bu şekilde bağlanmanın sağlanması için en ideal yöntemin tespit edilmesi amaçlanmıştır. Böylelikle ortodontistlerin klinikte yetişkin hastalarda sıklıkla karşılaştıkları ve braket yapıştırırken bağlanma kuvveti açısından önemli sorunlar yaşadıkları seramik yüzeylere braketlerin daha

başarılı bir şekilde uygulanabilmesi ve ortodontik tedavinin daha etkili biçimde yürütülebilmesininin sağlanması hedeflenmiştir.

5.2. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Çalışmamız in vitro olarak planlanmış olup tamamen klinik kullanımı yansıtmamaktadır. Ağız ortamı sürekli değişken olduğu için dental materyaller üzerinde buna bağlı çeşitli etkiler görülebilmektedir. Bu ağız ortamı değişiklikleri tükürük yapısı, vücut sıcaklığı, beslenme faktörü, ağız içi hijyen ortamı gibi faktörlerden etkilenmektedir. Bu faktörlerden dolayı in vitro çalışmalar tam olarak kliniği yansıtmamaktadır (175,176). Bununla birlikte in vivo ve in vitro yapılan bir çalışmada sonuçlar açısından istatistiksel olarak fark bulunmadığı da ifade edilmiştir (177). Ancak yine de in vitro çalışmalar için böyle bir genellenebilirlik belirtilemez ve bu çalışmalar daha çok öncü çalışmalar olarak nitelendirilebilir.

Günümüzde yetişkin hastaların ortodontik tedavi talebi artmıştır (168). Bu hastalarda diş harabiyeti miktarı çocuklardan daha fazla olmakta ve buna bağlı olarak dental restorasyonlara sık rastlanmaktadır. Bu restorasyonlardan materyal olarak ağız içinde en sık denk gelinen materyaller estetik ve dayanıklı olmaları sebebiyle feldspatik porselenlerdir (178). Son yıllarda ise zirkonya materyalinin dental restorasyon olarak kullanımı artmıştır (179,180). Zirkonya ilk olarak yüksek bükülme dayanıklılığı ve estetik olmayan opaklığı sebebiyle daha çok altyapı materyali olarak tercih edilmiştir (181,182). Ancak daha sonra malzeme içerik olarak iyileştirilmiş ve saydamlığı artırılarak dental restorasyon olarak monolitik formunda kullanılmaya başlanılmıştır. Böylece bu materyalden yapılan restorasyonlara ağız içinde daha sık rastlanır hale gelmiştir (179). Ortodontistler daha çok bu materyallere braketlerin nasıl optimum bağlanma sağlayabileceği sorunuyla ilgilenmektedir. Braketlerin dental restorasyonlara bağlanma kuvvetinin mineye göre daha düşük değerlerde olduğu bilinmektedir (178).

Çalışmamızda, artan sayıda yetişkin hastanın ortodonti kliniklerine başvurması dolayısıyla ağız içerisinde dental restorasyonlara sık rastlanılmaya başlanması ve bundan dolayı braket yapıştırma ile ilgili önemli sorunların görülmesi sebebiyle özellikle yıllardır sık kullanılan feldspatik porselenleri ve son yıllarda daha sık kullanılmaya başlanan monolitik zirkonya restorasyonları numune olarak incelemeyi tercih ettik.

Bu konuya benzer çalışmalara bakıldığında, numuneleri inceleyebilmek için numunelerin bloklara sabitlendiği görülmüştür. Bunun için bazı çalışmalar soğuk akrili (6,145,183-189), bazı çalışmalar alçıyı (190-192) ve bir çalışma ise mumu (193) tercih etmiştir. Biz de numunelerimizi isimlendirip gruplandırabilmek ve test cihazlarına aktarabilmek için çalışmalarda daha çok tercih edildiğini gördüğümüz soğuk akrilikten yapılan bloklara sabitledik.

Estetik görünümünün artırılabilmesi için seramik yüzeylere uygulanan glaze tabakası ortodontik malzemelerin yapıştırılması için engel teşkil eder. Yapıştırma öncesi bu tabakanın uzaklaştırılması tavsiye edilmektedir. Bunun için elmas bir frezle yüzeyi pürüzlendirerek veya alüminyum oksit ile mikro pürüzlendirme yaparak bu tabakanın kaldırılması literatürde önerilmiştir (166). Biz de bu amaçla tutuculuğu artırmak hedefiyle numunelerimiz üzerindeki glaze tabakasını elmas bir frezle kaldırmayı tercih ettik. Bunun için yeşil kuşak elmas fissür frezler ile aynı doğrultuda 10 sn boyunca her bir numune yüzeyindeki glaze tabakası aşındırılmıştır.

Hidroflorik asit (HF), özellikle porselen yüzeylerde ortodontik ataşmanların bağlanma direncini artırmak için sıklıkla kullanılan ve etkili olduğu bilinen bir yüzey pürüzlendirme ajanıdır. Bu asit, istenilen bağlanma özelliklerini sağlamak için porselen yüzeylerde kabul edilebilir düzeyde bir kimyasal etkileşim sağlar (194). Mirhashemi ve ark. (193) yaptıkları çalışmada feldspatik porselen yüzeylere %9'luk HF asidi 2 dk boyunca uygulamış ve ardından 15 sn yıkama ve 15 sn kurutma işlemlerine tabi tutmuşlardır. Hosseini ve ark. (185) ise çalışmalarında feldspatik porselen yüzeylere %9,6'luk HF asidi 4 dk süreyle uygulamış ve 30 sn yıkama ile 30 sn kurutma yapmışlardır. Riowruangsanggoon ve ark. (195) monolitik zirkonya yüzeylerine %9,6'luk HF asidi 1 dakika boyunca uygulamışlar ve 30 sn yıkama ve kurutma yapmışlardır. Biz de çalışmamızda numunelerimize %9'luk HF asidi 90 sn boyunca uygulayarak pürüzlendirme işlemimizi gerçekleştirdik. Ardından 20 sn boyunca yüzey yıkama ve 20 sn kurutma işlemlerini gerçekleştirdik.

Son yıllarda lazerlerin ortodonti alanında kullanımı incelenmeye başlanmış ve mine, dentin ve porselen gibi yüzeylerin aşındırılmasında etkili olduğu görülmüştür (4). Akova ve ark. (169) yaptıkları bir çalışmaya göre; porselen yüzeylere uygulanan 2 watt gücündeki CO₂ lazerin HF asitle aşındırmaya bir alternatif olabileceğini belirtmiş; ancak restorasyonun kalitesini bozabileceğini eklemiştir. Rocca ve ark.'nın (196) yaptığı bir SEM çalışmasına

göre ise Zirkonyum yüzeylere uygulanan 25 ve 30 W gücündeki CO₂ lazerin ve 10 W gücündeki Nd:YAG lazerin yüzey kalitesini olumsuz etkileyebileceği belirtilmiştir. Bu alanda kullanım açısından son yıllarda erbium ailesi lazerlerinin; madde içinde mikron düzeyde patlamalara, sert dokuda ablasyona, hidroksiapatit kristalindeki suyun buharlaşmasına ve kavitasyon oluşmasına sebep olmasından dolayı daha uygun olduğu düşünülmektedir. Erbium lazerlerinin su içeren moleküllere afinitesi yüksektir. Bu lazerler daha hassas aşındırma ve minimum ısı etkisi sebebiyle daha az inflamasyon reaksiyonuna sebep olur ve böylece iyileşme daha hızlı görülür (197,198). Er:YAG lazerinin penetrasyon derinliği, daha yüksek absorpsiyon oranına sahip olması nedeniyle daha düşüktür. Dolayısıyla, dokuyu ablasyon (yakma, yok etme) için gerekli enerji ve zaman miktarı azalır (198). Mirhashemi ve ark. (193) yaptıkları çalışmada porselen yüzeylere 3 watt gücünde, 10 Hz frekansında, %80 su ve %60 hava oranıyla, MZ8 lazer cihazı ucuyla Er,Cr: YSGG lazer uygulamışlardır. Bu çalışmanın sonucunda lazerle çalışılan yüzeylerde ortodontik braketler için gerekli olan 6-8 MPa bağlanma kuvvetine ulaşabildiklerini bildirmişlerdir. Yassaei ve ark. (116) ise çalışmalarında Er: YAG lazerde 20 Hz frekansla 1,6 W, 2 W, 3,2 W olacak şekilde 3 farklı watt değeri kullanmış ve çalışmanın sonunda lazerler arasında en küçük watt değeri olan 1,6 W'ın en efektif yapıştırma gücüne sahip olduğunu ve HF aside alternatif olabileceğini belirtmişlerdir. Literatürde çalışmalar incelendiğinde 1 mm (6,199) veya 2 mm (185) mesafeden lazer uygulamanın sık yapıldığı görülmüştür. Biz de çalışmamızda lazer uyguladığımız gruplarda Er,Cr:YSGG lazer kullandık ve lazerin parametrelerini 20 Hz frekans, 3 watt güç, H modu, %50 su ve %50 hava oranı olacak şekilde ayarladık. Pürüzlendirme işlemini 30 sn boyunca 1 mm mesafeden gerçekleştirdik.

Diş hekimliğinde silanlar, farklı malzemeler arasındaki yapışmayı artırmak amacıyla sıklıkla kullanılmakta ve bu nedenle geniş çapta kullanımı önerilmektedir (200). Literatürde metal braketler ve seramik restorasyonlar arasında güvenilir bağlanma sağlayabilmek için, hidroflorik asitle aşındırma ve ardından silanın astar olarak kullanımının etkili olduğu belirtilmiştir (201,202). Hidroflorik asit seramik yüzeye uygulandığında yüzeyde çözünme yaparak gözenekli bir yapı oluşturur ve mikromekanik bağlanma için uygun bir ortam sağlar (203). Seramik yüzey ile adezivin arasına uygulanan silan astarı ise bu iki yüzey arasında kimyasal bağlanma oluşturur (204). Biz de literatür incelemesi yaptığımızda bu konuyla ilgili çalışmaların çoğunda silan kullanıldığı için çalışmamızda silan kullanmaya karar verdik.

Braket ile seramik yüzey arasında optimum bağlanmanın sağlanmasında yüzey hazırlığının yanı sıra uygun adeziv sistemin kullanılması da önemli rol oynar (205). Çalışmamızda kullanılacak adeziv sisteme karar verilmeye çalışılırken literatür taranmış ve çalışmaların çoğunda altın standart olarak kabul edilen ışıkla polimerize olan Transbond XT'yi (3M Unitek, Monrovia, Calif, ABD) kullandıkları görülmüştür (183,185,186,188,193,206-208). Bu yüzden çalışmamızda adeziv sistem olarak Transbond XT tercih edilmiştir.

Dunn ve ark. nın (209) yaptığı çalışmaya göre 20-40 sn aralığında LED ışık kaynağı kullanımı ile adeziv materyalinin yeterli polimerizasyonunun sağlandığı belirtilmiştir. Mirhashemi ve ark. (193) çalışmalarında adeziv polimerizasyonu için LED ışık kaynağı kullanmış ve 40 sn boyunca ışıklama gerçekleştirmişlerdir. Alavi ve ark. (188) ise 20 sn boyunca LED ışık kaynağıyla polimerizasyon sağlamışlardır. Çalışmamızda kliniğimizde bulunan LED ışık kaynağı kullanılmış olup 20 sn polimerizasyon süresi belirlenmiştir.

Literatür incelendiğinde in vitro deneylerde numunelerin saklanma sürelerinin 24 saat ile 1 ay arasında değiştiği görülmüştür. Çalışmamıza benzer bazı makalelerde kopma testi işlemi uygulanmadan önce numunelerin 37 °C'de 24 saat boyunca distile suda bekletildiği belirtilmiştir (6,116,169,183-185,188,193,206-208). İncelenen başka bir makalede 24 saat boyunca %2 metilen mavisi solüsyonu kullanıldığı görülmüştür (210). Hou ve ark. (211) ise çalışmalarında 37 °C'de yapay tükürükte 24 saat bekletmişlerdir. Bu inceleme sonucunda çalışmamızda; makalelerde sık kullanıldığını gördüğümüz distile suyu 1 gün kullanmaya karar verilmiştir.

Ağız içi sıcaklığı yeme, içme ve nefes alma gibi fizyolojik durumlardan etkilenmekte ve sıcaklığı 4-60° C arasında değişiklik göstermektedir (212). Bu değişiklikleri in vitro deneye yansıtabilmek ve daha güvenilir sonuçlara ulaşabilmek için 5-55° C ($\pm 5^\circ$ C) sıcaklık değişimi ile gerçekleştirilen termal siklus işlemi uygulanması tavsiye edilmektedir (212,213). Dental restorasyonlarda bu sıcaklık değişiminden dolayı büzülme ve genleşmeler gerçekleşmektedir (154,214,215). Buna bağlı olarak mikrosızıntı ve marjinal boşluğa rastlanmaktadır (155,156). Bu çalışmaya benzer çalışmalar incelenmiş ve termal siklus devir sayılarının çoğunlukla 500 tur (116,145,169,184,185,206,214) veya 5000 tur (188,193,210) olduğu görülmüştür. Numunelerin, sıcaklığı 5 °C ve 55 °C olan su banyoları içine 500 kere daldırılıp çıkarılması ISO TR 11450 standardına göre uygun bir yapay yaşlandırma

yöntemidir. Termal siklusun 10000 tur uygulanmasının in vivo olarak 1 yıla denk geldiği daha önce belirtilmiştir (154). Bu bilgiler ışığında ISO standardı olan 500 tur uzun dönem termal etkilerin yansıtılması açısından doğru bilgi vermeyebilir. Biz de çalışmamızda numunelerimizi 5-55 °C sıcaklık değişimleri uygulamak amacıyla, banyoda kalma süresi 25 sn, banyolar arası transfer süresi 10 sn olacak şekilde 5000 devirlik termal siklusa tabi tuttuk.

Braket ve yapıştırıldığı yüzey arasındaki bağlantının dayanıklılığını ölçerken sıklıkla universal test cihazları kullanılmaktadır. Bu cihazın kullanımı hassasiyet gerektirmekte ve cihazın ucu uygun doğrultuda yönlendirilmediğinde braket içi (koheziv) kırılmalara veya numune yüzeyinde kopmalara sebep olup çalışmanın akışını bozabilmektedir (216). Literatürde bu cihaz ucunun doğru yönlendirilme şeklinin numune yüzeyine paralel olması gerektiği belirtilmiştir. Eğer bu sağlanmazsa doğru değerlere ulaşılamayacağı ve belli bir standardizasyonun gerçekleşmeyeceği ifade edilmiştir (217,218). Bu cihazla ilgili bir diğer konu uygulama hızıdır. Literatürde farklı hızlarda uygulamanın farklı bir değer yaratmadığı belirtilmiştir (218). Çalışmamıza benzer makaleler incelendiğinde bu hızın çoğunlukla 0.5 mm/dk (6,145,185,188,189,208,214,219,220) veya 1 mm/dk (116,183,184,186,187,193,206,207) olarak tercih edildiği görülmüştür. Bir çalışmada (51) ise 2 mm/dk olarak belirlenmiştir. Bu çalışmalar daha detaylı incelendiğinde standardizasyon sağlamak için ölçülen değerlerin megapaskal (MPa) cinsine dönüştürüldüğü görülmüştür. Bu birim, ölçülen Newton (N) değerinin braket kaidesinin yüzey alanına bölünmesiyle elde edilmektedir (6,116,145,169,183-189,193,206,207,208,211,214,219,220). Braket yüzey alanı hesaplaması incelendiğinde ise bir çalışmada dijital kumpas ile ölçüm yaparak belirlendiği görülmüştür (221). Biz de braket yüzey alanını aynı yöntemle ölçerek belirledik.

Reynolds (222) yapmış olduğu çalışmasında optimum ortodontik bağlanma için gerekli bağlanma kuvvetinin 5,9-7,8 MPa olması gerektiğini belirtmiştir. Buna rağmen bazı araştırmacılar ise en yüksek bağlanma değerinin 20 MPa'a çıkmasının uygun olabileceğini ifade etmişlerdir (223).

Çalışmamızda pürüzlendirme, braketleme, distile su içerisinde bekletme ve termal siklus prosedürleri tamamlandıktan sonra Universal test makinesi ile braketlerin bağlanma direncini (SBS değerleri) ölçtük. Yükleme ucu numune yüzeyine paralel gelecek şekilde numuneleri sabitledik. Braket ayrılana kadar 1 mm/dk hızla basma kuvveti uyguladık. Elde

edilen sonuçları Newton (N) olarak kaydedip, braket yüzey alanına (mm²) bölüp, daha sonra Megapascala (MPa) çevirdik (MPa=N/mm² x 0,980665).

Debonding sonrası braket yapıştırılan yüzeyde kalan artık adeziv rezin miktarı, seçilen pürüzlendirme yönteminin yüzeyde ne kadar zarar oluşturduğuna veya optimum bağlanma sağlayıp sağlamadığına dair fikir verebilir (224). Bu konuyu standardize edebilmek için Artun ve Bergland (225) ile Bishara ve Trulove (131) mine yüzeyinde yapılan çalışmalarda ARI skorlama sistemini kullanmışlardır. Artun ve Bergland (225) çalışmalarında ARI skorlamasını 4 skor değeri vererek belirlemiş, Bishara ve Trulove (131) ise ARI skorlamasını modifiye ederek 5 adet skorlama tanımlamışlardır. Skorlar yapabilmek için literatürde birkaç teknik önerilmiştir. Skorlar klinikte ışık altında gözlemlene, stereomikroskopla inceleme, SEM ile inceleme, profilometre veya FEM çalışması gibi tekniklerle belirlenebilmektedir (226). Biz de çalışmamızda seramik yüzeyleri stereomikroskopla yüzeyin en net görüntülediği büyütme oranında (x15) inceleyerek modifiye ARI skorlamasına göre değerlendirmemizi gerçekleştirdik.

Son yıllarda taramalı elektron mikroskobu (SEM) diş hekimliği çalışmalarında ışık mikroskobunun yerini almaya başlamıştır. Bunun sebebi ışık mikroskobuyla; incelenen görüntülerde işlem yapılamaması ve ışığın sınırlandığı durumlardır. Taramalı elektron mikroskopları, yazılımları sayesinde alınan görüntü üzerinde analiz yapabilme imkanı sunar. SEM'in çalışma prensibi 1983 yılında Von Ardenne tarafından tanımlanmıştır. Bu tanımlamaya göre elektronlar yüksek voltajla hızlandırılır ve örnek numune üzerine düşürülür. Bunun sonucunda atomlar arası etkileşim gerçekleşir ve bu etkiler uygun algılayılarda toplanır. Bu prensiple çalışabilmek için incelenen numunenin iletken yapıda olması gerekir. İletken özelliği olmayan materyaller vakumlu ortamda ve argon gazı varlığında kaplama işlemine tabi tutulur. Kaplama için tungsten, iridyum, altın, platin, osmiyum, kron gibi metallerin kullanımı tercih edilebilmektedir (157). Çalışmamızda SEM inceleme yöntemi, braket yapıştırılan yüzeyin yapısını nitel olarak inceleyebilmek için tercih edilmiştir. İnceleme öncesi her gruptan birer temsili seramik numuneye iletken olmadığı için altın kaplama yapılması gerekmiştir. Her numune x3000 değerinde büyütme ile görüntülenmiştir.

5.3. Bulguların Tartışılması

SBS Bulgularının Tartışılması

Yapılan bazı çalışmalara göre braketlerin ağız içerisindeki kuvvetlere karşı optimum bağlanma dayanımının 6-10 MPa arasında değiştiği belirtilmiştir (145,227-229). Bunun üzerindeki değerlerin mine veya restorasyon üzerinde çatlak veya kırıklara neden olabileceği belirtilmiştir. Buna karşın bazı araştırmacılar ise en yüksek bağlanma değerinin 20 MPa'a çıkmasının uygun olabileceğini ifade etmişlerdir (223). Bulunan bu değerler in vitro çalışmalardan elde edildiği için tam olarak kliniği yansıtmamakla birlikte fikir verebilmektedir (163). Bu bilgiler ışığında, çalışmamızın sonunda elde edilen SBS değerleri 6 MPa'ın altında bulunduyorsa yetersiz bağlanma dayanımı olarak yorumlanmıştır.

Çalışmamızda pürüzlendirme teknikleri göz ardı edilerek, sadece iki farklı seramik materyal üzerinde elde edilen SBS değerleri incelendiğinde feldspatik porselen grubundaki değerlerin (11,11 MPa) monolitik zirkonya grubundaki değerlere (4,23 MPa) göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir. Buna göre literatürde bahsedilen optimum bağlantı kuvvetinin feldspatik porselen grubunda sağlandığını ancak monolitik zirkonya grubunda sağlanmadığını belirtebiliriz.

Akova ve ark. (169) çalışmalarında glaze yüzeyi elmas frezle kaldırılmış feldspatik porselenlerde ortofosforik asit, kumlama, hidroflorik asit, CO₂ lazer ile pürüzlendirme yapmışlardır. Çalışmanın sonucunda silanla birlikte bu yöntemler uygulandığında feldspatik porselen yüzeyler için yeterli bağlanma kuvveti elde edildiği belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda ise hidroflorik asit, lazer ve bunların kombinasyonu uygulanarak, feldspatik porselen yüzeylerde lazer ve hidroflorik asit gruplarında Akova ve ark.'nın (169) çalışmasına benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Ahrari ve ark. (183) glazeli ve glaze yüzeyi elmas frezle kaldırılmış feldspatik porselenlerde CO₂ lazer ve hidroflorik asit kullanarak pürüzlendirme yapmışlardır. Çalışmanın sonucunda glazeli ve glazesiz yüzeylerde hidroflorik asitle klinik koşullarda gerekli olan optimum bağlanma kuvvetini aşan değerler (6-8 MPa) elde edilmiştir. Ancak lazerle pürüzlendirme yapıldığında yeterli bağlanma kuvvetini sağlayacak değerler sadece glaze yüzeyi aşındırılmış numunelerde (8-12 MPa) elde edilebilmiştir. Çalışmamız glaze

yüzeyi aşındırılmış feldspatik porselen numunelerle Ahrari ve ark.'nın çalışmasına benzer etkinin elde edildiğini göstermektedir.

Günümüzde zirkonya materyalinin bazı özellikleri iyileştirilmiş ve translusensi özelliği artırılarak estetik restorasyon yapımı için uygun hale getirilmiş olan monolitik zirkonya formu kullanılmaya başlanmıştır (230,231). Zirkonyanın restorasyon yapımı açısından avantajları olmasına rağmen, bu restorasyonlara braket bağlanmasında henüz altın bir standart bulunmadığı için ortodontistler açısından klinik uygulamalarda büyük zorluklar yaşanabilmektedir (232,233). Mineye kıyasla monolitik zirkonya üzerine yapıştırılan braketlerde kopma/düşme sıklığının daha fazla olduğu belirtilmiştir (233). Monolitik zirkonya materyalde elde edilen SBS değerleri ideal bağlanma değerinin altında olması ve henüz yapıştırma için altın standart belirlenememiş olması nedeniyle en azından bugün için protez yaptıracak hastalara bir sonraki aşamada ortodontik tedavi göreceklere feldspatik porselen tercih etmeleri ve monolitik zirkonyanın ortodontik tedavi ile uyumsuz bir tercih olacağı söylenebilir.

Materyaller göz ardı edilerek, pürüzlendirme teknikleri karşılaştırıldığında SBS değerleri açısından anlamlı bir farklılık görülmemektedir. Ortalama değerlere bakıldığında lazer için 7,81 MPa, hidroflorik asit için 7 MPa ve lazer + hidroflorik asit için 8,19 MPa olmak üzere tüm yöntemlerde optimuma yakın değerlerin elde edildiği görülmüştür.

Akova ve ark (169) yapmış oldukları çalışmada farklı pürüzlendirme tekniklerini glaze yüzeyi elmas frezle kaldırılmış feldspatik porselen yüzeylerde uygulamış ve bağlanma dayanıklılıklarını incelemişlerdir. Bu çalışmaya göre en yüksek değer 15.07 MPa değeri ile hidroflorik asit + silan uygulamasında görülmüş, en düşük değer ise 2.04 MPa değeri ile sadece kumlama yönteminin uygulandığı numunelerde görülmüştür. Araştırmacılar pürüzlendirme yöntemi olarak 20 watt değerinde CO₂ lazer kullandıkları numunelerde ise silanla beraber uygulama yaptıklarında 8.25 MPa değeri ile laboratuvar koşullarında yeterli bağlanmanın sağlanabildiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda hidroflorik asit ve lazer uygulanan gruplarda bu çalışmayla benzer nitelikli sonuçlar elde edilmiştir.

Kendi çalışmamızda kullandığımız Er,Cr:YSGG lazer çeşidinin kullanıldığı makaleler incelendiğinde, Mirhashemi ve ark.'nın (193) çalışmalarında Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer kullandığı görülmüştür. Bu çalışmada pürüzlendirme tekniği olarak tek

başına hidroflorik asit, tek başına Er:YAG lazer, tek başına Er,Cr:YSGG lazer ve lazerlerin hidroflorik asitle kombine uygulanması sadece feldspatik porselen yüzeylerde incelemiştirlerdir. Araştırmacılar çalışmanın sonucunda en iyi bağlanma değerinin hidroflorik asit grubunda (32,58 MPa) sağlandığını bildirmişlerdir. Ancak sadece hidroflorik asit grubu ile hidroflorik asit + Er,Cr:YSSG lazer grubu (27,81 MPa) ve hidroflorik asit + Er:YAG lazer (23,08 MPa) grubu arasında bağlanma kuvveti açısından anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Bu çalışmadaki en düşük değer ise sadece Er:YAG lazerin uygulandığı grupta (6,3 MPa) görülmesine rağmen bu değer yeterli bağlanma dayanımı sağlamıştır. Bizim çalışmamızın bulgularının sadece pürüzlendirme teknikleri düşünüldüğünde bu çalışmayla benzer olduğu görülmektedir.

Çalışmamızda feldspatik porselen materyali incelendiğinde pürüzlendirme tekniklerine göre SBS değerleri açısından anlamlı farklılık olduğu görülmektedir. Feldspatik porselen için en yüksek SBS değeri lazer + hidroflorik asit grubunda (13,97 MPa) elde edilmiştir. Daha sonra bunu lazer grubu (11,04 MPa) takip etmiştir. En düşük değer ise hidroflorik asit grubundadır (8,32 MPa). Bu değerler farklı olmasına rağmen feldspatik porselende tüm gruplarda literatüre göre optimum kabul edilen bağlanma kuvvetine ulaşılmıştır. Bu anlamda üç pürüzlendirme tekniğinin de feldspatik porselende klinik anlamda yeterli bağlanma gücünü sağladığı ve bu anlamda güvenilir olduğu yorumu yapılabilir.

Bu bilgiler ışığında çalışmamızda elde edilen değerlerin istenen minimum bağlanma değerinin üstünde olmasından dolayı kullandığımız lazer sisteminin feldspatik porselen pürüzlendirmesinde altın standart kabul edilen hidroflorik aside alternatif bir yaklaşım olabileceğini söyleyebiliriz. Hatta lazerin hidroflorik asit ile birlikte uygulamasının klinikte braket kopmalarını azaltabilecek, daha kullanışlı bir pürüzlendirme yöntemi olabileceğini belirtebiliriz.

Akova ve ark. (169) çalışmalarında glaze yüzeyi elmas frezle kaldırılmış feldspatik porselenlerde farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulamışlardır. Bu çalışmaya göre en yüksek değer 15,07 MPa değeri ile hidroflorik asit + silan uygulamasında görülmüş, en düşük değer ise 2,04 MPa değeri ile sadece kumlama yönteminin uygulandığı numunelerde görülmüştür. Pürüzlendirme için 20 watt gücünde CO₂ lazer kullandıkları numunelerde ise silanla beraber uygulama yaptıklarında 8,25 MPa değeri elde etmişlerdir. Çalışmamızda

sayısal değerlere bakıldığında lazer + hidroflorik asit (13,97 MPa) ve lazer (11,04 MPa) gruplarında elde edilen değerlerin bu çalışmaya daha yakın olduğunu belirtebiliriz. Çalışmamızın hidroflorik asit grubundaki değerlerin (8,32 MPa) bu çalışmadan farklı olmasının uygulama süresinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Akova ve ark.'nın (169) çalışmalarında hidroflorik asit 20 sn süreyle, bizim çalışmamızda ise 90 sn süreyle uygulanmıştır.

Ahrari ve ark. (183) glazeli ve glazesiz feldspatik porselen yüzeylerinde 10 W, 15 W, 20 W olacak şekilde 3 farklı watt değerinde CO₂ lazer ve hidroflorik asidi incelemiştir. 10 W lazer grubunda glaze yüzeyi kaldırılmış feldspatik porselen yüzeylerde 11.4 MPa ile en yüksek bağlanma değeri bulunmuştur. Buna karşın en düşük değer, glazeli feldspatik yüzeylerde 20 W lazer grunda 4.4 MPa olarak ölçülmüştür. Hidroflorik asit grubunda ise SBS değeri, glaze yüzeyi kaldırılmış feldspatik porselen yüzeylerde 6.25 MPa, glazeli yüzeylerde ise 7.31 MPa olarak ölçülmüştür. Çalışmanın sonucunda glaze tabakası olmayan yüzeylerde CO₂ lazerin hidroflorik aside uygun bir alternatif olabileceği belirtilmiştir. Bizim çalışmamız bu çalışmayla benzer şekilde yeterli bağlanma sağlayabilmek için Er,Cr:YSGG lazer ile optimum değerlerin elde edildiğini göstermektedir.

Mirhashemi ve ark.'nın (193) feldspatik porselen yüzeylerde yapmış olduğu çalışmada pürüzlendirme teknikleri olarak hidroflorik asit, Er:YAG lazer, Er,Cr:YSSG lazer, hidroflorik asit + Er:YAG lazer ve hidroflorik asit + Er,Cr:YSSG lazer kullanılmıştır. Çalışma sonucunda tüm gruplarda elde edilen SBS değerlerinin optimum bağlanma değerini aştığı görülmüştür. Bu bulgular bizim çalışmamızla uyumludur. Ancak bizim çalışmamızla Mirhashemi ve ark.'nın (193) çalışması kıyaslandığında iki çalışmada elde edilen SBS değerlerin çok farklı olup, diğer çalışmadaki bazı değerlerin aşırı yüksek olduğu (hidroflorik asit grubu 32.58 MPa, hidroflorik asit + Er,Cr:YSSG lazer grubu 27.82 MPa, hidroflorik asit + Er:YAG lazer grubu 23.08 MPa, Er,Cr:YSSG lazer grubu 14.11 MPa, Er:YAG lazer grubu 6.3 MPa) görülmüştür. Bu iki çalışmada elde edilen farklı bağlanma değerlerinin; uygulayıcı, kullanılan pürüzlendirme tekniklerindeki uygulama süresi, lazer gücü ile frekansı ve braket taban yüzeyi alanı hesaplama yöntemi gibi parametrelerden etkilendiğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda monolitik zirkonya materyali incelendiğinde pürüzlendirme tekniklerine göre SBS değerleri açısından anlamlı farklılık olduğu görülmektedir. En yüksek bağlanma değerine hidroflorik asit grubunda (5,69 MPa) ulaşılmıştır. Bunu lazer grubu (4,58 MPa) takip etmiştir. Lazer + hidroflorik asit grubunda (2,42 MPa) ise bağlanma kuvveti diğer yöntemlere göre çok düşüktür. Bununla birlikte monolitik zirkonya numunelerinde uygulanan hiçbir pürüzlendirme tekniğinin klinik olarak yeterli düzeyde bağlanma kuvvetini sağlayamadığı görülmüştür. Bu durum klinik uygulama açısından önemli sorun teşkil edecektir. Bu nedenle klinisyenlerin monolitik zirkonyada pürüzlendirme yaparken bağlanma kuvvetinin çok düşük olacağından haberdar olması, hastalarını uyarması ve hatta protez yapılmadan önce gerekiyorsa hastaların protez seçimini buna göre yönlendirmesi gerekmektedir.

Literatür incelendiğinde monolitik zirkonya materyalini pürüzlendirebilmek için kumlama, hidroflorik asit ile aşındırma, lazer sistemleriyle aşındırma önerilmektedir (233,235). Yapılan bir çalışmada femtosaniye lazer (titanyum safir kristalinden üretilen, 1fs=10–15 s aralığında ultra kısa darbeler yayan ve ışınlanmış malzemeye düşük bir ısı transferi eden) bu amaç için kullanılmış ve yeterli bağlanma dayanımı sağlanabileceği söylenmiştir. Ancak bu lazerin kliniklerde kullanımının uygun olmadığı ve ulaşılamaz olduğu belirtilmiştir (208). Literatürde monolitik zirkonya üzerine yapılan çalışma sayısının feldspatik porselenle yapılanlara oranla çok az olduğu görülmüştür. (234). Monolitik zirkonya materyali faz kompozisyonu ve bazı mekanik özellikleriyle geleneksel zirkonyadan farklıdır ve bu yüzden yüzey pürüzlendirme protokollerinin farklılık gösterebileceği belirtilmiştir (235).

Feldspatik porselen yüzeylerde %9,6 hidroflorik asitle aşındırma yöntemi altın standart olarak kabul edilir ancak zirkonyumun cam içermeyen yapısı bu yöntemle dirençlidir. Bu nedenle monolitik zirkonya materyaline bağlanma prosedürleri üzerine ek çalışmalar yapmaya ihtiyaç vardır (236,237). Literatürde bulunabilen çok az sayıdaki monolitik zirkonya materyaline braket bağlanma dayanımını inceleyen çalışmalarda ise henüz bir altın standart belirlenemediği gibi ayrıntılı olarak yöntem ve bulgular da açıklanmamıştır.

Hemmati ve ark. (238) monolitik zirkonya üzerinde yaptıkları çalışmada en yüksek bağlanma kuvvetinin yani SBS değerinin CoJet tekniği (30 µm silika kaplı alümina

parçacıkları kullanarak, 0,25 MPa basınçla, 10 mm mesafeden 20 saniye intraoral kumlama cihazıyla aşındırma) ile elde edildiğini bildirmiştir. En düşük değerin ise CO₂ lazer grubunda elde edildiğini görmüşlerdir. Bununla birlikte bu farklılığın anlamlı olmadığını ve elde edilen SBS değerlerinin bağlanma kuvveti açısından yeterli olduğunu (10-20 MPa) belirtmişlerdir. Biz de kendi çalışmamızda monolitik zirkonya için 5.67 MPa ile en yüksek değeri hidroflorik asit grubunda görmemize rağmen bunun yeterli bağlanma sağlayamadığını belirtebiliriz. Çalışmamız bu anlamda Hemmati ve ark'nın (239) çalışmasıyla uyuşmamaktadır. Çalışmalarda elde edilen SBS değerleri farklılığı sebebinin; iki çalışmada kullanılan farklı lazer türleri ve bu lazerlerin parametre farklılıkları olduğunu düşünmekteyiz. Bununla birlikte bu çalışmanın bulgularında SBS değerleri ile ilgili tam değerler belirtilmemiş ve sadece SBS değer aralıkları verilmiştir. Dolayısıyla kendi çalışmamız ile nitelikli bir kıyaslama yapılamamaktadır.

Amer ve ark.nın (239) monolitik zirkonya üzerinde yaptıkları çalışmada ise Al₂O₃ kumlama ve sof-lex disklerle iki adet pürüzlendirme tekniği incelenmiş, ayrıca alt grup olarak da farklı iki adeziv sistem kullanılmıştır. Çalışmanın sonucuna göre kumlama yönteminde daha yüksek SBS değeri (20,8 MPa) elde edilmekle beraber sof-lex disklerle de (12,3 MPa) yeterli bağlanmaya ulaşılabildiğini ve her iki adeziv sistemle de yeterli bağlanmayı sağlayabildiklerini söylemişlerdir. Sof-lex disklerin uygulama kolaylığı açısından tercih edilebileceğini eklemişlerdir. Benzer şekilde kumlama ve sof-lex disk teknikleri de çalışmamıza eklenip yeni çalışmaların önü açılabilir. Bu çalışmanın sonuçları da bizim çalışmamızla SBS değerleri açısından uyuşmamaktadır. Bunun sebebinin; her iki çalışmada kullanılan pürüzlendirme tekniklerinin farklı olması olduğunu düşünüyoruz.

Çetik ve ark. (240) monolitik zirkonya yüzeylerde kumlama ve Er:YAG lazeri pürüzlendirme için kullanmışlar ve yüzeylere metal ile seramik braket yapıştırmışlardır. Çalışmanın bulgularına bakıldığında her iki yöntem için de yeterli bağlanma kuvveti (metal braket için kumlama yapıldığında 23,29 MPa, seramik braket için kumlama yapıldığında 20,06 MPa, metal braket için Er:YAG lazer kullanıldığında 21,59 MPa, seramik braket için Er:YAG lazer kullanıldığında 17,55 MPa) sağlandığı görülmüştür. Bu çalışmanın bulguları bizim bulgularımızla uyuşmamaktadır. Bunun sebebi Çetik ve ark'nın kullandığı lazer ile çalışmamızda kullanılan lazerin parametre farklılıkları olabilir. Çetik ve ark. (240) çalışmalarında lazerin parametrelerini 10 Hz frekansında ve 2 W gücünde olacak şekilde ayarlamışlardır. Bizim çalışmamızda ise bu değerler 20 Hz frekansında ve 3 W olacak

şekilde planlanmıştır. Ayrıca bizim çalışmamızda Er:YAG lazer yerine Er,Cr:YSGG lazer kullanılmıştır.

Çalışmamızda monolitik zirkonya yüzeyde lazer ve hidroflorik asit birlikte kullanıldığında ise sadece lazere ve sadece hidroflorik aside göre çok daha düşük SBS değerleri elde ettiğimiz görülmüştür. Bu duruma bağlı olarak hidroflorik asit ve Er,Cr:YSGG lazerin bu materyal üzerinde birbiriyle uyumlu işlemediğini söyleyebiliriz. Er,Cr:YSGG lazerin hidroflorik asitle birlikte monolitik zirkonya yüzeyde uygulanmasını kıyaslayabileceğimiz bir çalışmaya literatürde rastlanmamıştır. Bu anlamda çalışmamız literatürde bu konuda yapılacak çalışmalara öncülük edecek niteliktedir.

ARI Bulgularının Tartışılması

Ortodontik tedavi bitiminde braketin yüzeyden ayrılmasından sonra minenin ya da restoratif materyalin zarar görmeden sağlam bir şekilde kalması hem hastalar hem hekim tarafından istenmektedir (241). Bu sebepten dolayı braket sökümü sırasında adezivin kendi içinde ya da adeziv-braket arasında ayrılmalar olması direkt adeziv-mine veya adeziv-restorasyon materyali arasında olmasına tercih edilir. Çünkü direkt yüzeyden ayrılırsa bu yüzey üzerinde çatlama, kopma veya kırıklar meydana gelebilir (242). Bu da restorasyonun kullanılamaz hale gelmesine sebep olabilir. Bunu daha iyi değerlendirebilmek ve standardize edebilmek için ARI skarlama sistemi geliştirilmiştir (243). ARI skarlamaında yüksek değerler yüzey üzerinde kalan adeziv miktarının fazla olmasını ifade etmektedir (244). Çalışmamızda modifiye ARI skarlama sistemi kullanılmıştır. Bu sisteme göre 5 adet skarlama yapılmaktadır. Porselen yüzeyler üzerinde yapılan çalışmaların bazılarında 3 ve üzeri ARI skoru materyal yüzeyi için faydalı bulunmuştur (224,245,246).

Çalışmamızda pürüzlendirme teknikleri göz ardı edilerek, iki farklı seramik materyalin üzerinde kalan adeziv rezin miktarı incelendiğinde; ARI skorlarının 3,1 değeriyle feldspatik porselen grubunda, 0.6 değeriyle monolitik zirkonya grubuna göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir.

Mirhashemi ve ark (193) feldspatik porselen üzerinde yaptıkları çalışmanın sonucunda ARI skorlarıyla SBS ölçümlerinin çoğunlukla birbirini doğrular nitelikte olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmaya göre hidroflorik asit ve hidroflorik asit + lazer

gruplarında yeterli miktarda bağlanma değerinin görüldüğünü ve çoğunlukla bağ kopmalarının adeziv rezin için koheziv (aynı tür malzemelerin içindeki moleküller arasındaki bağların zayıfladığı durum) veya mix (farklı bileşenlerin karışımında bileşenlerin birbirinden ayrılması durumu) olduğunu belirtmişlerdir. Ancak sadece lazer uygulanan gruplarda en sık gözlenen ARI skoru sıfır olarak ifade edilmiş ve bu da zayıf bağlanma dayanımını yansıtmıştır. Bizim çalışmamızda feldspatik porselende ölçülen ARI skoru verilerinde bu çalışmaya benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Hemmati ve ark. (238) monolitik zirkonya üzerinde yapmış oldukları çalışmada bağ kopmalarının adeziv rezin için çoğunlukla mix olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada çoğu ARI skoru değerinin 1 olduğu görülmüştür. En yüksek SBS değerinin görüldüğü örneklerde ise ARI skoru sıklıkla 2 olarak değerlendirilmiştir. Bizim çalışmamızda monolitik zirkonya grubunda ölçülen 0,6 ARI skoruyla, bu çalışmada ölçülen 1 değerine yakın olduğumuzu belirtebiliriz.

Çalışmamızda materyaller göz ardı edilerek, pürüzlendirme teknikleri karşılaştırıldığında; ARI skorları açısından anlamlı bir farklılık görülmemektedir. İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte 1.0 değeriyle lazer tekniğinde ARI skorları daha düşük görülmektedir. Hidroflorik asit ve lazer + hidroflorik asit gruplarında ise 2.3 olarak görülmektedir.

Mirhashemi ve ark (193) feldspatik porselende yaptıkları çalışmanın sonucunda ARI skorlarıyla SBS ölçümlerinin çoğunlukla birbirini doğrular nitelikte olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmada ARI skoru ortalama değerleri yerine yüzdelik değerleri verilmiştir. Buna göre sadece hidroflorik asit uygulanan grupta en yüksek oran %36,4 ile 1 değerinde olmuş, bunu %27,3 oranıyla 2 skoru ve yine %27,3 oranıyla 3 skoru takip etmiştir. Hidroflorik asit ve Er,Cr:YSGG lazerin kombine kullandığı yöntemde ise %63,6 oranıyla en sık gözlenen değer 1 skoru olmuştur. Hidroflorik asit ve Er:YAG lazerin birlikte uygulandığı grupta %63,6 oranıyla 0 skorunun sık olduğu görülmüştür. Sadece Er,Cr:YSGG ve sadece Er:YAG lazerin uygulandığı her iki grupta ise %90,9 oranında 0 skoru izlenmiştir. Biz de çalışmamızın ARI skoruyla ilgili verilerine bakarak pürüzlendirme tekniklerini incelediğimizde en düşük değerimizin 1 ile sadece lazer grubunda görülmesi ve 2.3 ile hidroflorik asit grubundaki değerlerimizin benzer olması sebebiyle bu çalışmayla uyumlu olduğunu belirtebiliriz.

Çalışmamızda feldspatik porselen materyali incelendiğinde pürüzlendirme teknikleri arasında ARI skorları açısından anlamlı farklılık olduğu görülmektedir. En yüksek skora 4,13 değeriyle hidroflorik asit grubunda ulaşılmıştır. Lazer + hidroflorik asit grubunda da 4,07 skoruyla yüksek bir değer ölçülmüştür. Ancak tek başına lazer grubunda ARI skorunun 1,13 ile aynı oranda yüksek olmadığı görülmektedir.

Mirhashemi ve ark (193) feldspatik porselende yaptıkları çalışmada hidroflorik asit ve hidroflorik asit + lazer gruplarında yeterli miktarda bağlanma değerinin görüldüğünü belirtmişlerdir. Ancak sadece lazer uygulanan gruplarda en sık gözlenen ARI skoru 0 olarak ifade edilmiş ve bu da zayıf bağlanma dayanımını yansıtmıştır. Çalışmamızda feldspatik porselende ölçülen ARI skoru verilerine baktığımızda hidroflorik asit grubunda 4,13, lazer grubunda 1,13 , hidroflorik asit + lazer grubunda 4,07 ile bu çalışmayla uyumlu olduğunu belirtebiliriz.

Çalışmamızda monolitik zirkonya materyali incelendiğinde pürüzlendirme teknikleri arasında ARI skoru açısından anlamlı farklılık olmadığı görülmektedir. İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte hidroflorik asit grubunda ARI skorunun 0,4 ile daha düşük olduğu görülmektedir. Monolitik zirkonya grubunda tüm pürüzlendirme tekniklerinde elde edilen ARI skorları 1 puanın altındadır. Bu veri, debonding sırasında kopmanın braketin yapıştırıldığı yüzey ile adeziv arasında oluştuğunu göstermektedir, ki bu da istenmeyen bir durumdur. Çünkü yapışma yüzeyi ile adeziv arasında kopma olduğunda gerek mine gerekse restoratif materyalin yüzeyinde zedelenmeler, çatlaklar, kırılmalar olduğu bildirilmektedir. Çalışmamızda monolitik zirkonya numunelerinin stereomikroskop görüntüleri incelendiğinde; lazer uygulanan grupta yüzeylerde kopma tarzı hasar oluştuğu görülmüş bu da bu uygulamanın yüzeye zarar verdiğini düşündürmüştür. Ancak bunu destekleyecek bir literatür bulunamamıştır. Bu yüzden bu bulgunun rastlantısal bir durum olma ihtimali de vardır.

Hemmati ve ark. (238) monolitik zirkonya üzerinde yapmış oldukları çalışmada bağ kopmalarının adeziv rezin için çoğunlukla mix olduğunu belirtmişlerdir. Ancak biz çalışmamızda kopmanın daha çok yüzey ve adeziv rezin arasında adeziv kopma karakterinde olduğunu gözlemledik. Çalışmamızın bulguları bu anlamda bu çalışmayla benzer değildir. Bunun sebebinin pürüzlendirme yöntemlerindeki farklı parametreler olabileceğini düşünmekteyiz. Hemmati ve ark.'nın (238) çalışmasında çoğu ARI skoru değerinin 1 olarak

belirlendiği görülmüştür. Çalışmamızda ölçülen 0.4-0.8 arasındaki düşük ARI skorlarıyla bu çalışmada sık görülen 1 değerine yakın olduğumuzu belirtebiliriz.

SEM görüntülerinin Değerlendirilmesi

Braket yapıştırma işlemleri sırasında veya braket sökümünden sonra mine ya da restorasyon yüzeyinde yapı değişikliği olabilmektedir. Bunun incelenmesi için sıklıkla SEM görüntüleme tekniği kullanılmaktadır (247-249).

Mirhashemi ve ark.'nın (193) feldspatik porselen yüzeylerde yapmış olduğu çalışmada hidroflorik asit grubu ve hidroflorik asit + Er,Cr:YSGG lazer grubunun görüntüsü karşılaştırıldığında lazer uygulanan grupta hidroflorik asit grubuna göre daha fazla ve daha derin oluk ile çatlak yapısı görülmüştür. Hidroflorik asit + Er:YAG lazer grubu ise homojen olmayan bir görünüm sergilemekle birlikte oluk ve çatlakların hidroflorik asit ve hidroflorik asit + Er:CrYSGG grubuna göre daha sık olduğu ifade edilmiştir. Sadece Er:YAG lazer grubu incelendiğinde yine homojen olmayan bir yüzeyin olduğu ancak belirgin bir düzensizlik ya da derin oluk oluşmadığı görülmüştür. Sadece Er,Cr:YSGG lazer kullanılan grupta ise sadece Er:YAG lazer kullanılan gruba göre daha fazla düzensizlik barındıran ve daha belirgin, derin oluklar olduğu belirtilmiştir. Çalışmaya göre bağlanma değerleri ile SEM görüntülerinin birbirini destekler nitelikte olduğu görülmüştür.

Biz de kendi çalışmamızda Mirhashemi ve ark.'nın (193) yapmış olduğu çalışmaya benzer bulgular elde ettiğimizi söyleyebiliriz. Feldspatik porselenleri SEM altında incelediğimizde; glaze tabakası elmas frezle aşındırılmış yüzeyde keskin düzensizlikler olduğu görülmüştür. Hidroflorik asit + Lazer uygulanan yüzeyde benzer şekilde keskin düzenlikler oluşmuş buna ek olarak gözenekler olduğu görülmüştür. Lazer uygulanan yüzeyde glaze yüzeyi kaldırılmış olana benzer şekilde yüzeysel düzensizlikler olduğu görülmüştür. Hidroflorik asit uygulanan yüzeyde düzensizliklerle birlikte daha çok gözenekli bir yapının olduğu görülmüştür. Ayrıca bu görüntülerdeki düzensizlikleri pürüzlendirme olarak nitelendirecek olursak SBS değerlerimiz ile uyum içinde olduğunu belirtebiliriz.

Hemmati ve ark. (238) monolitik zirkonya üzerinde yaptıkları çalışmada x2000 büyütme ile SEM görüntüleri elde etmiş ve nitel olarak inceleme yapmışlardır. Kontrol

grubu görüntüsüne bakıldığında glaze tabakalı monolitik zirkonya incelenmiş ve bu grubun yüzeyinin diğer gruplara göre daha pürüzsüz olduğunu ancak vertikal ve horizontal yönde hafif çıkıntılar ve çöküntü alanları olduğunu belirtmişlerdir. CO₂ lazer uyguladıkları grupta ise homojen olmayan bir yüzey, düzensiz çizikler ve bazı bölgelerde derin çukurlar gözlemlemişlerdir. Airborne-particle abrasion (25-µm alümina parçacıkları kullanılarak 0,25 MPa basınçla, 10 mm mesafeden 20 saniye intraoral kumlama cihazı ile aşındırma) ve CoJet gruplarında (30 µm silika kaplı alümina parçacıkları kullanarak 0,25 MPa basınçla, 10 mm mesafeden 20 saniye intraoral kumlama cihazı ile aşındırma) ise gözenekli çizikler şeklinde karmaşık bir yapı gördüklerini ifade etmişlerdir.

Kendi çalışmamızda monolitik zirkonya SEM görüntülerini incelediğimizde glaze yüzeyi elmas frezle kaldırılmış ve lazer + hidroflorik asit uygulanan numunelerde yüzeysel düzensizlikler olduğu görülmüştür. Sadece lazer uygulanmış ve sadece hidroflorik asit uygulanmış yüzeyler incelendiğinde ise daha derin düzensizlikler ve çizgi şeklinde pürüzler olduğu görülmüştür. Monolitik zirkonya SEM görüntülerimiz ile ölçülen SBS değerlerimizin uyum içerisinde olduğunu belirtebiliriz.

Lazer + hidroflorik asit grubumuzun SEM görüntülerinin Hemmati ve ark. (238) nın yapmış olduğu çalışmadaki lazer + hidroflorik asit grubuyla uyumlu olduğu görülmüştür. Ancak diğer gruplarımız Hemmati ve ark'nın çalışmasında olmadığı için karşılaştırma yapmamız mümkün olmamıştır. Bu grupların geliştirilip araştırılması bu konunun netliğe ulaşması açısından faydalı olacaktır.

5.4. Çalışmanın Limitasyonları ve Klinik Öneriler

- 1) Çalışmamızın in vitro olması limitasyonlarımızdan biridir.
- 2) Hidroflorik asidin yan etkilerini ortadan kaldırmak ve daha güvenli bir prosedür uygulamak için feldspatik porselenlerde Er,Cr:YSGG lazer kullanımı tercih edilebilir.
- 3) Er,Cr:YSGG lazerin feldspatik porselende hidroflorik asit ile birlikte uygulanması, klinikte braket kopmalarını azaltabilecek, çok daha kullanışlı bir pürüzlendirme yöntemi olabilir.
- 4) Monolitik zirkonya ile ilgili çalışmalar hala altın standart bulmak açısından yetersizdir ve bu konu üzerine mevcut denenmiş yöntemler geliştirilerek yeni çalışmalar yapılmalıdır.
- 5) Monolitik zirkonya materyali için altın standart yapıştırma yöntemi bulunana kadar restorasyon yapımında feldspatik porselen tercih edilebilir.

6.SONUÇ

- 1) Çalışmamızda uygulanan lazer, hidroflorik asit, lazer + hidroflorik asit olmak üzere bütün pürüzlendirme yöntemleri ile feldspatik porselen yüzeyde monolitik zirkonyaya göre daha yüksek bağlanma değerleri elde edilmiştir.
- 2) Çalışmamızda feldspatik porselende uygulanan lazer, hidroflorik asit, lazer + hidroflorik asit olmak üzere bütün pürüzlendirme tekniklerinde optimum bağlanma dayanımı sağlanmıştır.
- 3) Monolitik zirkonya için lazer, hidroflorik asit, lazer + hidroflorik asit olmak üzere hiçbir pürüzlendirme tekniğinde yeterli ve güvenilir bağlanma kuvveti sağlanamamıştır. Monolitik zirkonya için ileri çalışmalar yapma ihtiyacı vardır.
- 4) Feldspatik porselende bağlanma dayanımı daha iyi bulunduğu için protetik restorasyon yapımı sonrası ortodontik tedavi planlanıyorsa restorasyon için tercihin feldspatik porselenden yana yapılması faydalı olacaktır.
- 5) Çalışmamızın bulgularına göre 3 W değerindeki Er,Cr:YSGG lazer sistemi feldspatik porselen pürüzlendirmesinde altın standart kabul edilen hidroflorik aside alternatif, güvenilir bir yaklaşım olabilir.

KAYNAKLAR

1. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955; 34: 849-53.
2. Corpas-Pastor L, Villalba Moreno J, de Dios Lopez-Gonzalez Garrido J, Pedraza Muriel V, Moore K, Elias A. Comparing the tensile strength of brackets adhered to laser-etched enamel vs. acid-etched enamel. J Am Dent Assoc. 1997; 128: 732-7.
3. Oskoe PA, Kachoei M, Rikhtegaran S, Fathalizadeh F, Navimipour EJ. Effect of surface treatment with sandblasting and Er, Cr: YSGG laser on bonding of stainless steel orthodontic brackets to silver amalgam. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2012; 17: 292-6.
4. Von Fraunhofer JA, Allen DJ, Orbell GM. Laser etching of enamel for direct bonding. Angle Orthod. 1993; 63:73-6
5. Lee BS, Hsieh TT, Lee YL, Lan WH, Hsu YJ, Wen PH, Lin CP. Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er: YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. Angle Orthod. 2003; 73:565-70
6. Aksakalli S, Ileri Z, Yavuz T, Malkoc MA, Ozturk N. Porcelain laminate veneer conditioning for orthodontic bonding: SEM-EDX analysis. Lasers Med Sci. 2015; 30(7):1829-34.
7. Borges, G.A., Sophr, A.M., de Goes, M.F., Sobrinho, L.C., and Chan, D.C. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J. Prosthet. Dent. 2003; 89: 479-488.

8. Atsu, S.S., Kilicarslan, M.A., Kucukesmen, H.C., and Aka, P.S. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J. Prosthet. Dent.* 2006; 95: 430–436.
9. Jarvis J, Zinelis S, Eliades T, Bradley TG. Porcelain surface roughness, color and gloss changes after orthodontic bonding. *Angle Orthod.* 2006; 76(2):274–277
10. Nebbe B, Stein E. Orthodontic brackets bonded to glazed and deglazed porcelain surfaces. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1996; 109(4):431–436
11. Ozcan, M., and Vallittu, P.K. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent. Mater.* 2003; 19: 725–731.
12. Demirsoy KK, Kurt G. Use of Laser Systems in Orthodontics. *Turkish J Orthod.* 2020; 33(2): 133 40.
13. Uysal D, Güler Ç. Diş hekimliğinde lazer: bir literatür derlemesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2012; 44–53.
14. Gregory T. Absten. *Lasers in Medicine.* 2ed. USA. 1988. 80 p.
15. Convisar RA. *Principles and Practice of Laser Dentistry.* 3rd ed. 2015. 1–311 p.
16. Miserendino L. *Lasers in dentistry.* 1995. 341 p.
17. Frentzen M KH. Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *Int Dent J.* 1990; 40(3) : 23–32.
18. Kayıhan H DN. *Fizyoterapi’de ısı ışık su.* 1992. 128–36 p.

19. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin.* 2004; 48(4):751–70.
20. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontol* 2000. 2004; 36:59–97.
21. Finkbeiner RL. The results of 1328 periodontal pockets treated with the argon laser: selective pocket thermolysis. *J Clin Laser Med Surg.* 1995; 13(4):273-81.
22. Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. *Dent Clin North Am.* 2000; 44(4):717–52.
23. Kutsch VK. Dental Caries Illumination with the Argon Laser. 1993; 11(6):323–7.
24. Evgeny V Zharikov, V I Zhekov, L A Kulevskii, T M Murina, Vyacheslav V Osiko, A M Prokhorov, A D Savel'ev, Valery V Smirnov, B P Starikov and M I Timoshechkin. Stimulated emission from Er^{3+} ions in yttrium aluminum garnet crystals at $\lambda = 2.94 \mu$. *Sov J Quantum Electron.* 1975; 4(8):1039.
25. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Matsumoto N, Matsumoto K. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *J Clin Laser Med Surg.* 1999; 17(4):155-9.
26. Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, Ando Y, Yamamoto H. Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. *J Dent Res.* 1998; 77(6):1404-14.
27. Tokonabe H, Kouji R, Watanabe H, Nakamura Y, Matsumoto K. Morphological changes of human teeth with Er:YAG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg.* 1999; 17(1):7-12.
28. Bornstein ES, Lomke MA. The safety and effectiveness of dental Er:YAG lasers. A literature review with specific reference to bone. *Dent Today.* 2003; 22(10):129-33.

29. K Keller U, Hibst R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Lasers Surg Med.* 1997; 20(1):32-8.
30. B. Ö. Diş Sert Dokularında Laser Kullanımı. *Dişhekimliğinde Klin Derg.* 1993; 2:61–4.
31. Frentzen M, Koort HJ, Thiensiri I. Excimer lasers in dentistry: future possibilities with advanced technology. *Quintessence Int.* 1992; 23(2):117-33.
32. Folwaczny M, Mehl A, Haffner C, Hickel R. Substance removal on teeth with and without calculus using 308 nm XeCl excimer laser radiation. An in vitro investigation. *J Clin Periodontol.* 1999; 26(5):306-12.
33. Hendler BH, Gateno J, Mooar P, Sherk HH. Holmium:YAG laser arthroscopy of the temporomandibular joint. *J Oral Maxillofac Surg.* 1992; 50(9):931-4.
34. Shariati S, Pogrel MA, Marshall GW Jr, White JM. Structural changes in dentin induced by high energy, continuous wave carbon dioxide laser. *Lasers Surg Med.* 1993; 13(5):543-7.
35. MA. P. Dişhekimliği ve Laser Sistemleri. *Dişhekimliğinde Klin Derg.* 2000;13(2):51–8.
36. Raffetto N GT. Lasers in periodontal therapy, a five-year retrospective. *J Calif Dent Hyg Assoc.* 2001; 16:17–20.
37. Gökner Y. Dişhekimliğinde Lazer Uygulamaları. *Dentiss.* 2007; 1(2):28–32.
38. Genc G, Kocadereli I, Tasar F, Kilinc K, El S, Sarkarati B. Effect of low-level laser therapy (LLLT) on orthodontic tooth movement. *Lasers Med Sci.* 2013; 28(1):41-7.
39. Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *J Am Dent Assoc.* 1993; 124(2):57–61.
40. Beer, F., Strassl, M., Wenisch J. Laser Safety. *J Oral Laser Applic.* 2005; (5):71–7.

41. Blahnik JA, Rindge DW. Laser Therapy: A Clinical Manual. Melbourne, FL: Healing Light Seminars Inc. 2003.
42. Vogel, A., Venugopalan V. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. Chem Rev. 2003; 103(2):577–644.
43. Yenen Z. Görücü J. Lazerler ne kadar güvenli? Türk Dişhekimleri Birliği Derg. 2005; 55–9.
44. Yenen Z. Görücü J. Dental kliniklerde lazer kullanımı sırasında karşılaşılabilecek risk faktörleri. Türk Dişhekimliği Derg. 2005; 62:240–2.
45. Piccione PJ. Dental laser safety. Dent Clin North Am. 2004; 48(4):795–807.
46. Miserandino, L.J. LG and MC. Laser Interaction with Biologic Tissues. Lasers Dent. 1995; 39–55.
47. M. G. Diş hekimliğinde lazer kullanımı sırasında oluşabilecek zararlar ve alınacak önlemler. Türk Dişhekimliği Derg. 2005; 62:240–2.
48. Rosenberg. The light fantastic. Dent Econ. 2003; 93:88–94.
49. Clayman L. KP. Lasers in Maxillofacial Surgery and Dentistry. 1997.
50. Kan B. Düşük Yoğunluklu Lazer Uygulamasının Distraksiyon Osteogenezisi Üzerine Etkilerinin Histomorfik ve Radyolojik Olarak Karşılaştırmalı İncelenmesi: Deneysel Araştırma, Doktora Tezi, Hacettepe Üni. Diş Hekimliği Fak. Cerrahi Anabilim Dalı, Ankara. 2011.
51. Yamamoto H, Ooya K, Matsuda K O. YAG laser effect for acid resistance on tooth enamel. J Dent Res. 1974; 53:1093.

52. Kantola S, Laine E, Tarna T. Laser-induced effects on tooth structure. VI. X-ray diffraction study of dental enamel exposed to a CO₂ laser. *Acta Odontol Scand.* 1973; 31(6):369-79.
53. Tanushri, Neeta M, Naeem A, Taseer B AC. Lasers power in dentistry. *Int J Multidiscip Res Dev.* 2015; 2(6):36–40.
54. David MC, Gupta P. Lasers in dentistry: A review. *Int J Adv Heal Sci.* 2015; 2(8):7–13.
55. Hedge MN, Garg P HN. Lasers in dentistry : an unceasing evolution. *J Otolaryngol ENT Res.* 2018; 10(6):422–6.
56. Galui S, Pal S, Mahata S, Saha S SS. Laser and its use in pediatric dentistry: A review of literature and a recent update. *Int J Pedod Rehabil.* 2019; 4:1–5.
57. Knezevic A, Ristic M, Demoli N, Tarles Z, Music S MV. Composite photopolymerization with diode laser. *Oper Dent.* 2007; 32(3):279–84.
58. Park YA, Chae KH RH. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater.* 1999; 15(2):120–7.
59. Juric IB AI. The use of lasers in disinfection and cleanliness of root canals : A review. *Acta Stomatol Croat.* 2014; 48(2):6–15.
60. Hooks TW, Adrian JC, Gross A BW. Use of the carbon dioxide laser in sterilization of endodontic reamers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1980; 49(3):263–5.
61. Miserendino LJ. The laser apicoectomy: endodontic application of the CO₂ laser for periapical surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1988; 66(5):615-9.
62. Kotlow LA. Oral diagnosis of abnormal frenum attachments in neonates and infants: Evaluation and treatment of the maxillary and lingual frenum using Erbium:YAG laser. *J Pediatr Dent Care.* 2004; 10:11–4.

63. Nikhil, Marwah. Textbook of pediatric dentistry 3rd ed India. 2014.
64. Jacobson B, Berger J, Kravitz R PP. Laser pediatric crowns performed without anesthesia: A contemporary technique. J Clin Pediatr Dent. 2003; 28:11–2.
65. Romanos GE. Clinical applications of the Nd:YAG laser in oral soft tissue surgery and periodontology. J Clin Laser Med Surg. 1994; 12(2):103-8.
66. Barone A, Covani U, Crespi R RG. Root surface morphological changes after focused versus defocused CO2 laser irradiation: A scanning electron microscopy analysis. J Periodontol. 2002; 73:370–3.
67. Kamma JJ, Vasdekis VG RG. The effect of diode laser (980 nm) treatment on aggressive periodontitis: Evaluation of microbial and clinical parameters. Photomed Laser Surg. 2009; 27:11–9.
68. Romanos G. Current concepts in the use of lasers in periodontal and implant dentistry. J Indian Soc Periodontol. 2015; 19(5):490-4.
69. Nagaraj KR. Use of Lasers in Prosthodontics: A Review. Int J Clin Dent. 2012; 5(1):91–112.
70. Sant'Anna EF, Araújo MTS, Nojima LI, Cunha ACD, Silveira BLD, Marquezan M. High-intensity laser application in Orthodontics. Dental Press J Orthod. 2017; 22(6):99-109.
71. Vitruk P. Oral soft tissue laser ablative and coagulative efficiencies spectra. Implant Pract. 2014; 7:22–7.
72. Convissar RA. Principles and Practice of Laser Dentistry. 1st ed. 2011. 18–20 p.
73. Goyal M, Makkar S PS. Low level laser therapy in dentistry. Int J Laser Dent. 2013; 3:82–8.

74. Lim HM, Lew KK, Tay DK. A clinical investigation of the efficacy of low level laser therapy in reducing orthodontic postadjustment pain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995; 108(6):614-22.
75. Serpil Çokakoğlu, Filiz Aydoğan BA. Low Level Laser Therapy in Orthodontics. *Meandros Med Dent J.* 2018; 19:99–105.
76. Heidari S TS. Laser applications in orthodontics. *J Lasers Med Sci.* 2013; 4(4):151–8.
77. Roth PM, Thrash WJ. Effect of transcutaneous electrical nerve stimulation for controlling pain associated with orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986; 90(2):132-8.
78. Yoshida T, Yamaguchi M, Utsunomiya T, Kato M, Arai Y, Kaneda T, Yamamoto H, Kasai K. Low-energy laser irradiation accelerates the velocity of tooth movement via stimulation of the alveolar bone remodeling. *Orthod Craniofac Res.* 2009; 12(4):289-98.
79. Cruz DR, Kohara EK, Ribeiro MS, Wetter NU. Effects of low-intensity laser therapy on the orthodontic movement velocity of human teeth: a preliminary study. *Lasers Surg Med.* 2004; 35(2):117-20.
80. Limpanichkul W, Godfrey K, Srisuk N, Rattanayatikul C. Effects of low-level laser therapy on the rate of orthodontic tooth movement. *Orthod Craniofac Res.* 2006; 9(1):38-43.
81. Koçoğlu-Altan B, Sökücü O. ND:YAG Lazerin Üst Kanin Dişlerin Distalizasyon Hızı Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi. *Türk Ortod Derg.* 2009; 22:16–25.
82. Ge MK, He WL, Chen J, Wen C, Yin X, Hu ZA, Liu ZP, Zou SJ. Efficacy of low-level laser therapy for accelerating tooth movement during orthodontic treatment: a systematic review and meta-analysis. *Lasers Med Sci.* 2015; 30(5):1609-18.
83. Marini I, Bartolucci ML, Bortolotti F, Innocenti G, Gatto MR, Alessandri Bonetti G. The effect of diode superpulsed low-level laser therapy on experimental orthodontic pain caused

by elastomeric separators: a randomized controlled clinical trial. *Lasers Med Sci.* 2015; 30(1):35-41.

84. Krishnan V, Davidovitch Z. Biological mechanisms of tooth movement. 2nd ed. 2015.

85. Shimizu N, Yamaguchi M, Goseki T, Shibata Y, Takiguchi H, Iwasawa T, Abiko Y. Inhibition of prostaglandin E2 and interleukin 1-beta production by low-power laser irradiation in stretched human periodontal ligament cells. *J Dent Res.* 1995; 74(7):1382-8.

86. Fujiyama K, Deguchi T, Murakami T, Fujii A, Kushima K, Takano-Yamamoto T. Clinical effect of CO₂ laser in reducing pain in orthodontics. *Angle Orthod.* 2008; 78(2):299-303.

87. Tortamano A, Lenzi DC, Haddad AC, Bottino MC, Dominguez GC, Vigorito JW. Low-level laser therapy for pain caused by placement of the first orthodontic archwire: a randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 136(5):662-7.

88. Doshi-Mehta G, Bhad-Patil WA. Efficacy of low-intensity laser therapy in reducing treatment time and orthodontic pain: a clinical investigation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012; 141(3):289-297.

89. Cepera F, Torres FC, Scanavini MA, Paranhos LR, Capelozza Filho L, Cardoso MA, Siqueira DC, Siqueira DF. Effect of a low-level laser on bone regeneration after rapid maxillary expansion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012; 141(4):444-50.

90. Moawad SG, Bouserhal J, Al-Munajed MK. Assessment of the efficiency of Erbium-YAG laser as an assistant method to rapid maxillary expansion: An in vivo study. *Int Orthod.* 2016; 14(4):462-475.

91. Angeletti P, Pereira MD, Gomes HC, Hino CT, Ferreira LM. Effect of low-level laser therapy (GaAlAs) on bone regeneration in midpalatal anterior suture after surgically assisted rapid maxillary expansion. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010; 109(3):e38-46.

92. Ribeiro GH, Minamisako MC, Rath IBDS, Santos AMB, Simões A, Pereira KCR, Grando LJ. Osteoradionecrosis of the jaws: case series treated with adjuvant low-level laser therapy and antimicrobial photodynamic therapy. *J Appl Oral Sci.* 2018; 26:e20170172.
93. Okşayan R, Sökücü O, Üçüncü N. The effects of low-level laser therapy on condylar growth with a mandibular advancement appliance in rats. *Photomed Laser Surg.* 2015; 33(5):252-7.
94. Gurler G, Gursoy B. Investigation of effects of low level laser therapy in distraction osteogenesis. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2018; 119(6):469-476.
95. Pereira MA, Luiz de Freitas PH, da Rosa TF, Xavier CB. Understanding distraction osteogenesis on the maxillofacial complex: a literature review. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 65(12):2518-23.
96. Miloro M, Miller JJ, Stoner JA. Low-level laser effect on mandibular distraction osteogenesis. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 65(2):168-76.
97. Hübler R, Blando E, Gaião L, Kreisner PE, Post LK, Xavier CB, de Oliveira MG. Effects of low-level laser therapy on bone formed after distraction osteogenesis. *Lasers Med Sci.* 2010; 25(2):213-9.
98. Van Rensburg SD, Wiltshire WA. The effect of soft laser irradiation on fluoride release of two fluoride-containing orthodontic bonding materials. *J Dent Assoc S Afr.* 1994; 49(3):127-31.
99. Baysal A, Uysal T, Ozdamar S, Kurt B, Kurt G, Gunhan O. Comparisons of the effects of systemic administration of L-thyroxine and doxycycline on orthodontically induced root resorption in rats. *Eur J Orthod.* 2010; 32(5):496-504.
100. Altan AB, Bicakci AA, Mutaf HI, Ozkut M, Inan VS. The effects of low-level laser therapy on orthodontically induced root resorption. *Lasers Med Sci.* 2015; 30(8):2067-76.

101. Ng D, Chan AK, Papadopoulou AK, Dalci O, Petocz P, Darendeliler MA. The effect of low-level laser therapy on orthodontically induced root resorption: a pilot double blind randomized controlled trial. *Eur J Orthod*. 2018; 40(3):317-325.
102. Leo M, Cerroni L, Pasquantonio G, Condò SG, Condò R. Temporary anchorage devices (TADs) in orthodontics: review of the factors that influence the clinical success rate of the mini-implants. *Clin Ter*. 2016; 167(3):e70-7.
103. Ekizer A, Türker G, Uysal T, Güray E, Taşdemir Z. Light emitting diode mediated photobiomodulation therapy improves orthodontic tooth movement and miniscrew stability: A randomized controlled clinical trial. *Lasers Surg Med*. 2016; 48(10):936-943.
104. Zahra SE, Elkasi AA, Eldin MS, -Radunovic V. The effect of low level laser therapy (LLLT) on bone remodelling after median diastema closure: a one year and half follow-up study. *Orthod waves*. 2009; 68(3):116–22.
105. Salehi P, Heidari S, Tanideh N, Torkan S. Effect of low-level laser irradiation on the rate and short-term stability of rotational tooth movement in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2015; 147(5):578-86.
106. Sari E, Sari T. The role of acupuncture in the treatment of orthodontic patients with a gagging reflex: a pilot study. *Br Dent J*. 2010; 208(10):E19.
107. Meguro D, Yamaguchi M, Kasai K. Laser irradiation inhibition of open gingival embrasure space after orthodontic treatment. *Aust Orthod J*. 2002; 18(1):53-63.
108. Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997; 111(5):498-501.
109. Maijer, R. and Smith D. A new surface treatment for bonding. *J Biomed Mater Res*. 1979; 13(6):975–85.

110. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT Jr. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res.* 1996; 75(1):599-605.
111. Uşümez S, Orhan M, Uşümez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002; 122(6):649-56.
112. Kasraei S, Yarmohammadi E, Ghazizadeh MV. Microshear Bond Strength of OptiBond All-in-One Self-adhesive Agent to Er:YAG Laser Treated Enamel After Thermocycling and Water Storage. *J Lasers Med Sci.* 2016; 7(3):152-158.
113. Hosseini MH, Namvar F, Chalipa J, Saber K, Chiniforush N, Sarmadi S, Mirhashemi AH. Comparison of Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded to Enamel Prepared By Er:YAG Laser and Conventional Acid-Etching. *J Dent.* 2012; 9(1):20-6.
114. Fuhrmann R, Gutknecht N, Magunski A, Lampert F, Diedrich P. Conditioning of enamel with Nd:YAG and CO2 dental laser systems and with phosphoric acid. An in-vitro comparison of the tensile bond strength and the morphology of the enamel surface. *J Orofac Orthop.* 2001; 62(5):375-86.
115. Ozer T, Başaran G, Berk N. Laser etching of enamel for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 134(2):193-7.
116. Yassaei S, Moradi F, Aghili H, Kamran MH. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to porcelain following etching with Er:YAG laser versus hydrofluoric acid. *Orthodontics (Chic.).* 2013; 14(1):e82-7.
117. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG Jr, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990; 98(6):499-506.
118. Lundström F, Krasse B. Streptococcus mutans and lactobacilli frequency in orthodontic patients; the effect of chlorhexidine treatments. *Eur J Orthod.* 1987; 9(2):109-16.

119. Oho T, Morioka T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res.* 1990; 24(2):86-92.
120. Baba N, Watanabe I. Penetration depth into dental casting alloys by Nd:YAG laser. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005; 72(1):64-8.
121. Baba N, Watanabe I, Tanaka Y, Hisatsune K, Atsuta M. Joint properties of cast Fe-Pt magnetic alloy laser-welded to Co-Cr alloy. *Dent Mater J.* 2005; 24(4):550-4.
122. Eliades T. Orthodontic materials research and applications: part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 131(2):253-62.
123. Solmi R, Martini D, Zanarini M, Isaza Penco S, Rimondini L, Carinci P, Borea G, Ruggeri A. Interactions of fibroblasts with soldered and laser-welded joints. *Biomaterials.* 2004; 25(4):735-40.
124. Haytac MC, Ozcelik O. Evaluation of patient perceptions after frenectomy operations: a comparison of carbon dioxide laser and scalpel techniques. *J Periodontol.* 2006; 77(11):1815-9.
125. Oesterle LJ, Shellhart WC. Maxillary midline diastemas: a look at the causes. *J Am Dent Assoc.* 1999; 130(1):85-94.
126. Pié-Sánchez J, España-Tost AJ, Arnabat-Domínguez J, Gay-Escoda C. Comparative study of upper lip frenectomy with the CO₂ laser versus the Er, Cr:YSGG laser. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012; 17(2):e228-32.
127. Fornaini C. Different Laser Wavelengths in the Orthodontic Surgery of the Retained Teeth. *Laser Ther.* 2012; 21(1):47–50.
128. Ishida K, Endo T, Shinkai K, Katoh Y. Shear bond strength of rebonded brackets after removal of adhesives with Er,Cr:YSGG laser. *Odontology.* 2011; 99(2):129-34.

129. Eliades, T., Eliades, G., and Brantley W. Orthodontic brackets. In: Brantley WA, Eliades T, eds. *Orthodontic Materials:Scientific and Clinical Aspects*. 2001. 143–172 p.
130. Vukovich ME, Wood DP, Daley TD. Heat generated by grinding during removal of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1991; 99(6):505-12.
131. Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part II. Findings and clinical implications. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990; 98(3):263-73.
132. Sernetz F, Kraut J. Laboratory evaluations on thermal debonding of ceramic brackets. *J Clin Dent*. 1991; 2(4):87-91.
133. Chen HY, Su MZ, Chang HF, Chen YJ, Lan WH, Lin CP. Effects of different debonding techniques on the debonding forces and failure modes of ceramic brackets in simulated clinical set-ups. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007; 132(5):680-6.
134. Tocchio RM, Williams PT, Mayer FJ, Standing KG. Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1993; 103(2):155-62.
135. Iijima M, Yasuda Y, Muguruma T, Mizoguchi I. Effects of CO₂ laser debonding of a ceramic bracket on the mechanical properties of enamel. *Angle Orthod*. 2010; 80(6):1029-35.
136. McLaren EA, Cao PT. Ceramics in dentistry-part I: classes of material. *Inside Dentistry* 2009; 5(9): 94-103.
137. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 1997; 128(3):297-307.
138. Qabel F, Talaei R, Saeedi S, et al. Comparative effect of three polishing systems on porcelain surface roughness after orthodontic bracket debonding and composite resin removal: An atomic force microscopy. *APOS Trends Orthod*. 2019; 9(4):22.

139. Rama Krishna Alla. Dental Materials Science, Jaypee Brothers Medical Publishers Pvt Limited, New Delhi, India, 2013, 1st Edition, 333-354.
140. Anusavice KJ. Phillip's Science of Dental Materials, Elsevier, A division of Reed Elsevier India Pvt Ltd, New Delhi, India, 2010, 11th Edition, 655-720.
141. Taylor JA. History of Dentistry: a practical treatise for the use of dental students and practitioners. New York, NY: Lea and Febiger; 1922:142-156.
142. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials, Elsevier, Mosby, A division of Reed Elsevier India Pvt Ltd, New Delhi, India, 2007, 12th Edition, 443-464.
143. McLean JW(1979). The science and art of dental ceramics. The nature of dental ceramics and their clinical use 79-82.
144. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, et al. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. Int J Prosthodont. 2015; 28(3):227-235.
145. Poosti M, Jahanbin A, Mahdavi P, Mehrnoush S. Porcelain conditioning with Nd:YAG and Er:YAG laser for bracket bonding in orthodontics. Lasers Med Sci. 2012; 27: 321-4.
146. Üşümez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. J Prosthet Dent 2003; 90: 24-30.
147. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. Am J Dent 1991; 4: 231-6.
148. Üşümez A, 2001. Farklı asitler ve Er,Cr:YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.
149. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a fluoride-releasing self-etch acidic primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. Angle Orthod. 2002; 72(3):199-202.

150. Oonsombat C, Bishara SE, Ajlouni R. The effect of blood contamination on the shear bond strength of orthodontic brackets with the use of a new self-etch primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003; 123(5):547–50.
151. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of using a new cyanoacrylate adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2001; 71(6):466–9.
152. Bishara SE, Soliman MMA, Oonsombat C, Laffoon JF, Ajlouni R. The effect of variation in mesh-base design on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2004; 74(3):400–4.
153. Toledano M, Osorio R, De Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent.* 2001; 14(4):205–10.
154. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; 27: 89-99.
155. Olmez A, Öztaş N, Bilici S, 1998. Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. *Quint Int.* 1998; 29: 725-9.
156. Barclay CW, Boyle EL, Williams R, Marquis PM. The effect of thermocycling on five adhesive luting cement. *J Oral Rehabil.* 2002; 29:546-52.
157. Seitavuopio P. The roughness and imaging characterisation of different pharmaceutical surfaces. 2006.
158. Gökalp S, Güçüz Doğan B, Tekçiçek M, Berberoğlu A ÜŞ. Erişkin ve yaşlılarda ağız-diş sağlığı profili, Türkiye-2004. *Hacettepe Dişhek Fak Derg* 2007; 31: 11–8.
159. Pannes DD, Bailey DK, Thompson JY, Pietz DM. Orthodontic bonding to porcelain: a comparison of bonding systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2003; 89: 66-69.

160. Kanat-Ertürk B, Çömlekoğlu EM, Dündar-Çömlekoğlu M, Özcan M, Güngör MA. Effect of Veneering Methods on Zirconia Framework-Veneer Ceramic Adhesion and Fracture Resistance of Single Crowns. *J Prosthodont* 2015; 24(8):620-8.
161. Al-Hity R, Gustin MP, Bridel N, Morgon L, Grosgeat B. In vitro orthodontic bracket bonding to porcelain. *Eur J Orthod*. 2012; 34:505–511.
162. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1999; 116:616–620.
163. Zachrisson BU. Orthodontic bonding to artificial tooth surfaces: clinical versus laboratory findings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000; 117:592–594.
164. Gillis I, Redlich M. The effect of different porcelain conditioning techniques on shear bond strength of stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998; 114:387–392.
165. Zachrisson YO, Zachrisson BU, Buyukyilmaz T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996; 109:420–430.
166. Eustaquio R, Garner LD, Moore BK. Comparative tensile strengths of brackets bonded to porcelain with orthodontic adhesive and porcelain repair systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 94:421-5.
167. Zachrisson BU, Buyukyilmaz T. Recent advances in bonding to gold, amalgam and porcelain. *J Clin Orthod* 1993; 27:661-75.
168. Nattrass C, Sandy JR. Adult orthodontics-a review. *Br J Orthod*. 1995; 22(4):331–337
169. Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2005; 128(5):630–637

170. Ajlouni R, Bishara SE, Oonsombat C, Soliman M, Laffoon J. The effect of porcelain surface conditioning on bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2005; 75(5):858–864
171. Kukiattrakoon B, Thammasitboon K. Optimal acidulated phosphate fluoride gel etching time for surface treatment of feldspathic porcelain: on shear bond strength to resin composite. *European Journal of Dentistry* 2012; 6(1):63
172. Xiaoping L, Dongfeng R, Silikas N. Effect of etching time and resin bond on the flexural strength of IPS e.max Press glass ceramic. *Dent Mater* 2014; 30(12):e330–e336
173. Stella JP, Oliveira AB, Nojima LI, Marquezan M. Four chemical methods of porcelain conditioning and their influence over bond strength and surface integrity. *Dental Press Journal of Orthodontics* 2015; 20(4):51–56
174. Basaran G, Ozer T, Berk N, Hamamci O. Etching enamel for orthodontics with an erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser system. *Angle Orthod* 2007; 77(1):117–123
175. Elekdag-Turk S, Turk T, Isci D, Ozkalayci N. Thermocycling effects on shear bond strength of a self-etching primer. *Angle Orthod.* 2008; 78(2):351–6.
176. Özcan M. Adhesion of resin composites to biomaterials in dentistry: an evaluation of surface conditioning methods. 2003.
177. Hajrassie MKA, Khier SE. In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic brackets bonded to enamel and debonded at various times. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007; 131(3):384–90.
178. Akova T, Aytutuldu N, Yoldas O. The evaluation of different surface treatment methods for porcelain composite bonding. *J Adhes* 2007; 27:20–25.
179. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoglu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnol Equip* 2016; 30:644–52.

180. Zhang Y, Lawn B. Novel zirconia materials in dentistry. *J Dent Res* 2018; 97:140-7.
181. Agustín-Panadero R, Román-Rodríguez JL, Ferreiroa A, Solá-Ruíz MF, Fons- Font A. Zirconia in fixed prosthesis. A literature review. *J Clin Exp Dent* 2014; 1:66-73.
182. Inokoshi M, Kameyama A, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia. *J Dent* 2013; 41:170-9.
183. Ahrari F, Heravi F, Hosseini M. CO2 laser conditioning of porcelain surfaces for bonding metal orthodontic brackets. *Lasers Med Sci.* 2013; 28(4):1091-7.
184. Akpınar YZ, Irgin C, Yavuz T, Aslan MA, Kilic HS, Usumez A. Effect of femtosecond laser treatment on the shear bond strength of a metal bracket to prepared porcelain surface. *Photomed Laser Surg.* 2015; 33(4):206-12.
185. Hosseini MH, Sobouti F, Etemadi A, Chiniforush N, Shariati M. Shear bond strength of metal brackets to feldspathic porcelain treated by Nd:YAG laser and hydrofluoric acid. *Lasers Med Sci.* 2015; 30(2):837-41.
186. Zarif Najafi H, Oshagh M, Torkan S, Yousefipour B, Salehi R. Evaluation of the effect of four surface conditioning methods on the shear bond strength of metal bracket to porcelain surface. *Photomed Laser Surg.* 2014; 32(12):694-9.
187. Ahrari F, Boruziniat A, Mohammadipour HS, Alirezaei M. The Effect of Fractional CO₂ Laser Irradiation on Shear Bond Strength of Resin Cement to Feldspathic Porcelain. *J Lasers Med Sci.* 2018; 9(2):101-106.
188. Alavi S, Samie S, Raji SAH. Comparison of lithium disilicate-reinforced glass ceramic surface treatment with hydrofluoric acid, Nd:YAG, and CO₂ lasers on shear bond strength of metal brackets. *Clin Oral Investig.* 2021;25(5):2659-2666.

189. Dundar B, Guzel KG. An analysis of the shear strength of the bond between enamel and porcelain laminate veneers with different etching systems: acid and Er,Cr:YSGG laser separately and combined. *Lasers Med Sci.* 2011; 26(6):777-82.
190. Zeppieri IL, Chung C-H, Mante FK. Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003; 124: 414–9.
191. Maijer R, Smith DC. Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. *Am J Orthod* 1981; 79: 20–34.
192. Reisner KR, Levitt HL, Mante F. Enamel preparation for orthodontic bonding: a comparison between the use of a sandblaster and current techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997; 111: 366–73.
193. Mirhashemi A, Chiniforush N, Jadidi H, Sharifi N. Comparative study of the effect of Er:YAG and Er:Cr:YSGG lasers on porcelain: etching for the bonding of orthodontic brackets. *Lasers Med Sci.* 2018; 33(9):1997-2005.
194. Graber TM VRVW. *Orthodontics: Current principles & techniques*, 4th edition. Elsevier Mosby. 2005.
195. Riowruangsangsoon, D.; Riddhabhaya, A.; Niyomtham, N.; Sirisoontorn, I. Shear Bond Strength of Polypropylene Fiber in Orthodontic Adhesive on Glazed Monolithic Zirconia. *Polymers* 2022; 14: 4627.
196. Rocca J-P, Fornaini C, Brulat-Bouchard N, Seif SB, Darque-Ceretti E. CO₂ and Nd:YAP laser interaction with lithium disilicate and Zirconia dental ceramics: a preliminary study. *Opt Laser Technol* 2014; 57:216–223
197. Borzabadi-Farahani A, Cronshaw M (2017). Lasers in orthodontics. In: *Lasers in dentistry—current concepts*. Springer, Cham, pp 247– 271

198. Hibst R, Keller U (1993) Mechanism of Er: YAG laser-induced ablation of dental hard substances. In Lasers in orthopedic, dental, and veterinary medicine II (Vol. 1880, pp. 156–163). International Society for Optics and Photonics.
199. Dilber E, Yavuz T, Kara HB, Ozturk AN. Comparison of the effects of surface treatments on roughness of two ceramic systems. *Photomed Laser Surg.* 2012; 30(6):308–14.
200. Kupiec K A, Wuertz K M, Barkmeier W W, Wilwerding T M . Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to- porcelain repair. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1996; 76: 119–124
201. Prado M, Prochnow C, Marchionatti AME, Baldissara P, Valandro LF, Wandscher VF. Ceramic surface treatment with a single-component primer: resin adhesion to glass ceramics. *J Adhes Dent.* 2018; 20:1–7.
202. Tian T, Tsoi JK-H, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater.* 2014; 30:e147–62.
203. Prochnow C, Venturini AB, Grasel R, Bottino MC, Valandro LF. Effect of etching with distinct hydrofluoric acid concentrations on the flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* 2017; 105:885–91.
204. Sakai M, Taira Y, Sawase T. Silane primers rather than heat treatment contribute to adhesive bonding between tri-n- butylborane resin and a machinable leucite-reinforced ceramic. *Dent Mater J.* 2011; 30:854–60.
205. Thanaratikul B, Santiwong B, Harnirattisai C. Self-etch or etch-and- rinse mode did not affect the microshear bond strength of a universal adhesive to primary dentin. *Dent Mater J.* 2016; 35:174–9.
206. Topcuoglu T, Oksayan R, Topcuoglu S, Coskun ME, Isman NE. Effect of Er:YAG laser pulse duration on shear bond strength of metal brackets bonded to a porcelain surface. *Photomed Laser Surg.* 2013; 31(6):240–6.

207. Juntavee N, Juntavee A, Wongnara K, Klomklorm P, Khechonnann R. Shear bond strength of ceramic bracket bonded to different surface-treated ceramic materials. *J Clin Exp Dent*. 2018; 1;10(12):e1167-e1176.
208. García-Sanz V, Paredes-Gallardo V, Bellot-Arcís C, Martínez-León L, Torres-Mendieta R, Montero J, Albaladejo A. Femtosecond laser settings for optimal bracket bonding to zirconia. *Lasers Med Sci*. 2019; 34(2):297-304.
209. Dunn WJ, Taloumis LJ. Polymerization of orthodontic resin cement with light- emitting diode curing units. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002; 122(3):236–41
210. Yan K, Song J, Liu X, Zhang Y, Qiu Y, Jiao J, Wu M. Effect of Er:YAG laser pretreatment on glass-ceramic surface in vitro. *Lasers Med Sci*. 2022; 37(8):3177-3182.
211. Hou Y, Shen R, Chen L, Chen Y, Jiang Y, Li J, Gao J. Shear Bond Strength of Different CAD/CAM Ceramics: Acid vs Er:YAG Laser Etching. *Photomed Laser Surg*. 2018; 36(11):614-620.
212. Wendt J. SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater* 1992; 8:181–4.
213. Türkün LŞ, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *GÜ Dişhek Fak Derg* 2004; 21:143–51.
214. Xu Z, Li J, Fan X, Huang X. Bonding Strength of Orthodontic Brackets on Porcelain Surfaces Etched by Er:YAG Laser. *Photomed Laser Surg*. 2018; 36(11):601-607.
215. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. *J Dent* 1994; 22:247-51.
216. Winchester L. Direct orthodontic bonding to porcelain: an in vitro study. *Br J Orthod*. 1991; 18(4):299–308.

217. Klocke A, Kahl-Nieke B. Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2006; 129(2):261–5.
218. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. *Dent Mater*. 2005; 21(5):391–6.
219. Yavuz T, Dilber E, Kara HB, Tuncdemir AR, Ozturk AN. Effects of different surface treatments on shear bond strength in two different ceramic systems. *Lasers Med Sci*. 2013; 28(5):1233-9.
220. Gökçe B, Ozpinar B, Dünder M, Cömlekoglu E, Sen BH, Güngör MA. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent*. 2007; 32(2):173-8.
221. Akin M, Veli I, Erdur EA, Aksakalli S, Uysal T. Different pulse modes of Er:YAG laser irradiation: effects on bond strength achieved with self-etching primers. *J Orofac Orthop*. 2016; 77(3):151-9.
222. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod* 1975; 2:171–178.
223. Bradburn G, Pender N. An in vitro study of the bond strength of two light-cured composites used in the direct bonding of orthodontic brackets to molars. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1992; 102(5):418-26.
224. Sinha PK, Nanda RS, Duncanson MG, Hosier MJ. Bond strengths and remnant adhesive resin on debonding for orthodontic bonding techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1995; 108(3):302–7.
225. Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod*. 1984; 85(4):333–40.
226. Montasser MA, Drummond JL. Reliability of the adhesive remnant index score system with different magnifications. *Angle Orthod*. 2009; 79(4):773–6.

227. Zachrisson BU,1994. Bonding in orthodontics. In: Graber TM, Vanarsdall RL. Orthodontics: current principles and techniques. 2nd ed. St. Louis: Mosby, 542-626.
228. Barbosa VL, Almeida MA, Chevitarese O, Keith O. Direct bonding to porcelain. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1995; 107:159-64.
229. Schmage P, Nergiz I, Herrmann W, Ozcan M. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003; 123:540-6.
230. Botelho MG, Dangay S, Shih K, Lam WYH. The effect of surface treatments on dental zirconia: An analysis of biaxial flexural strength, surface roughness and phase transformation. J Dent. 2018; 75:65-73.
231. H. N. Asli, S. Rahimabadi, and M. Falahchai, "Flexural strength of monolithic zirconia after different surface treatments," World Journal of Dentistry 2019; 10(4):264–269.
- 232.H. Pouyanfar, E. S. Tabaii, M. Bakhtiari, S. Falah-Kooshki, H. Teimourian, and M. M. Imani, "Shear bond strength of metal brackets to zirconia following different surface treatments using a universal adhesive," Journal of Clinical and Diagnostic Research 2019; 13:20–23.
233. M. Blerim, B. Azizi, J. Kelmendi, D. Iljazi-Shahiqi, Z Alar, and S. Ani'c-Milo'sevi'c, "Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to zirconium crowns," Acta Stomatologica Croatica 2017; 51(2):99–105.
234. V. Garc'ia-Sanz, V. Paredes-Gallardo, C. Bellot-Arc'is et al., "Effects of femtosecond laser and other surface treatments on the bond strength of metallic and ceramic orthodontic brackets to zirconia," PLoS One 2017; 12(10):e0186796.
235. G. Y. Ju, B. S. Lim, W. Moon, S. Y. Park, S. Oh, and S. H. Chung, "Primer-treated ceramic bracket increases shear bond strength on dental zirconia surface," Materials 2020; 13(10):4106.

236. Inokoshi M, Shimizubata M, Nozaki K, Takagaki T, Yoshihara K, Minakuchi S, Vleugels J, Van Meerbeek B, Zhang F. Impact of sandblasting on the flexural strength of highly translucent zirconia. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021; 115:104268.
237. buelenain DA, Linjawi AI, Alghamdi AS, Alsadi FM. The effect of various mechanical and chemical surface conditioning on the bonding of orthodontic brackets to all ceramic materials. *J Dent Sci*. 2021; 16(1):370-374.
238. Babaee Hemmati Y, Neshandar Asli H, Falahchai M, Safary S. Effect of Different Surface Treatments and Orthodontic Bracket Type on Shear Bond Strength of High-Translucent Zirconia: An In Vitro Study. *Int J Dent*. 2022; 18;2022:9884006.
239. Amer JY, Rayyan MM. Effect of different surface treatments and bonding modalities on the shear bond strength between metallic orthodontic brackets and glazed monolithic zirconia crowns. *J Orthod Sci*. 2018; 15;7:23.
240. Cetik, T. H. Ha, L. Sitri, H. Duterme, V. Pham, and R. Atash, “Comparison of shear strength of metal and ceramic orthodontic brackets cemented to zirconia depending on surface treatment: an in vitro study,” *European Journal of Dentistry* 2019; 13(2):150–155.
241. Bishara SE, Gordan V V., VonWald L, Olson ME. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1998; 114(3):243–7.
242. Britton JC, Mcinnes P, Weinberg R, Ledoux WR, Retief DH. Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1990;98(4):348–53.
243. Cehreli S, Polat-Ozsoy O, Sar C, Cubukcu H, Cehreli Z. A comparative 74 study of qualitative and quantitative methods for the assessment of adhesive remnant after bracket debonding. *Eur J Orthod*. 2012; 34(2):188–92.
244. Neves MG, Brandão GAM, Almeida HA de, Brandão AMM, Azevedo DR de. In vitro analysis of shear bond strength and adhesive remnant index comparing light curing and self-curing composites. *Dental Press J Orthod*. 2013; 18(3):124–9.

245. Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent.* 2009; 37(11):848–856.
246. Mokhtarpur H, Nafisifard M, Dadgar S, Etemadi A, Chiniforush N, Sobouti F. Shear Bond Strength of the Metal Bracket to Zirconium Ceramic Restoration Treated by the Nd: YAG Laser and Other Methods: An In Vitro Microscopic Study. *J Lasers Med Sci.* 2020;11(4):411–416.
247. Tecco S, Tetè S, D’attilio M, Festa F. Enamel surface after debracketing of orthodontic brackets bonded with flowable orthodontic composite. A comparison with a traditional orthodontic composite resin. *Minerva Stomatol.* 2008; 57(3):81– 94.
248. Dumbryte I, Jonavicius T, Linkeviciene L, Linkevicius T, Peciuliene V, Malinauskas M. Enamel cracks evaluation - A method to predict tooth surface damage during the debonding. *Dent Mater J.* 2015; 34(6):828–34.
249. Zachrisson BU, Skogan Ö, Höymyhr S. Enamel cracks in debonded, debanded, and orthodontically untreated teeth. *Am J Orthod.* 1980; 77(3):307–19.