

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ORTODONTİK SERAMİK BRAKETLERİN
LASER İLE SÖKÜLMESİNİN İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Lerna DEMİRCİ

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Yüksek Lisans Programı

HAZİRAN 2015

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ORTODONTİK SERAMİK BRAKETLERİN
LASER İLE SÖKÜLMESİNİN İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Lerna DEMİRCİ
504121407**

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Yüksek Lisans Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. İnci ÇİLESİZ

HAZİRAN 2015

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 504121407 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Lerna DEMİRCİ**, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “**ORTODONTİK SERAMİK BRAKETLERİN LASER İLE SÖKÜLMESİNİN İNCELENMESİ**” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. İnci ÇİLESİZ**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Eş Danışman : **Prof.Dr. Murat GÜLSOY**
Boğaziçi Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Sedef KENT**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Y. Doç. Dr. Ali Fuat ERGENÇ
İstanbul Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Ümit ZEYBEK
İstanbul Üniversitesi

Teslim Tarihi : **4 Mayıs 2015**
Savunma Tarihi : **2 Haziran 2015**

ÖNSÖZ

Tez çalışmam süresince verdikleri destekten ötürü tez danışmanlarım Sn. Prof. Dr. İnci Çilesiz ve Sn. Prof. Dr. Murat Gülsoy ile bu süreçte her türlü yardımı sağlayan sevgili Arş. Gör. Ayşe Sena Sarp Kabaş'a ve desteklerini esirgemeyen aileme çok teşekkür ederim.

Haziran 2015

Lerna Demirci

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	v
İÇİNDEKİLER	vii
KISALTMALAR	ix
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xi
ŞEKİL LİSTESİ.....	xiii
ÖZET.....	xv
SUMMARY	xvii
1. GİRİŞ	1
2. LİTERATÜR TARAMASI	3
2.1 Diş Anatomisi	3
2.2 Ortodonti	5
2.3 Ortodontik Braketler ve Yapıştırıcılar	6
2.4 Ortodontik Braketlerin Sökülmesi	12
2.5 Laser ve Dental Sert Doku Etkileşimleri	13
2.6 Ortodontik Braketlerin Laser ile Sökülmesi	18
3. YÖNTEM.....	29
3.1 Dişlerin Hazırlanması	29
3.2 Ortodontik Seramik Braketler ve Yapıştırıcılar	29
3.3 Numunelerin Hazırlanması ve Yapıştırma Süreci	30
3.4 Deney Düzeneği	32
3.5 Deney Süreci	33
4. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	35
4.1 Laserin Uygulanma Şekli	35
4.2 Kopma Kuvvetleri	35
4.3 Kopma Süreleri	37
4.4 Pulpadaki Sıcaklık Farkları	39
4.5 Mine Yüzeyinin ve Braket Yüzeyinin İncelenmesi	40
5. TARTIŞMA	43
6. KAYNAKLAR	45
ÖZGEÇMİŞ.....	49

KISALTMALAR

A	: Amper
ARI	: Adhesive Remnant Index
Bis-GMA	: Bisfenol-a ve metakrilat anhidrid
°C	: Santigrat (Celsius)
Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂	: Hidroksiapatit
Cl	: Klor
cm	: Santimetre
cm²	: Santimetrekare
CO₂	: Karbondioksit
CW	: Sürekli Mod (Continous Wave)
dk	: Dakika
DNA	: Deoksribonükleik asit
Er:YAG	: Erbium-doped yttrium aluminium garnet
F	: Flor
FDA	: United States Food and Drug Administration
GaAlAs	: Gallium Aluminum Arsenate
Hz	: Hertz
IR	: Kızılaltı (Infrared)
J	: Joule
K	: Potasyum
kg	: Kilogram
kPa	: Kilopaskal
KrF	: Kripton Florid (Krypton Fluoride)
LASER	: Light Amplification by the Stimulated Emission of Radiation
mm	: Milimetre
mm²	: Milimetrekare
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
Na	: Sodyum
Nd:YAG	: Neodymium-doped Yttrium Aluminium Garnet
NIR	: Yakın Kızılaltı (Near Infrared)
nm	: Nanometre
SBS	: Shear Bond Strength
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Mikroscope)
sn	: Saniye
Ti:Sapphire	: Titanyum safir (Titanium Sapphire)
Tm:YAP	: Thulium Ytterbium Aluminum Phosphate
US	: United States
UV	: Ultraviyole (Ultraviolet)
W	: Watt
XeCl	: Ksenon monoklorid (Xenon monochloride)
µm	: Mikrometre
4-META MMA	: 4- metakriloksietil trimelitat anhidrid

ÇİZELGE LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1 : Laser parametreleri.....	14
Çizelge 2.2 : Seramik braketlerin laser ile sökölmesini inceleyen çalışmalar.....	18
Çizelge 4.1 : Farklı laser sistemleri ile farklı güçteki ve süredeki uygulamalar.	35
Çizelge 4.2 : Ortalama SBS değeri, güç yoğunlukları, kopma süreleri ve sıcaklık farkları	41

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : Diş anatomisi.	4
Şekil 2.2 : Dişlerin konumları ve adlandırılmaları.	4
Şekil 2.3 : Dişlerin bölgeleri ve adlandırılmaları.	5
Şekil 2.4 : Metal braket.	8
Şekil 2.5 : Estetik açıdan görünümünün karşılaştırılması, (a) paslanmaz çelik braket, (b) seramik braket.	9
Şekil 2.6 : (a) Geleneksel braket sökme pensi, (b) Brakete uygulanan tork kuvveti.	12
Şekil 2.7 : Yansıma, saçılma, soğurma ve iletilmenin geometrik gösterimi.	14
Şekil 2.8 : Biyolojik dokuların soğurma katsayılarının grafiği.	15
Şekil 2.9 : Hidroksiapatit, su ve mine soğurma spektrumu.	15
Şekil 2.10 : Minenin dalga boylarına göre yansıma grafiği.	16
Şekil 3.1 : Dişlerin temizlenmesi, cilalanması ve alçı kalıplara yerleştirilmesi.	29
Şekil 3.2 : G&H seramik braket taban yüzeyi dizaynı.	30
Şekil 3.3 : G&H ortodontik seramik braketler.	30
Şekil 3.4 : Pulpadaki sıcaklık değişimi ölçümü için ısı çiftinin yerleştirileceği elmas uç ile açılmış 2 mm çapındaki delik.	31
Şekil 3.5 : Diş yüzeylerine braket yapıştırılması.	31
Şekil 3.6 : Örneklerin bekletildiği 37 °C'lik inkübatör.	32
Şekil 3.7 : Deney düzeneği: (a) Evrensel test cihazı (Universal Testing Machine) ve brakete uygulanan kuvvet, (b) Optik sistem (Optical Setup), (c) Laser sistemi, (d) Laser kontrol sistemi (Laser Controller), (e) Bilgisayar (Computer), (f) Sıcaklık ölçme sistemi (Thermocouple Measurement System), (g) Isıl çift (Thermocouple).	33
Şekil 3.8 : Çekme kuvvetinin başlangıç noktası, kopma noktası ve çekme süresi grafiği.	34
Şekil 4.1 : 980 nm Diyot Laser'e ait SBS değerleri.	36
Şekil 4.2 : 1470 nm Diyot Laser'e ait SBS değerleri.	36
Şekil 4.3 : 1940 nm Thulium Fiber Laser'e ait SBS değerleri.	37
Şekil 4.4 : 980 nm Diyot Laser'e ait sökölme süreleri.	37
Şekil 4.5 : 1470 nm Diyot Laser'e ait sökölme süreleri.	38
Şekil 4.6 : 1940 nm Thulium Fiber Laser'e ait sökölme süreleri.	38
Şekil 4.7 : 980 nm Diyot Laser ile pulpada oluşan sıcaklık farkı grafiği.	39
Şekil 4.8 : 1470 nm Diyot Laser ile pulpada oluşan sıcaklık farkı grafiği.	39
Şekil 4.9 : 1940 nm Thulium Fiber Laser ile pulpada oluşan sıcaklık farkı grafiği.	40
Şekil 4.10 : (a) ARI skor=0, (b) ARI skor=3, (c) ARI skor=2, (d) ARI skor=1.	41

ORTODONTİK SERAMİK BRAKETLERİN LASER İLE SÖKÜLMESİNİN İNCELENMESİ

ÖZET

Diş hekimliğinin bir bölümü olan ortodonti diş çapraşıklıklarının düzeltilmesini, çene ve yüzdeki iskeletsel bozukluklarını önlenmesini sağlayan bilim dalıdır. Geleneksel ortodontik tedavide ortodontik braketler asit ile pürüzlenen diş minesine yapıştırılır ve tedavi süresince teller sabitlenerek iyileşmelerine yardımcı olur. Braketler metal, plastik veya seramik malzemeden olabilirler. Ortodontik seramik braketler estetik açıdan beklentileri karşıladığı için metal braketlere göre, çabuk deformasyona uğramadıkları için ise plastik braketlere göre daha avantajlıdır. Ancak seramik braketler yapılarından dolayı diş yüzeyine kolayca tutunamazlar bu yüzden tutuculuk özelliğini arttırmak için mine yüzeyinin daha fazla pürüzlendirilmesi gerekmektedir. Bu işlemlerden dolayı seramik braketlerin sökümü için daha fazla çekme kuvvetine ihtiyaç duyulur.

Bu çalışmada yapıştırıcı olarak kimyasal olarak polimerize Bis-GMA adeziv rezin kullanılmıştır. Adeziv rezinin yapıştırılması geleneksel (üç basamaklı) total-etch sistemidir. Bu sistem sırası ile asitle dağlama, primer (sealant) ve adeziv rezin uygulanmasından oluşur.

Tedavi bitiminde seramik braketlerin mine yüzeyinden çıkarılması gerekir. Bunun için çeşitli metodlar vardır. Geleneksel yöntemlerde braket mine yüzeyinden pens yardımıyla kanıtılarak çıkarılır. Bu işlem esnasında uygulanan kuvvetten dolayı mine yüzeyi geri dönüşümü olmayacak şekilde zarar görür. Ayrıca kanıtılarak yapılan söküm işlemi uzun sürer. Bu yönetime alternatif olarak birçok yöntem geliştirilmiştir. Bunlardan biri laserlerdir. Laser ile söküm metodu için birçok farklı dalga boyu ve parametreler denenmiştir. Laser enerjisinin ısı etkisinden dolayı braketini mine yüzeyine bağlayan adeziv rezinin bağlayıcı kuvvetini azaltarak işlemi kolaylaştırmaktadır. Braketlerin koparılma esnasında daha az kuvvet uygulanacağından diş minesinde oluşacak tahribat azalacaktır.

Çalışmada kullanım kolaylıklarından ve taşınabilir boyutlarından dolayı 980 nm Diyet Laser, 1470 nm Diyet Laser ve 1940 nm Thulium Fiber Laser kullanılmıştır. Bu üç farklı dalga boylarındaki laserler ile farklı parametrelerde braketlerin sökme işlemleri gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın amacı mine hasarının minimum seviyede kalmasını sağlamaktır.

Birçok avantajının yanı sıra laserlerin en büyük dezavantajı, ışıma sonucu dişte oluşan ısınn canlı pulpa dokusuna zarar verecek sıcaklık artımı yaratmasıdır. Bu yüzden yapılan çalışmada pulpada oluşan sıcaklık değerleri K-Tipi ısı çiftleri ile gözlemlenmiştir.

Çalışmanın sonucunda 980 nm ve 1470 nm dalga boylarındaki ışımların ortodontik seramik braketlerin sökülmesinde etkili olmadığı görülmüştür. Buna karşın 1940 nm dalga boyundaki 3 W gücünde 2,6 sn'lik ışıma uygulandığı takdirde seramik braketin kopması için gereken kuvvet anlamlı olarak azalmış; ayrıca pulpa odasındaki sıcaklık artımı 5,5 °C'lik güvenli eşik değerini aşmamıştır. Buna ek olarak çalışmada braketin yüzeyden kopartılması için geçen süre hesaplanmış ve bu grubun kontrol grubundan anlamlı olarak düşük çıktığı gözlemlenmiştir. Yüzey incelemeleri ardından çoğu grupta arta kalan adeziv materyali kontrol grubuna yakın değerlerde çıkmıştır.

INVESTIGATION OF LASER DEBONDING OF ORTHODONTIC CERAMIC BRACKETS

SUMMARY

Facial esthetics is an important personal and social concern. Orthodontics is a specialized branch of dentistry concerned with the development and management of irregularities and abnormalities of the teeth, jaws and face. Its aim is to produce a healthy, functional bite, creating greater resistance to disease and improving personal appearance. Correct placement of the teeth can create a good looking and healthier mouth.

Orthodontic brackets are small attachments used in for orthodontics to fasten an arch wire. Three types of brackets are presently available for orthodontic bracket bonding, such as, plastic, metal and ceramic brackets. Ceramic brackets have been the preferred choice for esthetically conscious clinicians and patients since their introduction in the 1980s.

Most ceramic brackets are made of polycrystalline and monocrystalline alumina. Because of their structure, they are not able to bond chemically with acrylic and diacrylate bonding adhesive materials. Also ceramic brackets are very rigid and brittle. After treatment ceramic brackets need to be debonded from enamel surface. A major clinical concern when using ceramic brackets is the risk of enamel damage at debonding, since ceramic brackets have a high bracket bond strength.

Various methods were developed for debonding orthodontic brackets: special pliers for mechanical debonding, ultrasonic debonding, special kinds of burs, electro thermal debonding and laser debonding. All these techniques have their own advantages and disadvantages.

Laser application in dentistry has been investigated since generation of the first ruby laser. In dentistry, lasers are used for surgery of the soft tissues in the oral cavity, etching of the enamel surface, bleaching, tooth drilling, removing of hard dental tissues and debonding of ceramic brackets. Laser irradiation minimizes bleeding and bacterial infections. Also, there is no need for sutures and anesthesia.

Lasers have been used experimentally to debond orthodontic ceramic brackets since the early 1990s. Various lasers were used in ceramic bracket debonding such as, CO₂ (10600 nm), Nd:YAG (1060 nm), KrF(248 nm), XeCl (308 nm), Tm:YAP (1980 nm), GaAlAs (808 nm) and Er:YAG (2940 nm). In literature researches found that not all laser wavelengths can be useful and effective for bracket debonding. Therefore, new possibilities for debonding are being investigated.

If the incident light is reflected from or transmitted through tissue without absorption, it will not cause a thermal effect. On the other hand, if the incident light is absorbed by tissue, it will be converted into heat. In biological tissues, water molecules or macromolecules, such as, proteins and pigments are the absorbing agents. The optical properties of tissues are influenced by the optical properties of its components and concentration and distribution of those substances within the tissue. The composition of tooth structure is not homogenous. In the absorption spectrum of Hydroxiapatite ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) and enamel, absorption coefficient of every part of the tooth is different. Minimal absorption coefficient of hydroxiapatite was observed in visible and near infra-red region.

Laser energy can degrade the adhesive resin as a result of the effects of thermal softening, thermal ablation, and photoablation. Generally accepted mechanism is the thermal softening of the adhesive resin. Laser energy is absorbed and converted into heat in a very thin surface layer of the bracket. The energy absorbed softens the composite resin at the opposite side of the bracket. This type of the interaction depends on the wavelength and power density of the laser source.

Despite its advantages, thermal effect can cause undesirable results on dental tissues during laser irradiation. Some studies showed that an increase in intrapulpal temperature was accepted up to 5.5 °C as a safety threshold value in order to prevent undesirable results after ortodontic treatment. No histological changes were observed with an intrapulpal temperature increase of 1.8 °C.

In this study we used a bovine mandibular incisor. Previous studies found that the adhesion to enamel and the superficial layer of dentin showed no statistically significant differences between human and bovine teeth.

Three laser systems were used for the bracket debonding procedure: Diode Laser (980 nm), Diode Laser (1470 nm) and Thulium Fiber Laser (1940 nm). Laser irradiation was applied Continius Wave (CW) mode. The residual load needed to debond the bracket, debonding time of the orthodontic ceramic bracket and the intrapulpal thermal changes were monitored and evaluated while debonding. Intrapulpal changes were collected by a K-type thermocouple. Shear bond strength (SBS) or tension tests were done by evrensel test cihaz. We recorded maximum value for load at the debonding moment of ceramic bracket from enamel surface and called it "Load at breaking point". A student t-test was performed on results. A statistical significance level was accepted $p < 0.05$ in this study.

After the study enamel surfaces and debonding surfaces of the bracket base observed with a stereoscopic microscope, the residual adhesive on the surface of enamel or bracket was evaluated. The adhesive remnants left on the enamel surface were scored and classified using a modified Adhesive Remnant Index (ARI). Score 0 = no adhesive left on tooth surface; score 1 = less than 50% of adhesive left on tooth; 2 = more than 50% of adhesive on tooth; 3 = all adhesive left on tooth.

Significantly decreased bond strength was observed when debonding ceramic brackets with a Thulium Fiber Laser (1940 nm) at a power of 3 W and exposure of 2.6 s. No significant differences were found between other power levels. A 3 W power intrapulpal temperature rise did not reach 5.5 °C safety threshold. Besides, this energy level reduced the debonding time when compared to control group. At 980 nm laser treatment did not show any significant advantage any power and exposure time setting. At 1470 nm only 5 W exposure caused a decrease in debonding force, that was statistically insignificant.

From microscopic studies and measured debonding forces concluded 980 nm and 1470 nm diode lasers were not effective in laser debonding of ceramic brackets, wheares 1940 nm Thulium Fiber Laser treatment a significantly decreased debonding force and time while including less thermal effect at 3 W.

1. GİRİŞ

Ortodonti; kapanış bozuklukları ve dişlerin çenelerdeki konumlarının nasıl oluştuğunu inceleyen, teşhis eden, bu bozuklukları oluşmadan önce önlemeye çalışan ve oluşuktan sonra tedavi eden bir diş hekimliği dalıdır. Çapraşık dişler, aynı zamanda estetik görünümü de kötü yönde etkilemekte bu durum kişinin sosyal hayatına ve psikolojik durumuna negatif olarak yansımaktadır. Ortodonti tedavisi, braket ve bu braketlere yerleştirilen teller yardımı ile yapılmaktadır. Estetik açıdan üstünlüklerinden dolayı günlük hayatta seramik braketlerin kullanımı yaygınlaşmıştır. Seramik braketler yapılarından dolayı diş minesine kolayca tutunamazlar bu yüzden üç aşamalı özel yapıştırıcılar ile yapıştırılmaktadırlar. Tedavi sonrasında braketlerin mine yüzeyinden sökülmesi gerekmektedir. Fakat seramik braketler metal braketler ile karşılaştırıldığında daha yüksek bağlanma kuvvetine sahiptir. Bu da braketin sökümü sırasında minede çatlaklara ve kırıklara yol açabilmektedir. Bu istenmeyen etkinin ortadan kalkabilmesi için laserlerden yararlanılmaktadır. Laser ışınının ısı etkisinden dolayı kompozit rezin yumuşamakta bu sayede mine yüzeyindeki hasar en aza indirgenmektedir.

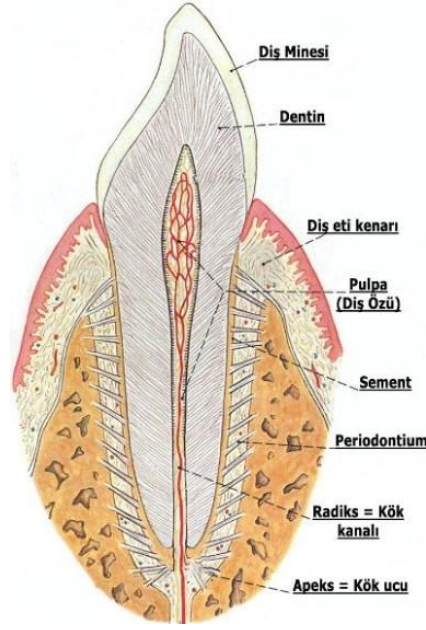
Yapılan bilimsel literatür araştırmaları doğrultusunda bu tez çalışmasında, 980 nm Diyot Laser, 1470 nm Diyot Laser ve 1940 nm Thulium Fiber Laserlerin ortodontik braket sökümündeki etkileri incelenmiştir.

Tez çalışması giriş bölümü dışında 5 bölümden oluşmaktadır. İkinci bölümde diş hekimliğinden, ortodontiden, dental laserlerden ve laser doku etkileşimlerinden bahsedilmiştir. Üçüncü bölümde ise çalışmada kullanılan materyaller, deney düzeneği ve çalışmanın yöntemi anlatılmıştır. Dördüncü bölümde çalışma sonucundaki verilere yer verilmiştir. Beşinci bölümde ise veriler değerlendirilip sonuç kısmı oluşturulmuştur.

2. LİTERATÜR TARAMASI

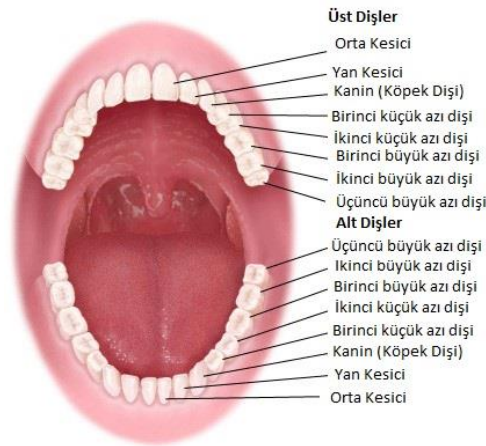
2.1 Diş Anatomisi

Diş dört tip dental dokudan oluşmuştur: Mine, dentin, sement ve pulpa. İlk üçü sert, pulpa ise yumuşak dokudur. Dişin görünen kısmına kuron denir. Kuron mineden oluşmuştur. Diş minesi insan vücudunun en sert dokusudur ve yüksek oranda inorganik madde içermektedir. Mine yapısının yaklaşık %95'i hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), % 4'ü su, %1'i kolajenden oluşur [1]. Mineral yapıyı oluşturan hidroksiapatit, organik bir matriks tarafından sarılarak prizma formu almıştır. Prizmalar çubuk şeklinde ve 5 µm çapındadır ve mine yüzeyine lingual olarak yerleşmişlerdir. Bu dizilim minenin dayanıklı ve pürüzsüz olmasını sağlamaktadır. Ortodontik rezinlerin diş minesine tutunabilmesi için minenin bu pürüzsüz yapısının değiştirilmesi gerekmektedir. Bu yüzden genel olarak asitle pürüzlendirme tekniği uygulanmaktadır. Diğer bir kısım dentin, mineden daha yumuşak bir yapıya sahiptir ve dişin ana kuvvetini oluşturur. Yapısında %70 hidroksiapatit, %20 organik madde, %10 su içermektedir. Sement sert bir bağ dokudur ve kemikten oluşur. Sement diş kökünü çevreler ve periodontal ligamente bağlıdır. Periodontal ligament dişlerin çeneye sıkıca bağlanmasını sağlayan dokudur. Dişin kökü sementle kaplıdır ve dişin bir kısmı dişlere desteklik yapan prosesi kısmında gömülüdür. Pulpa; dişin merkezinde, dentin dokusu ile çevrili boşlukta yer alan, damar ve sinirleri içeren bağ dokusudur. Bu dokunun yer aldığı boşluğa pulpa boşluğu denir. Bu boşluğun kron bölümüne ise pulpa kanalı adı verilir. Dişin canlılığı pulpa dokusu içindeki damar ve sinirlerle sürdürülür (Şekil 2.1).



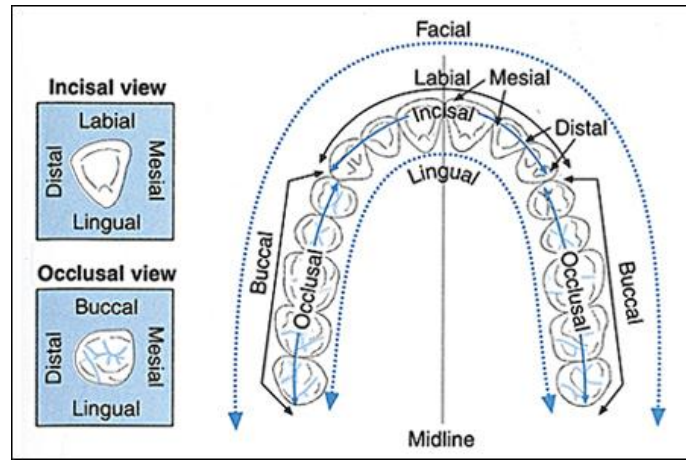
Şekil 2.1 : Diş anatomisi [2].

Ağız boşluğunda, üst çeneye maksilla, alt çeneye mandibulla denmektedir. Memelilerde dişler, farklı görev yapan gruplar oluştururlar. Bunlar anatomik yönden de farklılıklar gösterirler. Kesici (incisor veya insiziv), besinleri kesmeye yarar. Köpek dişleri (canine veya cuspid), besinleri tutmaya ve delmeye yarar. Küçük azılar (premolar veya bicuspid), gıdaları delmeye ve ufak parçalara ayırmaya yarar. Büyük azılar (molar veya multicuspid), besinleri ufak parçalara ayırmaya ve öğütmeye yarar (Şekil 2.2).



Şekil 2.2 : Dişlerin konumları ve adlandırılmaları [3].

Keser ve köpek dişlerinin kronlarının, dört yüzeyi ve bir kenarı, küçük ve büyük azıların ise beş yüzeyi vardır. Vestibul yüzey; dudağa ve yanaklara, labial yüzey; dudağa bakan, lingual yüzey; dile bakan, palatinal yüzey; damağa bakan, aproksimal yüzey; dişlerin birbirine komşu olan yüzeylerdir. Aproksimal yüzeyler hayali orta çizgiye (median hat) olan konumlarına göre adlandırılırlar. Orta yüzeye yakın olana mesial, uzak olana yüzeye distal adı verilir. Okluzal yüzey arka dişlerin çiğneyici yüzeyleridir. Kesici kenar, ön dişlerin labial ve lingual yüzeylerinin birleşmesi ile oluşan kenardır (Şekil 2.3).



Şekil 2.3 : Dişlerin bölgeleri ve adlandırılmaları [4].

2.2 Ortodonti

Ortodonti; diş, çene ve kapanış bozukluklarının oluşmasını önlemek; mevcut bozuklukların ilerlemesini durdurmak ve tedavi etmek; bununla birlikte iyi bir estetik ve fonksiyon (ısıırma, çiğneme, konuşma, gülme) sağlamayı hedefleyen uzmanlık dalıdır.

Çapraşık ve kötü konumlanmış dişler, ne kadar fırçalanırsa fırçalansın tam olarak temizlenmesi zordur. Bu nedenle diş çürükleri ve diş eti hastalıkları oluşma riski yüksektir. Ayrıca kapanış bozuklukları, çene kaslarında daha fazla baskıya neden olarak, eklem problemlerine ve ağrıya neden olurlar. Çapraşık dişler, estetik olarak istenmeyen bir görünüme sebep olurlar. Bu nedenle gülerken ağzın kapatılması çok karşılaşılan bir durumdur. Çenelerde meydana gelen gelişimsel ve doğumsal problemler ağzın düzgün kapanmamasına buda ısırma, çiğneme, solunum gibi etkenlerden dolayı pek çok sağlık problemine yol açar.

Temelde ortodontik tedavinin hedefleri; çiğneme fonksiyonlarının düzeltilmesi, konuşma fonksiyonunun düzeltilmesi, ağız hijyeninin daha iyi sağlanmasına yardımcı olunması, estetiğin sağlanması ve hastanın toplum içinde kendine olan güvenini arttırarak psikolojik destek sağlanmasıdır.

2.3 Ortodontik Braketler ve Yapıştırıcılar

Bonding işleminin temeli, ortodontik braketin mine yüzeyine adezyon yolu ile yapışmasını temel alır. Adezyon kuvveti; birbirinden farklı maddelerin birbirlerine yapışmasıdır. Bu durum, tek bir materyalin atomları yada molekülleri arasındaki bağlanma olan kohezyon kuvvetinden farklıdır [5]. Bu maddeye ya da yüzeye adherent, adezyonu oluşturan maddeye ise adeziv denmektedir [6]. Bonding uygulamasından önce diş yüzeyinin temiz ve kuru olduğuna dikkat etmek gerekir, diş yüzeyinde bulunan plak, diş taşı, tükürük, yemek artığı, havadaki nem veya yağ tanecikleri gibi istenmeyen fazlalıklar dişin yüzey gerilimini azaltmakta ve adezyonu olumsuz yönde etkilemektedir. Adezyon, iki farklı şekilde gerçekleşir: mekanik ve kimyasal bağlanma. Kimyasal bağlanma; farklı yapıdaki atom yüzeyleri arasında oluşan bağlanmadır. Primer ve seconder kimyasal bağları ile oluşturulur. Mekanik adezyon ise yüzeyler arasındaki girintiler ve çıkıntılar ile sağlanan mekanik kitlenme ile meydana gelir. Diş dokularındaki bağlanma daha çok mekanik bağlanma ile gerçekleşir, ikisinin bir arada gözlemlendiği durumlar olabilir. Mekanik bağlanma için iki katı materyalin yakın ve sıkı bir temas halinde olması gerekmektedir. Buonocore 1955 yılında mineyi %85’lik fosforik asit ile pürüzlendirerek retansiyonun arttığını gözlemlemiştir [7]. Mine yüzeyi %34-%37 ‘lik fosforik asit ile pürüzlendirildiğinde, yüzeyden 10-20 µm’lik bir tabaka kaldırılır ve rezin mine yüzeyinde açılan porlara nüfuz eder, bu sayede adeziv yüzeyi daha iyi ıslatır [6]. Adezivin mine yüzeyindeki porlara kadar uzanan kısımlarına rezin tag adı verilir. Diş hekimliğinde mikromekanik tutuculuk mekanizması, yapışkan çimentoların veya restoratif materyallerin yokluğundan dolayı yaygın bir şekilde kullanılmaktadır [6]. Bonding sırasındaki en büyük problemler, pürüzlendirme sırasındaki kalıntıların yeterince uzaklaştırılamaması, pürüzlendirilmiş yüzeye tükürük ve su bulaşması. Ortodontik braketleri yapıştırmak için kullanılan dental adezivler kimyasal özelliklerine göre iki gruba ayrılırlar. İkisi de polimerdir, akrilik ve diakrilat rezin olarak sınıflandırılırlar. Akrilik rezinin kimyasal adı “polimetilmetakrilat” tır. Yapısı

transparandır ve 250 nm dalga boyundaki ultraviyole bölgede ışığı geçirir [8]. 125 °C ve 200 °C aralığında depolimerizasyon gerçekleşir. Yaklaşık olarak 450 °C ta, polimerin neredeyse %90'ı monomer forma depolimerize olur [6]. Çoğu diakrilat rezinin temeli modifiye edilmiş akrilik epoksi rezinine dayanmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan ilk metakrilat Bis-GMA (Bisfenol-A Glisidil Metakrilat) dır. Bisfenol, reaksiyon ürünü olarak tanımlanır. Bu rezin implant yapıştırıcı olarak kullanılmaktadır ve dental sealantların rezin bileşendir. İki farklı rezin tipi arasında önemli farklılıklar vardır. Birinci tip rezin polimerleri doğrusal bir şekilde bağlanırken ikinci rezin tipi ise çapraz bağlanma ile üç boyutlu olarak bağlanır. Bu çapraz bağlanma yüksek güç, düşük su emilimi ve düşük büzölmeye neden olur. Farklı adezivleri karşılaştırmak için braket sökme çalışmaları yapılmıştır. Örneğin Rueggeberg ve Lockwood üç çeşit sistem kullanmıştır: İki yapışkanlı(two paste), karışimsız (no mix) ve power liquid [9]. Sığır dişlerine metal braketleri yapıştırmışlar. Sökölme sırasında uygulanan her sıcaklığı ölçüp not etmişler. Two-paste sistemin no mix sistemine göre daha fazla sıcaklık gerektirdiğinden bahsetmişler, en düşük sıcaklık gerektiren ise power liquid sistem olmuş. Diğer bir çalışmayı ise 1995'te Mimura ve ark. [10] seramik braketleri laser yardımıyla sökmüşler ve iki farklı adeziv kullanmışlar. Kullandıkları adeziv Bis-GMA ve 4-META MMA (4-metakriloksietil trimellitat anhidrid) rezindir. MMA grubunda Bis-GMA grubuna göre geriye daha fazla adeziv kalmıştır. Laser ile yapılan sökme MMA rezinin Bis-GMA rezininden daha güvenli olduğundan bahsedilmiş.

Metal braketler ilk kez 1967'de kullanılmaya başlanmıştır. Metal braketler çoğunlukla paslanmaz çelik alaşımlarından, döküm veya frezleme yöntemleri ile üretilmektedir. Metal braketlerde tutuculuk özelliği, özel tabanlar sayesinde mekanik olarak sağlanmaktadır. Dişeti rahatsızlıklarını önlemek için braketlerin taban alanları ne kadar küçük olursa o kadar iyidir. Ayrıca kuvvetin azalmaması ve braket tabanının kenarlarında deminerilazasyona neden olmaması için braket tabanı kanat kısmından daha dar olmalıdır [11]. Metal braketlerin önemli problemlerinden biri metal korozyonudur. Metal braketin yapısında kullanılan alaşım tipine bağlı olarak bu braketlerin iyi yapıştırılmamış bölgelerinde yarık korozyonu oluşabilmektedir [11]. Diğer bir yandan galvanik akım, braket taban tipi ve yapısı, ağız ortamı ve metal braketlerin ısı geri dönüşümüne bağlı olarak da korozyon ortaya çıkabilmektedir [12]. Paslanmaz çelikteki bu istenmeyen korozyon etkisini ortadan

kaldırmak için biyouyumlu olan titanyum braketlere geçilmiştir [11]. Şekil 2.4 metal braketlere bir örnektir.



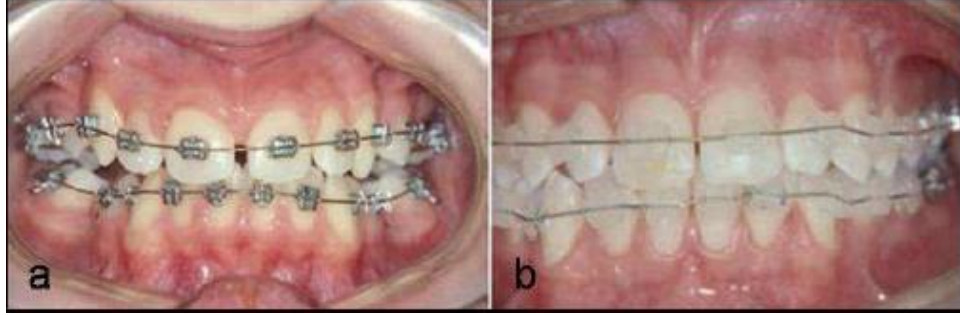
Şekil 2.4 : Metal braket [13].

Plastik braketler ilk olarak 1970'lerin başında, estetik üstünlüğünden dolayı kısa bir süreliğine metal braketlere alternatif olarak üretilmeye başlanmıştır. İçerik olarak akrilik ve polikarbonattan oluşan bu braketlerin distorsiyon ve kırılmalara karşı dirençleri oldukça azdır. Sabit bir kuvvet altında zamanla braket oluğunda aşınma ortaya çıkar ve diş kontrolünü güçleştirir. Plastik braketlerin su emilimi ve kendisi ile uyumlu yapıştırma malzemesi gerektirmesi de karşılaşılan diğer sorunlardır. Su emilimi bakteri üremesi, renk değişikliği ve kötü kokulara yol açar. Plastik braketlerde zamanla çizilmeler meydana gelir ve buna bağlı olarak optik şeffaflığını kaybeder. Uygulanan tork kuvvetinin artmasıyla plastik braketteki deformasyonun da arttığı gözlemlenmiştir [14]. Farklı plastik braketlerin tork-deformasyon özellikleri değerlendirildiğinde plastik braketlerin metal braketlere göre daha fazla deformasyon gösterdiği vurgulanmıştır [15].

Seramik braketler ilk olarak 1986 yılında üretilmiştir. Seramik braketler estetik açıdan beklentileri karşıladığı için metal braketlere göre, çabuk deformasyona uğramadıkları için plastik braketlere göre daha avantajlıdır (Şekil 2.5). Bütün seramik braketlerin yapısı alüminyum oksit kristallerinden oluşmaktadır, bu kristaller atomik yapılarına göre monokristalin ve polikristalin alüminyum oksit braketler olarak adlandırılırlar [15].

Polikristalin braketler kullanımı en yaygın olan seramik braketlerdir. Polikristalin braketler sinterlenmiş veya birleştirilmiş alüminyum oksit parçacıklardan üretilmektedir. Ortalama 0,3µm boyundaki parçacıklar karıştırılıp bir kaba dökülür. Daha sonra kalıplanmış olan parçalar 1800 °C'ye kadar fırınlanıp ısıtılır ve bu parçaların birleştirilmesi sağlanır. Yapılan bu işleme sinterleme denir [15]. Kalıplama ve sinterleme işlemleri düşük maliyetli olduğundan dolayı polikristalin

braketler günümüzde popüler hale gelmiştir. Fakat taneciklerin kenarları yapısal olarak düzgün değildirler. Bu kusurlar ve düzensizlikler % 0,001 düzeyinde olsa da stres altında kırılmaya neden olabilecek bir odak oluşturabilmektedir [16]. Polikristalin braketlerde taneciklerin büyüklüğü ve düzensiz yapısı ışığı yansıtmakta ve braketin opak görünmesini sağlamaktadır.



Şekil 2.5 : Estetik açıdan görünümünün karşılaştırılması, (a) paslanmaz çelik braket, (b) seramik braket [17].

Monokristalin braketler, polikristalin braketlerde olduğu gibi alüminyum oksit parçacıklarından üretilir. Bu işlemde alüminyum oksit parçaları önce 2100 °C'ye kadar eritilir ve daha sonra çok yavaş bir şekilde soğutulur. Böylece tam kristalizasyon sağlanarak polikristalin braketlerde görülen stres kaynaklı problemler en aza indirilir. Daha sonra soğutulan tek kristalli alumina; elmas kesiciler, laser veya ultrasonik kesiciler ile ortodontik braket şekli verilir. Bu işlem seramik materyalinin sertliğinden dolayı zor ve maliyeti polikristaline göre daha fazladır. Keskin köşelerin işlenmesi braket üzerinde stres yaratır ve kırılması için zemin hazırlar [16]. Yapısal dayanıklılık seramiğin yüzeyine bağlıdır, bu nedenle monokristalin braketlerde dayanıklılık polikristalin braketlere göre daha düşüktür. Taneciklerin küçülmüş olması ve daha az düzensizlik olmasından dolayı bu braketler daha şeffaftır. Tanecik büyüklüğü arttıkça braket güçsüzleşmektedir [18].

Her iki seramik braket yapısındaki alüminyum oksit parçacıklarından dolayı metal braketlere göre yüksek dayanıklılığa sahiptir. Çünkü seramik braketler paslanmaz çelik braketlere ve mine yüzeyine göre dokuz kat daha serttir [19]. Eğer braketle diş arasında temas varsa diş minesi hızla aşınmaya uğrayabilir [20]. Seramik braketlerin diğer bir önemli özelliği ise gerilim direncidir. Monokristalin braketlerin gerilim direnci polikristalin braketlere göre daha yüksektir, seramik braketlerin gerilim direnci ise metal braketlerden önemli ölçüde daha yüksektir. Bu özellik ayrıca seramik braketlerin yüzey koşullarına bağlıdır. Seramik braket yüzeyindeki ufacık

çizik bile, kırılması için gereken kuvveti azaltıp braketin kırılmasına neden olacaktır. Metal braketlerin uzama miktarı yaklaşık %20 olmasına karşın seramik braketlerin uzama miktarı %1'i geçmez ve bu özelliğinden dolayı seramik braketler metal braketlere göre daha kırılmandır. Seramikler yüksek derecelerde lokalizedir ve yönlü atom örgüsü bağların kaymasına ve stresin dağılmasına izin vermezler. Kritik seviyelerde bir stres uygulanırsa, atomlar arası bağlar kopar ve braket kırılır. Seramik braketlerde kırılma dayanıklılığı paslanmaz çelik braketlere göre 20-40 kat daha düşüktür, bu durum seramik braketlerin metalik braketlere göre daha kolay kırılması demektir [21,22]. Seramik materyaller arasında polikristalin alumina, monokristalin aluminadan daha yüksek kırılma dayanıklılığına sahiptir. Monokristalin braketler kolay kırılmazlar [23,24].

Her iki seramik braket yapısındaki alüminyum oksit parçacıklarından dolayı direkt olarak herhangi bir yapıştırıcıya bağlanmazlar. Bu yüzden iki farklı yöntem geliştirilmiştir.

1-Mekanik tutuculuk: braketlerin tabanına eklenen girinti-çukurluklarla sağlanır. Bu çukurluklar yapıştırıcı rezinle mekanik kilitlenme sağlar.

2-Kimyasal tutuculuk: braketin tabanı düz bir yüzeye sahiptir ve bağlanma kimyasal bir ajan yardımıyla gerçekleşir. Braket tabanı ile yapıştırıcı rezin arasında birleştirici olarak silan kullanılır.

Bu kimyasal tutma, mine ve braket yüzeyi arasında son derece güçlü bir bağ oluşturur. Oluşan bu bağdan dolayı kopma sırasında yüksek bir stres oluşmaktadır. Bu yüzden kopma sonrasında genelde dental restorasyon gerekmektedir çünkü minede geri dönülemez mine hasarları, çatlaklar oluşabilmekte veya tabaka kalkabilmektedir. Sonuç olarak geliştirilmesi gereken problem; mine ve braket yüzeyi arasındaki bağlardır, tedavi sırasında klinik olarak yeterli kuvvette tedavi gerçekleştirilmeli aynı zamanda mine yüzeyine herhangi bir zarar verilmemelidir. Mikrokristalin, mekanik top, diş, kimyasal/mekanik çukur, silan kaplama düğme ve polimerik taban arasında değişen birçok mekanik taban dizaynı mevcuttur. Farklı tutunma mekanizmalarıyla seramik braketlerin tutunma kuvvetini değerlendiren birçok çalışma yapılmıştır, sonuç olarak mekanik tutunma ile yeterli bağ kuvveti sağlanırken kimyasal tutunma çeşitlerine göre ise daha az mine kırılmalarına gözlemlenmiştir [21, 25]. Bağ gücü; farklı adeziv seçimiyle, farklı mine kurutma

(conditioning) işlemleriyle veya farklı pürüzlendirme süreleriyle değiştirilebilir [26, 27, 28]. Metal takviyeli braketlerdeki bağ kuvveti, geleneksel seramik braketlere ve paslanmaz çelik braketlere göre daha düşüktür [29]. Omana ve ark. yaptıkları çalışmada polikristalin braketlerin paslanmaz çelik braketlere göre daha fazla kopma kuvveti gerektirdiğini göstermişlerdir [29]. Polikristalin seramik braketler daha pürüzlüdür ve yüzeyinde daha fazla por vardır bu yüzden sürtünme katsayısı monokristalin seramik ve paslanmaz çelik braketlere göre daha yüksektir. Seramiğin düşük kırılma dayanıklılığı paslanmaz çeliğe göre yüksek oranda braket kırılmalarına yol açar. Seramik braketlerdeki kanatlar sökölme sırasında yüksek tork kuvvetinden dolayı kolaylıkla kırılabilirler. Seramik braketlerin taban yüzeyindeki kesikler veya oyuklar adeziv ile mekanik bir kitlenme sağlar. Seramik braketlerde iki tür taban mevcuttur. İlk olarak, braket düz tabana sahiptir ve mekanik sabitleme için girintili silan katmanıyla kaplanmıştır. İkinci olarak, bağlanma kuvvetini arttırmak için pürüzsüz braket tabana kimyasal kaplama uygulanır. Silan ajanı adeziv rezin ile braket tabanı arasındaki ara bağlantı için kullanılır. Kimyasal tutunma mekanik tutunmaya göre daha yüksek bağlanma gücüne sahiptir [30].

Ortodontik braketlerin diş yüzeyine yapıştırma yöntemleri direkt veya indirekt teknik olarak sıralanabilir. Temel mekanizması:

- Yüzeyin temizlenmesi
- Yüzeyin hazırlanması (asit ve primer uygulanması)
- Braketin yüzeye yapıştırılması

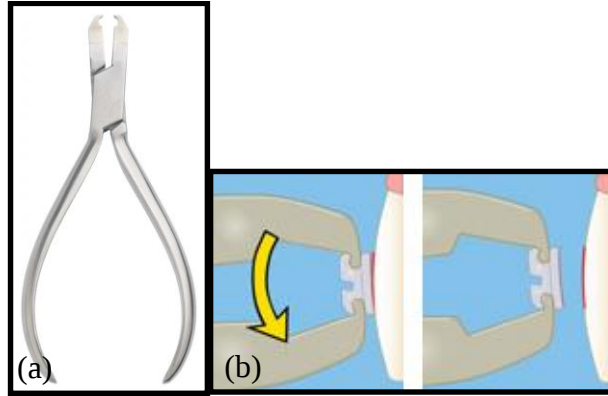
Asit uygulamadan önce dişlerin temizlenmesi; tüm dişleri kaplayan organik artıkları uzaklaştırmak ve maksimum bağlanma direnci sağlamak için gereklidir. Bu işlem pelikülü uzaklaştırır. Minede doğal olarak bulunan düzensizlikleri belirginleştirir ve asit için mine yüzeyinin ıslanabilirliğini artırır.

Asitlenecek dişler hava spreyi ile kurutulur ve %35-%50 'lik tamponlanmış fosforik asit, jel veya solüsyon şeklinde yaklaşık 15-30 saniye boyunca mine yüzeyine uygulanır. Rutin asitleme 10-20 µm kalınlığında yüzeysel mineyi uzaklaştırır [11]. Asitleme sonrasında, kalsiyum monofosfat ve kalsiyum sülfat gibi artık ürünleri uzaklaştırmak için diş yüzeyi düşük basınçlı su spreyi ile durulanır ve ardından hava spreyi ile kurutulur. Kurutulmuş mine yüzeyi mat ve beyaz görünmelidir. Tüm dişler tamamen kurutulduktan ve mat beyaz görüntü elde edildikten sonra asitlenmiş

yüzeye ince bir kat primer sürülür ve yüzeylerin hepsi kaplandıktan sonra braketlerin yapıştırılmasına geçilir. Braketler doğru düşünülen pozisyonda konumlandırıldıktan sonra braketin etrafındaki fazlalıklar el aletiyle temizlenir.

2.4 Ortodontik Braketlerin Sökülmesi

Braketin yüzeyden sökme işleminin amacı, ortodontik tedavi bitimi sonunda braketlerin ve adeziv rezinin diş yüzeyinden uzaklaştırılmasıdır. Ardından diş yüzeyi temizlenip cilalanır. Dikkatsizce sökülen ortodontik braketler minede hasar oluşturabilmektedir [31]. Braketlerin sökülmesi sırasında veya sonrasında yapılan cilalama yetersiz ise mine yüzeyinde çatlaklar, renk değiştirme, plak oluşumu, diş hassasiyeti, çürük oluşma riski, pulpa nekrozu ve dişeti irritasyonu gibi istenmeyen sonuçlar meydana gelebilmektedir. Ortodontik seramik braketlerin sökülmesi için bir çok yöntem mevcuttur; özel pensler ile mekanik sökme, ultrasonik sökme, elektrotermal sökme ve lazer sökme (Şekil 2.6) [26,31,32,33,34].



Şekil 2.6 : (a) Geleneksel braket sökme penci [35], (b) Brakete uygulanan tork kuvveti [36].

Ortodontik braketlerin sökme işlemi için geliştirilen yöntemlerin bazı avantajları ve dezavantajları vardır. Mekanik olarak sökülen braketlerde her üretici firma kendi braketine uygun özel pensler üretmektedir (Şekil 2.6). Pensdeki bıçaklar mine yüzeyine yakın bir şekilde yerleştirilip çekme işlemi yapılır, bu işlem esnasında hem braket hemde adeziv rezin mine yüzeyinden ayrılmış olur. Bu yöntem basit ve hızlı bir yöntemdir fakat daha fazla kuvvet gerektirdiğinden mine yüzeyinde hasar oluşabilmektedir. Thomas ve Prassana'nın yaptıkları bir çalışmada metal ve seramik braketlerin mine yüzeyinden mekanik yolla sökülmesini karşılaştırmışlardır [37]. Seramik braket kullanılarak sökülen grubun metal braket kullanılarak sökülen gruptan anlamlı bir şekilde daha fazla hasar verdiği görülmüştür. Buna ek olarak

seramik braketlerin mekanik tutuculuk özelliğiyle yapıştırılması, kimyasal tutuculuk özelliğiyle yapıştırılmasından daha az zarar verdiği görülmüştür. Ultrasonik braket sökme metodunda braket tabanı ile mine arasındaki adeziv rezini aşındırmak için braket ve yapıştırıcı ara yüzeyine uygulanan özel olarak tasarlanmış uçlar kullanılmaktadır. Bu yöntemde braketin sökülmesi için gereken kuvvet büyüklüğü geleneksel yöntemle göre anlamlı olarak çok daha azdır. Ancak bu yöntem diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında uzun süren bir işlemdir. Ayrıca pahalılığı ve kullanılan çelik ucun zamanla aşınması diğer bir dezavantajdır. Ortodontik braketlerin diğer bir sökme yöntemi ise elektrotermal sökmedir. Bu yöntem şarj edilebilir aletler ile braketle ısı transferi yapılarak sağlanır. Isı verildiği süre boyunca da çekme işlemi yapılır. Verilen ısı ile adeziv rezin yumuşatılır bu sayede uygulanan kuvvet azaltılmış olur ve braket mine yüzeyinden sökülür. Bu yöntem sayesinde mineye zarar verilmesi önlenmiş olur. En önemli dezavantajlarından biri pulpada oluşan ısınn pulpa dokusuna hasar verme riskidir. Ayrıca kullanılan aletin büyük olması, dar ağız bölgelerinde uygulama zorluğu, ısınan braketin hasta ağız boşluğuna düşme riski diğer dezavantajlarındandır. Laser sökme yöntemi elektrotermal sökme yöntemine benzer şekilde ısı oluşturarak adeziv rezini yumuşatma prensibine dayanır.

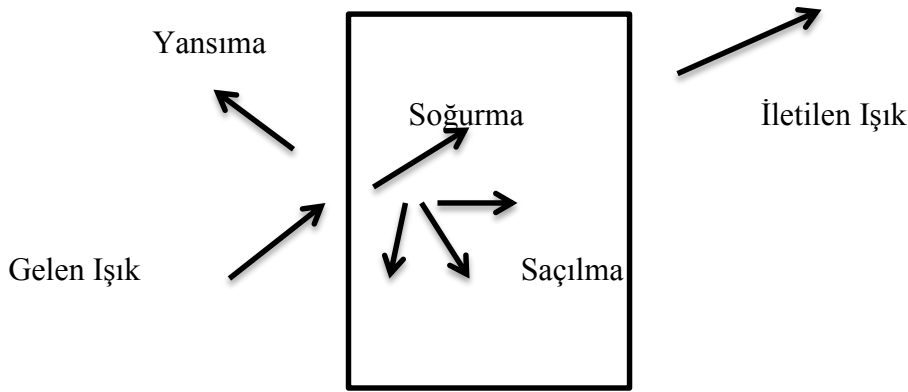
2.5 Laser ve Dental Sert Doku Etkileşimleri

Laser kelimesinin açılımı “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” , “Uyarılmış Elektromanyetik Işınım Yayan Işık Yükseltici” kelimelerinin kısaltılmış halidir. Laser, yükseltme zincirleme olaylar sonucu sistemden yayınlanacak foton sayısının artırılması anlamını taşımaktadır. İlk laser Theodore H. Maiman tarafından geliştirilen Ruby laserdir. Laser ışığı aynı frekans ve enerjidedir yani tek renktir (monokromatik), dalga boylarının fazları zaman ve yön açısından aynıdır (koherent), ışınları birbirine paraleldir (collimated). Laserler, kaynağındaki aktif maddeye göre, laser ışını hareketine göre ve dalga boylarına göre sınıflandırılır (Çizelge 2.1).

Çizelge 2.1 : Laser parametreleri.

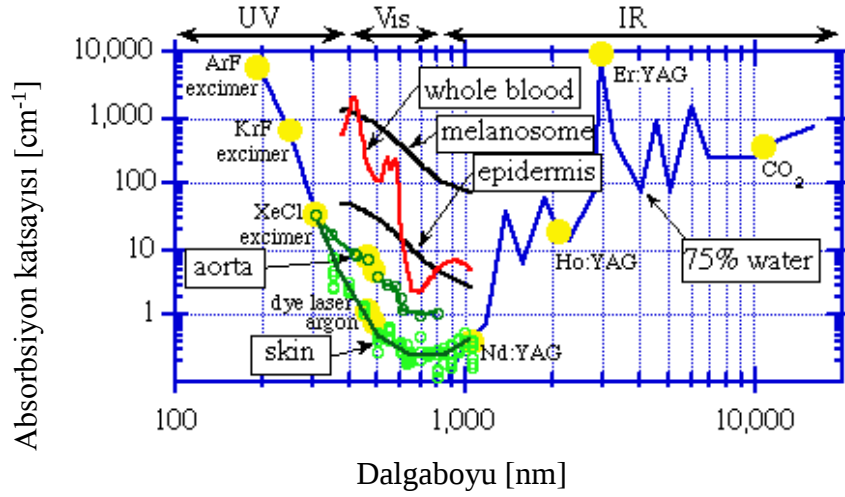
Dalga boyu	Laser Modu	Aktif Materyali	Güç
UV Görünür IR	Atımlı Mod Sürekli Mod (CW)	Gaz Sıvı Katı Elektronik	Yüksek Güç Düşük Güç

Laser ışığı dokunun optik özelliklerine bağlı olarak dokuda 4 farklı şekilde etkileşimde bulunur: Yansıma, saçılma, soğurma, iletilme (Şekil 2.7).



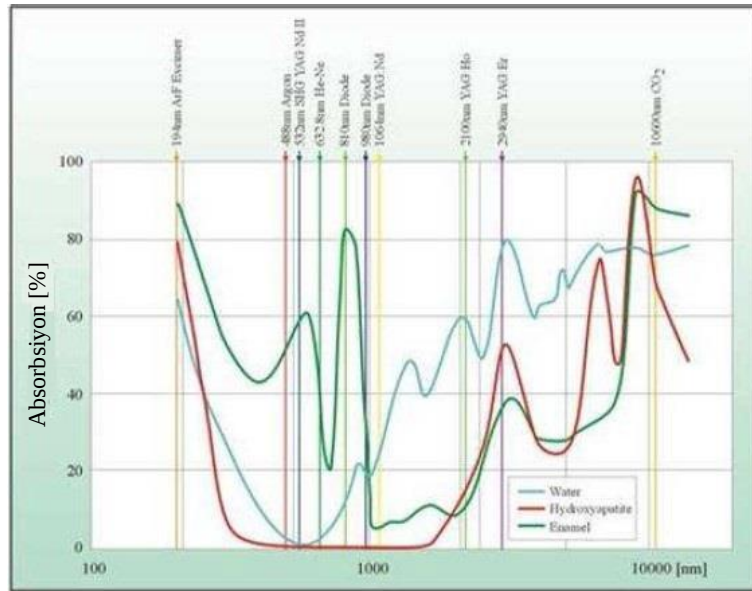
Şekil 2.7 : Yansıma, saçılma, soğurma ve iletilmenin geometrik gösterimi.

Eğer gelen ışın dokudan yansır veya dokudan iletilirse herhangi bir ısı etki meydana gelmez. Ancak ışık doku tarafından soğurulursa ısı oluşumu gerçekleşir. Dokudaki moleküller ve makromoleküller (proteinler ve pigmentler vb.) emilime sebep olan temel ajanlardır. Emilim ışığın dalga boyuna, emilim katmanının kalınlığına ve iç parametrelerine bağlıdır (sıcaklık yada konsantrasyon vb). Soğurma etkisini açıklamak için terim olarak absorpsiyon katsayısı kullanılmaktadır. Ultraviyole (UV) bölgede soğurma protein, DNA ve diğer moleküllerden dolayı kısa dalga boyu ile artmaktadır. Biyolojik dokuların yaklaşık %75'i su içermektedir. Kızılaltı (IR) bölgede absorpsiyon uzun dalga boylarında su miktarına göre artmaktadır. Su içeriği soğurmayı etkilemektedir. Yakın kızılaltı (NIR) bölgede su moleküllerinden dolayı soğurma minimal seviyeye ulaşır.

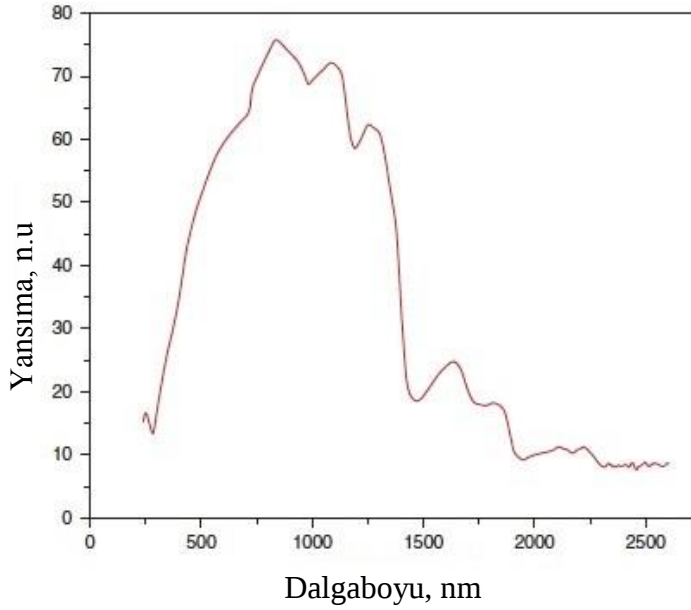


Şekil 2.8 : Biyolojik dokuların soğurma katsayılarının grafiği [38].

Bir dokunun optik özellikleri o dokuyu oluşturan maddelerin optik özelliklerine, miktarına ve dokudaki dağılımına bağlıdır. Dişi oluşturan bileşenler homojen değildir. Dentindeki organik ve inorganik maddelerin miktarı, minedeki miktarlarından farklı olmasından dolayı soğurma katsayısı her katmanda farklı olur (Şekil 2.8, Şekil 2.9). Jelinkova ve ark. Yaptıkları bir çalışmada mine yüzeyinin dalgaboylarına göre yansımalarını incelemişlerdir (Şekil 2.10) [39].



Şekil 2.9 : Hidroksiapatit, su ve mine soğurma spektrumu [8].



Şekil 2.10 : Minenin dalgaboylarına göre yansıma grafiği [39].

Laserler diş hekimliğinde United States Food and Drug Administration(FDA) tarafından kullanılmaya başlanmış ve birçok çeşidi geliştirilmiştir. 1980’li yıllarda ve 1990’ların başından itibaren diş hekimliğinde laserler oldukça geniş bir kullanım alanına sahiptirler. Diş çürüklerinin temizlenmesi, kavite preparasyonu, periodontal cerrahi, diş etinin şekillendirilmesi, kemik dokusunda yapılan cerrahi işlemler, koyu renkli diş etlerinin renginin açılması, diş beyazlatma, pukpa kanallarının sterilizasyonu, çekim sonrası yara iyileşmesi, kök düzleştirilmesi, yüzey pürüzlendirmesi ve seramik braketlerin sökülmesi gibi birçok alanda laserler kullanılmaktadır.

Ancak laser ışıma yapıldığı sırada ısı etkinin dental dokuda istenmeyen sonuçlar oluşması laserin dezavantajlarından biridir. Zach ve Cohen maymun dişleri üzerinde yaptıkları çalışmada pulpadaki 1,8 °C lik sıcaklık artışının histolojik bir değişiklik yaratmadığı sonucuna varmışlardır. İntapulpadaki 5,5 °C’lik sıcaklık artışından geri dönülebilir değişiklik yarattığını ve bu değeri güvenli eşiş değeri olarak kabul etmişlerdir. Buna ek olarak 11,1 °C’lik sıcaklık artışında dişlerin %60’ında abse oluşumu gözlemlenmiştir. Sıcaklığın 16,6 °C ‘lık artışında ise tüm dişlerde pulpal nekrozu oluştuğu görülmüştür [40].

Feldon ve ark. diyot laser ile yaptıkları monokristalin seramik braketleri sökme çalışmasında 2 watt güçte sürekli ışıma uyguladıklarında pulpal kanalındaki sıcaklık artışının güvenli bir değerde olduğunu görmüşlerdir. Ancak sürekli modda 5 watt

güçte 3 saniye ışıma uyguladıkları zaman 5,5 °C'lik eşik değerinin aşıldığını görmüşlerdir. Polikristalin seramik braket ile yaptıkları çalışmada ise sıcaklığın güvenli seviyede kaldığı gözlemlenmiştir [41].

Strobl ve ark. Nd:YAG laser ile yaptıkları çalışmada monokristalin seramik braketlerde gelen ışığın adeziv katmanı tarafından %17 ve %19 aralığında soğurduğunu, polikristalin seramik braketlerde ise %15 ve %26 kadarını soğurulup ısıya dönüştüğü gözlemlenmiştir [32]. Ayrıca gelen ışığın %69-%75 aralığında mine yüzeyine ulaştığında pulpaya zarar verme potansiyeli ve hastada ağrıya sebep olma ihtimali vardır. Seramik braket, laser ile ısımaya uğradığında soğurulan enerji ısıya dönüşerek adeziv rezini yumuşatır.

Ma ve ark laser ışıma süresini uzattıkları zaman pulpadaki sıcaklığın doğru orantılı olarak arttığını gözlemlemişlerdir [42]. Çalışmalarında CO₂ laser ile sürekli modda 18 watt güçlerinde 1 sn, 2 sn ve 3 sn sürelerinde polikristalin braketlere ışıma uygulamışlar. Kullandıkları insan dişlerinde, laser ışımının 1 saniye olduğu grupta pulpadaki ortalama sıcaklık artışının 0,91 °C olduğu, 2 saniye sonunda 1,74 saniye olduğu ve 3 saniye sonunda 2.67 C olduğu görülmüştür. Sığır dişi kullandıkları zaman ise pulpadaki sıcaklık farkının 1 saniyelik laser ışıması sonunda 1,65 °C, 2 saniye sonunda 3,31 °C, 3 saniye sonunda 5,15 °C 'lik bir artış olduğu görülmüştür. Sığır dişlerindeki pulpa odasında sıcaklık farkının insan dişlerindeki sıcaklık farkından fazla olduğu görülmüştür. Ayrıca Rickabaugh ve ark'da 5,5 °C lik sıcaklık farkın güvenli eşik seviyesi olduğunu söylemişlerdir [33].

H. Jelinkova ve T. Dostalova çekme kuvvetlerini karşılaştırmak için yaptıkları çalışmada sürekli modda 3 tane laser kullanmışlardır: 1997 nm dalga boyunda diyot-pompa Tm:YAP, 1444 nm dalga boyunda Nd:YAG ve 808 nm dalga boyunda GaAs diyot [43]. Yapılan bu çalışmada yakın kızılaltı bölgesindeki GaAs diyot laser ile 60 saniyelik ısmada laser ışınının braketten ve yapıştırma ajanından geçip dişte istenmeyen ısı yoğunlaşmasının gerçekleştiği, ve braket sökme işlemi için etkili olmadığı görülmüştür. Uygun laser parametreleri seçilerek dişe verilecek zarar minimize edilebileceği söylenmiştir.

2.6 Ortodontik Braketlerin Laser ile Sökülmesi

Ortodontik seramik braketlerin laser ile sökülmesi çalışmaları ilk olarak 1990'ların başında başlamıştır. Sökme işlemi için bir çok laser çeşidi kullanılmıştır; CO₂ (10600nm), Nd:YAG (1060nm), XeCl (308 nm), KrF (248nm), Tm:YAP (1980nm), GaAlAs(808nm), Er:YAG (2940 nm) ve Ytterbium Fiber Laser (Çizelge 2.2).

Çizelge 2.2 : Seramik braketlerin laser ile sökülmesini inceleyen çalışmalar.

Yıl	Araştırmacılar	Laser Sistemi
1992	Strobl ve ark	CO ₂ (10600 nm) Nd:YAG (1064 nm)
1993	Tocchio ve ark.	KrF (248 nm) XeCl (308 nm) Nd: YAG (1064 nm)
1995	Obata ve ark.	CO ₂ (10600 nm)
1995	Mimur ve ark.	CO ₂ (10600 nm)
1996	Rickabaugh ve ark.	CO ₂ (10600 nm)
1997	Ma ve ark.	CO ₂ (10600 nm)
1999	Abdul Kader ve İbrahim	CO ₂ (10600 nm) Nd: YAG (1064 nm)
2005	Kotaro Hayakawa	Nd: YAG (1064 nm)
2008	Dostalovaa	Tm:YAP (1980nm) GaAlAs (808nm) Nd:YAG (1064nm)
2010	A. S. K. Sarp ve ark.	Ytterbium Fiber Laser (1070nm)
2010	Paul J. Feldon ve ark.	Diyot Laser
2010	M. Oğuz Öztoprak ve ark.	Er:YAG
2013	Mohammad Almohoimeed ve ark.	Diyot Laser (980 nm)
2014	Rodrigo Teixeira Macri ve ark.	CO ₂ (10600 nm)

Diş hekimliğinde kullanılan tüm laserler sökme işlemi için etkili değildir. Bu yüzden hangi laserlerin etkili olduğu araştırmaları halen devam etmektedir. Laser ışımasındaki amaç adeziv rezinin yumuşatılmasıdır, bu sayede braketin mineden kopma kuvveti azaltılmak istenmektedir. Bu sayede mine yüzeyinde meydana gelen yüzeysel zararın engellenmesi amaçlanmaktadır.

Bu kırılma yumuşatma ışımasının soğurulması sayesinde oluşur. Tocchio ve ark adeziv materyalinin azaltılmasını 3 şekilde açıklamışlardır: ısılyumuşama, ısılablasyon ve ışılablasyon [44]. Laser ışımasının adeziv materyaline nasıl bir etki yaratacağı kullanılan laserin dalga boyuna, uygulama gücüne ve süresine bağlıdır. Isıl yumuşamada laser enerjisi adeziv rezin yumuşayana kadar uygulanır. Adeziv yumuşadığı zaman çekim gücü azalır ve mine yüzeyinden kopma gerçekleşir. Isıl ablasyonda önemli olan nokta kısa sürede ve yüksek güçte ışıma yapılması çünkü laser ışıması yeteri hızda uygulandığında adezivde hızlı bir şekilde sıcaklık artışı olur ve ısı yumuşama sayesinde adeziv buharlaşmış olur ardından braketin mine yüzeyinden ayrılması kolaylaşır. Işılablasyonda ise laser ışını adezivin bağlarına etki eder ve aradaki bağlar kopartılmış olur. ısı ablasyon ile fotoablasyon çok hızlı bir uygulamadır, bu yüzden braketin mine yüzeyinden sökülmesindeki ısı etkisi çok azdır. Braket sökümü işleminde istenilen ısı yumuşama etkisidir. ablasyon ve ısı ablasyonla karşılaştırıldığı zaman daha yavaş bir süreçtir bu yüzden sıcaklık artışı çok yüksek olabilir.

Strobl ve ark. 1992'de CO₂ ve Nd:YAG laser kullanarak monokristalin ve polikristalin seramik braketlerin mine yüzeyinden kopması için gereken kuvvetleri karşılaştırmışlardır [32]. Mine yüzeyi ve braket arasındaki bağı kırmak için 1 mm/sn hızında tork kuvveti uygulamışlardır. İki laser grubunda da laser ışıması 2 saniye uygulandıktan sonra çekme işlemi gerçekleştirilmiştir. CO₂ laser ile ışıma yapılan iki braket tipi de laserin dalga boyu sayesinde emicidir ve bu sayede enerji ısıya dönüşür ve kompozit rezini yumuşatır. Yapılan ön çalışmalar ile laser enerji gücü 14,1 W, ışıma süresi ise 2 saniye olarak seçilmiştir. CO₂ laserin 14 W gücünde 2 saniye ışıma sonucunda polikristalin braketin yüzeyden sökülmesi için gereken ortalama kuvvet düşmüştür ve brakette herhangi bir zarar görülmemiştir. Monokristalin braketlerin CO₂ laserin 7 W gücünde uygulandığı grupta braketin sökülmesi için gereken ortalama kuvvet laser uygulanmayan kontrol grup ile karşılaştırıldığında daha düşük olduğu görülmüştür. Monokristalin braketlerin sökülmesi için gereken ortalama

kuvvet polikristalin braket için gerekenden daha düşüktür. Bu farklı sonuçların braketlerin farklı dizaynlarından dolayı olduğu söylenmiştir. Yapılan çalışma sonucunda CO₂ laserin 14 W gücünde 2 saniye ısıtılmasından sonra, polikristalin braketin sökülmesi için gereken kuvvet %25 azalmıştır. Nd:YAG laser ile sökülen braketlerde ortalama sökme kuvvetinde anlamlı bir fark görülmemiştir. Çalışma sonucunda hiçbir braket zarar görmemiştir. Ancak bu çalışmada pulpadaki sıcaklık değişimleri ölçülmemiştir.

1993'te Tocchio ve ark. kullandıkları 248 nm, 308 nm ve 1060 nm dalga boylarındaki laserler ile monokristalin ve polikristalin seramik braketlerin mine yüzeyinden sökülmesini araştırmışlardır [44]. Braketlere 0 ya da 0,8 MPa kuvvet uygulanmış ve laser ışını 3 ve 33 W/cm² yoğunluğunda braketlerin ön yüzünün tam ortasına dik şekilde uygulanmıştır. Laser, braket mineden söküldüğünde kapatılmış. Güç yoğunluğunun 32,6 W/cm² olduğunda polikristalin seramik braketlerin hepsi sökülmüş, monokristalin braketlerin ise %60'ı sökülüştür. Ayrıca yaptıkları çalışmada braketin mine yüzeyinden kopmana kadarki sürelerini de ölçmüşler ve her biri birbirinden anlamlı olarak farklı çıkmıştır. Ortalama kopma süresi polikristalin braketler için her bir dalga boyunda farklı çıkmıştır. Polikristalin braketler için kopma zamanları 248 nm ışımda 3,1 sn, 308 nm için 4,8, 1060 nm için ise 23,7 sn olduğu görülmüş. Çalışma sonucunda hiç bir örnekte braket hasarı görülmemiş. Monokristalin braketlerde kopma süresi tüm dalga boylarında 1 saniyeden az olduğu görülmüştür. SEM ile görüntülenen örneklerde mine ve braket hasarı olmadığı görülmüş. Çalışmaları sırasında pulpadaki sıcaklık artışı ölçülmemiştir.

1995'te Obata ve ark. iki farklı adeziv ile CO₂ laserin braketin diş yüzeyinden sökülmesinin araştırmışlardır [45]. Çalışmalarında 4-META MMA ve Bis-GMA adeziv rezin kullanmışlardır. Ön çalışmalar ile 4-META MMA rezin grubu için uygun laser uygulama gücünü 3 watt, ısıma süresini ise 3 saniye seçmişlerdir. MMA rezin ve seramik braket arasındaki farklı ısıl genişmeden dolayı 60 °C'de, rezin genişme ve daralmadan dolayı kaymıştır. Bunun sonucunda braket sökme işlemi gerçekleşmektedir [34]. Ayrıca laser uygulama esnasında pulpa odasındaki sıcaklık artışı ölçülmüştür ve kontrol grup ile karşılaştırıldığında histolojik bir değişim oluşmadığı gözlemlenmiştir. Laser ışınlamı uygulanmadan sökülen kontrol grubundaki diş yüzeylerinde kırıklar oluşurken laser uygulandıktan sonra sökülen diş

yüzeylerinde kırık oluşumu gözlemlenmemiştir. Bu çalışma sonucunda CO₂ laserin pulpadaki güvenli sıcaklık artışını geçmediği ve seramik braketlerin sökülmesi için gereken kuvveti azalttığı görülmüştür.

1996'da Rickabaugh ve ark. in vitroda seramik braketleri sökme işlemini farklı gerilme kuvvetlerinde, CO₂ laserin braket sökme işlemi üzerindeki etkilerini araştırmışlardır [33]. Çalışmalarında MMA adeziv rezin ile yapıştırılmış polikristalin seramik braketlerin CO₂ laser ile sökümünü incelemişlerdir. Pulpadaki güvenli sıcaklık artışını 5,5 °C eşik olarak seçmişlerdir ve pulpadaki sıcaklık artışını ısı çiftleriyle ölçmüşlerdir. Sökme penslerine modifiye edilen laser, brakete dik şekilde sabit bir uzaklıktan uygulanmıştır. Çekme hızı dakikada 1 inç olarak ayarlanmıştır. Kontrol grubunun ortalama değeri 13,04 pound (4,88 MPa) olarak ölçülmüştür. 10 tane braketten 3 tanesinde kanat kırıkları gözlemlenmiştir. 20 W gücünde uygulanan CO₂ laser 3 gruba ayrılmıştır ve statik gerilme kuvvetleri 3 pound, 1,5 pound ve 0,75 pound seçilmiştir. Gerilme kuvvetinin 3 pound olduğu grupta ortalama kopma süresi 1,64 saniye ve pulpadaki ortalama sıcaklık artışı 1,80 °C olarak ölçülmüştür. Bu grupta sadece bir tane örnek 5,5 °C'lik güvenli eşik değerini aşmıştır ve aynı örnekte kanatta kırık gözlemlenmiştir. Gerilim kuvvetinin 1,5 pound olduğu grupta ortalama kopma süresi 1,83 sn ve pulpadaki ortalama sıcaklık artışı 3,01 °C olarak ölçülmüş. Bu grupta sadece bir tane örnek eşik değerindeki sıcaklık değerini aşmıştır ve herhangi bir braket hasarı görülmemiştir. Gerilim kuvvetinin 0,75 pound olduğu grupta braketin ortalama kopma süresi 3,42 sn ve ortalama sıcaklık artışı 4,47 °C olarak ölçülmüştür. Bu grupta ise 3 tane örnek 5,5 °C'lik sıcaklık eşik değerini aşmıştır ve bu grupta da herhangi bir braket hasarı gözlenmemiştir. Bu çalışma sonucunda kopma süreleri ve pulpadaki sıcaklık değişimleri göz önüne alındığında en iyi grubun 1,5 poundluk (6,67 N) kuvvet uygulanan grup olduğu söylenmiştir.

1997'de Tsun Ma ve ark. amacı önceki çalışmalarda laser ile sökülen seramik braketlerdeki dezavantaj olarak kabul edilen braket kırıklarını en aza indirmek için metod geliştirmektir [42]. Çalışmalarındaki amaç pulpadaki sıcaklık artışını güvenli seviyede tutup laser süresini ideal seviyede ayarlamak ve braketin sökülmesi için gereken kuvveti önemli ölçüde azaltmaktır. Yaptıkları çalışmada sığır dişleri ve insan küçük azı dişleri kullanmışlardır. Seramik braketler mine yüzeyine ışıkla aktive edilen adeziv rezin ile yapıştırılmıştır. Çekme pensi çekme makinasına bağlanmıştır ve çekme hızı dakikada 0,2 inç (0,51 cm) olarak ayarlanmıştır. Laser uygulanmayan

kontrol grubunda ortalama çekme kuvveti 15,31 pound (68,1 N) olarak ölçülmüştür. Kontrol grubundaki verilerden yararlanılarak deney grubu için gerilim kuvveti 4 pound olarak seçilmiştir. Bu çalışmada CO₂ laser 18 watt güçte sürekli modda uygulanmıştır. Çekme pensesine modifiye edilen laser direk braket üzerine uygulanmıştır. Pulpadaki sıcaklık değerleri ısı çiftler aracılığıyla kaydedilmiştir ve sıcaklık farkının güvenli eşik değeri 2 °C olarak kabul edilmiştir. Görsel incelemelerden sonra sökülen örneklerde rezin/braket ara yüzünde adeziv hasarı gözlemlenmiştir, fakat rezin/mine ara yüzünde adeziv hasarı gözlemlenmemiştir. Kontrol grubunda 2 örnekte braket kanat hasarı, 3 örnekte ise yerleştirildiği blokta hasar oluşmuştur. Örneklerin %20'si 4 poundluk kuvvette kopma gerçekleşmemiştir, bu değer aynı zamanda 216,2 psi, 15,19 kg/cm² yada 1,48 MPa 'ya eşittir. Örneklerden geriye kalan %80'i ise başarılı bir şekilde mine yüzeyinden sökülmüştür ve herhangi braket veya mine hasarı oluşmamıştır. Ayrıca Ma ve ark. göstermiştir ki laser uygulama süresi ile pulpadaki sıcaklık artışının arasında doğrusal bir ilişki vardır. Ayrıca aynı sürelerde uygulanan laser ile sığır dişlerindeki sıcaklık artışının insan dişlerindeki sıcaklık artışından daha fazla olduğunu gözlemlemişlerdir. Laserin 1 saniye ışınladığı insan dişlerinin kullanıldığı grupta ortalama sıcaklık artışı 0,91 °C, 2 saniye uygulandığında 1,74 °C, 3 saniye olarak uygulandığında ise 2,67 °C olarak ölçülmüştür. Sığır dişlerinin kullanıldığı grupta ise 1 saniye laser ışıma sonrasındaki ortalama sıcaklık artışı 1,65 °C, 2 saniye ışımada 3,31 °C, 3 saniye ışıma sonrasında 5,15 °C olarak ölçülmüştür. Bu çalışma sonucunda CO₂ laserin ısıl yumuşama ile adezivi yumuşattığı ve braket sökülmesi için gereken kuvveti azalttığı ayrıca pulpada minimal sıcaklık artışı olduğu gözlemlenmiştir.

1999 yılında Abdul Kader ve İbrahim, 50 W gücünde CO₂ laser ile ortodontik braketleri mine yüzeyinden sökmek için yaptıkları çalışmada braket 2 saniye aralığında ışımaya maruz bırakmışlardır [46]. Braketteki sıcaklık artışı 98,63 °C olmasına rağmen pulpadaki sıcaklık artışı 0,7 °C'yi aşmamıştır. Yapıkları diğer bir çalışmada ise laser uygulamasından 1 dakika sonra yapılan çekme işlemi, hemen ardından yapılan çekme işlemine göre anlamlı bir şekilde daha yüksek kuvvet gerektirdiği gözlemlenmiştir.

2005'te Hayakawa ve ark.'nın yaptıkları çalışmanın amacı Nd:YAG laser ile ortodontik seramik braketlerin sökülmesi için en etkili metodu belirlemektir [47]. Çalışmada monokristalin ve polikristalin seramik braketleri 4-META MMA ve Bis-

GMA tipindeki iki adeziv rezin ile sığır dişlerine yapıştırmışlardır. Nd:YAG laseri 1 J, 2 J, 3 J olarak 3 farklı enerji seviyelerinde kullanmışlardır. Bütün enerji seviyelerinde bağ kuvvetini ve mine yüzeyindeki ısı etkilerini değerlendirmişlerdir. 1,2 ms sürelerinde darbeli atım modunda her bir lokasyona 1 atım uygulanmıştır. Bütün numunelerin bağ kuvvetleri test cihazıyla ölçülmüştür çekme hızı 1 mm/dk olarak ayarlanmıştır. Laserin pulpa duvarındaki ısı etkileri indirekt olarak ölçülmüştür. 2 J ve 3 J enerjilerde laser uygulanmış gruptaki bağ kuvveti kontrol grubuyla karşılaştırıldığında daha düşük çıkmıştır. Ancak 1 J’de herhangi bir farklılık gözlenmemiştir. 3 J grubundaki braketler arasında önemli bir farklılık gözlemlenmemesine rağmen 2 J enerji uygulanmış grupta monokristalin braket polikristalin braket göre bağ kuvveti anlamlı olarak daha düşük olduğu görülmüştür. Tüm gruplarda farklı adeziv materyalleri arasında önemli bir farklılık gözlemlenmemiştir. Rezinin üzerindeki oldukça yüzeysel karbonizasyon görülmüştür. 2 J ve 3 J enerji seviyelerinde braket tabanında oyuklar ve siyah tortular ve kalan adeziv materyalinde ağır bir şekilde karbonizasyon görülmüştür. 4-META MMA kullanılan gruptaki karbonizasyon diğer gruplara göre daha derin olduğu düşünülmektedir. Pulpa duvarındaki maksimum sıcaklık artışı 5,1 °C olarak ölçülmüş. Sonuç olarak Nd:YAG laser için 2 J enerji seviyesi, braket sökme işlemi için en etkili enerji seviyesi olduğu söylenmektedir.

Dostalova ve ark 2008’de yaptıkları çalışmalarında üç tip laser kullanmışlardır: 808 nm GaAs diyot laser (maksimum çıkış gücü 20 W), 1997 nm diyot pompalı Tm:YAP laser (maksimum çıkış gücü 3,8 W), 1444 nm Nd:YAG laser (maksimum çıkış gücü 2 W) [48]. Uygun aralık seçildikten sonra braket söküm işlemi mekanik yolla gerçekleştirilmiştir. Braketin sökme işlemi gerçekleştirildiği sırada ısı enerjisinin braket, mine ve adezivden geçen ve soğurulan ısı dışın içerisine yerleştirilen ısı çiftler ve ısı kamera ile ölçülüp gözlemlenmiştir. Tm:YAP ve Nd:YAG için ısıma süresi 30 sn ‘den 90 sn’ye kadar kademeli olarak değişmiştir. GaAs diyot laser için ısıma süresi 60 sn olarak belirlenmiştir. Bu çalışmada iki farklı uygulama biçimi vardır biri soğutularak gerçekleştirilen ısıma diğeri ise soğutulmadan yapılan ısımadır. GaAs diyot laser (808 nm) 1 W, 2 W ve 10 W güçlerinde uygulanmıştır. GaAs diyot laser ile ısıma yapıldıktan sonra 10 W güce ve 60 sn ısımaya rağmen braketlerde sökölme görölmemiştir. Bu gruptaki sıcaklık artışının farkı 14 °C’ye kadar ulaşmıştır. Tm:YAP laser ısıması uygulandıktan sonra sıcaklık braket içinde

yoğunlaşmıştır. Polikristalin braket 60 sn ışımadan sonra kopmuştur. Braketlerin sökülmesi uygulama süresinin artmasıyla ve laser gücünün artmasıyla neredeyse aynıdır. Pulpa duvarındaki sıcaklık değişimlerinde farklılıklar görülmüştür. 1 W ve 60 sn'lik ışımada soğutma işlemi yapılan braketler güvenli kabul edilen 5,5 °C 'lık eşik değerini aşmadığı görülmüştür. Soğutma uygulanan örneklerde ise kabul edilebilir bir sıcaklık artışı gözlemlenmiştir. Nd:YAG (1444 nm) uygulanan grupta benzer sonuçlar gözlemlenmiştir. Ancak sıcaklık artışı soğutulmadan uygulanan ışımadan çok yüksek bir şekilde artmıştır. Nd:YAG laser ışımasında soğutulma yapılmadan 17 °C 'lık, soğutulma yapıldığında ise 7 °C'lık sıcaklık artışı gözlemlenmiştir. Nd:YAG laser ile iki grupta da braketin mine yüzeyinden sökülmesinde etkili olmuştur. Netice olarak SEM incelemelerinden sonra minimum mine hasarı Tm:YAP laserin (1997 nm) 1W gücünde 60 sn uygulanmasından sonra görülmüştür. Hem Nd:YAG hem de Tm:YAP laserde 1 W 60 sn uygulama sonucunda braket sökümünde etkili olduğu görülmüştür.

Sarp ve ark. 2010 yılında yaptıkları çalışmada Ytterbium Fiber Laser ile seramik braketleri mine yüzeyinden sökülmesini araştırmışlardır [49]. Bu çalışmada 2 yaşındaki sığır kesici dişlerine polikristalin seramik braketler (G&H,US) , kimyasal sertleşen Bis-GMA adeziv rezin (3M, Unite Bonding Adhesive Set, US) ile yapıştırılmıştır. Çekme kuvveti evrensel test cihazıyla kaydedilmiştir. Pulpadaki sıcaklık artışını gözlemleyebilmek için ise ısı çiftleri kullanılmıştır. Çalışmada laser ışımasının uygulanışı iki farklı şekilde olmuştur: sürekli mod (CW) ve modüle mod. 1070 nm dalga boyundaki Ytterbium Fiber Laser sürekli modda (CW) numunelere farklı güç seviyelerinde uygulanmıştır. Çalışmanın ikinci kısmında ise laser ışıması modüle modda on-ve-off devirlerinde uygulanmıştır. Laser gücü ve devirler akım ile kontrol edilmiştir, 18 W için 4,99 A akımı ayarlanmıştır. Ytterbium Laserin on-devrinde çıkış gücü 18 W gücünde sabit tutulmuştur ve off-devrinde ise ısıma yapılmamıştır. Sonuçlar kontrol grubuyla karşılaştırıldığında CW ile yapılan ışımada neredeyse bütün parametrelerde tork kuvvetinde azalma gözlemlenmiştir fakat $1,41 \pm 0,07$ W ve $4,20 \pm 0,07$ W gücündeki gruplarda anlamlı bir fark olduğu görülmüştür (sırasıyla $p < 0,001$ ve $p < 0,005$). Ancak CW modda uygulanan ışımada uygun parametreler seçilip braketin kopması için gereken tork kuvveti azaltılmasına rağmen kopma süresinde anlamlı bir azalma görülmemiştir. Pulpadaki sıcaklık artışı CW modda $3,50 \pm 0,07$ W ve $4,20 \pm 0,07$ W hariç hiç bir grupta 5,5 °C'lık eşik değerini

aşmamıştır. CW modunda kullanılan güç arttıkça pulpadaki sıcaklık farkı da artmıştır. Modüle modda ısıma yapılan grupların pulpadaki sıcaklık farkları arasında önemli bir farklılık gözlemlenmemiştir. Sonuç olarak bütün gruplarda polikristalin seramik braketleri sökmek için gereken kuvvet azaltılmıştır. Mine yüzeyleri ve braket tabanları gözlemlendiği zaman adeziv rezinin neredeyse çoğunun (%79,27) mine yüzeyinde kaldığı görülmüştür. Minede herhangi bir mekanik hasar gözlemlenmemiştir. Bu çalışma laser modunun, dalga boyu ve çıkış gücü kadar önemli olduğunu ortaya koymuştur.

Paul J. Feldon ve ark 2010'da diyet laserin polikristalin ve monokristalin seramik braketlerin sökülmesi üzerine etkilerini incelemişlerdir [41]. Çalışmada iki farklı braket cinsine 3 saniye boyunca 2 W/cm^2 ve 5 W/cm^2 güç yoğunluklarında ısıma uygulanmıştır. Evrensel test cihazıyla çekme hızı $0,5 \text{ mm/dk}$ olacak şekilde çekme işlemi yapılmıştır. Monokristalin braketlerin SBS (Shear Bond Strength) değerleri laser uygulanmayan kontrol grubuyla karşılaştırıldığında anlamlı bir fark olduğu görülmüştür ($p<0,05$). Ancak polikristalin braketlerdeki SBS değeri kontrol grubuyla karşılaştırıldığında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Buna ek olarak monokristalin braketlerin kullanıldığı grupta kendi aralarında anlamlı bir fark varken polikristalin braketlerin kullanıldığı grubun kendi aralarında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Çalışmadaki ARI skorları incelendiğinde bütün yapışkanın mine yüzeyinde kaldığı görülmüştür. Ayrıca ısı çiftleriyle ölçülen pulpa odasındaki sıcaklık farkları incelendiğinde monokristalin braketin 5 W gücündeki grup hariç hiç bir grup $5,5 \text{ }^\circ\text{C}$ 'lik eşik değerini geçmemiştir.

M. Oğuz Öztoprak ve ark. 2010'da yaptıkları çalışmalarda yeni bir metod ile ortodontik seramik braketlerin diş minesinden koparılmasını incelemişlerdir [50]. Çalışmada kullandıkları Er:YAG laser ile seramik braket üzerine tarama yaparak ısıma uygulamışlardır. Çalışmada 60 tane sığır dişi iki gruba ayrılmıştır. Polikristalin seramik braketler mine yüzeylerine Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, Calif) adeziv materyaliyle yapıştırılmış ardından 40 sn boyunca ışık ile sertleştirilmiştir. Diğer gruba ise laser uygulaması yapılmamıştır. Çalışmada Er:YAG laserin dalga boyu 2940 nm 'dir. Laser ışıması $4,2 \text{ W}$ gücünde, tarama metoduyla, 9 saniye boyunca uygulanmıştır. Tarama yatay hareketlerle paralel bir şekilde üst kanattan alt kanata kadar uygulanmıştır. Laser atımı uygulandıktan 45 sn sonra çekme testi gerçekleştirilmiştir. Çekme testleri evrensel test cihazı ile MPa cinsinden ölçülmüştür

(Instron, Canton, Mass). Yapılan çalışmada kontrol grubundaki braketin sökölmesi için gereken sökme kuvveti 20,75 MPa iken laser grubunda 9,52 MPa olduğu görölmüştür. Sonuçlar incelendiğinde laser uygulanmış grup ile kontrol grup arasında anlamlı olarak farklı olduğu gözlemlenmiştir ($p<0,001$). çalışmada ayrıca ARI (adhesive remnant index) skorları da incelenmiştir ve sonuçların anlamlı bir farklılığı olduğu görölmüştür. Laser uygulanmış grupta ARI skorları iki kat daha fazla olduğu görölmüş. Bunun ışığında ARI skor ile bağ kuvveti arasında ters orantı olduğu söylenmiştir ($p<0,001$). Bağ kuvveti azaldıkça ARI skoru artmaktadır. Nalbantgil ve ark yaptıkları diğerk bir çalışmada ise Er:YAG laserin farklı güç ve sürelerde tarama metoduyla bağ koparma kuvvetini ve pulpadaki sıcaklık değişimlerini ölçmüşlerdir [51]. Çalışmada kesici sığır dişleri ve insan azı dişleri kullanılmıştır. Er:YAG laser 2940 nm dalga boyunda 4,2 W gücünde 3 sn, 6 sn ve 9 sn uygulanmıştır. Işınımdan 45 saniye sonra 1mm/sn 'lik hızla evrensel test cihazında çekme işlemi yapılmıştır. Çalışma sonucunda laser uygulanmış grup kontrol grubuyla karşılaştırıldığında anlamlı bir fark olduğu ortaya çıkmıştır ($p<0,001$). Kontrol grubundaki ortalama bağ kuvveti 22,76 MPa , 3 saniyede 12,38 MPa, 6 saniyede 0.75 ve 9 saniyede 8,81 MPa'dır. Ayrıca 3 sn ve 9s arasında anlamlı bir fark görölmüştür. Sıcaklık değerleri incelendiğinde 3sn, 6sn, ve 9sn için sırasıyla 25 °C'den 26,27±0.3 °C, 27,79±0,71 °C ve 29,59±0,48 °C değerlere ulaşmışlardır. Sonuç olarak Er:YAG laser üç farklı uygulama süreleri için de etkili olduğu görölmüştür. ARI skorları ise SBS arttıkça, azalmıştır bu sayede daha az mine hasarı oluşmuştur. Sıcaklık değerleri ise 5,5 °C eşik değerini geçmemiştir. Devamında 2014'te yaptıkları çalışmada pulpadaki sıcaklık farkını azaltmak için su ile soğutma işlemi yapmışlardır. Er:YAG laseri 5 W gücünde 9 sn süresince uygulamışlar. Sonuç olarak SBS değerleri karşılaştırıldığında kontrol grubu ile sulu grup ve su uygulanmayan grup arasında anlamlı bir fark olduğu görölmüştür. Kontrol grupta 22,76 MPa, suyla soğutmada 10,46 MPa, suyla soğutulmayan grupta 6,36 MPa olarak ölçölmüştür. Sıcaklık farkı suyla soğutmada 4,59 °C, suyla soğutulmayan grupta ise 2,41 °C olarak ölçölmüştür. Sonuç olarak suyla soğutma işleminde pulpadaki sıcaklık değerini daha güvenli seviyede tutabildiklerini gözlemlemişlerdir [52].

Mohammad Almohaimeed ve ark. 2013 yılında yaptıkları çalışmada 980 nm dalga boyundaki diyot laserin seramik braketlerin mine yüzeyinden sökölmesindeki

etkilerini araştırmışlardır [53]. Çalışmalarında APC II ve APC Plus olmak üzere iki çeşit adeziv rezin kullanmışlardır. İnsan dişlerine yapıştırdıkları polikristalin seramik braketlere 3 W gücünde 3 saniye boyunca ışıma yapılmıştır. 24 saat sonra çekme hızı 0,5 mm/dk olan evrensel test cihazıyla çekme yapılmıştır. Elde edilen sonuçlarda laser uygulanan grubun SBS değeri kontrol gruptan anlamlı olarak daha düşük çıkmıştır ($p<0,001$). APC II için SBS değeri 29,711 MPa, kontrol grubu 13,706 MPa, APC Plus için SBS değeri 33,493 MPa, kontrol grubu ise 16,253 MPa değerindedir. Çalışma sonucunda ARI skoru ile SBS arasında ters orantı olduğu gözlemlenmiştir. SBS azaldıkça ARI skoru artmıştır bu sayede mine yüzeyinde hasar oluşma riski azalmıştır.

Rodrigo Teixeira Macri ve ark. 2014'te yaptıkları çalışmada CO₂ laserin seramik braketlerin sökülmesindeki etkilerini araştırmışlardır [54]. Kullandıkları insan azı dişlerine polikristalin seramik braket yapıştırıp ışıma uygulamışlar ardından pulpa duvarındaki ve braket mine yüzeyi arasındaki sıcaklık değerlerini incelemişlerdir. Dişlerin kök kısımlarını insan ağız ortamını taklit edebilmek için 37 °C'lik suya koyup sabitlemişlerdir. CO₂ laser 5 W, 8 W ve 10 W güçlerinde, atımlı modda 0,01 sn ve 0,03 sn sürelerinde, 3 sn ve 5 sn boyunca ışınlanmıştır. 5 W gücünde 3 sn ve 0,01 ve 0,03 sn'lik atımda, 8 W gücünde 3 sn ve 0,03 sn'lik atımda ve 10 W gücündeki 3 sn ve 0,01 sn'lik atımda, pulpadaki ve kompozitteki sıcaklık farkı güvenli eşik değerlerinin altında çıkmıştır. Yaptıkları bu ön çalışmanın ardından güvenli çıkan değerler ile SBS değerlerini ölçmek için yeni bir çalışma grubu oluşturmuşlardır. 10 W gücündeki 0,01 sn atımlı 3 s süre boyunca uygulanan grupta ortalama sökme kuvveti en düşük değerde çıkmıştır ve diğer gruplardan anlamlı olarak farklı olduğu gözlemlenmiştir ($p<0,05$). Mine yüzeylerindeki ARI skorları incelendiğinde gruplar arasında anlamlı olarak bir fark gözlemlenmemiştir ($p<0,05$). Çoğunlukla oluşan kırıklar ise mine ve kompozit yüzey arasında olduğundan bahsedilmiştir.

gerektirdiği görülmüştür [8]. Bu çalışmada, uygunluğundan ve kullanım yaygınlığından dolayı polikristalin seramik braketler seçilmiştir (G&H, US) (Şekil:3.2, Şekil: 3.3). Yapıştırıcı olarak kimyasal sertleşen Bis-GMA yapıştırıcı seti (3M, Unite Bonding Adhesive Set) kullanılmıştır.



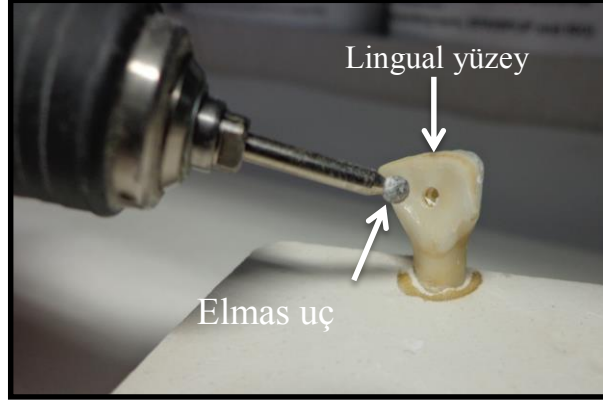
Şekil 3.2 : G&H seramik braket taban yüzeyi dizaynı.



Şekil 3.3 : G&H ortodontik seramik braketler.

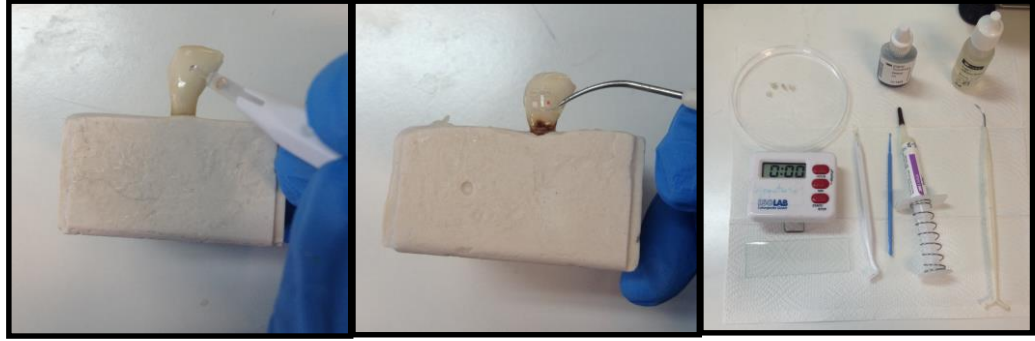
3.3 Numunelerin Hazırlanması ve Yapıştırma Süreci

Temizlenen sıgır dişlerinin kökleri alçı blok kalıplarına yerleştirilmiştir. Braketi sökme esnasında çekme kuvvetinden başka bir kuvvet etkisi oluşmaması için, dişlerin yüzeyleri mümkün olduğunca dikey eksene paralel olacak şekilde pozisyonlanmıştır. Dişlerin lingual yüzeyine elmas uçlarla, ısıl çiftlerin yerleşebileceği 2 mm çapında delikler açılmıştır (Şekil 3.4).



Şekil 3.4 : Pulpadaki sıcaklık değişimi ölçümü için ısıl çiftin yerleştirileceği elmas uç ile açılmış 2 mm çapındaki delik.

Bütün numunelerin, braket yapıştırılacak yüzeyleri süngertaşı ile yaklaşık 15 saniye boyunca temizlenmiş ve suyla yıkanıp kurutulmuştur. Bu sayede yüzeyde oluşan plaklar ve organik tabakalar temizlenmiştir.



Şekil 3.5 : Diş yüzeylerine braket yapıştırılması.

Önceki çalışmalarda (etching) aşındırma süresinin 15 saniye ile 30 saniye arasında önemli bir farklılık olmadığı gözlemlenmiştir [8]. Bunun ışığında bütün diş yüzeyleri 20 saniye boyunca asit jel ile aşındırılmıştır. Elde edilmek istenen görüntü; tebeşirimsi, mat ve beyaz bir yüzeydir. Mine üzerinde matlaşan bölgeye ve braket yüzeyine ince bir katmanla yapıştırma ajanı (sealant) sürülmüştür. Sealantın hemen ardından, braketin yapıştırılacak yüzeyine yapıştırıcı (adhesive) uygulanmıştır. Yapıştırıcı bekletilmeden diş üzerine dikey eksene göre mesio-distal ve incisio-gingival pozisyonda yerleştirilmiştir. Dişin merkezine ve alçı bloğa paralel olacak şekilde konumlandırılmıştır. Yerleştirilen braketin dişin lingual yüzeyinde açılan deliğin tam arkasına gelmesine dikkat edilmiştir. Daha sonra braketin bir noktadan baskı uygulayarak fazla yapıştırıcı braketin etrafından el aletiyle (hand scaler) temizlenmiştir. Braketin etrafında kalan yapıştırıcıların deneye önemli bir etkisi

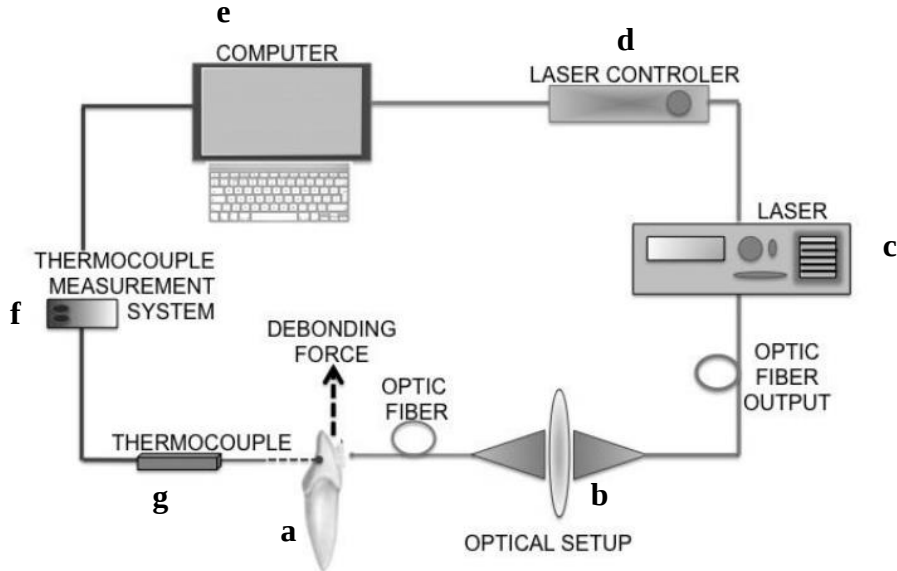
yoktur, fakat in vital durumlarda diş etinin şişmesinden dolayı enflomasyon oluşumunu önlemek amacıyla temizlenmesi önemlidir [37].

Adeziv uygulanmasından sonra örnekler beherlere yerleştirilip içine sodium klorid solusyon koyulmuştur. Polimerizasyon işlemi için % 100 nemli bir ortamda 37 °C lik inkübatörlerde 3 gün bekletilmiştir (Şekil 3.6).



Şekil 3.6 : Örneklerin bekletildiği 37 °C’lik inkübatör.

3.4 Deney Düzeneği



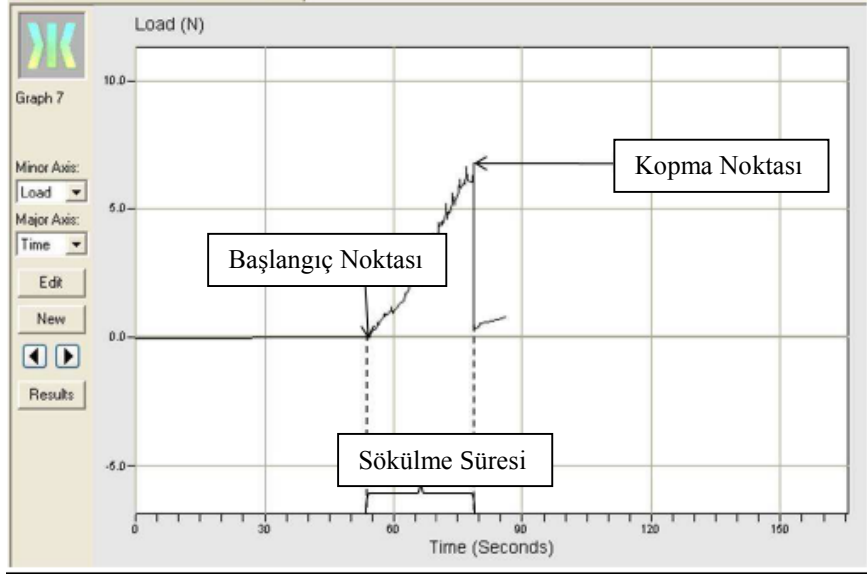
Şekil 3.7 : Deney düzeneği: (a) Evrensel test cihazı (Universal Testing Machine) ve brakete uygulanan kuvvet, (b) Optik sistem (Optical Setup), (c) Laser sistemi, (d) Laser kontrol sistemi (Laser Controller), (e) Bilgisayar (Computer), (f) Sıcaklık ölçme sistemi (Thermocouple Measurement System), (g) Isıl çift (Thermocouple).

Bu çalışmada üç farklı dalgaboylarında laser kullanılmıştır. 980 nm diyot laser, 1470 nm diyot laser ve 1940 nm Thulium Fiber laser. Laser güçlerini ayarlayabilmek için güçmetre kullanılmıştır (Newport, Model 1918-C). Sökme işlemi için evrensel test cihaz kullanılmıştır (Lloyd, LF Plus, UK). SBS ve uygulanan kuvvetler, evrensel test cihazına bağlı bir bilgisayar tarafından kaydedilmiştir. Braketin tabanına çekme kuvveti uygulayabilmek için metal bir plaka kullanılmıştır. Braket, metal plakanın üzerinde bulunan pencereye yerleştirilmiştir. Laser ışıması yapıldığındaki sıcaklık değişimlerini ölçmek için K-tipi ısı çifti kullanılmıştır (OMEGA, OM-CP-0CTTEMP,UK). Elde edilen veriler ısı çifti sistemine bağlı olan bir bilgisayar tarafından okunmuş ve kaydedilmiştir. Şekil 3.7’de şekil düzeneği gösterilmiştir.

3.5 Deney Süreci

37 °C lik inkübatörlerde 3 gün bekletilen sığır dişleri SBS ölçümü için Evrensel Test Cihaz’ına (Lloyd, LF Plus, UK) braketin yerleşebileceği şekilde pencere açılmış çekme plakasına yerleştirilmiş ve sabitlenmiştir. Pulpa odasındaki sıcaklık dağılımının eşit olabilmesi için silikon ısıl macun kullanılmıştır. K-tipindeki ısı çiftlerinin ucu pulpadaki sıcaklığı ölçmek için dişlerin arka tarafında 2 mm çapında açılan deliklere dişin pulpa duvarına değecek şekilde yerleştirilmiştir. Laserin iletildiği fiber ucu fiber tutucu ile brakete olabilecek en yakın şekilde braketin en ince kalınlıkta olduğu merkeze doğru yerleştirilmiştir. Fiberin brakete olan mesafesinin tüm numunelerde aynı olmasına dikkat edilmiştir. Fiber dış kılavuzunun çapı 2 mm ‘dir. Laser ışıması her üç dalga boyu için de sürekli modda (CW) uygulanmıştır. Ön çalışmalar ile polikristalin yapıştırılmış sığır dişleri ısıtılmış ve pulpa odasındaki sıcaklık artışına göre uygulanabilecek uygun güçler ve süreleri belirlenmiştir. Her ışımadan önce güçmetre ile güçler ayarlanmıştır. Uygulanacak güçler ve süreler belirlendikten sonra evrensel test cihaz çekme hızı 1 mm/dk olarak seçilmiştir ve seramik braketlere tabanından tork kuvveti uygulamaya başlatılmıştır.

Uygulanan kuvvete debonding kuvveti denmektedir. Verilerin toplandığı bilgisayarda NEXYGEN programı ile uygulanan kuvvet artışı, kopma noktaları, kopma süresi ölçülmüş ve kaydedilmiştir. Çekme makinası manuel bir şekilde başlatılmış ve kopma sonrasında durdurulmuştur. Çekme süresi kuvvetin başladığı ve kopmanın gerçekleştirildiği aralık olarak alınmıştır (Şekil 3.8).



Şekil 3.8 : Çekme kuvvetinin başlangıç noktası, kopma noktası ve çekme süresi grafiği.

Diğer bir bilgisayar OMEGA programı ile K–tipi ısı çiftleri ile laser ısıtmasının başlamasından bitişine kadar olan süredeki pulpa duvarındaki sıcaklık değerlerini ölçmüş ve kaydetmiştir.

Isıma uygulanıp kopma işlemi gerçekleştirildikten sonra diş mineleri ve braket tabanları stereoskopik mikroskop ile gözlemlenmiştir. Diş minesinde kalan adeziv yani ARI skorları belirlenmiştir. ARI skorları 1’den 3’e kadar ölçeklendirilmiştir: diş yüzeyinde hiç adeziv kalmaması 0, diş yüzeyinde adezivin %50’den az kalması durumunda 1, %50’den fazla olması durumunda ise 3 olarak belirlenmiştir [56].

4. SONUÇ VE ÖNERİLER

4.1 Laserin Uygulanma Şekli

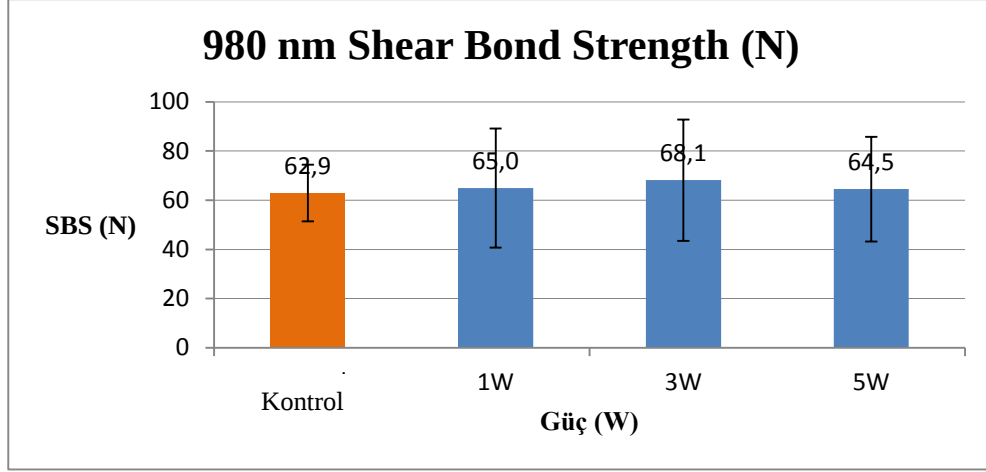
Çizelge 4.1 : Farklı laser sistemleri ile farklı güçteki ve süredeki uygulamalar.

Laser Sistemi	Laser Enerjisi (J)	Gücü (W)	Uygulama Süresi(sn)	Örnek Sayısı
Kontrol grubu	-	-	-	16
980 nm Diyot Laser	15	1	15	12
	15	3	5	12
	15	5	3	12
1470 nm Diyot Laser	5,5	1	5,5	10
	5,5	3	1,8	10
	5,5	5	1,1	10
1940 nm Thulium Fiber Laser	8	1	8	10
	8	2	4	10
	8	3	2,6	10

Çalışma dört ana gruptan oluşmaktadır (Şekil 4.1). Üç farklı dalga boyu için farklı güçlerde ve sürelerde ışımlar yapılmıştır. Uygulama süreleri her bir grubun enerjisini eşit yapabilmek için hesaplanıp seçilmiştir. Yapılan çalışmaları karşılaştırmak için kontrol grubuna laser ışıması uygulanmamıştır. Laser ışıması sürekli modda (CW) şeklinde yapılmıştır. Polikristalin seramik braketlerin taban alanı $10,35 \pm 0,41 \text{ mm}^2$ olarak hesaplanmıştır.

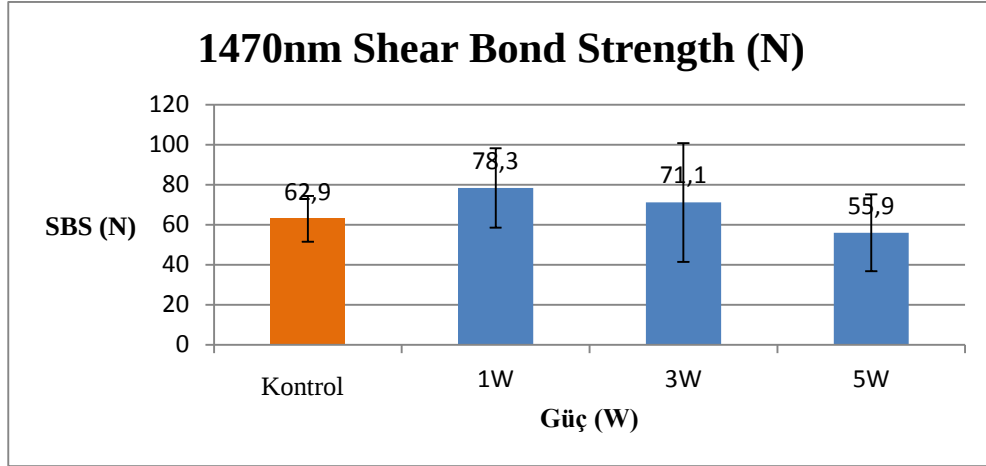
4.2 Kopma Kuvvetleri

Kopma kuvvetleri evrensel test cihazıyla ölçülmüştür. Her bir örnekteki braketin mine yüzeyinden kopma anındaki kuvveti bilgisayar tarafından kaydedilmiştir. Her grup için ortalama ve standart sapmaları hesaplanmıştır. Çekme sonuçlarının grafiği Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4'te gösterilmiştir.



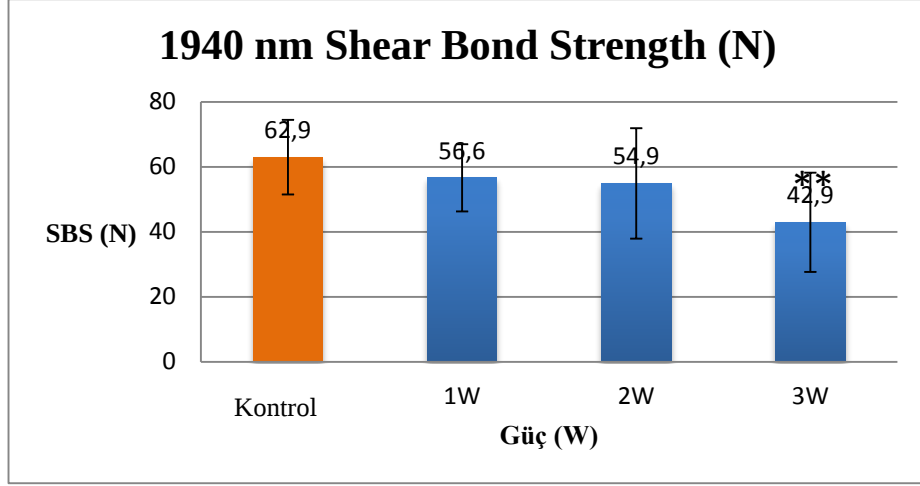
Şekil 4.1 : 980 nm Diyot Laser'e ait SBS değerleri.

980 nm dalga boyunda ışıma yapılan seramik braketlerin kopma anındaki çekme kuvvetleri incelendiğinde, bütün grupların SBS değerleri kontrol grubundan yüksek kuvvetteki değerlere ulaştığı görülmüştür. Gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($p < 0,05$, t-test). Bunun sonucunda 980 nm dalga boyundaki laserin braket sökme işlemi için etkili olmadığı söylenebilir.



Şekil 4.2 : 1470 nm Diyot Laser'e ait SBS değerleri.

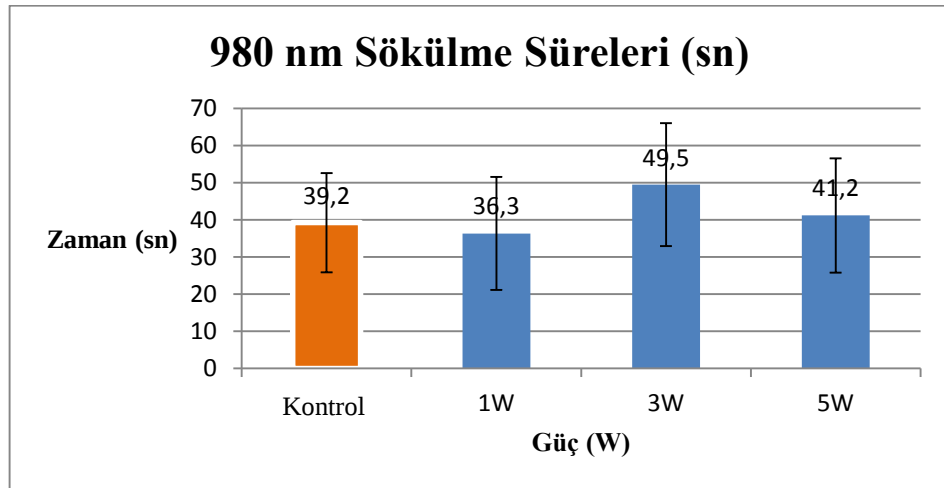
1470 nm dalga boyuyla yapılan çalışmada bir önceki 980 nm dalga boyuyla yapılan çalışma ile benzerlik gösterdiği görülmüştür. 1 W ve 3 W güçlerindeki SBS değerlerinin kontrol grubu ile karşılaştırıldığında daha yüksek bir değere sahip olduğu, 3 W gücündeki grupta ise SBS değerinin kontrol grubuna göre düşük olduğu fakat anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($p < 0,05$, t-test). Sonuç olarak 1470 nm laserin braket sökme işlemi için etkili olmadığı söylenebilir.



Şekil 4.3 : 1940 nm Thulium Fiber Laser’e ait SBS değerleri.

1940 nm dalga boyundaki ışıma ile yapılan çalışmada SBS değerleri kontrol grubu ile karşılaştırıldığında her üç grupta da kuvvetin azaldığı görülmüştür. 3 W gücünde uygulanan grup kontrol grubu ile karşılaştırıldığında aralarında anlamlı bir fark olduğu gözlemlenmiştir ($p < 0,01$, t-test). Ayrıca 1 W ile 3W laser güçleri arasında da anlamlı bir fark gözlemlenmiştir ($p < 0,05$). Güç arttıkça çekme kuvvetinin azaldığı görülmüştür. İncelenen bu değerler ışığında 1940 nm Thulium Fiber Laserin seramik braketlerin sökümünde etkili olduğu sonucuna varılmıştır.

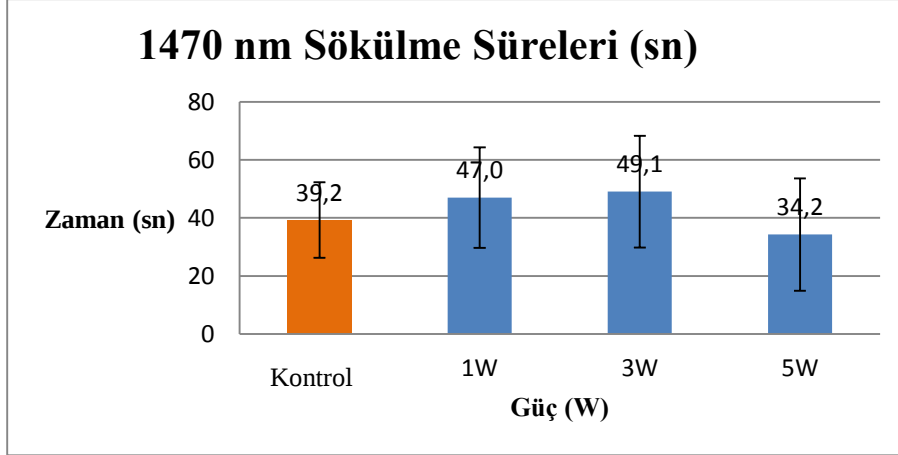
4.3 Kopma Süreleri



Şekil 4.4 : 980 nm Diyot Laser’e ait sökülme süreleri.

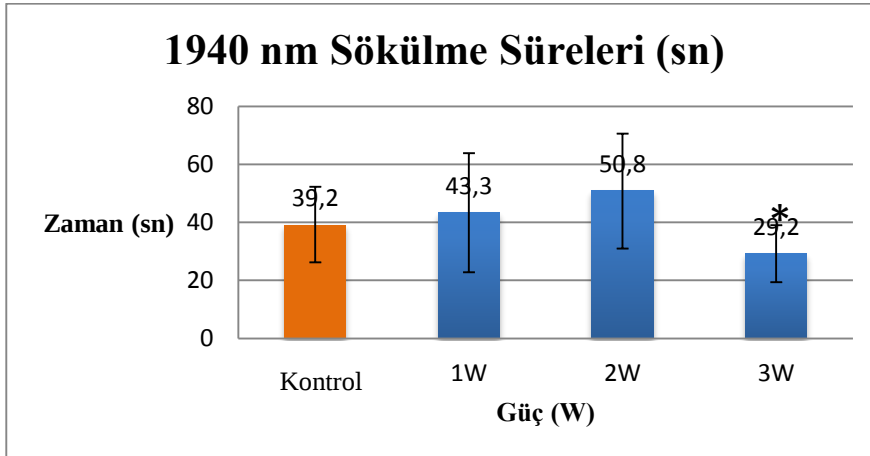
Her bir grup için çekme işlemi başlamasından kopma işlemi gerçekleşene kadar olan süre bilgisayar tarafından ölçülmüş ve kaydedilmiştir (Şekil 4.5, Şekil 4.6, Şekil 4.7). Elde edilen sonuçların ortalaması alınmış ve standart sapmaları hesaplanmıştır. Bu

değerler ışığında laser ışıması uygulanmayan kontrol grubundaki kopma süresi 39,23 sn iken 980 nm dalga boyundaki ışımalarda üç grup için de bu 39,2 sn'den yüksek çıkmıştır. Bu gruptaki kopma süreleri, kontrol grubu ve birbirleriyle karşılaştırma yapıldığında ise hiç bir grup arasında anlamlı bir fark olmadığı gözlemlenmiştir ($p<0,05$).



Şekil 4.5 : 1470 nm Diyot Laser'e ait sökölme süreleri.

1470 nm dalga boyu ile yapılan ışımada en düşük kopma süresinin 5 W değerinde olduğu görülmüştür. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında anlamlı bir fark olmadığı gözlemlenmiştir ($p<0,05$, t-test). Ayrıca 1470 nm dalga boyu kullanılan grupta kuvvetle kopma süreleri arasında doğru orantı olduğu görülmüştür. Kuvvet azaldıkça kopma süreleri kısalmıştır.



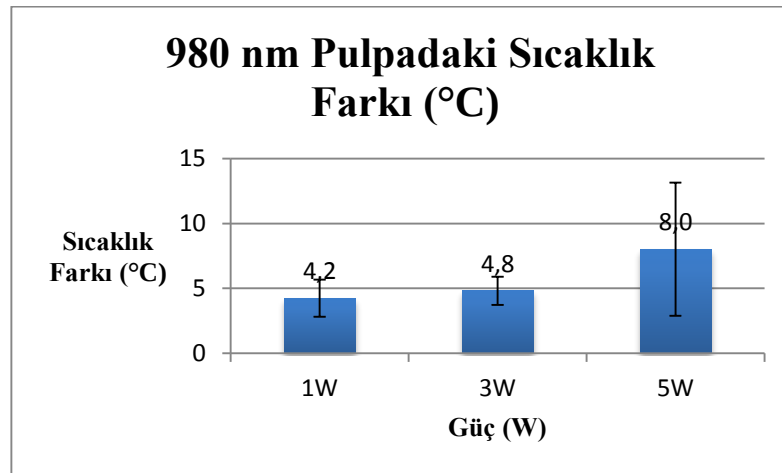
Şekil 4.6 : 1940 nm Thulium Fiber Laser'e ait sökölme süreleri.

1940 nm dalga boyu ile yapılan ışımada 1 W ve 3 W gücündeki grupların kopma süreleri kontrol grubundan yüksek çıkarken. 3 W grubunun ise kontrol grubu ile karşılaştırılmasıyla anlamlı olarak düşük olduğu görülmüştür ($p<0,05$, t-test).

4.4 Pulpadaki Sıcaklık Farkları

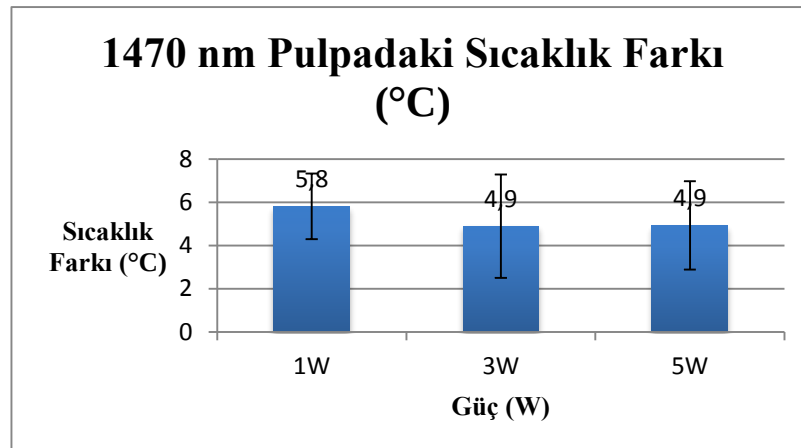
Laser ışıması sırasında pulpa içersindeki sıcaklık farkları ısı çiftler yardımı ile ölçölüp kaydedilmiştir. Önceki yapılan çalışmalarda pulpadaki güvenli eşik değerin 5,5 °C olduğundan bahsedilmiştir. Bunun ışığında çalışmamızda güvenli eşik değer olarak bu değer kabul edilmiştir.

980 nm dalga boyundaki grupta 1 W ve 3 W gücündeki gruplar eşik değerin altında kalırken. 5 W gücündeki grupta bu eşik değerin aşıldığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.8). 980 nm dalga boyu ile yapılan ışımalarda toplam 36 örnekten 10 tanesi 5,5 °C eşik değerini aşmıştır.

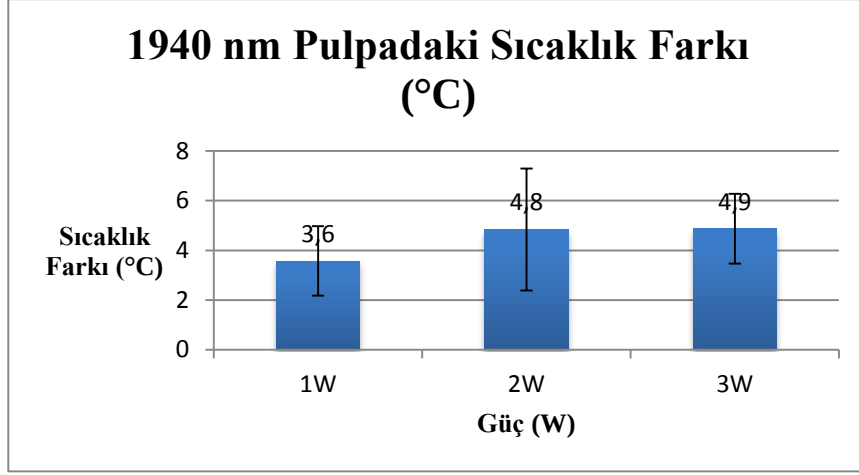


Şekil 4.7 : 980 nm Diyot Laser ile pulpada oluşan sıcaklık farkı grafiği.

1470 nm dalga boyu ile yapılan ışımada pulpadaki sıcaklık farkının yalnızca 1 W değerinde eşik değerini aştığı görülmüştür (Şekil 4.9). Bu gruptaki 30 örnekten 10 tanesinin 5,5 °C eşik değerin üstünde çıktığı görülmüştür.



Şekil 4.8 : 1470 nm Diyot Laser ile pulpada oluşan sıcaklık farkı grafiği.

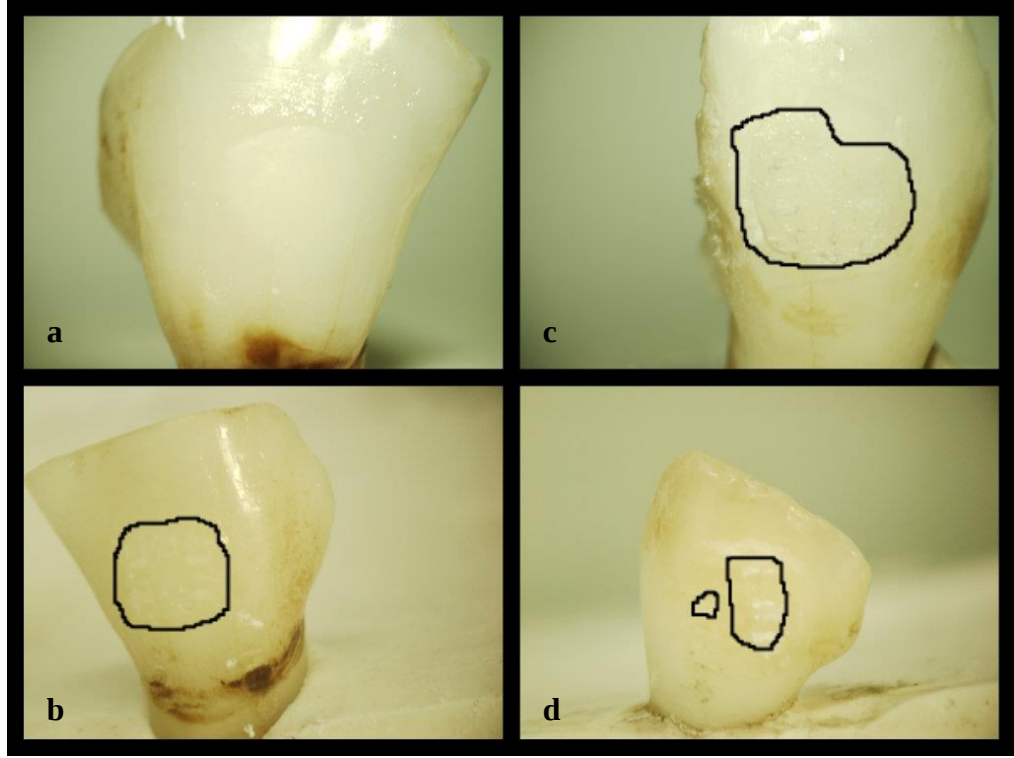


Şekil 4.9 : 1940 nm Thulium Fiber Laser ile pulpada oluşan sıcaklık farkı grafiği.

1940 nm dalga boyunda yapılan ışıma sırasında her üç farklı gruptaki sıcaklık değerlerinin ortalaması alındığında tüm grupların eşik değerinin altında çıktığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.10). Bu grupta 30 tane örnekten 6 tanesinin 5,5 °C'yi aştığı görülmüştür.

4.5 Mine Yüzeyinin ve Braket Yüzeyinin İncelenmesi

İşıma uygulanıp kopma işlemi gerçekleştirildikten sonra diş mineleri ve braket tabanları stereoskopik mikroskop ile gözlemlenmiştir. Diş minesini üzerinde kalan adeziv yani ARI skorları belirlenmiştir (Şekil 4.11). ARI skorları 1'dan 3'e kadar ölçeklendirilmiştir: diş yüzeyinde hiç adeziv kalmaması durumunda 0, diş yüzeyinde adezivin %50'den az kalması durumunda 1, %50'den fazla olması durumunda ise 3 olarak belirlenmiştir. İncelemeler ardından mine yüzeylerinin: kontrol grubu için %87'si , 980 nm için 1 W güçte %83'ü, 3 W güçte %75'i, 5 W güçte %83'ü, 1470 nm için 1 W güçte %60'ı W güçte %30'u, 5 W %80'i, 1940 nm için 1 W güçte %50'si, 2 W güçte %70'i, 3 W güçte % 60'ının temiz olduğu görülmüştür. Yani ARI skorları 0'dır geriye hiç adeziv materyali kalmamıştır. Çalışma sonucunda mine hasarı ve braket kırılması gözlemlenmemiştir.



Şekil 4.10 : (a) ARI skor=0, (b) ARI skor=3, (c) ARI skor=2, (d) ARI skor=1.

Çizelge 4.2 : Ortalama SBS değerleri, güç yoğunlukları, sökölme süreleri ve sıcaklık farkları.

Dalga boyu (nm)	Güç (W)	Güç Yoğunluğu (W/cm ²)	SBS (N)	Debonding Süresi (sn)	Sıcaklık Farkı (°C)
Kontrol	-	-	62,9±11,5	39,2±13,4	-
980	1	0,9x10 ⁻³	65,0±24,2	36,3±15,2	4,2±1,4
980	3	2,9x10 ⁻³	68,1±24,6	49,5±16,5	4,8±1,08
980	5	4,8x10 ⁻³	64,5±21,2	41,2±15,4	8,0±5,1
1470	1	0,9x10 ⁻³	78,4±19,8	47,0±17,4	5,8±1,5
1470	3	2,9x10 ⁻³	71,11±29,7	49,1±19,3	4,9±2,4
1470	5	4,8x10 ⁻³	56,0±19,3	34,3±19,4	4,9±2,0
1940	1	0,9x10 ⁻³	56,6±10,3	43,3±20,5	3,6±1,4
1940	2	1,9x10 ⁻³	54,9±17,0	50,81±19,9	4,8±2,5
1940	3	2,9x10 ⁻³	42,9±15,3 (**)	29,21±9,9 (*)	4,9±1,4

5. TARTIŞMA

Ortodontik seramik braketlerin yüzeyden sökölmesi için bir çok dalga boyunda laserler kullanılmıştır. Bu çalışmalar ışığında yapılan bu çalışmada üç farklı dalga boyunda laser seçilmiş ve karşılaştırılmıştır. Seramik braketlerin günümüzde içeriklerinin ve tasarımlarının sürekli geliştirilmesinden dolayı, braketlerin optik özellikleri de bununla beraber değişmektedir. Bunun sonucunda laserin braket ile etkileşimi eski üretim braketler ile günümüzde üretilen braketlerde daha farklı olabilmektedir. Çalışmaya başlamadan önce ön çalışmalarda aynı markaya ait eski braketlerin, yeni alınan braketlerden daha opak olduğu görölmüştür. Aynı dalgaboyunda yapılan çalışmaların sonucunun birbirinden farklı olmasının sebebi kullanılan adeziv ve braketin farklı olmasıdır. Çalışmaya başlamadan önce çekme aletine yerleştirilecek alüminyum plaka kalınlığının uygulanacak stresi brakete eşit derecede dağıtıp braketin kanadının kırılmaması için, braketin kalınlığından daha büyük seçilmiştir. Çalışmanın sonucunda 980 nm ve 1470 nm dalga boylarındaki ışımların ortodontik seramik braketlerin sökölmesinde etkili olmadığı görölmüştür. Buna karşın 1940 nm dalga boyundaki 3 W gücünde 2,6 sn'lik ışıma uygulandığı takdirde seramik braketin kopması için gereken kuvvet anlamlı olarak azalmış; ayrıca pulpa odasındaki sıcaklık artımı 5,5 °C'lik güvenli eşik değerini aşmamıştır. Çalışmaya başlamadan önce ön sıcaklık deneyleri yapılmış ve uygulanacak laser süreleri belirlenmiştir. Ancak bazı örneklerde güvenli eşik değeri aşılmıştır. Bunun sebebi dişin lingual yüzeyine açılan deliklerin fazla derin olmasından veya bazı sıgır dişlerinin mine kalınlığının ince olmasından dolayı olduğu düşünülmektedir. Lijima ve ark. CO₂ laser ile yaptıkları çalışmada mine yüzeyinin 5 sn'lik ışıma ardından 3 W ve 4 W için yaklaşık 100 °C - 150 °C 5W ve 6W için yaklaşık 200 °C'lik bir sıcaklık farkı oluştuğunu gözlemlemişlerdir [57]. Mine içeriğinde % 4 su içerdiğinden dolayı sıcaklık çok fazla pulpaya iletilmez. Bu yüzden mine kalınlığı, pulpadaki sıcaklık farkı için önemli bir etkidir. Bu sorunu gidermek için soğutma sistemi kullanarak bu çalışma geliştirilebilir. Buna ek olarak çalışmada braketin yüzeyden kopartılması için geçen süreleri hesaplanmıştır ve bu grubun kontrol grubundan anlamlı olarak düşük çıktığı gözlemlenmiştir. Klinik uygulamaları için laser yardımı ile sököl

braketlerin geleneksel yönteme göre daha kısa süre olması önemlidir. Laser enerjisinin adeziv materyalini yumuşattığı ve bu yüzden mine yüzeyinde kalan adeziv miktarının kontrol grubuyla karşılaştırıldığında daha fazla adeziv kalması gerektiğı düşünülmektedir, fakat braket tabanının girintilerinin fazla olmasından dolayı tutunmayı arttırarak braketle birlikte adezivi de uzaklaştırmıştır. Bu yüzden yüzey incelemeleri ardından çoğu grupta geriye kalan adeziv miktarı kontrol grubuna yakın değerlerde çıkmıştır. 1940 nm Thulium Fiber Laser ile 3 W güçte yapılan ışımada örneklerin % 60'ının mine yüzeyinde hiç adeziv kalmamıştır.

KAYNAKLAR

[1] Vij, D. R., Mahesh, K., (2002) *Medical Applications of Lasers*. Kluwer Academic Publishers.

[2] Diş anatomisi

<http://www.aysunigneli.com/agiz_dis_eti_dil_cene_anatomisi1.html
> Erişim Tarihi: 02.04.2015

[3] Dişlerin konumları ve adlandırılmaları

<<http://www.stanfordchildrens.org/en/topic/default?id=anatomy-and-development-of-the-mouth-and-teeth-90-P01872>> Erişim Tarihi: 02.04.2015

[4] Dişlerin bölgeleri ve adlandırılmaları

<<http://www.dentalcare.com/en-US/dental-education/continuing-education/ce421/ce421.aspx?ModuleName=coursecontent&PartID=5&SectionID=-1>> Erişim Tarihi: 02.04.2015

[5] Noort, R. V., (2002). *Introduction to Dental Materials.*, (Sf. 68). Newyork: Mosby

[6] Anusavice, K. J., (2003). *Philips' science of dental materials* (Cilt 11, Sf. 332). St. Louis: Mo: Saunders.

[7] Buonocore, M. A., (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res, 34:849-853.

[8] Sarp, A. S. K., (2009). *Ceramic Bracket Debonding With Infrared Lasers [tez]*. Boğaziçi Üniversitesi.

[9] Rueggeberg, F. A., ve Lockwood, P., (1990). Thermal debracketing of orthodontic resins. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 98:56-65.

[10] Mimura, H., Deguchi, T., Obata, A., Yamagishi, T., Ito, M., (1995). Comparison of different bonding materials for laser debonding. Am J Orthod Dentofacial Orthop, Vol 108:267-73.

[11] Graber, T. M., Vanarsdall, R. L., Vig, K. W. L., (2003). *Orthodontics: current Principles and Techniques*, (Cilt 4) St. Louis: Mo: Saunders.

[12] Huang, T. H., YEN, C. C., Kao C.T., (2004). Metal ion release new and recycled stainless steel brackets. Eur J Orthod, 26:171-7.

[13] Metal braket

<<http://www.delurgioandblom.com/about-braces/types-of-braces/>>
Erişim Tarihi: 02.04.2015

[14] Dobrin, R. J., Kamel, I. L., Musich, D. R., (1975). Am J Orthod, 67:24-33.

- [15] **Russel, J. S.**, (2005) Current products and practice aesthetic orthodontic brackets. *Journal of Orthodontics*, 32(2):146-163.
- [16] **Bishara, S. E., Fehr, D. E.**, (1997). Ceramic brackets: something old, something new, a review. *Semin Orthod* 3:178-188.
- [17] **Swartz, M. L.**, (1988). Ceramic brackets. *JCO* 22(2):82-8.
- [18] **Athanasίου, A. E. ve Papadopoulos M. A.**, (1997). Clinical characteristic and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 112:34-40.
- [19] **Swartz, M. L.**, (1988) A technical bulletin on the issue of bonding and debonding ceramic brackets. *Ormco Glendora (CA)*.
- [20] **Viazis, A. D., Delong, R., Bevis, R. R., Douglas, W. H., Speidel, T. M.**, (1989). Enamel surface abrasion from ceramic orthodontic brackets: a special case report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 96(6):514-8.
- [21] **Douglass, J. B.**, (1989). Enamel wear caused by ceramic brackets (case report). *Am J Orthod*, 95:96-98.
- [22] **Winchester, L. J.**, (1992). Methods of debonding ceramic brackets. *Br J Orthod*, 19:233-7.
- [23] **Lamour, C. J., McCabe, J. F. ve Gordon P. H.**, (1998). Notching of orthodontic bonding resin to facilitate ceramic bracket debond - an ex vivo investigation. *Br J Orthod*, 25:289-91.
- [24] **Thorstenson, G. ve Kusy, R.**, (2003). Influence of stainless steel inserts on the resistance to sliding of esthetic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod*, 73:167-75.
- [25] **Bishara, S. E., Fehr D. E. ve Jakobsen, J. R.**, (1993). A comparative study of the debonding strengths of different ceramic brackets, enamel conditioners, and adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 104:170-9.
- [26] **Bishara, S. E. ve Trulove, T. S.**, (1990). Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study, part ii. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 98:263-73.
- [27] **Olsen, M. E., Bishara, S. E., Boyer, D. B., Jakobsen, J. R.**, (1996). Effect of varying etch times on the bond strength of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 109:403-9.
- [28] **Mundstock, K. S., Sadowsky, P. L., Lacefield, W., Bae, S.**, (1999). An in vitro evaluation of a metal reinforced orthodontic ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 109:403-9.
- [29] **Omana, H. M., Moore, R. N., Bagby, M. D.**, (1992). Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod*, 26:425-32.
- [30] **Zachrisson, B. U.**, (1976). Direct bonding in orthodontic treatment and retention a post-treatment evaluation. *Transactions of the European Orthodontic Society*. 291-301.
- [31] **Vukovich, M. E., Wood, D. P., Daley, T. D.**, (1991). Heat generated by grinding during removal of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 99(6):505-12.

- [32] Strobl, K., Bahns, T. L., William, L., Bishara, S. E., ve Stwalley, W. C., (1992). Laser- aided debonding of orthodontic ceramic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 101(2):152-8.
- [33] Rickabaugh, J. L., Marangoni, R. D., McCaffrey K. K., (1996). Ceramic bracket debonding with the carbon dioxide laser. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 110(4):388-93.
- [34] Mimura, H., Deguchi, T. Obata, A. Yamagishi, T., Ito, M., (1995). Comparison of different bonding materials for laser debonding. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 108(3):267-73.
- [35] Geleneksel braket sökme pensi
<<http://www.orthostock.com/products/Straight-Bracket-Remover-%252d-Angled.html>> Erişim Tarihi: 29.04.2015
- [36] Braket tork pens
<<http://www.ormco.com/products/inspire-ice/debonding.php>> Erişim Tarihi: 29.04.2015
- [37] Storm, E. R., (1990). Debonding ceramic brackets. J Clin Orthod, 24(2):91-4.
- [38] Biyolojik dokunun soğurma katsayılarının grafiği
<<http://omlc.org/classroom/ece532/class3/muaspectra.html>> Erişim Tarihi: 02.05.2015
- [39] Jelinkova, H., Sulc, J., Dostalova, T., Koranda, P., Nemec, M., Hofmanova, P., (2009) Bracket debonding by mid-infrared laser radiation. Laser phys. Lett., 6(3):222-228.
- [40] Zach, L. ve Cohen, G., (1965). Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Path, 19:515-30.
- [41] Feldon, P. J., Murray, P.E., Burch, J. G., Meister, M., Freedman, M. A., (2010). Diode laser debonding of ceramic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 138:458-62.
- [42] Ma, T., Marangoni, R. D., Flint, W., (1997). In vitro comparison of debonding force and intrapulpal temperature changes during ceramic orthodontic bracket removal using a carbon dioxide laser. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 111:203-10.
- [43] Jelinkova, H., Sulc, J., Dostalova, T., Koranda, P., Nemec, M., Hofmanova, P., (2008). Bracket debonding by mid-infrared laser radiation. Laser Phys. Lett., 222-228.
- [44] Tocchio, R. M., Williams, P. T., Mayer, F. J., Sanding, K. G., (1993). Laser debonding of ceramic bracket debonding. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 103:155-62.
- [45] Obata, A., (1995). Effectiveness of carbondioxide laser irradiation on ceramic bracket debonding. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 54:285-95.
- [46] Abdul Kader, H. M., Ibrahim, S., (1999). Heat generated during laser enamel etching and laşe debonding of ceramic brackets: a concomitant dental pulp histopathological changes. Al- Azhar J. Dent. Scien. 2:91-7.

- [47] **Hayakawa, K.**, (2005). Nd:YAG laser for debonding ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 128:638-47.
- [48] **Dostalova, T., Jelinkova, H., Sulc, J., Koranda, P., Nemec, M., Racek, J., Miyagi, M.**, (2008). Laser radiation bracket debonding. 6843:30 New Orleans, USA: SPIE- Laser in Dentistry 14.
- [49] **Sarp, A. S. K.**, (2011). Ceramic bracket debonding with infrared lasers. *Lasers in Medical Science*.
- [50] **Oztoprak, M. O.**, (2010). Debonding of ceramic brackets by a new scanning laser method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 138:195-200.
- [51] **Nalbantgil, D., Oztoprak, M. O., Tozlu, M.**, (2011). Effects of different application durations of Er:YAG laser on intrapulpal temperature change during debonding. *Lasers Med Sci*, 26:735-740.
- [52] **Nalbantgil, D., Tozlu, M., Oztoprak, M. O.**, (2014). Pulpal Thermal Changes following Er:YAG laser debonding of ceramic brackets. *The Scientific World Journal*.
- [53] **Almohaimeed, M., Abd El Halim, S.**, (2013). Diode laser de-bonding of pre-coated ceramic brackets. *Journal of American Science*, 9(5s):177-181.
- [54] **Macri, R. T., Lima, F. A., Bachmann, L., Galo, R., Romano, F. L., Borsatto, M. C., Matsumoto, M. A. N.**, (2014). CO₂ laser as auxiliary in the debonding of ceramic brackets. *Lasers Med*.
- [55] **Oesterle, J. L., Shellart, W. C., Belanger, G. K.**, (1998). The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 114(5):514-9.
- [56] **Artun, J., Bergland, S.**, (1984). Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod*, 85:333-340.
- [57] **Lijima, M., Yasuda, Y., Muguruma, T., Mizoguchi, I.**, (2010). Effects of CO₂ laser debonding of a ceramic bracket on the mechanical properties of enamel. *Angle Orthod*, 80:1029-1035.

ÖZGEÇMİŞ

Ad Soyad : Lerna DEMİRCİ

Doğum Yeri ve Tarihi : Beyoğlu / İstanbul, 21.05.1990

E-Posta : lernadmrc@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

- **Lisans** : 2008, Marmara Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi, Fizik