

T.C

EGE ÜNİVERSİTESİ

**YÜKSEK GÜÇTEKİ LED IŞIK CİHAZININ METAL
BRAKETLERİN BAĞLANMA DAYANIKLILIĞI ÜZERİNE
ETKİLERİNİN IN VITRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

ORTODONTİ ANABİLİM DALI PROGRAMI

UZMANLIK TEZİ

DİŞ HEKİMİ

DERYA BAYKAL ALDİNÇ

DANIŞMAN

PROF. DR. ASLIHAN MEDİHA ERDİNÇ

İZMİR

2018

T.C

EGE ÜNİVERSİTESİ

**YÜKSEK GÜÇTEKİ LED IŞIK CİHAZININ METAL
BRAKETLERİN BAĞLANMA DAYANIKLILIĞI ÜZERİNE
ETKİLERİNİN IN VITRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

ORTODONTİ ANABİLİM DALI PROGRAMI

UZMANLIK TEZİ

DİŞ HEKİMİ

DERYA BAYKAL ALDİNÇ

DANIŞMAN

PROF. DR. ASLIHAN MEDİHA ERDİNÇ

İZMİR

2018

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

(Adı Soyadı)

(İmza)

Başkan
(Danışman) : Prof. Dr. Aslıhan Mediha ERDİNÇ



Üye : Prof. Dr. Banu DİNÇER



Üye : Prof. Dr. Törün ÖZER



Uzmanlık tezinin kabul edildiği tarih: 05.02.2018..

ÖNSÖZ

Ortodonti eğitimim boyunca bana büyük emeği geçen ve her konuda yol gösterici olan, değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Aslıhan Mediha Erdiñ'e,

Her anlamda, öğretici davranan ve bilgilerini bizden esirgemeyen Ege Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine,

Uzmanlık tezimin tamamlanması sürecinde tez izleme komitesinde bulunan ve değerli fikirleri ile bana yol gösteren Prof. Dr. Gülnaz Marşan'a ve Prof. Dr. Banu Dinçer'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca hep yanımda olan, yardım ve desteklerini esirgemeyen tüm değerli asistan arkadaşlarıma ve anabilim dalımızın çalışanlarına,

İstatistiksel analizleri değerlendiren E.Ü. Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı'ndan Ar. Gör. Hatice ULUER'e,

Hayatımdaki her türlü yardım ve desteklerinden dolayı değerli hocam Doç. Dr. Oya Türkoğlu'na,

Son olarak bu zorlu yolda bana güç veren eşime ve her konuda desteğini arkamda hissettiğim canım annem, babam ve abime teşekkür ederim.

İZMİR, 2018

Dt. Derya BAYKAL ALDİNÇ

ÖZET

YÜKSEK GÜÇTEKİ LED IŞIK CİHAZININ METAL BRAKETLERİN BAĞLANMA DAYANIKLILIĞI ÜZERİNE ETKİLERİNİN *IN VITRO* OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: *In vitro* olarak yapılan bu çalışmadaki amacımız, metal braketlerin ortodontik tedavi amacıyla çekilmiş olan premolar dişlere yapıştırılması sırasında kullanılan LED ışık cihazının farklı yoğunluk modu ve sürelerde kullanımının, bağlanma dayanıklılığı üzerine etkilerinin sıyırma testi ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir.

Gereç-Yöntem: Çalışmada 2017-2018 yıllarında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Cerrahi Anabilim Dalı'nda ortodontik tedavi amacıyla çekilmiş 75 adet maksiller premolar diş kullanıldı. Dişler standart şekilde hazırlanan akrilik bloklara bukkal yüzeyleri açıkta kalacak şekilde gömüldü ve örnekler üç gruba ayrıldı (n=25). Braketlerin dişlere yapıştırılmasında kullanılan LED ışık cihazı, 1. gruptaki örneklere standart güç modunda (1000 mW/cm²) 20 sn süre ile, 2. gruptaki örneklere yüksek güç modunda (1400 mW/cm²) 8 sn süre ile, 3. gruptaki örneklere ekstra yüksek güç modunda (3200 mW/cm²) 6 sn süre ile uygulandı. Daha sonra örnekler 24 saat 37 °C suda bekletildi ve termal siklus uygulandı. Universal test cihazı (Shimadzu Autograph, AGS-J 5 kN, Shimadzu Corporation, Tokyo, Japonya) ile sıyırma dayanıklılığı testi uygulandı. Diş ve braket yüzeyleri, stereo mikroskop (X16 magnifikasyon) ile incelenerek «Adeziv Artık İndeksi» ne göre diş yüzeyinde kalan adeziv miktarı skorlandı. Gruplar arasında bağlanma direnci açısından belirgin fark olup olmadığı tek yönlü varyans analizi (One way ANOVA) ile test edilerek; gruplar arasında bağlanma dayanıklılığı açısından belirgin fark olduğunda hangi grubun farklı olduğu Bonferonni testi ile belirlendi.

Bulgular: Gruplar arasındaki istatistiksel değerlendirme sonucunda 1.grup (14.06 ± 1.73) ile 2.grup (19.07 ± 2.54) ve 1.grup (14.06 ± 1.73) ile

3.grup (18.01 ± 3.10) arasında bağlanma dayanımları açısından anlamlı fark bulunurken ($p < 0.001$), 2.grup (19.07 ± 2.54) ile 3.grup (18.01 ± 3.10) arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0.05$). Gruplar arasında ARI skorlarında anlamlı fark bulunmadı ($p > 0.05$). Gruplar arası en fazla skor 1 (%45.3) gözlemlendi.

Sonuç: Yüksek güçte LED ışık kaynaklarının üç farklı yoğunluk modu ve sürelerde kullanımının braketlerin bağlanma dayanıklılığı üzerinde benzer etkileri gözlemlendi. Her ne kadar 1000 mW/cm^2 yoğunlukta 20 sn kullanımı sonrası sağlanan bağlanma dayanıklılığı değeri diğer gruplardan düşük bulunmuş olsa da, literatürde 6 MPa ve üzerindeki bağlanma dayanıklılığının yeterli olduğu bildirildiği için bu farkın klinik olarak bir önemi bulunmamaktadır. Sonuç olarak; yüksek güçte LED ışık kaynaklarının “Ekstra Yüksek Güç Modu”nda 6 saniye kullanılması ile daha kısa sürede etkin bir polimerizasyon gerçekleştiği ve hasta başında geçirilen sürenin azalması nedeniyle iş gücü ve zaman tasarrufu sağladığı düşünülmektedir.

Anahtar kelimeler: LED; polimerizasyon; ışıkla polimerizasyon cihazları; bağlanma dayanımı; ortodontik braket; adeziv.

ABSTRACT

EVALUATION OF THE EFFECTS OF HIGH POWER LED ON SHEAR BOND STRENGTH OF METAL BRACKETS AS *IN VITRO*

Aim: Our aim in this study is the comparative evaluation of bond strength after bonding of metal brackets to extracted premolar teeth with LED curing lights in different intensity modes and duration.

Materials-Methods: In this study, 75 extracted premolars which was extracted for orthodontic reasons in the Surgery Department of Dentistry Faculty of Ege University in 2017-2018 were divided into 3 groups (n=25). The teeth were embedded in acrylic blocks prepared in standard form, with the buccal surfaces exposed, and the specimens were divided into three groups having metallic brackets that were bonded using Transbond XT (3M-Unitek) and cured for 6 seconds-standard mode (1000 mW/cm²) (Group 1) or 8 seconds-high power mode (1400 mW/cm²) (Group 2) or 20 seconds-extra power mode (3200 mW/cm²) (Group 3) using “high power” LED curing light (OrthoValo, Ultradent). Then, the samples were stored in distilled water for 24 hours at 37°C, thermocycled and then debonded using an Universal Testing Machine (Shimadzu Autograph, AGS-J 5 kN, Shimadzu Corporation, Tokyo, Japonya). Bond failure was evaluated under stereomicroscopy (X16 magnification) using the adhesive remnant index (ARI). One-way analysis of variance (One way ANOVA) was performed to determine whether there was a significant difference in shear bond strengths between the groups. The Bonferonni test was used to determine which group was different when there was a significant difference in bonding strength between the groups.

Results: As a result of the statistical evaluation between the groups, there was a significant difference in the bonding strength between group 1 (14.06±1.73) and group 2 (19.07±2.54), and group 1 (14.06±1.73) and group 3 (18.01±3.10). There was no statistically significant difference between group 2

(19.07±2.54) and group 3 (18.01±3.10) ($p < 0.001$). There was no significant difference between groups in terms of ARI scores ($p > 0.05$). The highest score among the groups was 1 (45.3%).

Conclusions: Similar effects were observed on the bond strength of the brackets for three different intensity modes and duration of high power LED curing lights. Although the value of the bond strength achieved after 20 seconds at a density of $1000 \text{ mW} / \text{cm}^2$ was found to be lower than the other groups, there is no clinically significant difference since the literature shows that the bond strength at 6 MPa and above is sufficient. As a result; it is believed that using high power LED light sources for 6 seconds in "Extra High Power Mode" enables effective polymerization in a shorter time and saves work power and time because of decrease in the amount of labor spent at the patient.

Key Words: LED; polymerization; light curing unit; bond strength; orthodontic bracket; adesiv.

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	III
ÖZET	IV
ABSTRACT	VI
EVALUATION OF THE EFFECTS OF HIGH POWER LED ON SHEAR BOND STRENGTH OF METAL BRACKETS AS IN VITRO	VI
İÇİNDEKİLER	VIII
TABLolar DİZİNİ	X
GRAFİKLER DİZİNİ	XI
RESİMLER DİZİNİ	XII
SİMGELER VE KISALTMALAR	XIII
1 GİRİŞ	1
2 GENEL BİLGİLER	4
2.1 Polimerizasyon	4
2.2 Polimerizasyonun Derecesi	6
2.3 Polimerizasyonu Etkileyen Faktörler	7
2.4 Polimerizasyon Tipleri	10
2.4.1 Kimyasal Polimerizasyon.....	10
2.4.2 Işık ile Polimerizasyon.....	11
2.4.3 Hem Kimyasal Hem Görünür Işıkla Polimerizasyon.....	12
2.5 Görülebilir Işık Cihazları	13
2.5.1 Lazer Cihazları.....	13
2.5.2 Kuartz tungsten halojen ışık cihazları (QTH).....	15
2.5.3 Light emitting diode (LED).....	17
2.5.4 Plazma ışık cihazları (PAC).....	19
3 GEREÇ VE YÖNTEM	23

3.1	Sıyırma Kuvveti Testi ile İlgili Gereçler.....	23
3.1.1	Çalışmada Kullanılan Dişler.....	23
3.1.2	Çalışmada Kullanılan Braketler.....	24
3.1.3	Bonding Materyali.....	24
3.1.4	Işık Cihazı.....	25
3.1.5	Termal Siklus.....	27
3.1.6	Universal Test Cihazı.....	28
3.1.7	Stereo Mikroskop.....	31
3.2	Sıyırma Kuvveti ile İlgili Yöntem.....	32
3.2.1	Dişlerin saklanma koşulları.....	32
3.2.2	Dişlerin Hazırlanması.....	32
3.2.3	Braketlerin Dişlere Yapıştırılması.....	33
3.2.4	Termal Siklus Uygulanması.....	37
3.2.5	Sıyırma Testinin Uygulanması.....	38
3.2.6	Mine Örneklerin Stereo Mikroskop İle İncelenmesi.....	39
3.2.7	Mine Yüzeyindeki Artık Yapıştırıcı Skorlamasının Yapılması.....	40
3.3	İstatistiksel Değerlendirme.....	42
4	BULGULAR.....	43
4.1	Sıyırma Testi ile İlgili Bulgular.....	43
4.2	Kopma Bölgeleri İle İlgili Bulgular.....	46
5	TARTIŞMA.....	48
6	SONUÇLAR.....	60
	KAYNAKLAR.....	61
	EKLER.....	81
	ÖZGEÇMİŞ.....	83

TABLÖLAR DİZİNİ

TABLO 3.1 YÜKSEK GÜÇTE LED (VALO, ULTRADENT PRODUCTS INC.USA) ÖNERİLEN İŞİNLAMA ZAMANLARI	27
TABLO 4.1 SIYIRMA DENEYLERİ SONUÇLARI VE ARTIK YAPIŞTIRICI İNDEKSİ (ARI) SKORLARI	44
TABLO 4.2 GRUP İÇİ TANIMLAYICI İSTATİSTİK SONUÇLARI (N=25)	45
TABLO 4.3 GRUPLAR ARASI BONFERONNİ TEST SONUÇLARI (N=25)	46
TABLO 4.4 ARI SKORLARININ DAĞILIM SIKLIĞI	47



GRAFİKLER DİZİNİ

GRAFİK 4.1 GRUP ORTALAMALARI VE STANDART SAPMA DEĞERLERİ	45
GRAFİK 4.2 ARI SKORLARININ DAĞILIMI	47



RESİMLER DİZİNİ

RESİM 2.1 METİL METAKRİLAT POLİMERİZASYONU (35)	6
RESİM 2.2 ELEKTROMANYETİK SPEKTRUM VE DALGA BOYU (59)	8
RESİM 3.1 ÇALIŞMADA KULLANILAN METAL BRAKETLER VE ADEZİV SETİ	25
RESİM 3.2 BRAKETLERİN YAPIŞTIRILMASINDA KULLANILAN IŞIK CİHAZI	26
RESİM 3.3 TERMAL SIKLUS CİHAZ	28
RESİM 3.4 AGS-J 5 KN SHİMAZU AUTOGRAPH UNİVERSAL TEST CİHAZI	30
RESİM 3.5 LEİCA S8AP0 MODEL STEREO MİKROSKOP	31
RESİM 3.6 İÇERİSİNDE %0.1'LİK TİMOL SOLÜSYONU OLAN AMBER RENGİ CAM ŞİŞELERDE BEKLETİLEN DİŞLER	32
RESİM 3.7 MİNE YÜZEYİNİN ASİTLENMESİ	34
RESİM 3.8 STANDART 300GR AĞIRLIĞINDA KUVVET UYGULAYAN ALÜMİNYUM DÜZENEK	35
RESİM 3.9 AKRİL BLOKLARIN DÜZENЕКTE BELİRLENEN ALAN İÇERİSİNE YERLEŞTİRİLMESİ VE IŞIK CİHAZININ UCU BELİRLENEN REFERANS NOKTASINDA 45 DERECELİK AÇI İLE MEZİALDEN VE DİSTALDEN OLACAK ŞEKİLDE IŞINLAMA İŞLEMİNİN UYGULANMASI	36
RESİM 3.10 BRAKETLERE LİGATÜRE EDİLMİŞ 0.021"X0.025" LİK ÇELİK ARK TELLERİ VE HAZILANAN AKRİL BLOKLAR	37
RESİM 3.11 5°C İLE 55°C SICAKLIKTAKİ SU BANYOLARINDA GERÇEKLEŞTİRİLEN TERMAL STRES UYGULAMASI	38
RESİM 3.12 ÖRNEKLERİN TEST CİHAZINDA BIÇAĞININ UCU BRAKETİN TABANINA PARALEL VE TEK NOKTADAN BASACAK ŞEKİLDE KONUMLANDIRILMASI	39
RESİM 3.13 ÖRNEKLERİN LEİCA S8AP0 MODEL STEREO MİKROSKOP ALTINDA İNCELEMESİ VE GÖRÜNTÜ ALINMASI	40
RESİM 3.14 ARI SKORU 1 VE ARI SKORU 2 OLAN DİŞ YÜZEYİ GÖRÜNTÜSÜ	41
RESİM 3.15 ARI SKORU 3 VE ARI SKORU 4 OLAN DİŞ YÜZEYİ GÖRÜNTÜSÜ	41
RESİM 3.16 ARI SKORU 5 OLAN DİŞ YÜZEYİ GÖRÜNTÜSÜ	41

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

nm: nanometre

mW: miliwatt

mW/cm²: miliwatt/santimetrekare

mm: milimetre

mm/dk: milimetre/dakika

devir/dk: devir/dakika

sn: saniye

dk: dakika

V: volt

°C: santigrad derece

MPa: Megapascal

Bis-GMA: Bisfenol A glisidilmetakrilat

Bis-eMA: Bisfenol A bis (2-hidroksietil eter) dilmetakrilat

QTH: Quartz Tungsten Halojen

LED: Light Emitting Diode

PAC: Plazma Ark Cihazı

Valo SG: Valo Standart Güç

Valo YG: Valo Yüksek Güç

Valo EYG: Valo Ekstra Yüksek Güç

ARI: Adhesive Remnant Index

1 GİRİŞ

Günümüzde estetik gereksinimlerin artışı ortodontik tedavi talebini de arttırmaktadır. Dişlerin düzgün sıralanması için uygulanan hareketli aygıtlardan, sabit aygıtlara geçiş ortodonti tarihinin önemli aşamalarından biridir. Sabit aygıtların birer elemanı olan braketler ve tüpler başlangıçta dişler üzerine bantlar aracılığı ile yapıştırılmış olup; daha sonraları bu bantların yerini, dişlere doğrudan yapıştırılan braketler almıştır (1). Sabit tedavide kullanılan braketlerin diş yapıştırılması ve diş ile braket arasındaki bağlantının güçlü olması, ortodontik tedavinin başarısını etkileyen faktörlerden biridir. Sabit apareyler ile etkin bir tedavi; mine yüzeyi ile braket arasında yeterli bağlantının olması sayesinde sağlanır. Bağlanmadaki başarısızlık, tedavinin başarısını azaltmakta, tedavi süresini ve maliyetini arttırmakta ve hastayı rahatsız etmektedir (2). Bu nedenle diş-braket arasındaki bağlantıyı inceleyen çok sayıda çalışma mevcut olup; çalışmalar, genellikle kullanılan adeziv sistemler ve bunların uygulama yöntemleri üzerinde yoğunlaşmıştır (3–8).

Sabit ortodontik tedavide rutin bir yöntem olan “total etch tekniği” ile braket ve ataşmanların yapıştırılması ilk defa 1955 yılında Buonocore tarafından uygulanmış olup, mine yüzeyine 30 sn %85’lik ortofosforik asit uygulanması sonrası akrilik rezinlerin mineye olan bağlanma kuvvetinin arttığı gösterilmiştir (9). 1965 yılında Newman ortodontik kuvvetlere dayanıklı olan epoksi rezin sistemi ile ortodontik ataşmanların diş yüzeyine direkt yapıştırılabildiğini göstermiştir (10). 1970’li yılların sonunda ışıkla sertleşen rezin materyaller geliştirilmiştir (11). Braketlerin yapıştırılması sırasında sağladığı uzun çalışma zamanı, tek pat halinde uygulanabilmesi, daha doğru braket pozisyonlandırmaya olanak sağlaması, azalmış kontaminasyon riski, fazlalık materyalin kolayca uzaklaştırılabilmesi, ortodontik ark telinin hemen yerleştirilebilmesi gibi avantajları bakımından ışıkla sertleşen kompozit rezinler kimyasal sertleşen rezin materyallere kıyasla ortodonti alanında genişçe kabul görmüştür (12,13).

İlk olarak 10-400 nm dalga boyunda insan gözünün algılayamadığı ultraviyole ışık ile sertleşen rezinler geliştirilmiştir. Ancak; uzun ışınlama süresi gerektirmesi, sadece şeffaf plastik braketler için uygun olması, deri kanseri ve göz yaralanmaları gibi yan etkileri nedeniyle yerlerini kısa sürede görülebilir ışıkla sertleşen rezinlere bırakmasına sebep olmuştur (14).

1979 yılında Douglas ve arkadaşları 400-750 nm dalga boyu aralığındaki görülebilir mavi ışıkla sertleşen rezin sistemi fikrini ortaya koymuştur. Ortodontik braketlemede görülebilir ışıkla sertleşen rezinlerin kullanımı, ilk defa Tavas ve Watts tarafından yapılan *in vitro* çalışmada önerilmiştir (15).

Polimerizasyon başarısını etkileyen önemli bir etken, kullanılan ışık cihazının etkinliğidir. Günümüzde; Quartz Tungsten Halojen Işık Kaynakları (QTH), Işık Yayan Diyotlar (LED), Lazer Cihazları ve Plazma Ark Cihazları (PAC) olmak üzere 4 farklı polimerizasyon sistemi diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Ortodonti pratiğinde geleneksel QTH'ler, LED' ler ve plazma arklar yaygın olarak kullanılmakta olup; lazerler ise maliyetleri ve teknik eğitim gerektirmesi nedeniyle rutin uygulamada henüz yer bulamamışlardır (16).

Uzun bir süre geleneksel halojen ışıkla sertleştirme ünitesi tarafından üretilen mavi ışık, ortodontik yapıştırıcıların polimerize edilmesi için en popüler yöntem olmuştur. Ancak cihazın filtresinin zamanla bozulması sonucunda azalmış yoğunlukta geniş spektrumlu ışık elde edilmesi ve bunun sonucunda ışınlama süresinin uzaması gibi yetersizlikleri tespit edilmiştir. (17,18).

Halojen ışık kaynaklarının eksikliklerine çözüm geliştirmek için belirli dalga boyunda yoğun ışık üreten ve düşük voltaj kullanan LED ışık cihazları piyasaya sunulmuştur. LED ışık cihazlarının daha yüksek güç çıkışları sebebiyle daha kısa sürede daha iyi performans sergilediği gösterilmiştir (16). Daha sonra enerji spektrumu halojen ve LED ışık kaynaklarından çok daha

geniş, ultraviyole, görünür ve kızılötesi ışık içeren PAC ışık kaynakları üretilmiştir. PAC ışık cihazları ile her ne kadar çok yüksek seviyelerde enerji oluşturarak çok kısa sürelerde polimerizasyon sağlanması hedeflenmişse de, bu ışık kaynaklarında büyük miktarda elektromanyetik enerji açığa çıktığı için daha fazla filtrasyona ihtiyaç duyulduğu ve yüksek enerji çıkışı nedeniyle intrapulpal ısı artışına sebep oldukları gösterilmiştir (19,20).

Işınlama süresi kadar ışık kaynağının gücü ile de yakından ilişkili olan polimerizasyon kapasitesi; kullanılan ışık kaynağının tipinden bağımsız olarak materyali polimerize edebilme yeterliliğine sahip olmalıdır. Rezin materyalin yeterli polimerizasyonu sağlandığında daha yüksek bağlanma dayanıklılığına sahip olduğu görülecektir (8).

Birçok çalışmada, araştırmacılar braket yapıştırılması için kullanılan sistemlerdeki bağlanma dayanıklılığını değerlendirmek için sıyırma testi kullanmışlardır (12,21–24).

Son zamanlarda, braket yapıştırılması için yeni nesil LED ışık cihazları piyasada görülmeye başlamıştır (25). Bu cihazlar ile yüksek yoğunluklu ışık dalgalarına sahip olmaları nedeniyle 3 saniye içinde adeziv materyalini sertleştirilebildiği iddia edilmektedir. Bu ışınlama tekniğine ilişkin literatürde çok az çalışma mevcuttur. Metal braketlerin, yüksek güçte LED ışık cihazları ile farklı polimerizasyon prosedürleri sonrasında bağlanma dayanıklılıklarını birlikte değerlendiren ve karşılaştıran standardizasyonun sağlandığı çalışma bulunmamaktadır.

In vitro olarak yapılan bu çalışmada, metal braketlerin ortodontik amaçla çekilmiş olan premolar dişlere yapıştırılması sırasında kullanılan LED ışık cihazının farklı yoğunluk modu ve sürelerde kullanımının, bağlanma dayanıklılığı üzerine etkilerinin sıyırma testi ile karşılaştırılması amaçlanmıştır.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 Polimerizasyon

Kimyasal olarak aynı yapıya ve reaksiyon aktivitesine sahip basit moleküllere monomer denir. Çok sayıda monomerin bir araya gelerek bir seri kimyasal reaksiyonla birleşip makromolekül oluşturması sürecine polimerizasyon, oluşan büyük moleküllü maddelere polimer denir (26–29).

Polimerler, diş hekimliği alanlarının çoğunda önemli bir role sahiptir. Kendine özgü özellikleri, diğer materyal türleriyle mümkün olmayan çeşitli klinik uygulamalara olanak tanır (30).

Polimerizasyon süreci birbirini izleyen aktivasyon, başlama, ilerleme, bitiş olmak üzere 4 safhadan oluşur (26–30) (Resim 2.1).

Aktivasyon Safhası:

Polimerizasyon süreci; doymamış, tek elektrona sahip reaktif moleküller olan serbest radikallerin üretimi ile başlamaktadır (30). Başlatıcı moleküllerin ısı, kimyasal ajan veya ışık (ultraviyole ya da görünür ışık) gibi çeşitli aktivatörler ile parçalanması sonucunda serbest radikaller meydana gelir (26,30). Işık ile polimerize olan rezinlerde aktivatör olarak ultraviyole veya görünür ışık kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde uygulanan materyallerde en sık kullanılan ışık emici bileşik kamforokinondur (20,31–34). Uygun dalga boyu ve şiddetteki elektromanyetik enerji kamforokinonu aktive eder. Molekülün aminle bir araya gelmesi sonucunda elektron transferi olur. Böylece dış yüzeyinde tek bir elektron içeren ve başka bir bileşenle kovalent bağ yapma eğiliminde olan serbest radikal oluşur (20,26,30).

Başlama Safhası:

Aktivasyon sonucu oluşan serbest radikallerin monomerler ile reaksiyona girmesi ile polimerizasyon süreci başlar. Serbest radikaller mevcut monomer moleküllerinin çift bağlarına saldırır ve reaktif gruplar oluşur (26,30).

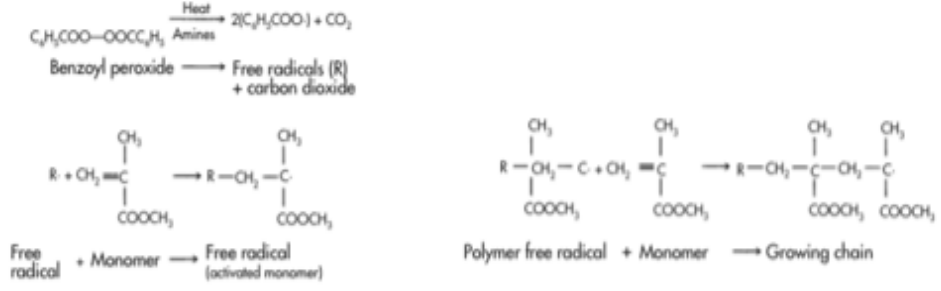
İlerleme Safhası:

Oluşan reaktif gruplar mevcut başka monomerlerin çift bağlarına saldırarak tekrar yeni bir reaktif grup oluşturur ve bu şekilde bütün moleküller birbirlerine bağlanarak zincirleme reaksiyonlar devam eder. Bu aşama devam ettikçe zincirin uzunluğu artar (30).

Bitiş Safhası:

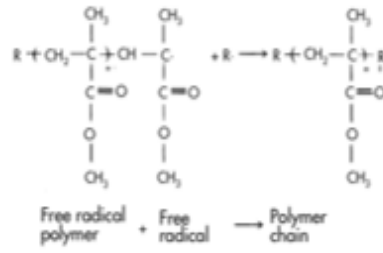
Monomer molekülleri bitinceye kadar ilerleme safhası devam eder. Ancak bazı durumlarda polimer zincirinin sonlanmasına yol açan reaksiyonlar meydana gelebilir (26,29). Örneğin; hidrokinonlar serbest radikallerle reaksiyona girer ve başlama safhasında reaksiyona girebilecek serbest radikal oranını düşürürler. Bu nedenle monomerlerin raf ömrünü arttırmak için içerisine az miktarda hidrokinon eklenebilir (30).

Tüm bu safhalar sonucunda elde edilen polimerin moleküler ağırlığı, çapraz bağları ve zincir dallanması fiziksel özelliklerini oldukça fazla etkiler (26).



Aktivasyon ve Başlama Safhası

İlerleme Safhası



Bitiş Safhası

Resim 2.1 Metil Metakrilat Polimerizasyonu (35)

2.2 Polimerizasyonun Derecesi

Polimerizasyonu süresince monomerlerin polimere dönüşüm miktarına polimerizasyon derecesi denir. Kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesinin yüksek olması istenilen bir özelliktir (35).

Yüksek enerji artmış foton sayısı demek olup, bu da aminle reaksiyona giren kamforokinon oranını ve serbest radikal oluşumunu arttıracaktır. Bu yüzden polimerizasyon derecesini arttırmak için ışık şiddeti artırılmalıdır (33).

Polimerizasyon derecesinin yüksek olması artık monomer miktarının azalması anlamına gelmektedir. Bu da kompozit rezinin artmış fiziksel özelliklere sahip olduğunu gösterir (33). Yüksek polimerizasyon derecesine sahip iken düşük miktarda büzülme gösteren kompozit rezin ideal olandır (35).

Polimerizasyonun tam sağlanamaması, toksik monomerlerin oluşmasına sebep olur. Bu durum da; pulpa dokularda olumsuz etkiye, kenar sızıntısına, renklenmeye, aşınmaya, postoperatif hassasiyete ve sekonder çürüğe yol açabilmektedir (36,37).

2.3 Polimerizasyonu Etkileyen Faktörler

Işık Gücü:

Işık cihazının birim zamanda yaydığı toplam enerji miktarıdır. Birimi mW (miliwatt) olarak ifade edilir (27,38).

Işık Şiddeti:

Işık uygulanan birim alana düşen ışık gücüdür. Birimi mW/cm² olarak kullanılır. Işık kaynakları için önemli bir özelliktir (39).

Işık kaynağının gücünü, uygulama ucu alanına oranlanarak hesaplaması yapılır. Optimal bir kompozit rezin polimerizasyonun minimum 400 mW/cm² ışık yoğunluğunda sağlandığı gösterilmiştir. Işık şiddetini artırmak için; ya cihazın gücü artırılması gerekir veya uygulama ucunun çapı küçültülmelidir (40,41). Büyük uçlu ışık kaynağının gücü daha fazla olmasına rağmen, ışığın yayıldığı birim alan da arttığı için ışık şiddeti azalmaktadır (42–46).

Toplam Enerji Yoğunluğu:

Kompozit rezin materyaline polimerizasyon süresi boyunca uygulanan toplam enerji miktarıdır. Işık yoğunluğunun (mW/cm²), uygulama süresi (sn) ile çarpılması ile hesaplanmaktadır. Birimi mJ/cm² ya da J/cm² olarak ifade edilir (20,32). Toplam enerji yoğunluğu; polimerizasyonda ve kompozit rezin materyallerin özelliklerinin belirlenmesinde önemli bir faktördür (32,39,47). Toplam enerji yoğunluğu, ampul gücü yoğunluğunda ve ışık cihazının çapında değişiklik yaparak değiştirilebilmektedir (48). Yüksek ışık şiddetinin kısa

sürede kullanımının, düşük ışık şiddetinin uzun sürede uygulanmasına eş değer polimerizasyon derecesi meydana getirdiği önerilmektedir (20,39).

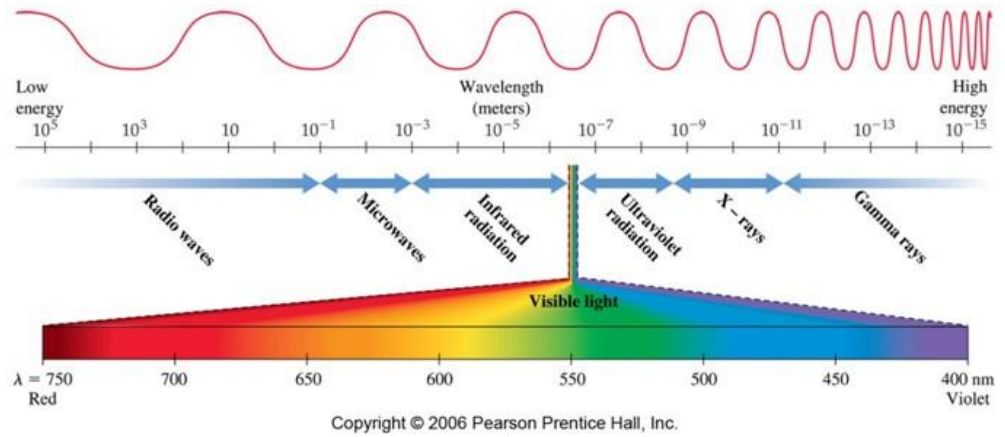
Dalga Boyu:

Elektromanyetik dalgaların saniyede yaptığı salınım sayısına frekans, ışığın bir salınımda aldığı yola da dalga boyu denir.

Işıkla polimerize olan kompozitlerde aktivatör olarak kullanılan kamforokinon, maksimum 468 nm dalga boyundaki mavi ışığa duyarlıdır (46,49–57).

Elektromanyetik Spektrum:

Enerjiler elektromanyetik spektrum adı altında, dalga boylarına göre en uzundan en kısaya doğru; radyo, televizyon dalgaları, mikrodalga, kızılötesi radyasyon, görünür ışık, ultraviyole radyasyon, ışınları, gama ve kozmik ışınlar olarak sıralanmaktadır. Diş hekimliğinde ise sadece görünür ışık bandı kullanılmaktadır (20,58). Bu ışık bandı, gök kuşağının bütün renklerini içermekte olup; mevcut her bir renk ışığın farklı dalga boyuna karşılık gelmektedir (Şekil 2.2) (58,59).



Resim 2.2 Elektromanyetik Spektrum ve Dalga Boyu (59)

Uygulama Mesafesi:

Işık kaynağının ucunun ışınlanan yüzeye olan uzaklığı uygulama mesafesini verir. Işık izlediği yol boyunca ortamdaki hava tarafından da absorbe edileceği için, aradaki mesafe arttıkça ters orantılı olarak ışık yoğunluğu da azalacaktır (48). İdeal uygulama mesafesi, eğer olabiliyor ise 0 ya da maksimum 1 mm olmalıdır (14).

Uygulama Süresi:

Uygulama süresi; ışık yoğunluğuyla birlikte ışık kaynağının gücünü etkileyen önemli bir kavramdır. Işık gücü; meydana gelen ışığın yoğunluğunun zamanla çarpımı olduğundan, aynı enerji yüksek yoğunluklu ışık cihazları kullanıldığında süre kısaltılarak veya düşük yoğunluklu ışık cihazları kullanıldığında süre artırılarak da elde edilebilmektedir (54).

Diş hekimliğinde genellikle reaksiyon başlatıcı olarak kompozit rezin materyal içerisinde kullanılan bileşik kamforokinondur (20). Kamforokinon oda sıcaklığında katı bir madde olup sarı renklidir ve 450-500 nm dalga boyu aralığındaki görünür mavi ışığa duyarlıdır (33). Kamforokinon etkin dalga boyu ve şiddetteki elektromanyetik enerjiye maruz kaldığında fonksiyonel gruplar fotonları soğurur ve aminle bir araya gelerek elektron transferi oluşturur (60). Enerji ne kadar yüksek ise o kadar çok foton oluşacak, aminle reaksiyona giren kamforokinon oranı artacak ve serbest radikal daha fazla oluşacaktır. Bu sebeple eğer polimerizasyon derecesini arttırmak istiyorsak yüksek şiddetteki ışık kaynakları kullanmamız gerekmektedir (20,33). Yüksek güçte ışık kaynakları geleneksel ışık kaynaklarına kıyasla, kısa uygulama süresi imkanı ve daha derin polimerizasyon sağlaması gibi birtakım üstünlüklere sahiptir. Fakat polimerizasyonun çok hızlı gerçekleşmesi sonucunda kompozit rezin materyali diş yüzeyine yeterince akamaz ve meydana gelen büzülme stresleri diş veya bağlanma yüzeyine aktarılır (60). Aynı zamanda, yüksek güçte ışık kaynağı polimerin kalitesini de olumsuz etkilemektedir.

Polimerizasyonun hızlı olması; daha az miktarda çapraz bağ yapan, düşük molekül ağırlıklı, kısa zincirlere sahip polimerler meydana gelmesine sebep olur ve materyalin fiziksel özellikleri negatif etkilenir. Polimerizasyonun yavaş olması durumunda, rezinin dış yüzeyine doğru akması için vakit olacak ve meydana gelebilecek stresin de bu şekilde azalacağı iddia edilmiştir (20,61).

Literatürde; polimerizasyon büzülmesini azaltmak için polimerizasyonun yavaşlatılması gerektiği savunularak yavaş başlayan polimerizasyon teknikleri önerilmiştir (41,62). Bu teknikte, düşük güçte ışık kaynağı uygulanarak meydana gelebilecek olan stresin resin materyalin akışkanlığı ile azaltılması hedeflenmektedir (19,63). Fakat ışık gücünün azaltılması aynı zamanda aşağı tabakalardaki rezinin iyi polimerize olamaması ve resin materyalin fiziksel-mekanik özelliklerinin negatif etkilendiğini savunan görüşler de mevcuttur (63–69).

2.4 Polimerizasyon Tipleri

2.4.1 Kimyasal Polimerizasyon

Bu tür resinler iki fazlı pat sisteminde üretilmiş olup, polimerizasyon iki patın karıştırılması şeklinde uygulandığı ve kimyasal yolla başladığı için kimyasal olarak aktive resinler olarak adlandırılmıştır. Organik monomer ve doldurucu içerikli patlardan birinde polimerizasyonu başlatıcı benzoil peroksit bulunurken, diğer patta reaksiyonu hızlandırıcı organik amin bulunmaktadır. Bu patlar eşit miktarda karıştırıldığında; amin, benzoil peroksit ile reaksiyona girerek polimerizasyonu başlatmış olmaktadır (70).

Patların karışım oranında %30 un altındaki bir hata, rezinin fiziksel ve kimyasal özelliklerinde önemli değişikliklere neden olmamaktadır. Karışım oranı ve çalışma süresi polimerizasyon büzülmesini etkilemektedir. Hazırlama ve uygulama süresince hava kabarcıklarının oluşması da büzülmeyi arttırmaktadır. Bu tip kompozitlerde karışımdan 10 dakika sonra elastisite

modülü oluşmaktadır ve bu nedenle çalışma süresi kompozitin kenar bütünlüğünde önemli rol oynamaktadır (71).

Tersiyer aromatik amin içeriği ağız içi ortamda kimyasal reaksiyona uğrayarak amin renklenmesine neden olabilmektedir. Büyük partiküllü ve BIS-GMA miktarı çok olan kompozitlerde daha fazla renklenme gözlenirken, partikül boyutu küçük ve ışık ile polimerize olan kompozitlerde renklenmeye daha nadir rastlanmaktadır (71).

İki fazlı kimyasal polimerizasyonda, üstün fiziksel özellik ve yeterli bağlayıcılık sağlanmasına karşın; karışım olmasından kaynaklı poröz yapıya sebep olması, oksijen inhibisyonu yaratması, polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı marjinlerde stres birikimi, uzun klinik uygulama süresi ve tekniğin hassas olması gibi birtakım sorunlar meydana gelmektedir (70,71).

2.4.2 Işık ile Polimerizasyon

İlk kez 1972 yılında ultraviyole ışıkla polimerizasyon sağlayan tek pat sistemler şeklinde piyasaya sunulmuştur. Ancak ultraviyole ışığın hem penetrasyon derinliğinin sınırlı olması hem de hasta ve hekim üzerinde meydana getirebileceği olumsuz sonuçlardan kaynaklı ultraviyole ışıktan vazgeçilmiş ve bunun yerine görünür ışık kullanılmaya başlanmıştır (71).

400-500 nm dalga boyundaki görünür mavi ışıkla aktive olan, ışık emici ve reaksiyon başlatıcı kamferokinon ve reaksiyon hızlandırıcı alifatik aminleri yapılarında bulundurmaktadırlar. Bu bileşikler tüp içerisinde beraber bulunmalarına rağmen ışık uygulanmadığı takdirde reaksiyona girmemektedirler. Bu nedenle bu rezinler; güneş ışığından ekilenmemeleri için opak-siyah renkli tüplerde, ağzı kapalı olarak muhafaza edilmektedirler (71). Işık ile polimerize olan kompozitlere fotopolimerizan kompozitler de denmektedir. Polimerizasyon için görünür mavi ışığın minimum 300 mW/cm² olması gerekmektedir (14).

Işık ile polimerize olan kompozitler birtakım avantajlara sahiptirler. Bu avantajlardan bazıları şunlardır:

- Polimerizasyonun ve çalışma süresinin uygulayıcı tarafından kontrol edilebilme imkanı olması
- Visköz yapılarından kaynaklı şekil verme ve renk değişikliği yapabilme kolaylığı
- Çalışma ve uygulama kolaylığı
- Tek pat sistem olmasından ötürü karıştırma nedeniyle meydana gelebilecek hava kabarcıklarının oluşmaması ve daha düzgün yüzey elde edilmesi
- Polimerizasyon tam gerçekleşeceği için stabil renk ve daha estetik sonuç sağlaması
- Daha hızlı, kontrollü, derin ve güvenli polimerizasyon sağlaması

Işıklı Polimerizasyon Teknikleri:

Standart polimerizasyon tekniğinde polimerizasyon süresi boyunca aynı yoğunlukta olacak şekilde farklı güçteki ışık kaynakları farklı sürelerde uygulanmaktadır (72–74). Günümüzde yavaş başlayan (soft-start) polimerizasyon, düzenli artan güçte (exponential) polimerizasyon, kademeli güç artışı gösteren (step-curing) polimerizasyon, ara verilmiş kademeli (pulse-delay) polimerizasyon ve aralıklı (intermittent) polimerizasyon gibi kavramlardan bahsedilmektedir (14).

2.4.3 Hem Kimyasal Hem Görünür Işıklı Polimerizasyon

Kimyasal polimerizasyon hızı yavaş olduğu için fotokimyasal polimerizasyon ile desteklenen bu rezinler, iki pat şeklindedir. Karıştırılmasını takiben, polimerizasyon ışık ile başlatılır ve polimerizasyon kimyasal olarak 8-24 saat aralığında daha devam eder. Bu tip kompozit rezinler, özellikle ışığın

tam ulaşamadığı alanlarda (derin kaviteler, 2 mm'den kalın tabakalar, interproksimal bölgeler) önerilmektedirler (14,71,75).

2.5 Görülebilir Işık Cihazları

Görünür ışık 400 ile 750 nm dalga boyu aralığındaki insan gözü tarafından saptanabilen elektromanyetik ışımadır. Görünür ışık madde tarafından absorpsiyona uğrama eğiliminde olup, ısıtma üzerinde etkili değildir. Absorbe edilen fotonlar, elektronları harekete geçirir ve kimyasal reaksiyon sürecini başlatırlar (76). Kompozit rezin materyallerde polimerizasyon süreci, 400-500 nm dalga boyu aralığındaki enerjinin absorpsiyonu ile başlamaktadır. Çünkü reaksiyon başlatıcı olarak kullanılan kamferokinonun ışık absorpsiyon spektrumu bu aralıkta yer almakta olup, maksimum absorpsiyon değerine 470 nm dalga boyunda ulaşmaktadır. Kompozit rezin materyalde ideal bir polimerizasyon sağlamak için 400 mW/cm² ışık gücündeki ışık kaynağının 40 sn süresince uygulanması yeterli olacaktır (31,32).

2.5.1 Lazer Cihazları

Lazer sözcüğü 'light amplification by stimulated emission of radiation' kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır (60). Argon lazerler 80'li yılların sonlarına doğru sertleşme zamanını kısaltmak amacıyla ortaya çıkmıştır (77).

457- 502 nm dalga boyunda ve gözle görülebilir spektrumda olup, devamlı ışın verebilirler. Neredeyse hiç kızılötesi ışık yaymadıkları için pulpa ve oral dokularda minimum ısı artışına neden olduğu rapor edilmiştir (60). Argon lazerler 480 nm dalga uzunluğuna sahip yüksek konsantrasyonlu ışık demetleri üretir. Işık bir araya toplanır ve bu da daha düzenli güç yoğunluğu sağlar. Argon lazerinin bir başka özelliği de lazer uygulanan diş minesi yüzeyini dekalsifikasyona karşı korumasıdır. Son araştırmalar göstermektedir ki; argon lazeri aydınlatması, ortodontik braketlerin etrafındaki diş minesinde demineralizasyonu belirgin bir miktarda azaltmaktadır (78,79). Argon lazerler

doldurucusuz rezinlerde 5 sn, dolduruculu rezinlerde ise 10 saniye toplam sertleşme süresini azaltılsa da şu anda ortodontide kullanımları yüksek maliyetleri ve portatif olmamaları yüzünden yeterince yaygın değildir (80).

Argon lazerlerde ışık kaynağı elektron demeti gibi bir enerji kaynağının saldığı enerjiiyi soğurur, ardından bu enerjiiyi elektromanyetik bir ışıma ile geri verir (77–79). Lazerle üretilen fotonlar aynı fazda ve frekanstadır ve birbirlerinden uzaklaşmazlar (60). Gün ışığında 7 ayrı dalga boyu mevcut olup, her bir dalga boyu birbiriyle çakışmaktadır. Lazerde ise ışık tek bir dalga boyunda oluşmaktadır (77). Bu sayede belli bir frekanstaki yoğun enerji küçük bir alana yönlendirilebilir (60). Işığın dalga boyu içindeki mevcut elemente göre değişmektedir ve lazer sistemleri bu aktif elemente göre adlandırılırlar (81). Işık fiber optik sistemlerle iletilmektedir. Kompozit rezin polimerizasyonu, beyazlatma işlemleri, oral ülserlerin tedavisi, yumuşak doku cerrahisi gibi çok farklı kullanım alanları mevcuttur (82–84).

Argon lazerle polimerizasyonu sağlanmış rezin materyallerin fiziksel özelliklerinin daha iyi olduklarına dair literatürde çalışmalar mevcut olup, bu rezinlerde artık monomer miktarının daha az görüldüğü bildirilmiştir (75,85–87).

Hicks ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada; argon lazer ile yapılan polimerizasyonda, polimerizasyon zamanının ve artık monomer miktarının azaldığı ve aynı zamanda halojen ışık ile karşılaştırıldığı zaman polimerize edilen materyallerin fiziksel özelliklerinin eşit olduğu gösterilmiştir (88). Blankenau ve arkadaşları da yaptıkları çalışmada, argon lazerin kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini artırdığını bildirmişlerdir (89). Bununla birlikte argon lazer ışık kaynaklarının dalga boyu spektrumu dar olduğundan her başlatıcının aktivasyonunda yeterli olmayabilir (90).

Lazer kaynaklarının kullanımdan bağımsız olarak ömürleri sınırlıdır. Kaynağın değiştirilmesi eğitim gerektirir ve pahalıdır. Bu yüzden lazerler

rutinde kompozit polimerizasyonu için kullanımı yaygın değildir (20). Teknolojisinin karışık, enerji kaybının çok olması ve pahalı olması sebebiyle birçok klinisyen restoratif materyallerin polimerizasyonu için pratik bulmamaktadır (19).

2.5.2 Kuartz tungsten halojen ışık cihazları (QTH)

Diş hekimliğinde kuartz tungsten halojen ışık kaynakları yaygın olarak kullanılmaktadır (19,20,57). Halojen ışık cihazları, 380 ile 520 nm dalga boyları arasında mavi ışık üretmektedirler. Etkili bir halojen ışık cihazından elde edilen ışık 300 mW/cm^2 ' nin altına düşmemelidir. Bu ışık kaynakları kuartz bir yapı ile sarıllı tungsten bir bobin içerir. Bunun amacı; hava temasının engellendiği ve yüksek sıcaklıklara dayanıklı bir ortamda, ışığın şeffaf geçişini sağlamaktır (34,60,76). Cihazın çalışması esnasında tungsten filamentlerde yüksek ısı oluşmaktadır. Cihaz kapatıldığında ise kuartz yapı soğumakta ve meydana gelen tungsten buharı kuartz yapının duvarında yoğunlaşmaktadır. Bu döngü devam ettikçe koyu ve opak bir tungsten tabakası oluşur. Halojen gazı ise bu tabakayı uzaklaştırıp tekrar filamentlere çökeltir. Bu sayede yüksek enerjinin çıkışı sağlanarak filamentin ömrü artar (20,34). Şayet lamba soğutulamaz ise içeri hava girer ve havadaki oksijen lambanın ömrünü azaltır. Soğutmanın önemi nedeniyle halojen ışık kaynaklarında fan bulunmaktadır. Fakat fan sistemi, hem ekstra enerji gereksinimine neden olur hem de üzerindeki havalandırma boşlukları nedeniyle dezenfeksiyonu zorlaştırır (20,57).

Kuartz tungsten halojen ışık kaynakları kullanımı sırasında kızılötesi enerji oluşmaktadır. Bu enerjinin absorpsiyonu materyalde moleküler titreşime neden olur ve bunun sonucunda bir miktar ısı meydana gelir. Oral dokularda ve dişte bu ısının meydana getirebileceği olası yan etkilerden korunmak amacıyla; kızılötesi ışığı tutarak görünür ışığın çıkışına izin veren ve ısı absorpsiyonu sağlayan kalın filtreler kullanılmaktadır (20,91). Bu filtreler kullanılmadığı veya özelliğini yitirdiği takdirde meydana gelen yüksek enerji pulpa ve

mukozada ısı oluşumuna neden olur. Bu sebeple halojen ışık kaynakları düzenli olarak kontrol ettirilmelidir (20). Ayrıca cihazın kullanımı sırasında açığa çıkan ısı; ampul, reflektör ve filtrenin özelliğinin zamanla kaybolmasına neden olup polimerizasyon etkinliğinin azalmasına neden olmaktadır (92,93).

Işık ucu farklı şekillerde olabilir. En yüksek ışık yoğunluğu ışık ucunun tam merkezinde gözlenir. Bu ucun kompozit rezin materyal ile kontaminasyonu, ışığın saçılmasına neden olur ve bu da polimerizasyon etkinliğini azaltır (27,76). Işık ucunun genişliği de ışık yoğunluğunu etkileyen faktörlerdendir. Örneğin 11 mm'lik uçtan 3 mm'lik bir uca geçildiği zaman ışık yoğunluğu da ters orantılı olarak artacaktır. Bu da restorasyon ve diş dokularında ısıl artışa sebep olacaktır (76).

Halojen ışık kaynaklarının etkinliğini arttırmak için iki farklı uygulama yöntemi önerilmiştir. Bunlardan ilki “soft start ışık uygulama yöntemi”nin ışık kaynağına eklenmesi olup bu yöntem ile polimerizasyonun yavaşlatılması hedeflenmektedir. Diğer uygulama yöntemi ise ışık şiddetini 1200mW/cm²'ye kadar yükselterek uygulama süresini kısaltan “turbo ışık ucu” kullanmaktır (19). Bu sistemde ışığın odak noktası değiştirilerek ışık gücünün artması sağlanır (93,94).

Yüksek güçte halojen ampuller kullanılarak, 800-1000 mW/cm²'nin üzerinde sağlanan yüksek enerji ile her ne kadar kalın rezin tabakalarda hızlı polimerizasyon sağlanacağı iddia edilse de; bu oranda yüksek güç çıkışının büzülme kuvvetlerini artırdığını savunan çalışmalar da bulunmaktadır (73,94–99)Polimerizasyon etkinliği bir radyometre aracılığıyla ölçülebilmektedir. Günümüz ışık cihazlarının çoğunda cihazın yapısında belli bir zaman aralığında belli bir alana düşen foton sayısını ölçen radyometre bulunmaktadır. Radyometre tüm enerjiyi ölçtüğü için, fotoaktif moleküllere bağlanan foton sayısı ile ölçüm değeri farklı olabilmektedir (76).

Yaygın kullanımlarına rağmen halojen lambaların birçok dezavantajı bulunmaktadır. Elde edilen ışık tüketilen enerjinin %1 inden daha azdır ve halojen lambaların ürettikleri yüksek sıcaklık nedeniyle 100 saat gibi kısıtlı bir ömürleri vardır. Halojen ışıklar her bir braketteki kompozitleri 20 saniyede ve modifiye cam iyonmer simanları 40 saniyede sertleştirir (100). Bu uzun sertleşme süresi klinisyen ve hasta için uygun değildir. Polimerizasyon sürecini hızlandırmak için birçok girişimde bulunulmuştur. Hızlı halojenler (örn. Optilux 501, Demetron Kerr, Orange, California) olarak bilinen ışık kaynakları, mevcut diğer halojen ışıklara göre belirgin şekilde daha yoğun enerji çıkışına sahiptirler. Bu enerji çıkışı; yüksek güç verebilen ampuller veya ışığı odaklayan ve küçük alanlarda yoğunlaştıran turbo ışık uçlarının kullanımı ile sağlanmıştır. Bu demektir ki sertleşme süreleri konvansiyonel lambaların gerektirdiği sürenin yarısına indirgenebilmektedir (101).

Kuartz tungsten halojen ışık kaynaklarının; kısa ömürlü olmaları, zamanla etkinliklerini kaybetmeleri, yüksek ısı oluşturmaları gibi dezavantajları nedeniyle farklı ışık kaynakları arayışına gidilmiştir (91,102–104).

2.5.3 Light emitting diode (LED)

İlk kez 1995'te Mills tarafından ışık ile sertleşen kompozit rezinlerin polimerizasyonunu sağlarken konvansiyonel halojen lambaların kusurlarını ortadan kaldırmak için ile elektrik enerjisini direkt olarak ışığa çeviren LED teknolojisi ortaya koyulmuştur (105). Halojen ışık cihazlarındaki sıcak filamanların yerine, elektrotların birinden diğerine geçişini sağlayan “N-tip” ve “P-tip” adında birbirlerine bağlı iki yarı iletken madde içerirler. N-tip madde, iletim için gerekli olan çok sayıda elektron içermektedir. P-tip madde ise elektrik iletimini de gerçekleştirebilen elektronlar için delikler içermektedir. Ortama elektrik verildiğinde, elektronlar ve boşluklar P-N bağlantısı önünde birleşirler ve LED lambadan belirli bir dalga boyu aralığında ışık yayılır (76). Sonuç olarak, ışık ortaya çıkaran diyotlar yarı iletken bağlantıları kullanarak

ışık üretir. 10.000 saatin üzerinde bir ömre sahiptirler ve ürettikleri ışık zaman içerisinde çok az azalır. Işık ortaya çıkaran diyotlar mavi ışık üretmek için direnç şokuna ve titreşime ihtiyaç duymazlar ve çalışmak için çok az enerjiye ihtiyaç duyarlar (101). Bazı çalışmalarda; 20 ile 40 saniye LED kullanımı ile 40 saniye konvansiyonel halojen ışık kaynağı kullanımının benzer sonuçlar sağladığı gösterilmiştir (22,106). Uzun ömrü ve tutarlılığı ile LED'ler halojen lamba ile karşılaştırıldığında ortodonti alanında daha uygundur. İlk jenerasyon LED ışık kaynakları halojen benzerleri ile karşılaştırıldığında, daha düşük ışık yoğunluğuna sahiptiler. Ancak yeni jenerasyon LED ışık kaynakları oldukça geniş bir aralıkta ve yüksek dalga boyuna sahip cihazlardır (107).

Literatürde; LED ışık kaynaklarının, halojen ışık kaynaklarına kıyasla, daha düşük ısı artışı meydana getirdiğini gösteren çalışmalar mevcuttur (12,16,21,25,45,97,108). Yapılarındaki yarı iletken özellik sayesinde halojen ışık kaynakları ile karşılaştırıldığında; daha düşük güç kullanımı, daha stabil güç çıkışı ve daha uzun kullanım ömrüne sahiptirler. Çalışmalarda LED ışık kaynakları, halojen ışık kaynakları ile karşılaştırıldığında daha yüksek polimerizasyon derinliği değerleri gösterdiğini rapor edilmiştir (107).

LED ışık kaynakları 450-490 nm aralığında dalga boyuna sahip oldukları için, kamforokinon içerikli rezin materyallerin polimerizasyonunda etkilidirler (53,76). Dar dalga boyu aralığına sahip olması nedeniyle ultraviyole ve kızılötesi ışık oluşumuna neden olmamakta ve bu nedenle de diğer kaynaklarında olduğu gibi herhangi bir filtreye ihtiyaç duyulmamaktadır. Ayrıca kızılötesi ışık üretilmediği için restorasyon ve çevre dokularda minimal ısı artışı görülmektedir (109). Bağlanma kuvveti, ışık yeterlilik süresi, uygulama kolaylığı ve yıpranma özelliklerindeki avantajları nedeniyle iyi bir alternatifler (110–112).

LED ışık kaynaklarının çoğu aynı dalga boyu aralığında ışık yaymalarına rağmen, farklı yoğunlukta ışık oluşturabilmektedirler. Yoğun ışık oluşturan

LED ışık cihazların polimerizasyonda daha yüksek verim sağladığı rapor edilmektedir (109).

2.5.4 Plazma ışık cihazları (PAC)

“Plazma” kelimesi yüksek ısıda, pozitif iyonlardan ve elektronlardan oluşmuş iyonize gazı ifade etmektedir (27). 1990’ların ortasında xenon plazma ark lambası restoratif diş hekimliğinde kompozit materyallerin polimerizasyonu için ortaya çıkmıştır. Bu lambanın anodu volframdan ve katodu ksenon gazı ile doldurulmuş kuartz tüpten oluşur. Elektrik akımı ksenon gazının içinden geçince gaz iyonize olur, negatif ve pozitif olarak yüklenmiş parçacıklar bir plazma oluşturur ve yoğun beyaz bir ışık ortaya çıkar. Plazma ark lambaları yüksek voltaj ve ortaya çıkardıkları yüksek ısı yüzünden tabancada değil bir bazda bulunur. Işık kanalı içindeki jel yüzünden serttir. Beyaz ışık 430 ile 490 nm arasındaki mavi dalga aralığında filtrelenir. Konvansiyonel halojen lambalar 300mW enerji seviyesinde ışık yayarlar iken plazma ark lambası 900-1650 mW gibi daha yüksek bir enerji seviyesine sahiptir. Yüksek yoğunluğa sahip ışığın avantajı kompozit rezinin polimerizasyonu için gerekli enerjinin daha kısa bir sürede ortaya çıkarabilmesidir. Son klinik araştırmalara göre plazma ışık kaynakları ile polimerizasyon süresi, metal braketler için 3 ila 5 saniye arasında seramik braketler içinse daha kısa sürmektedir ve konvansiyonel halojen lambalarla 20 saniye ışınlanan braketlerle aynı hata oranını gösterirler. Yani plazma ark lambaları polimerizasyon süresini kısaltırken bağlanma başarısını da herhangi bir değişikliğe neden olmazlar (13).

Birçok yayında yüksek güçteki lambaların pulpa dokusuna zarar verme ihtimalinden bahsedilmektedir. Zach ve Cohen pirimatlarda yaptıkları çalışmada; pulpal sıcaklığın 42,5 °C çıkması ile pulpada hasar meydana geldiğini ortaya koymuşlardır. Restorasyon sırasında konvansiyonel halojenle sadece 2.8 °C, plazma ark lambası ile ise 1,1 °C pulpal sıcaklık artışı olduğu ortaya koyulmuştur. Yani ortodontik adezivlerin 5 ila 10 saniye aralığındaki

polimerizasyonunda, plazma ark lambası kullanılması pulpa sıcaklığı açısından daha güvenilirdir (113).

Hofman ve Manhart yaptıkları çalışmalarda; plazma ışık cihazlarının, yüksek ışık yoğunluğu sağladığını ve uygulama süresini kısaltarak klinisyen için zaman tasarrufu sağladığını belirtmişlerdir (114,115).

Plazma arklarda polimerizasyon sırasında meydana gelen ısı, restore edilen dişte intrapulpal ısı artışına neden olabilmektedir. Bu yüzden pulpayı koruyacak yeterlilikte dentin ve rezin kalınlığı bulunmadığında plazma ark cihazlar 3 sn'den az süre ile kullanılması gerekmektedir (19).

Plazma ark cihazlarla elde edilen ışığın çoğu polimerizasyon başlatıcı olan kamforokinon içeren materyaller için yararlı olmayan dalga boylarından oluşmaktadır. Plazma ışık sistemlerinde de, halojenlerdeki gibi filtrasyon ve soğutma sistemine ihtiyaç duyulmaktadır ve filtre edilen dalga boyu halojenlerdeki gibi genellikle 400-500 nm arasındadır. Polimerizasyon için uzun süre ışınlama gerektiren materyallerde plazma ışık kaynakları pulpa odasında önemli bir ısı artışına neden olur. Ayrıca bu ısı artışı lambanın zarar görmesine de neden olmaktadır. Bu yüzden ışınlamanın kısa aralıklarla (3-5 sn) ve her ışınlama arasında dinlenme zamanı olacak şekilde yapılması daha doğrudur. Böylece çok sayıda ışınlama gerektiren polimerizasyonlarda yüksek ışık yoğunluğunun dezavantajları da azaltılmış olmaktadır. Plazma cihazların elektrik gücüne ihtiyaç duymaları nedeniyle kablosuz üretilmeleri mümkün değildir (109). Bunlardan başka plazma ışık cihazları; oldukça pahalı olmaları, portatif olmamaları ve yapılarının karmaşık olması gibi dezavantajlara sahiplerdir (107,116).

Literatürdeki bazı çalışmalarda plazma ark ışık kaynakları ile polimerize edilen rezinlerde mikrosızıntı ve polimerizasyon büzülmesi miktarının arttığı görülmektedir (117,118). Schneider ve arkadaşlarının çalışmasında ise daha düşük yüzey sertlik değerleri görüldüğü bildirilmiştir. Yüzey sertlik değerinin

düşük olması, materyalin ağız içi çözücülere ve abrazyona karşı direncinin zayıf olması anlamına gelmektedir (31,119).

Plazma ark ışık kaynaklarıyla, konvansiyonel ışık kaynaklarına göre polimerizasyonun çok daha kısa sürede tamamlanabildiği, ancak polimerizasyon derinliği ve fiziksel özelliklerinin optimal seviyeden düşük olabileceği, polimerizasyon büzülmesinin ise eşit veya daha düşük olduğu gösterilmiştir (76).

Hasegawa ve arkadaşlarının çalışmasında, plazma ark ışık kaynaklarında halojen ışık kaynaklarına göre belirgin olarak daha yüksek bir polimerizasyon derinliği sağlanırken, polimerizasyon hızının artmasıyla marjinal adaptasyonda belirgin bir değişiklik görülmediği rapor edilmiştir (120).

Plazma ark ışık kaynakları enerjileri yüksek olması nedeniyle kısa uygulama süresi yeterli olmakta ve daha az pulpal sıcaklık artışı yaratmaktadırlar. Halojen ışık kaynakları ile hemen hemen benzer özelliklere sahip olmalarına karşın yüksek maliyetleri nedeniyle plazma ark ışık kaynakları popülerliklerini uzun süre koruyamamışlardır (121).

Sonuç olarak; laboratuvar araştırmalar doğrultusunda farklı ışık kaynaklarının adezivler ile kullanımıyla ilgili olarak aşağıdaki sonuçları elde edilmiştir:

- Işık kaynağı ve adeziv uyumlu olmalıdır.
- Yeni jenerasyon ışık kaynakları konvansiyonel halojen ışık kaynaklarına kıyasla daha hızlı rezin polimerizasyonu sağlar.
- Hızlı halojen ışık kaynakları markaya özgü özelliklere sahiptirler. Daha az ısı üretirler. Plazma lambalardan ve LED'lerden daha ucuzlardır.
- Plazma ark lambaları en kısa sertleşme süresini sunarlar ancak pahalıdırlar ve çok ısınırlar. Portatif değildirler ve karmaşık yapıya sahiptirler.

- LED ışık kaynakları; sessiz çalışan, küçük ve kablosuz cihazlardır. Konvansiyonel ve hızlı halojen ışık kaynakları ile karşılaştırıldığı zaman; LED cihazlar en az düzeyde ısı meydana getirirler (122).

In vitro olarak yapılan bu çalışmanın amacı; metal braketlerin ortodontik amaçla çekilmiş olan premolar dişlere yapıştırılması sırasında kullanılan LED ışık cihazının farklı yoğunluk modu ve sürelerde kullanımının, bağlanma dayanıklılığı üzerine etkilerinin sıyırma testi ile karşılaştırılması olarak değerlendirilmesidir.



3 GEREÇ VE YÖNTEM

In vitro yapılan bu çalışmanın Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 17-12/69 numarası ile etik onayı bulunmaktadır.

Bu randomize prospektif çalışmanın her grup için gerekli olan minimum örnek sayısını belirlemek SPSS (SPSS 15.0 Software, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) programı kullanılarak güç analizi yapılmıştır. *In vitro* aşamadaki gruplar için grup başına 25 diş ve toplam 75 diş ile %95 güven düzeyinde ve %5 hata payı ile %85 güç seviyesine ulaşılmıştır.

3.1 Sıyırma Kuvveti Testi ile İlgili Gereçler

3.1.1 Çalışmada Kullanılan Dişler

Çalışmamızda Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na tedavi olmak üzere başvuran, detaylı klinik ve radyolojik incelemeler sonucunda çekimli ortodontik tedavi endikasyonu konulan 12-25 yaş aralığındaki hastaların çekilmiş üst premolar dişlerinin kullanılması planlanmıştır. Çekilecek üst premolar dişler için 12-18 yaş aralığındaki hastaların kendilerinden ve velilerinden, 18-25 yaş aralığındaki hastaların ise kendilerinden aydınlatılmış onam alınmıştır. Çekim işlemi Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi kliniğinde yapılmıştır. Toplam 960 adet diş toplanmış ve bu dişler çalışmada kullanılmadan önce seçim koşullarına uygun olacak şekilde kontrol edilmiş, koşullara uygun olmayan dişler çalışma materyalinden çıkarılmıştır. Çalışmada kullanılan dişlerin çalışmaya dahil edilme kriterleri şunlardır:

- Periodontal nedenlerle çekilmemiş olması,
- Dişte herhangi bir çürük ya da dolgu bulunmaması,
- Düzgün bir bukkal yüzeyinin olması,

- Mine yüzeyinde düzensizlik, çatlak veya hipoplazik alanların bulunmaması,
- Çekim esnasında dişin kronunda herhangi bir kırığın olmaması,
- Diş yüzeyinin herhangi bir kimyasal ajanla işlem görmemiş olması.

Seçilen 240 adet dişin kriterlere uygun olup olmadığını tespit etmek için mine yüzeylerinin detaylı incelemesi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında Leica S8AP0 model stereo mikroskop (Leica AG, Heerbrugg Switzerland) ile 20 büyütmede JVC Digital Photomicrographic GC-X3E Japan model fotoğraf makinası ile fotoğrafları çekilerek yapılmıştır. Bu incelemelerin sonucunda mine yüzeyinde düzensizlik, çatlak, davye izi ve hipoplazik alan tespit edilen 165 adet diş çalışmadan çıkartılmıştır. Tez çalışmamızda toplam 75 adet üst premolar insan dişi kullanılmıştır. Araştırma Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.1.2 Çalışmada Kullanılan Braketler

Çalışmada 75 adet 0.022 oluklu, yüzey alanı 10.2645 mm² olan MBT Sistem Mini Master (Orto Sistem, American Orthodontics, ABD) paslanmaz çelik üst premolar braketleri kullanılmıştır (Resim 3.1).

3.1.3 Bonding Materyali

Braketlerin çekilmiş üst küçük azı dişlere yapıştırılması amacıyla Transbond™ XT (3M, Unitek, Puchheim, Germany) yapıştırıcı madde olarak kullanılmıştır (Resim 3.1).

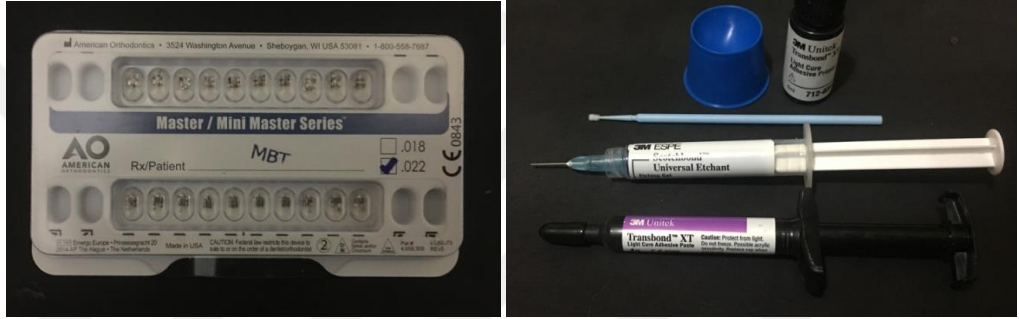
Transbond™ XT:

Işıkla sertleşen ve florür salgılamayan pasta-likit yapıda bir kompozit yapıştırıcıdır. %14 Bis GMA (Bisfenol A diglisidil eter dimetakrilat), %9 Bis EMA (Bisfenol A bis (2-hidroksietil eter) dimetakrilat)'dan oluşup içinde %77

oranında silanla işlem görmüş quartz ve %2'den az silanla işlem görmüş sub-mikron silika partiküller içermektedir (123).

Transbond™ XT Primer:

Işık ile sertleşir. İçerisinde %45-55 oranında Bis EMA, %45-55 oranında Triethilen-GMA mevcuttur (124).



Resim 3.1 Çalışmada kullanılan metal braketler ve adeziv seti

3.1.4 Işık Cihazı

Çalışmada Yüksek Güçte LED (Valo, Ultradent Products Inc.USA) ışık cihazının üç farklı yoğunluk modu farklı sürelerde uygulanmıştır. Kullanım sonucu ortaya çıkabilecek güç kaybı düşünülerek yeni alınan cihazın kullanımı ilk defa bu çalışmada gerçekleştirilmiştir. Kullanılan ışık cihazlarının test işlemi boyunca standart ışık yoğunluğa sahip olup olmadıklarının tespiti için her bir örneğin ışınlanması öncesinde ışık ölçme cihazı ile ışık yoğunluk miktarı kontrol edilmiş ve gerekli kalibrasyonları firma önerisi doğrultusunda yapılmıştır. Kablosuz ışık cihazının pil seviyesi tam dolu olacak şekilde kullanılmıştır. Diş yüzeylerinin hazırlanması ve konumlandırma işlemleri sırasında cihaz şarj ünitesinde bekletilmiştir.

Yüksek güçte LED (Valo, Ultradent Products Inc. USA) :

Valo Ortho Kablosuz Işık Cihazı, ışıkla sertleşen tüm dental materyalleri polimerize edecek kapasitede yüksek şiddetli ışık üretmek için geniş dalga boyu aralığında (395–480 nm) özel ışık yayan bir diyot (LED) kullanır (Resim 3.2). Bu şiddetteki ışık porselenin içine penetre olabilir ve kaliteli halojen ışığına benzer şekilde rezin materyali sertleştirebilir. Kendi şarj edilebilir lityum demir fosfat pilleri ile 100-240 voltluk prizlere uygun pil şarj cihazı kullanılmalıdır. Bu cihaz ışığın hareketlerini kaydeden bir sensöre sahiptir. Işık kullanılmadığında otomatik olarak uyku moduna geçer ve hareket ettirildiğinde en son kullanılmış olduğu ayara geri döner. Cihazın Standart Güç (Valo SG), Yüksek Güç (Valo YG) ve Ekstra Yüksek Güç modu olmak üzere üç ayrı polimerizasyon modu bulunmaktadır. Standart güç modu $1000\text{mW}/\text{cm}^2$ yoğunlukta ışık vermektedir ve her bir braket için polimerizasyon süresi 10 sn olarak belirtilmiştir. Yüksek güç modunda $1400\text{mW}/\text{cm}^2$ yoğunlukta ışık ile her bir braket için mezial ve distalden 4 er saniye ışınlama yapılırken, ekstra yüksek güç modunda $3200\text{mW}/\text{cm}^2$ yoğunluktaki ışık ile her bir braket için mezial ve distalden 3 er saniye ışınlama yapılmaktadır (Tablo 3.1). Çalışmamızda cihazın standart güç modu 2 X 10 sn, yüksek güç modu 2 X 4 sn ve ekstra yüksek güç modu 2 X 3 sn kullanılmıştır.



Resim 3.2 Braketlerin yapıştırılmasında kullanılan ışık cihazı

Tablo 3.1 Yüksek güçte LED (Valo, Ultradent Products Inc.USA) önerilen ışınlama zamanları

Işık Cihazının Modları	Güç Yoğunluğu	Dalga Boyu	Uygulama Süresi
Valo Ortho Standart Güç (VALO SG)	1000 mW/cm ²	395-480 nm	1 X 10 sn
Valo Ortho Yüksek Güç (VALO YG)	1400 mW/cm ²	395-480 nm	2 X 4 sn
Valo Ortho Ekstra Yüksek Güç (VALO EYG)	3200 mW/cm ²	395-480 nm	2 X 3 sn

3.1.5 Termal Siklus

Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan malzemeler fonksiyon boyunca mekanik, kimyasal ve termal streslere maruz kalmaktadır. Materyallerin veya yöntemlerin klinik kullanıma uygunluğunu test edebilmek için laboratuvar çalışmalarında en sık kullanılan işlemler termal siklus ve suda bekletmektir.

Dental materyallerin farklı ısıl genişleme katsayılarına sahip oldukları göz önünde bulundurulduğunda, *in vitro* deneylerin *in vivo* çalışmalara uygunluk sağlayabilmesi için örneklere termal siklus uygulanması gereklidir. Bu nedenle çalışmamızda braketlerin bağlanma direncini test ederken ağız içi ortamı taklit edebilmek ve yapay yaşlanma sağlayabilmek için tüm örneklere termal siklus işlemi uygulanmıştır.

Çalışmadaki örneklere uygulanacak olan termal siklus işlemi Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda mevcut olan termal siklus cihazında tamamlanmıştır (Resim 3.3).



Resim 3.3 Termal Siklus Cihaz

3.1.6 Universal Test Cihazı

Sıyırma testleri Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır. Bir defada tüm örneklerin testi yapılmıştır. Yapıştırılan braketlerin yapışma dayanıklılıklarını test etmek için AGS-5kNJ Shimadzu Autograph Model Universal Test Cihazı (Shimadzu Autograph,

AGS-J 5 kN, Shimadzu Corporation, Tokyo, Japonya) kullanılmıştır (Resim 3.4).

Bu aletin biri sabit diğeri hareketli iki parçası bulunmaktadır. Sabit olan alt parça üzerine yerleştirilen herhangi bir maddeye, hareketli olan üst parça yardımıyla dik yönde gerilme veya sıkıştırma kuvveti uygulanabilmektedir. Cihazının elektronik göstergesinde uygulanan kuvvet Newton cinsinden kaydedilebilmektedir. Cihazın özellikleri aşağıda yer almaktadır:

Model: AGS-5kNJ

Kapasite: 5kN

Yükleme metodu: Kontrollü, yüksek hassasiyette, sabit hızda deformasyon.

Piston hızı aralığı: 0.5-500 mm/dak

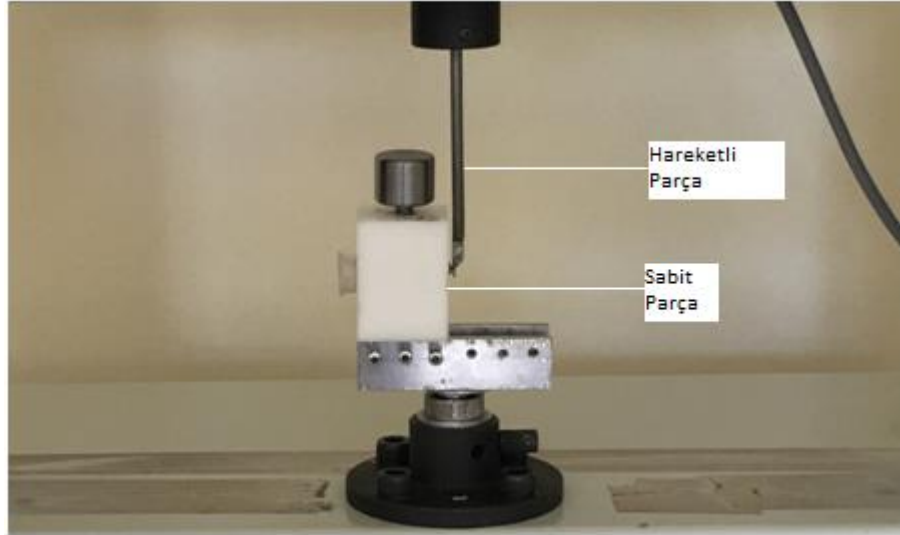
Piston hızı hassasiyeti: $\pm 0.5\%$ veya ± 0.025 mm/dak (büyük olan)

Piston hızı ve izin verilen kuvvet: Nominal güçte tam hız

Yük kalibrasyonu: Otomatik

Kalibrasyon yükü: Çekme ve basma

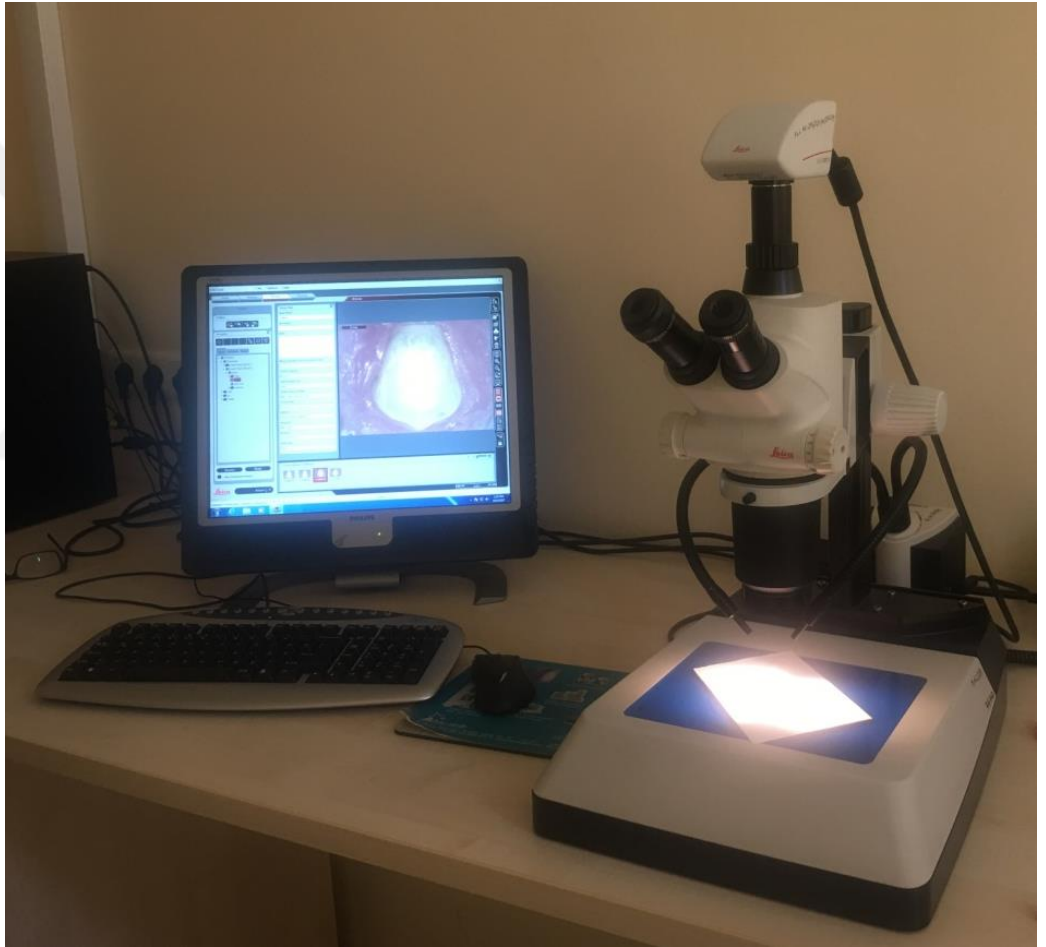
Rijitlik: 175 kN/mm



Resim 3.4 AGS-J 5 kN Shimadzu Autograph Universal Test Cihazı

3.1.7 Stereo Mikroskop

Braketler koptuktan sonra ayrıldıkları mine yüzeylerinin incelenmesi için tüm örneklerin makroskopik fotoğraf yöntemiyle fotoğrafları çekilmiş ve $\times 10$ büyütme (Leica S8AP0, Leica Microsystems, Heerbrugg, Switzerland) ile stereo mikroskopta büyütülüp skorlandırılmıştır (Resim 3.5).



Resim 3.5 Leica S8AP0 model stereo mikroskop

3.2 Sıyırma Kuvveti ile İlgili Yöntem

3.2.1 Dişlerin saklanma koşulları

Bakteri ürememesi ve dişin organik yapısında herhangi bir bozulma ve çürüme olmaması için; dişler çekildikten hemen sonra yıkanmış, kurutulmuş ve içerisinde ağırlık/hacim olarak %0.1'lik timol solüsyonu olan amber rengi cam şişelerde karanlıkta ve serin ortamda saklanmışlardır. % 0.1'lik timol solüsyonu, kimyasal ve histolojik açıdan sonuçları etkileyebilecek etki oluşturmadan antimikrobiyal etki gösteren bir solüsyondur (125). Timol solüsyonları, ayda bir yenilenmiştir. Dişler en fazla iki ay süresince sıvı ortamda kalmıştır (Resim 3.6).



Resim 3.6 İçerisinde %0.1'lik timol solüsyonu olan amber rengi cam şişelerde bekletilen dişler

3.2.2 Dişlerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan tüm premolar dişlerin pulpal kısımları çıkartılmış ve kron kısmı köklerinden mine sement sınırının 1 mm aşağısından olacak şekilde elmas frez (G805/12, DIA-TESSIN, İsviçre) ile yüksek hızda, fasıllı ve bol su soğutması altında airatör ile transversal olarak kesilerek uzaklaştırılmıştır.

Dişler test cihazına taşınabilmeleri için her biri 10×5 mm boyutundaki PVC silindir içerisindeki otopolimerizan soğuk akrilikten oluşan akrilik bloklara bukkal yüzeyi açıkta kalacak şekilde yatay olarak gömülmüştür. Blokların hazırlanması sırasında diş yüzeylerine akrilik bulaşmamasına özen gösterilmiştir. Hazırlanan tüm bloklara sabit kalem ile numara verilmiş ve hazırlanan bloklar distile su içinde saklanmıştır.

Düşük devirde mikromotor ile yumuşak kıl fırça ile florsuz pomza ve su karışımıyla 10 saniye fırçalanan ve yüzey eklentileri uzaklaştırılan dişler fırçalama sonrasında 20 şer saniye hava su spreyiyle yıkanmış ve kurutulmuştur.

3.2.3 Braketlerin Dişlere Yapıştırılması

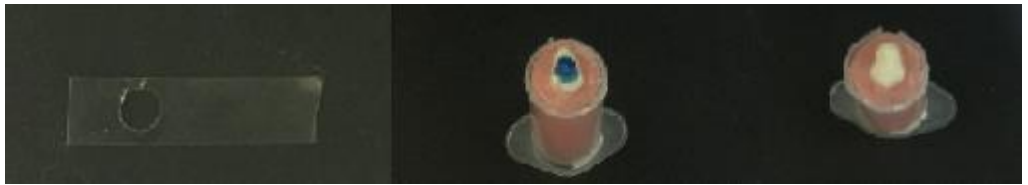
Braketlerin diş yüzeyine yapıştırılması işlemleri üretici firmaların talimatlarına uygun olarak yapılmıştır. Mine yüzeylerinin asitlenmesi aşamasında yüzeyde standart bir pürüzlendirme elde edebilmek için universal strip bantlar (100 Universal Strips, Mumcular Dental, Türkiye) üzerinde 5 mm çapında delikler açılmış ve bu şekilde maskeleme yapılarak sadece sınırlı bir yüzeye asit uygulanmıştır (Resim 3.7). Açıkta kalan diş yüzeyi %37'lik fosforik asit (Scotchbond™ Universal Etchant, 3M ESPE, Germany) üretici firma talimatları doğrultusunda 15 saniye uygulanmıştır. 30 saniye basınçlı su ile yıkandıktan sonra 30 saniye yağsız kuru hava ile beyaz, tebeşirimsi, soluk, buzlu cam görüntüsü elde edilecek şekilde mine yüzeyi tamamen kurutulmuştur. Standart düzeyde hava çıkışını sağlamak için hava spreyine kompozit stop yapılmıştır. Zaman içerisinde meydana gelebilecek nem kaybına neden olmamak için işlemler tüm örnekler aynı anda değil teker teker uygulanmıştır.

Transbond XT primer (3M Unitek, Monrovia-California-ABD), dişin bukkal yüzeyine ince bir tabaka halinde fırça kullanılarak uygulanmıştır. Yapıştırıcı olarak tek çeşit ortodontik amaçlı ışıkla sertleşen yapıştırıcı olan

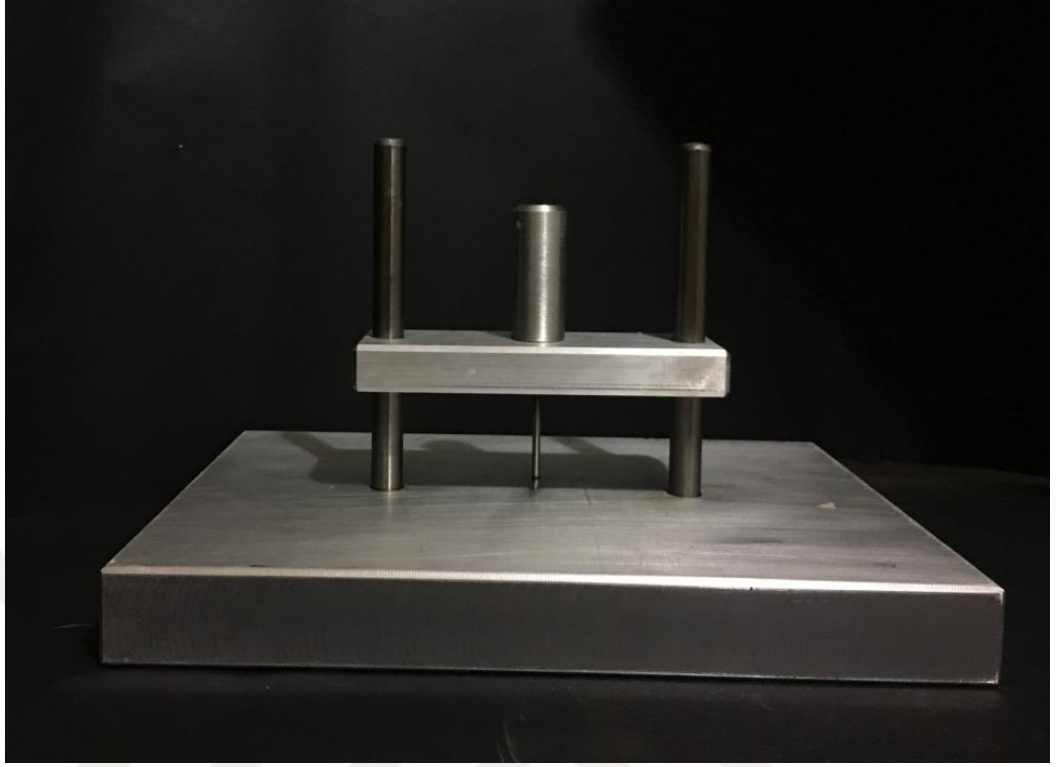
Transbond XT (3M Unitek, Monrovia California-ABD) kompozit braket tabanına uygulanmıştır. Braket tabanındaki yapıştırıcının, mine ve braket tabanı içerisine penetrasyonu sağlanırken uygulanacak olan kuvveti standardize edebilmek amacıyla 300 gr kuvvet uygulayan özel olarak tasarlanan bir düzenek kullanılmıştır (Resim 3.8). Her bir örnekte braketleme yapılırken braketin dışın orta üçlüsüne yerleştirilmesine dikkat edilmiştir. Taşan fazla yapıştırıcılar bir sond yardımıyla braket kenarlarından uzaklaştırılmıştır. Tüm braketler aynı araştırmacı tarafından yapıştırılmıştır.

Çalışmamızda, 25'er örnek içeren 3 adet grup oluşturulmuştur. Yapıştırıcının sertleştirilmesi esnasında ışık kaynaklarının uygulama süreleri üretici firmaların önerisi doğrultusunda; 1. Gruba Valo Standart Güç 2 X 10 sn, 2. Gruba Valo Yüksek Güç 2 X 4 sn, 3. gruba Valo Ekstra Yüksek Güç 2 X 3 sn uygulanmıştır. Her bir ışınlama, ışık cihazının ucu belirlenen referans noktasında mezialden ve distalden 45 derecelik açı ile uygulanmıştır (Resim 3.9) (126). Işık cihazı kullanılmadan önce ışıkölçer aygıtı ile kalibrasyonu yapılmış, diş yüzeylerinin hazırlanması ve braketin diş yüzeyinde konumlandırılması esnasında ışık cihazı şarj ünitesinde bekletilmiştir (44).

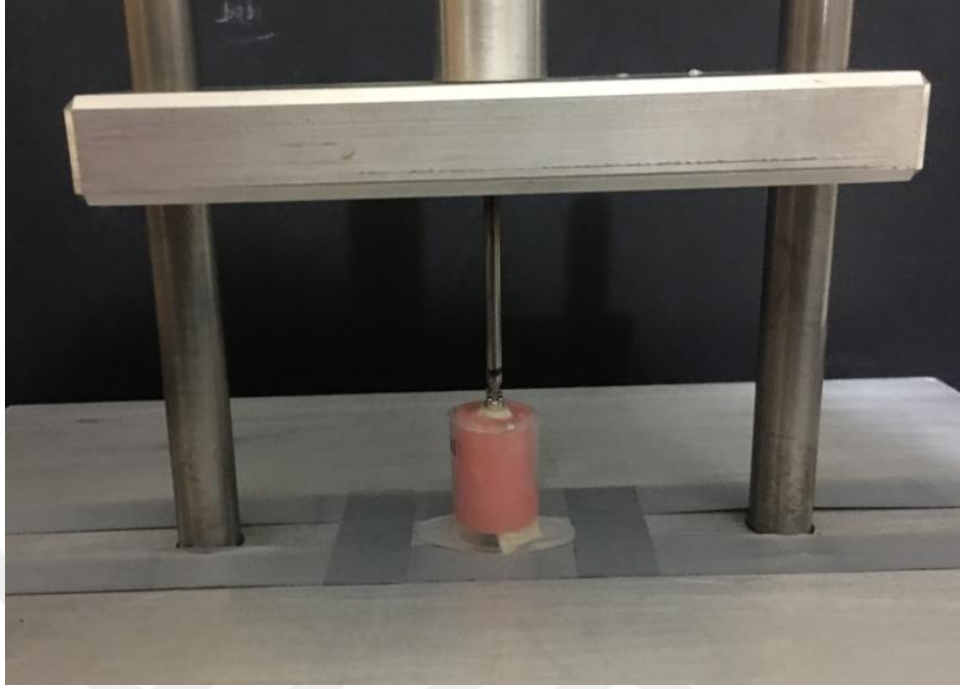
Sıyırma testi esnasında braket kanatlarının esneme olasılığını en aza indirmek amacıyla, yapıştırılan braketlerin tümüne 0.021"x0.025"lik çelik ark telleri lastik ligatürler yardımıyla ligatüre edilmiştir (Resim 3.10).



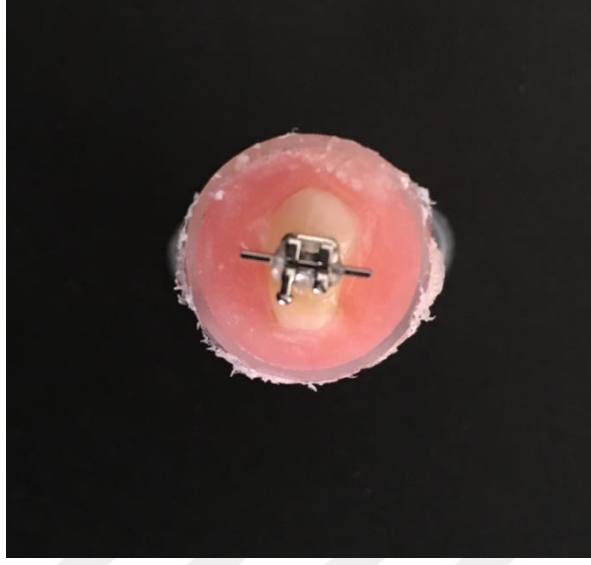
Resim 3.7 Mine yüzeyinin asitlenmesi



Resim 3.8 Standart 300gr ağırlığında kuvvet uygulayan alüminyum düzenek



Resim 3.9 Akril blokların düzenekte belirlenen alan içerisine yerleştirilmesi ve ışık cihazının ucu belirlenen referans noktasında 45 derecelik açı ile mezialden ve distalden olacak şekilde ışınlama işleminin uygulanması



Resim 3.10 Braketlere ligatüre edilmiş 0.021"x0.025"lik çelik ark telleri ve hazırlanan akril bloklar

3.2.4 Termal Siklus Uygulanması

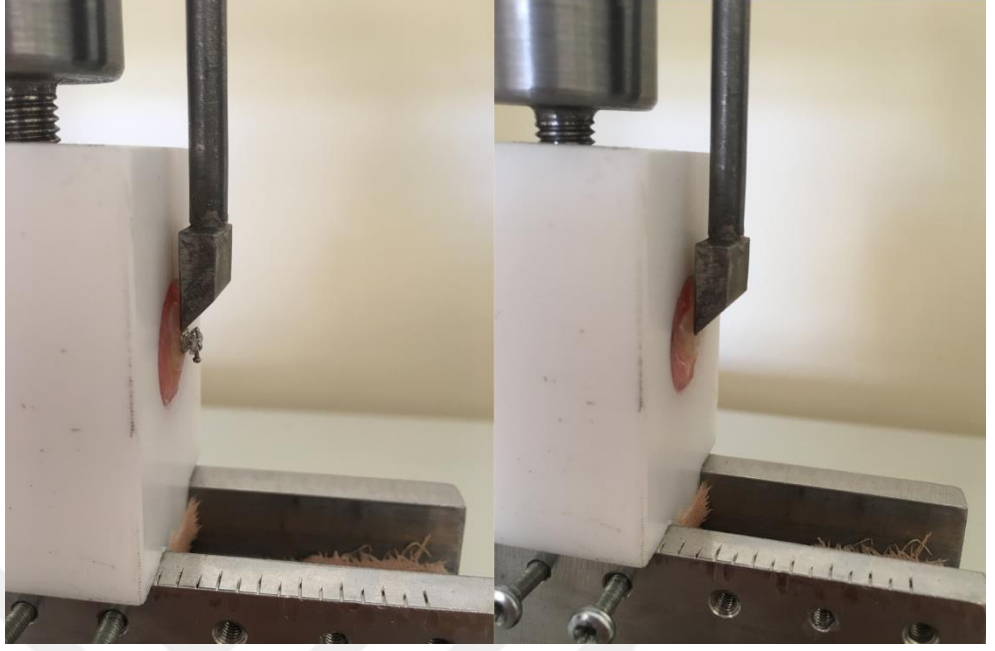
Braketler yapıştırıldıktan sonra örnekler 24 saat süreyle 37°C distile suda bekletilmiş sonrasında örneklere termal stres uygulamasına geçilmiştir. Bu amaçla sıcaklık dereceleri sabitlenmiş olan iki ayrı su tankı ve örnekleri boğçalama yapmadan bu sulara batıracak şekilde bir düzenek hazırlanmıştır. Hazırlanan örnekler 5°C ile 55°C sıcaklıktaki su banyolarına sırayla 500 kere batırılarak termal stres oluşması sağlanmıştır. Her bir banyoda bekleme süreleri 20 saniye, banyolar arası transfer süreleri 10 saniye olacak şekilde ayarlanmıştır (Resim 3.11).



Resim 3.11 5°C ile 55°C sıcaklıktaki su banyolarında gerçekleştirilen termal stres uygulaması

3.2.5 Sıyırma Testinin Uygulanması

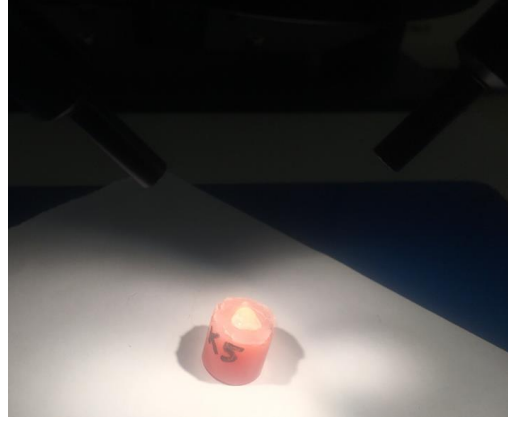
Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Universal Test Cihazı ile tek seferde tüm örneklerin sıyırma testleri tamamlanmıştır. Cihazın alt tablasına akrilik blokları sabitleyebilmek için mengene şeklinde özel plastik bir parça, hareketli olan üst tablasına ise örnekler üzerine kuvvet uygulamak amacıyla uca doğru keskinleşen özel yapım çelik bıçak yerleştirilmiştir. Bıçak ucu braketin tabanına paralel ve tek noktadan basacak şekilde ayarlanıp akrilik blok bu konumda sıkıştırılmıştır (Resim 3.12). Hareketli üst tablanın hızı 0.5 mm/dk olarak ayarlanmıştır. Cihaz çalıştırılarak braket kopana dek kuvvet uygulanmış ve bu zaman aralığında artan kuvvet değerleri izlenmiş ve braketin kopmasına sebep olan en düşük kuvvet değeri Newton cinsinden kaydedilmiştir. Kaydedilen bu değerler braket taban alanına bölünerek Megapascal'a (MPa) çevrilmiştir ($Mpa = N/mm^2$).



Resim 3.12 Örneklerin test cihazında bıçağının ucu braketin tabanına paralel ve tek noktadan basacak şekilde konumlandırılması

3.2.6 Mine Örneklerin Stereo Mikroskop İle İncelenmesi

Artık yapıştırıcıların skorlanması işlemi için Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda Leica S8AP0 model stereomikroskop kullanılmıştır. Örnekler stereomikroskop ile 10'luk büyütmede incelenmiş ve fotoğrafları çekilmiştir (Resim 3.13).

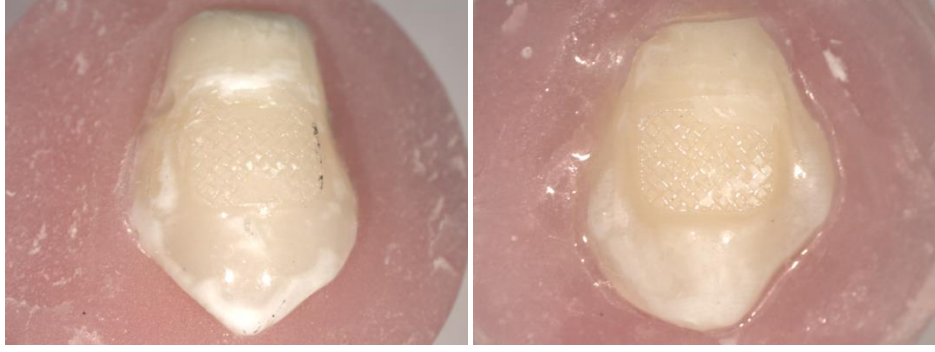


Resim 3.13 Örneklerin Leica S8AP0 model stereomikroskop altında incelemesi ve görüntü alınması

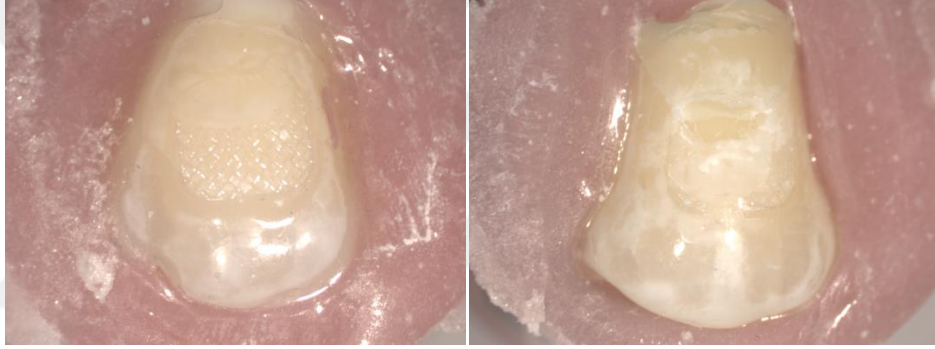
3.2.7 Mine Yüzeyindeki Artık Yapıştırıcı Skorlamasının Yapılması

Sıyırma testi uygulandıktan sonra birbirinden ayrılan diş ve braket yüzeyleri incelenmiş ve diş yüzeyleri 1990 yılında Bishara ve Trulove tarafından geliştirilen 5 skorlu Adeziv Remnant İndeks (ARI) (127) kullanılarak değerlendirilmiştir. Bu skorlamaya göre:

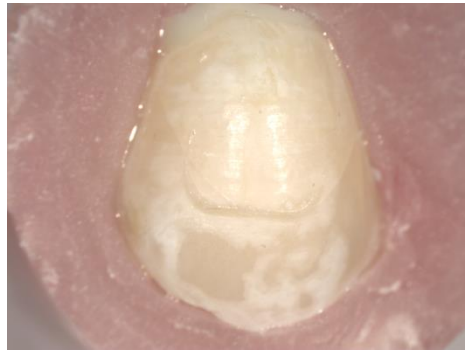
1. Yapıştırıcının tamamı diş üzerinde kalmıştır (Resim 3.14)
2. Yapıştırıcının % 100'ü ile % 90'ı arası diş üzerinde kalmıştır (Resim 3.14)
3. Yapıştırıcının % 90'ı ile % 10'u arası diş üzerinde kalmıştır (Resim 3.15)
4. Yapıştırıcının %10'u ile % 0'ı arası diş üzerinde kalmıştır (Resim 3.15)
5. Yapıştırıcının tamamı braket tabanında kalmıştır (Resim 3.16)



Resim 3.14 ARI skoru 1 ve ARI skoru 2 olan diş yüzeyi görüntüsü



Resim 3.15 ARI skoru 3 ve ARI skoru 4 olan diş yüzeyi görüntüsü



Resim 3.16 ARI skoru 5 olan diş yüzeyi görüntüsü

3.3 İstatistiksel Değerlendirme

Tüm istatistiksel değerlendirmeler, bilgisayar SPSS versiyon 24.00 (SPSS Inc, Chicago, IL) kullanılarak yapılmıştır. Her bir gruba ait ortalama bağlanma direnci, standart sapma, standart hata, maksimum ve minimum değerler hesaplanmıştır. Gruplar arasında bağlanma direnci açısından belirgin fark olup olmadığı tek yönlü varyans analizi (One way ANOVA) ile test edilmiştir. Gruplar arasında bağlanma dayanıklılığı açısından belirgin fark olduğunda hangi grubun anlamlı olarak farklı olduğu Posthoc Bonferonni testi ile belirlenmiştir.

ARI skorlarının istatistiksel olarak karşılaştırılmasında Ki-kare testi kullanılmıştır. Bütün istatistiksel analiz sonuçların anlamlılığı $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

4 BULGULAR

4.1 Sıyırma Testi ile İlgili Bulgular

Tablo 4.1’de ARI skorları ve deney gruplarındaki örneklerin sıyırma kuvvetine karşı gösterdikleri bağlanma kuvvetleri Newton cinsinden verilmiştir.

Çalışmada oluşturduğumuz grupların bağlanma dayanımlarının ortalamaları, standart sapmaları, minimum ve maksimum değerleri megapaskal cinsinden Tablo 4.2’de verilmiştir. En yüksek yapışma dayanıklılığı değeri 24.89 MPa ile 2.grupta, en düşük yapışma dayanıklılığı değeri ise 10.07 MPa ile 1. grupta görülmüştür (Grafik 4.1).

Üç grubun bağlanma değerleri, Shapiro-Wilk yöntemine göre normal dağılıma uygun çıktığı için gruplar arası fark parametrik bir test olan tek yönlü varyans analizi (ANOVA) metoduyla değerlendirilmiştir. Gruplar arası bağlanma dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0.001$). Hangi grubun anlamlı olarak farklı olduğunun belirlenmesi amacıyla Bonferonni düzeltmeli ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Gruplar arasındaki istatistiksel değerlendirme sonucunda 1.grup (14.06 ± 1.73) ile 2.grup (19.07 ± 2.54) ve 1.grup (14.06 ± 1.73) ile 3.grup (18.01 ± 3.10) arasında bağlanma dayanımları açısından anlamlı fark bulunurken ($p < 0.001$), 2.grup (19.07 ± 2.54) ile 3.grup (18.01 ± 3.10) arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo 4.3).

Tablo 4.1 Sıyırma deneyleri sonuçları ve artık yapıştırıcı indeksi (ARI) skorları

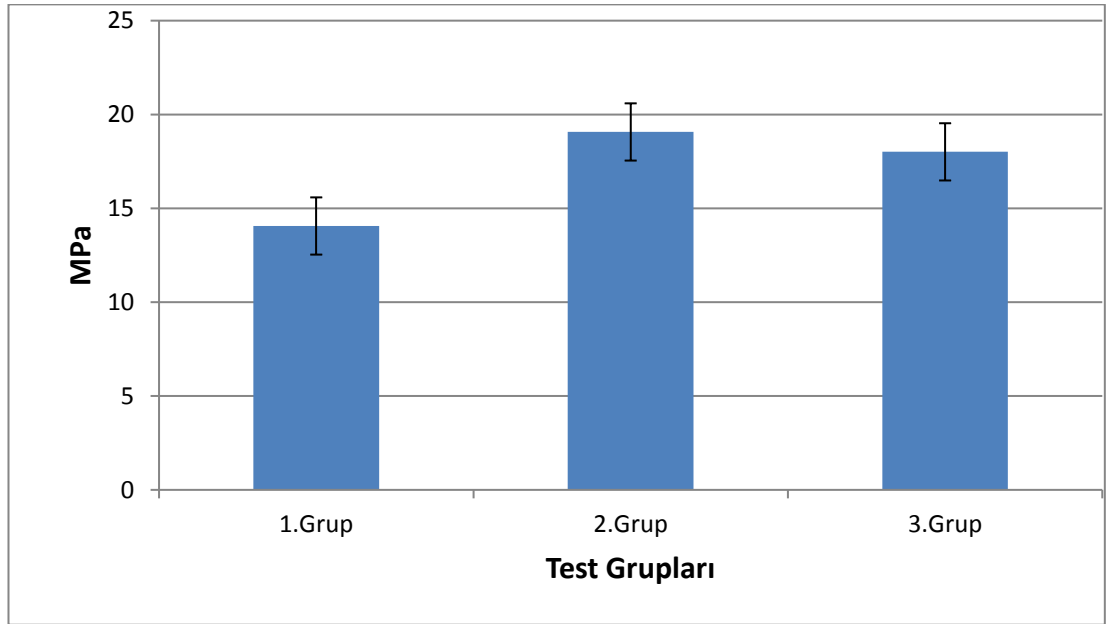
ÖRNEK	Grup 1			Grup 2			Grup 3		
	SBS		ARI	SBS		ARI	SBS		ARI
	Newtons	Mpa		Newtons	Mpa		Newtons	Mpa	
1	141,000	13,737	2	210,000	20,459	2	220,625	21,494	1
2	148,875	14,504	3	230,625	22,468	2	171,500	16,708	1
3	123,525	12,034	2	209,625	20,422	2	197,500	19,241	1
4	161,000	15,685	2	182,250	17,755	1	186,375	18,157	3
5	165,125	16,087	3	227,000	22,115	1	124,075	12,088	1
6	139,125	13,554	2	224,125	21,835	2	227,000	22,115	1
7	154,750	15,076	1	200,625	19,546	1	224,125	21,835	3
8	168,375	16,404	3	255,500	24,892	2	212,650	20,717	1
9	172,125	16,769	1	217,500	21,190	1	197,000	19,192	3
10	142,750	13,907	3	222,000	21,628	1	232,125	22,614	1
11	148,500	14,467	4	216,000	21,043	1	139,125	13,554	2
12	124,125	12,093	3	210,125	20,471	1	162,125	15,795	1
13	153,000	14,906	3	163,625	15,941	1	155,625	15,161	3
14	154,500	15,052	3	194,500	18,949	2	139,000	13,542	1
15	128,125	12,482	1	188,125	18,328	3	155,625	15,161	3
16	141,725	13,807	2	184,750	17,999	1	224,125	21,835	2
17	146,550	14,277	2	167,875	16,355	2	177,875	17,329	1
18	119,050	11,598	1	187,500	18,267	2	222,000	21,628	3
19	136,500	13,298	2	171,125	16,672	1	147,500	14,370	2
20	132,900	12,948	2	150,000	14,613	1	178,500	17,399	1
21	135,000	13,152	1	157,625	15,356	3	153,875	14,991	2
22	185,875	18,109	1	172,125	16,769	1	182,125	17,743	2
23	103,375	10,071	2	173,125	16,866	1	209,250	20,386	1
24	160,000	15,588	4	182,875	17,816	1	184,750	17,999	1
25	136,125	13,262	2	197,500	19,241	1	199,375	19,424	2

Tablo 4.2 Grup içi tanımlayıcı istatistik sonuçları (n=25)

Test Grupları	N	\bar{X}	SD	Minimum	Maksimum
1. Grup	25	14.06	1.73	10.07	18.10
2. Grup	25	19.07	2.54	14.61	24.89
3. Grup	25	18.01	3.10	12.08	22.61
Total	75	17.05	3.30	10.07	24.89

1. Grup, Valo Standart Güç (1000mW/cm²) 20 sn
2. Grup, Valo Yüksek Güç (1400mW/cm²) 8 sn
3. Grup, Valo Ekstra Yüksek Güç (3200mW/cm²) 6 sn

Grafik 4.1 Grup ortalamaları ve standart sapma değerleri



Tablo 4.3 Gruplar arası Bonferonni test sonuçları (n=25)

Test Grupları	Ortalamalar Arası Fark	Standart Hata	p	%95 Güven Aralığı	
				Alt Sınır	Üst Sınır
1. Grup	2. Grup	-5,022	0,001***	-6,772	-3,271
	3. Grup	-3,961		-5,712	-2,211
2. Grup	1. Grup	5,022	0,425	3,271	6,772
	3. Grup	1,06		-0,689	2,811
3. Grup	1. Grup	3,961	0,001***	2,211	5,712
	2. Grup	-1,06		-2,811	0,689

***p<0.001

4.2 Kopma Bölgeleri İle İlgili Bulgular

Bütün gruplara ait ARI skorların dağılımı Tablo 4.1’de verilmiştir. Yapılan Pearson Ki-Kare analizi sonucunda ARI skorlarında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.4).

Örneklerin dağılımında en fazla 1, 2 ve 3 skorları mevcuttur. Sıyırma testi sonrası diş yüzeyinde kalan yapıştırıcı miktarı genel olarak tamamı diş üzerinde kalmıştır. Grupların hiçbirinde skor 5 bulunmamaktadır. Sıyırma testi sonrasında hiçbir örnekte yapıştırıcının tamamı braket üzerinde kalmamıştır.

2. ve 3 grupların hiçbirinde 4 skoru bulunmamaktadır. Bu grupların bütün örneklerinde diş üzerinde kalan yapıştırıcı miktarı %10’dan fazladır.

1. gruptaki örneklerin yaklaşık %40’ında (10 örnek) 2 skoru bulunmakta olup, diş yüzeyinde %90’dan fazla yapıştırıcı kalmıştır. 2.gruptaki örneklerin %60’ında (15 örnek) ve 3. gruptaki örneklerin ise %52’sinde (13 örnek) 1 skoru bulunmamaktadır. Örneklerin yaklaşık yarısında yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalmıştır (Grafik 4.2).

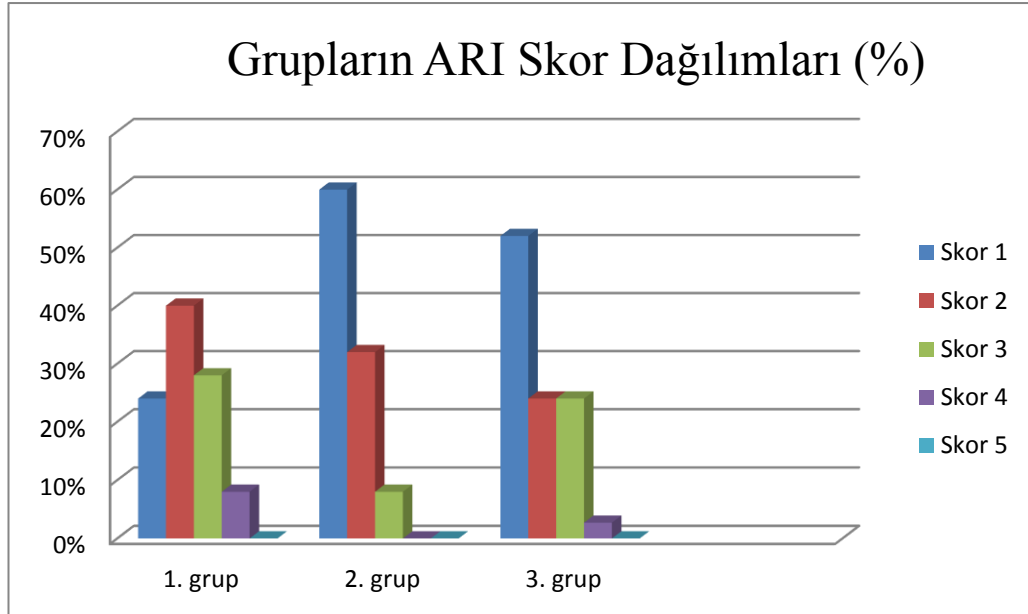
Tablo 4.4 ARI skorlarının dağılım sıklığı

Test Grupları	N	1	2	3	4	5	
1. Grup	25	6 (%24)	10 (%40)	7 (%28)	2 (%8)	0 (%0)	
2. Grup	25	15 (%60)	8 (%32)	2 (%8)	0 (%0)	0 (%0)	
3. Grup	25	13 (%52)	6 (%24)	6 (%24)	0 (%0)	0 (%0)	
Total	75	34 (%45,3)	24 (%32)	15 (%20)	2 (%2,7)	0 (%0)	75 (%100)

ARI skorlaması:

- skor 1, yapıştırıcının tamamı dış üzerinde;
- skor 2 yapıştırıcının % 100'ü ile % 90'ı arası dış üzerinde;
- skor 3 yapıştırıcının % 90'ı ile % 10'u arası dış üzerinde,
- skor 4 yapıştırıcının %10'u ile % 0'ı arası dış üzerinde,
- skor 5 yapıştırıcının tamamı braket tabanında kalmıştır.

Grafik 4.2 ARI skorlarının dağılımı



5 TARTIŞMA

Günümüzde dental adezivlerin sertleştirilmesinde kullanılan kimyasal polimerizasyon yerini görünür ışık ile polimerizasyona bırakmıştır. Işık ile polimerize olan sistemler çalışma kolaylığı ve uzun çalışma zamanı gibi avantajları sayesinde; braket ve bantların özenli bir şekilde yerleştirilmesine, fazlalık yapıştırıcı adezivin temizlenmesine ve adezivin sertleşmesine olanak tanıyarak braketleme işlemi bitiminde braket-diş yüzeyi arasında kuvvetli bir bağlanma elde edilmesini sağlar (128,129).

Çalışmamızda LED ışık cihazının farklı yoğunluk modunda ve farklı sürelerde kullanımının metal braketlerin bağlanma dayanıklılıklarına etkileri *in vitro* koşullarda karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

Ortodontik uygulamaların klinik performanslarının test edebilmek için *in vivo*, *ex vivo* ve *in vitro* olmak üzere 3 farklı şekilde çalışma dizaynı gerçekleştirilmektedir (130). *In vivo* çalışmalarda braket tipi, slot boyutu, tedavi protokolü ve malokluzyon tipi sabit tutulmaya çalışılsa da, hastaların düzenli takibinin her zaman yapılamaması ve hastaların kooperasyonundan kaynaklı oluşabilecek farklılıklar nedeniyle bu tip çalışmalarda standart sağlamak oldukça güçtür (131). *Ex vivo* çalışmalar ise bilgisayar programları kullanılarak yapıldığı için canlıda devamlı farklılaşabilen değişkenleri tam olarak yansıtamayabilmektedir (130). *In vitro* çalışmalarda ise karşılaşılan en temel sorun, çalışma metodolojisinin, kullanılan materyallerin ve klinik şartların standardizasyonudur. Söderholm, *in vitro* çalışmaların klinik uygulamalara rehber olamayacağını bildiren bir rapor yayınlamıştır (132).

Fox ve arkadaşları ortodontik olarak sık kullanılan bir yapıştırıcı materyalin bağlanma kuvvetine dair yaptıkları literatür taraması sonrası, seçilen diş tipi, dişlerin saklanma koşulları, debonding yönteminin farklılığı ve elde edilen verilere farklı analizlerin uygulanması nedeniyle aynı materyale dair çok farklı sonuçlar elde edildiğini bildirmişlerdir (133). Stanley çalışmalardaki standardizasyon eksikliklerine dikkat çekerek, materyal olarak

kullanılacak dişlerin çekimi sonrası geçen sürenin çalışmalarda farklı farklı ifade edildiğini veya hiç belirtilmediğini, dişlerin ve hazırlanan örneklerin saklanma koşullarının farklılık gösterdiğini bildirmiştir (131).

Ortodontik olarak braketlerin yapıştırılmasından sonra bağlanma dayanıklılıklarını inceleyen *in vitro* çalışmalarda materyal olarak hayvan dişleri ve insan dişleri kullanılmıştır. Kolay bulunabilmesi ve mine yapılarının insan dişleri ile benzerlik göstermesi nedeniyle hayvan dişlerini kullanan birçok çalışma mevcuttur(134–141). Ancak Oesterle ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada hayvan dişlerinin bağlanma dayanımının insan dişlerine kıyasla bağlanma direncinin %21-44 daha düşük olduğu rapor edilmiştir (142). Çalışmamızda *in vitro* ortamın klinik uygulamalara benzerliğini en üst düzeyde sağlamak için ortodontik nedenle çekilmiş insan dişleri kullanılmıştır.

Literatürde yer alan insan dişinin kullanıldığı *in vitro* çalışmalarda farklı dişlerin tercih edildiği görülmektedir. Yapışma dayanıklılığı testleri genellikle ortodontik tedavide maksimum çapraşıklık vakalarında en fazla çekim endikasyonu konulan ve bu nedenle de toplanması daha kolay olan yapısı bozulmamış premolar dişleri kullanılarak yapılmaktadır (143–148). Bununla birlikte kesici dişleri, kanin dişleri ve molar dişleri kullanılarak yapılan çalışmalar da bulunmaktadır (149,150). Araştırmamızda üst premolar dişlerin benzer yüzey formları ve mine kalınlıklarına sahip olmaları, materyalin elde edilme kolaylığı ve literatürde yapılan araştırmalarda daha sıklıkla insan dişi tercih edildiği göz önünde tutularak üst çeneye ait birinci ve ikinci premolar dişler kullanılmıştır.

İnsan dişi kullanılan diğer *in vitro* çalışmalarda olduğu gibi bu çalışmada da çürük ya da dolgusu bulunmayan, çekim sırasında kronunda herhangi bir hasar oluşmamış, bukkal yüzeyi düzgün dişler çalışmaya dahil edilmiştir. Test sonuçlarını etkileme olasılığı nedeniyle mine yüzeyinde düzensizlik, çatlak veya hipoplazik alanlar bulunan ve diş yüzeyinin herhangi bir kimyasal ajanla işlem gördüğü düşünülen dişler çalışmaya dahil edilmemiştir (151,152).

Çalışmada kullanılacak dişlerin saklanması sırasında organik yapılarının bozulmaması için bakteri infiltrasyonun önlenmesi gerekmektedir. Bakteriyel infiltrasyonu önlemek için literatürde farklı uygulamalara başvurulduğu görülmektedir. Eminkahyagil oda sıcaklığındaki çeşme suyunda (153), Coups Smith -20° C'deki çeşme suyunda (141), Al Shamsi ve Büyükyılmaz distile deiyonize suda (154,155), Aboush ve Sayınsu %70'lik etil alkolde (156,157), Zeppieri %4'lük formalinde (158), Oesterle %0.5'lik buzdolabında kloramin içerisinde (159), Hocevar %0.9'luk NaCl içeren serum fizyolojik solüsyonunda (160) ve birçok araştırmacı da %4, %0.02 ve %0.1'lik konsantrasyonlardaki timol solüsyonlarında dişleri saklamışlardır (151,152,161–164). Williams ve Svare 1985 yılında yaptıkları çalışmada saklama koşulları ve saklama süresinin bağlanma kuvvetine etkisini incelemişler ve distile su ve timolde saklanan dişlerin 5 yıl sonra dahi bağlanma kuvvetinin değişmediğini bildirmişlerdir (165). Eliades ve Brantley ise toplanan materyalin en fazla 6 ay bekletilmesini gerektiğini, aksi takdirde saklama koşulları nedeniyle standardizasyon hatalarının oluşabileceğini bildirmişlerdir (130). Çalışmamızda; güçlü antiseptik etkisi ve koruyucu özelliği ve literatürdeki kullanım sıklığı göz önünde bulundurularak, dişler %0.1'lik timol solüsyonunda en fazla iki ay süresi boyunca ışık almayan ortamda siyah cam şişlerde saklanmışlardır.

Sıyırma testi yapılırken kuvvetin braket tabanına doğru şekilde aktarılabilmesi için dişlerin universal test cihazında stabil kalması çok önemlidir. Yapılan literatür incelemesinde *in vitro* yapılan sıyırma testi çalışmalarında dişlerin gömülmesi için alçı veya epoksi rezin blokların kullanıldığı çalışmalar bulunsa da (166,167), literatürde yer alan çoğu çalışmada araştırmacılar dişleri sıyırma testlerinin yapıldığı cihazda sabitlemek amacıyla akrilik bloklar kullanmışlardır (139,151,168–173). Bu çalışmada da test tablasının sabitleyici kısıcaçlarının kuvvetine direnç göstermesi ve uygulama kolaylığı nedeniyle otopolimerizan akril kullanılmıştır.

Mine yüzeyindeki artıklar, adeziv penetrasyonunu etkileyen önemli bir faktördür. Bağlanma dayanımını inceleyen *in vitro* çalışmalarda, mine yüzeyini

pürüzlendirmeden önce yüzeydeki organik pelikül ve plak artıklarının düşük devirli turlu alet ile kıl fırça ve lastik kullanarak flor içermeyen pomza su karışımı ile temizlenmesi sık tercih edilen bir yöntemdir (148,154,168,169,171,174,175). Vicente ve arkadaşları flor içermeyen patların da kullanılabileceğini bildirmişlerdir (167,176,177). *In vivo* çalışmalarda ise diş yüzeyine uygulanan pomzanın herhangi bir ilave etki sağlamadığı ve bununla birlikte hastada rahatsızlığa, mine aşınmalarına ve çizilmelere sebep olduğu bildirilmiştir (178–180). Literatürdeki çalışmalarda pomzanın fırça ile uygulamasında Pus ve Way (181) ortalama 10,7 µm, Thompson ve Way (182) 14,38 µm; lastik ile uygulamasında ise Pus ve Way (181) ortalama 10,7 µm, Thompson ve Way (182) 6,90 µm derinlikte mine kaybı olduğu rapor etmişlerdir. Ancak uyguladığımız bonding sistemine ait üretici firmanın talimatları mine yüzeyini asitlemeden önce yüzeylere pomza uygulanması gerektiği şeklinde olduğu için, hazırlanan akrilik bloklardaki dişler üretici firma talimatları doğrultusunda kıl fırça ile 10 saniye pomza-su karışımı uygulanarak temizlenmiştir.

Ortodontik braketlerin bağlanma dayanıklılıklarını karşılaştıran literatürdeki çalışmalarda birçok farklı braket sistemleri kullanılmıştır (174,183,184). Bu çalışmada amaç ışık cihazının farklı yoğunluklarda ve sürelerde kullanımının karşılaştırılması olduğu için tek tip metal braket kullanılmıştır.

Braketin bağlanma dayanıklılığı adeziv sisteme, mine yüzeyinin pürüzlendirme şekline, braket tabanının retansiyon şekline ve braketin taban alanına bağlıdır. Çalışmamızda retansiyon açısından en çok kullanılan braket taban sistemi olan örgü tabanlı braketler kullanılmıştır (185).

Diş yüzeyinde rezin materyalin penetrasyonunu sağlamak için mine yüzeyinde boşluklar oluşturulması gerekmektedir. Bu amaçla mine yüzeyine uygulanan asit; mine prizmalarının ve interprizmatik alanların farklı oranlarda çözünmesine, mine yapısında mikropörözite oluşumuna ve yüzey geriliminin düşmesine sebep olur. Bu şekilde oluşan boşluklara rezinin penetre olmasıyla

mekanik bağlantı sağlanmış olur ve rezin pürüzlenmiş mine prizmaları arasında tutunur. Bu rezin uzantılarına rezin tag adı verilir (186–188). Minenin pürüzlendirilmesi için kullanılan asit türü, asit konsantrasyonu ve asitleme süresi çalışmalarda farklılık göstermektedir (189–192). Klinik uygulamada yer bulan asit türleri fosforik asit, maleik asit ve poliakrilik asittir. Bu asit tiplerinin etki mekanizmaları farklılık göstermektedir. Fosforik asitin %27 ve üstündeki konsantrasyonlarında suda kolay eriyen ve yıkama ile kolay uzaklaştırılan monokalsiyum fosfat mono hidrat oluşurken, %27'nin altındaki konsantrasyonlarda su ile uzaklaştırılması daha güç olan, daha az çözünür nitelikteki dikalsiyum fosfat dihidrat oluşmaktadır (193). Maleik asit uygulamasında ise suda kolay çözünen ve derinlemesine temizlenebilen kalsiyum maleat oluşmaktadır. Her iki asitin de mine yüzeyinde meydana getirdiği görüntülerin ve bağlanma kuvvetlerinin benzer olduğu, ancak bununla birlikte maleik asitin belirgin oranda daha az mine kaybına neden olduğu ve meydana gelen kopmanın istenmeyen adeziv - mine ara fazında olduğu bildirilmiştir (194). Minede meydana gelen madde kaybının en aza indirilmesi için kullanılan poliakrilik asit ise sıklıkla %50'lik konsantrasyonlarda %98'lik sülfürik asitle sülfatlanarak kullanılmaktadır. Poliakrilik asit uygulamasında mine yüzeyine kalsiyum sülfatdihidrat kristalleri çökeltmektedir (195).

Bağlanma dayanımını inceleyen *in vitro* çalışmaların çoğunda, %35-%37 konsantrasyonlarındaki fosforik asit kullanılmıştır. Literatürde 15 sn (174,175,196–198), 30 sn (140,155,169,199,200) ve 60 saniyelik (201) olmak üzere farklı asit uygulama süreleri mevcuttur.

Osorio ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada %37'lik konsantrasyondaki fosforik asitin 60 saniye uygulanmasının 15 saniye uygulanmasına göre daha yüksek bağlanma kuvveti oluşturabildiği ve daha pürüzlü bir yüzey oluşturabildiği, ancak 15 saniyelik uygulamanın da yeterli bağ kuvveti olan 6-8 MPa kuvvet oluşturabildiği bildirilmiştir (192).

Hobson ve arkadaşları ise çalışmalarında asit ile pürüzlendirme modellerini değerlendirmişler ve ideal pürüzlenme olarak bildirilen bal peteği

görüntüsünün 90 saniyeden daha kısa süren asit uygulamalarında meydana gelmediğini rapor etmişlerdir (189).

Legler ve arkadaşları ise çalışmalarında fosforik asiti %5, %15 ve %37'lik konsantrasyonlarda 15, 30 ve 60 saniye uygulamışlar ve tüm gruplarda yeterli bağlanma kuvvetinin sağlandığını ve gruplar arası istatistiksel açıdan anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir (187).

Wang ve arkadaşları 30 saniyeden daha uzun süre yapılan asit uygulamalarında debonding sırasında mineden kopmalar meydana geldiğini ve 120 saniye asit uygulamasında ise bağ kuvvetinde belirgin azalma olduğunu bildirmişlerdir (202).

Sargison ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 15 saniye fosforik asit uygulamasının yeterli bağ kuvvetini sağladığını bildirmişlerdir (203). Zanet ve arkadaşları da 15 saniye %37'lik fosforik asit uygulamasının direkt bonding için en iyi yöntem olduğunu söyleyerek benzer sonuçları bulmuşlardır (204).

Zidan ve arkadaşları %2'lik fosforik asit uygulamasının mine yüzeyinde daha az madde kaybı meydana getirdiğini, fakat beraberinde rezin tag boylarının da kısaldığını bildirmişlerdir (205). Fowler ise %2'lik asit ile %10'luk asit uygulamasının bağlanma kuvveti açısından benzer sonuçlar verdiğini bildirmiştir (206).

Urabe ve arkadaşları %2 - %37 konsantrasyonlardaki fosforik asitin ortodontik braketleme için yeterli bağlanma kuvveti sağladığını bildirmişlerdir (193).

Carstensen ve arkadaşları %37'lik fosforik asitin 18.3MPa, %5'lik konsantrasyonun 16.49 MPa, %2'lik konsantrasyonun 15.28 MPa bağlanma kuvveti oluşturduğunu ve tüm konsantrasyonlarda yeterli bağlanma kuvvetinin sağlandığını bildirmişlerdir (207).

Literatür taraması yapıldığında, günümüzde en sık kullanılan ve önerilen asit uygulama şeklinin %37'lik jel formdaki fosforik asitin 15-30 saniyelik uygulaması olduğu görülmektedir. Çalışmalarda asit uygulama sonrası mine yüzeyinde 8.8-16.4 µm derinlikte kalıcı madde kaybı meydana geldiği bildirilmiştir (179,190,207-209).

Bu bilgilerin ışığında; yeterli bağlanma kuvveti sağlaması, literatürde referans ürün olması ve klinik uygulamaya paralellik göstermesi bakımından çalışmamızda örneklere asit uygulaması %37'lik jel formda fosforik asitin üretici firma talimatları doğrultusunda 15 saniye uygulaması şeklinde yapılmıştır.

Eliades ve arkadaşları yaptıkları çalışmada braket yapıştırılması sırasında standardizasyon amacıyla eşit miktarda kompozit kullanılmasının bulgulardaki standart sapmayı azaltacağını rapor etmişlerdir (130). Bu nedenle çalışmamızda standart kompozit kalınlığını elde edebilmek için braketler hazırlanan özel bir düzener ile standart kuvvet uygulayarak dişlere bastırılmıştır.

Rezin materyallerin ısısız genişleme katsayıları diş dokusundan farklıdır. *In vitro* deneylerin *in vivo* çalışmalara uygunluk sağlayabilmesi için, *in vitro* deney düzeneğinde ağız içindeki ısı değişikliklerinin taklit edilmesi gerekmektedir. Dental malzemelerin *in vivo* kullanımlarını taklit etmek için termal siklus uygulamaları yapılmaktadır. Termal siklus uygulaması; ağız içerisinde meydana gelen ısı değişikliklerine uygun olacak şekilde, *in vitro* koşullarda, örneklerin belirli derecelerde yüksek ve düşük ısıya maruz bırakılmasıdır. Isılar, genellikle 0-68°C arasında değişmektedir. Fakat standart bir ısı aralığı yoktur. Versluis ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, termal siklus çalışmalarında uygulanması gereken ısı aralığının *in vivo* olarak belirlenmesi gerektiği bildirilmiştir (210). Ağız içi kullanıma uygun dijital bir termometre ile sıcak ve soğuk likitlerin alınmasını takiben sıcaklık tespiti yapılmıştır. Bu çalışma sonucu termal siklus testlerinde 0 – 67 °C sıcaklık aralığının kullanılabilir olduğu tespit edilmiştir. Termal siklus testlerinde uygulanan ısı aralığı iki açıdan çok önemlidir. Eğer normal sınırların çok üstünde bir aralık belirlenmişse materyale yüklenecek nedeniyle materyal olumsuz etkilenebilir. Eğer normal sınırların çok altında bir ısı aralığı uygulanırsa, yine materyal için doğru bir test uygulanmış olmaz ve sonuçlar gerçeği yansıtmayabilir.

Canlıların dış yüzeylerinde oluşacak sıcaklık değerlerinin maksimum ve minimum değerleri için birçok farklı görüş ortaya atılmıştır. Genellikle termal siklus çalışmalarında ısı aralığının alt limiti olarak suyun donma derecesi, üst limit için de buharlaşma sıcaklığının yarısına yakın değerler kullanılmaktadır. Bu aralıklar; 4-58, 4-60, 5-55, 5-60, 10-50 °C gibi sıralanabilir (211,212). En sık tercih edilen minimum ısı 5°C, maksimum ısı 55°C 'dir (213).

Örneklerin su banyolarında bekletilme süreleri 10 sn, 20 sn, 30 sn, 60 sn ve 120 sn arasında farklılık göstermektedir. Türkün ve Ergücü yaptıkları çalışmada, banyolarda kısa süre bekletilmesinin ağız içi ısı değişimlerini taklit etme konusunda daha gerçekçi bir uygulama olduğunu bildirmişlerdir (213). Tercih edilen tur sayısı ise 1-1000000 arasında değişmektedir.

Jassem 1981 yılında yapmış olduğu çalışmasında, termal siklus uygulanan örnekler ile 37°C su içerisinde bekletilen örnekler arasında bağlanma dayanıklılıkları açısından fark olmadığını raporlamıştır (214). Bishara ise çalışmasında, ağız ısını taklit etmesi sebebiyle termal siklus uygulamasının gerekli bir uygulama olduğunu bildirmiştir (215). Bu çalışmada 24 saat süreyle 37°C distile suda bekletilen örneklere, daha sonra 5°C ve 55°C ısı banyolarında 500 tur termal siklus işlemi uygulanmıştır.

Işık yoğunluğu, adeziv materyallerin polimerizasyon seviyelerini etkileyen önemli bir faktördür. Rueggeberg ve arkadaşları 1 mm kalınlığındaki kompozit örneği en az 400 mW/cm² ışık yoğunluğundaki ışık cihazı ile 60 sn ışınlamasını önerirken, başka bir çalışma 300 ila 400 mW/cm² aralığındaki ışık yoğunluğunun adeziv materyalin polimerizasyonu için yeterli olacağını bildirmiştir (40,44).

Bu çalışmada yüksek güçteki LED ışık cihazının 1000 mW/cm² yoğunluğundaki standart güç modu 20 sn, 1400 mW/cm² yoğunluğundaki yüksek güç modu 8 sn ve 3200 mW/cm² yoğunluğundaki ekstra yüksek güç modu 6 sn kullanılmıştır. Cihazın ışık yoğunluğunun artması, daha kısa sertleşme süreleri ile yeterli polimerizasyonun elde edilmesine olanak tanımaktadır. VALO ışık cihazı 395 ila 480 nm dalga boyları aralığında çalışmaktadır. VALO tarafından

üretile yüksek yoğunluklu ışık, ışıkla sertleşen tüm dental materyaller için derin polimerizasyon sağlayabilmektedir. Fujibayashi ve arkadaşları 470 nm dalga boyuna sahip bir LED ışık cihazının, 10 ila 60 saniye aralığındaki ışınlama sürelerinde halojen ışık cihazına kıyasla daha derin bir polimerizasyon sağladığını rapor etmişlerdir (216).

Her ne kadar üretici firma yüksek güçte ışık cihazının standart modunda (1000 mW/cm²) tek yüzden 10 saniye, yüksek güç modunda (1400 mW/cm²) mezialden ve distalden 4+4 toplam 8 saniye, ekstra yüksek güç modunda (3200 mW/cm²) mezialden ve distalden 3+3 toplam 6 saniye ışık uygulamasının yeterli olduğunu belirtse de, bu çalışmada standardizasyonun sağlanması için tüm gruplarda mezial ve distalden ışık uygulanmış olup; rutin klinik kullanımını taklit etmek ve eksik polimerizasyon oluşmasının önüne geçebilmek amacıyla cihazın standart modunda toplam 20 saniyelik bir süre boyunca ışık uygulanmıştır. Araştırmanın sıyırma testi aşamasında, kuvvet uygulanması sonrası hiçbir grupta braket kanadında veya kaidesinde kırılma veya kopma gözlemlenmemiştir.

Newman ve arkadaşları minede hasar meydana gelmemesi için bağlanma dayanımının 23,4 Mpa'dan daha düşük olması gerektiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda bu değer üzerinde bir tane bağlanma dayanımı tespit edilmiştir. Bunun dışındaki grup ortalamaları bu değer altında olup, hiçbir örnekte mine kırılması meydana gelmemiştir.

Literatürde braket koştuktan sonra diş yüzeyinde kalan adeziv miktarını değerlendirmek için 1984'te Artun ve Bergland (217) ve 1990'da Bishara ve Trulove (127) tarafından tanıtılmış iki indeks kullanıldığı görülmüştür. Artun ve Bergland tarafından tanıtılan indekste değerler 0-3 (0, diş üzerinde hiç yapıştırıcı yok; 1, yapıştırıcının %0'ı ile %50'si arası diş üzerinde; 2, yapıştırıcının %50'si ile %100'ü arası diş üzerinde; 3, yapıştırıcının tamamı diş üzerinde) arasında değişirken, Bishara ve Trulove tarafından tanıtılan indekste skorlar 1-5 (1, yapıştırıcının tamamı diş üzerinde; 2, yapıştırıcının %100'ü ile %90'ı arası diş üzerinde; 3, yapıştırıcının %90'ı ile %10'u arası diş üzerinde; 4, yapıştırıcının %10'u ile %0'ı arası diş üzerinde; 5, diş üzerinde hiç yapıştırıcı

yok) arasında değişmektedir. Bu çalışmada da Bishara ve Trulove'nın indeksi kullanılmıştır.

Bu çalışmanın amacı yüksek güçte LED ışık cihazının farklı yoğunluk modu ve sürelerde kullanılması ile yapıştırılan braketlerin bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmaktır. Yapılan bu çalışmada yüksek güçte LED ışık cihazının yapışma performansını 1000 mW/cm² yoğunlukta 20 sn, 1400 mW/cm² yoğunlukta 8 sn ve 3200 mW/cm² yoğunlukta 6 saniyelik ışınlama süreleri ile karşılaştırdığımızda; braketlerin bağlanma dayanıklılıklarındaki başarısızlık oranı açısından 1400 mW/cm² 8 saniye (19.07 ± 2.54) ile 3200 mW/cm² 6 saniye (18.01 ± 3.10) arasında anlamlı bir fark bulunmazken, 1000 mW/cm² 20 saniyelik ışınlama prosedüründeki bağlanma değeri (14.06 ± 1.73) diğer iki gruptan anlamlı derece düşük bulunmuştur (p<0.001). Ancak literatürde 6 ile 8 MPa'yı aşan bağlanma kuvvetlerinin ortodontik tedaviler için klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirildiğinden (217), istatistiksel olarak önemli bulunan bu sonucun klinik olarak bir önemi bulunmamaktadır.

Literatürde braketlerin yapıştırılması boyunca hasta başında geçirilen süreyi azaltmayı hedefleyen birçok çalışma mevcuttur (140,149,218). Manzo ve arkadaşları plazma ark ışık kaynağının geleneksel ışık kaynaklarına göre braket bağlanma başarısında herhangi bir azalma yaratmaksızın tedavi süresini kısaltacağını bildirmişlerdir (149). Krishnaswamy ve Sunitha 40 saniye uygulanan geleneksel halojen ışık cihazı ile 10 saniye uygulanan LED ışık cihazının kullanımını braketlerin yapıştırılmasındaki klinik performansını karşılaştırmış ve polimerizasyon etkinliği bakımından LED ışık cihazının konvansiyonel halojen ışık cihazına kabul edilebilir bir alternatif olduğunu bildirmişlerdir (218). Mirabella da LED ve konvansiyonel halojen lambaları karşılaştırmış ve benzer sonuçlar verdiğini bulmuştur (112). Literatürde 10 saniye ışınlama süresi gerektiren LED ışık cihazı ile 30-40 saniye ışınlama süresi gerektiren geleneksel halojen ışık cihazları karşılaştırılmış ve LED ışık cihazının tüm ağza braket yapıştırılması için gerekli toplam sürede 400 ila 600 saniyelik bir farka neden olacağı bildirilmiştir.

Ortodontinin amacı yalnızca mükemmel bir oklüzyon geliştirmek değil aynı zamanda temporomandibuler eklemin normal fonksiyonunu korumaktır. Temporomandibuler eklem hastalıklarının etiyolojisi ile ilgili birçok teori sunulmuştur. Temporomandibuler ligamentlere aşırı gerginlik getiren herhangi bir aktif kuvvet ligamentlerin kalıcı bir şekilde gerilmesine neden olabilir. Bu durum da kondillerin yıpranmasına neden olabilmektedir (219). Bu durumu oluşturabilecek ilgili etiyolojik faktörlerden birisi de tedavi süresi nedeniyle hasta ağzının uzun süre açık tutulmasıdır (220). Braketleme esnasında hasta ağzının uzun süre açık kalması hastada temporomandibuler sorunlara neden olabilmektedir. 3 saniyelik ışınlama süresi, ortodontik braketlerin dişlere yapıştırılması esnasında klinikte hasta başında geçirilen süreyi kısaltır ve böylece hasta konforunu arttırır.

Bu çalışmanın sonuçları, yeni yüksek güçte LED ışık cihazlarının “Ekstra Yüksek Güç Modu”nun ortodontik braketlerin dişlere bağlanması için gerekli süreyi azaltabileceğini önermektedir. Bu cihazla yapılan 6 saniyelik ışınlama süresi ile elde edilen bağlanma değerleri, rutin klinik kullanımda yer alan 20 saniyelik standart LED ışık cihazı kullanılarak elde edilen bağlanma değerleriyle karşılaştırılabilir sonuçlar vermiştir.

Önceki alışmalar da çalışmamızda olduğu gibi; yüksek güçte LED ışık cihazlarının “Ekstra Yüksek Güç Mod”larının 6 saniyelik kullanımının, standart LED ışık cihazlarının 20 saniyelik kullanımına kıyasla eşdeğer ve hatta daha üstün bir performans sağladığını göstermiştir (126,221–223).

Dişlere yapıştırılan braketler, klinik olarak, tedavi mekaniği ve oklüzyon tarafından oluşturulan kuvvetlere direnç gösterirken, aynı zamanda yapıştırılmış braketler dişlere zarar vermeden kolayca dişlerden uzaklaştırılabilmelidir (224,225). 6-8 MPa'lık gerilme dayanım kuvveti, işlem kuvvetlerine direnç göstermek için yeterli olacaktır (217). Bu çalışmada farklı ışınlama sürelerinde ve yoğunluklarda kullanılan LED ışık kaynaklarıyla elde edilen bağlanma değerleri, klinik olarak kabul edilebilir bu seviyenin üzerindedir.

Gruplar arasında ARI skorları arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Ayrıca gruplar arası en fazla skor 1 (%45.3) gözlenmiştir. Bu sonuç

bağlanmadan sonra başarısızlıkların çoğunluğunun braket ile yapıştırıcı ara yüzünde oluştuğunu ve malzemenin yüzeye yapışmış kaldığını göstermiştir. Sonuç olarak, mine muhtemel travmalara rağmen korunmuştur (24,226,227).

Yüksek yoğunluklu ışıkların kullanımı ile ilgili bazı endişeler mevcuttur. Yüksek yoğunluktaki ışık, ışınlama esnasında diş yüzeyinde yüksek ısı oluşumuna ve bu nedenle çeşitli derecelerde pulpada sıcaklık artışına neden olabilmektedir. Zach ve Cohen, 168 °C sıcaklık eşiğinin üzerinde bir intrapulpal sıcaklık artışının pulpada nekroza yol açtığını bulmuşlardır (228). Hibst ve Keller, pulpa odasında 1 dakika boyunca 5.58 °C lik bir sıcaklık artışının geri döndürülemez pulpal hasara neden olduğunu bildirmişlerdir (229). Ortodontik braketlerin yapıştırılmasında ise pulpa odasından ışık kaynağına olan mesafe daha fazladır. Aynı zamanda mine ve dentin ısıyı izole eder ve pulpa dokusunu korur. Mevcut çalışmalar, ortodontik bağlanma için “Ekstra Yüksek Güç Modu”nun kullanılmasının pulpal sıcaklıkların artışı açısından güvenli olduğunu göstermektedir (76,221,230). Bu çalışmalarda ışığa uzun süre maruz kalmanın üretilen ısıyı daha çok arttırdığı belirtilmektedir. Bu nedenle, özellikle ince mine ve dentin içeren dişler için ışınlama süresinin daha kısa tutulması gerektiği önerilmektedir (221,230).

Bu çalışmanın sonuçları, yüksek güçte LED ışık cihazının “Ekstra Yüksek Güç Modu”nda 6 saniye kullanımının, braketlerin ve diş minesinin sıyırma bağlanma dayanımını etkilemeksizin braketlerin diş yüzeyine yapıştırılmasında güvenle kullanılabileceğini göstermiştir. Dall'Igna (8) tarafından yapılan çalışmada da belirtildiği gibi ışınlama süresinin kısaltılmasının klinikte hasta başında geçirilen sürenin daha kısa olması nedeniyle faydalı olabileceği görüşünderiz.

6 SONUÇLAR

Sabit tedavide kullanılan braketlerin dişe yapıştırılması ve diş ile braket arasındaki bağlantının güçlü olmasını etkileyen en önemli faktör polimerizasyon derecesidir. Polimerizasyonu sağlayan en temel etkenlerden biri de kullanılan ışık kaynağıdır. Bu nedenle *in vitro* olarak yapılan bu çalışmada, metal braketlerin ortodontik amaçla çekilmiş olan premolar dişlere yapıştırılması sırasında kullanılan LED ışık cihazının farklı yoğunluk modu ve sürelerde kullanımının, bağlanma dayanıklılığı üzerine etkilerinin sıyırma testi ile karşılaştırılması olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

In vitro olarak yapılan bu çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde, braketlerin bağlanma dayanıklılıklarını gösteren parametreler her üç protokolün de klinik kullanım için yeterli olduğunu göstermektedir. Bu nedenle ortodontik braketlerin dişlere yapıştırılmasında yüksek güçteki LED ışık cihazının ekstra yüksek güç modunda 2 X 3 sn kullanımı klinik başarıda herhangi bir azalma olmaksızın braketleme esnasında hasta başında geçirilen çalışma süresinin azalmasını sağlamaktadır. LED ışık kaynaklarının “Ekstra Yüksek Güç Modu”nun daha etkin polimerizasyonu daha kısa sürelerde sağlayabildiği sonucuna varılmıştır.

Bu çalışma sonuçlarının klinik uygulamalara yansımaları olarak; yüksek güçte LED ışık kaynaklarının daha yaygın kullanımı, yüksek polimerizasyon oranı ile iş gücü ve zaman tasarrufu sağlayacağı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Sondhi A. Precise bracket placement: Effective and efficient indirect bonding. In: Graber T. M., Vanarsdall R.L.Jr., Vig, K.W.L. (Eds.), *Orthodontics Current Principles and Techniques*. Mosby, 2005; 661-673.
2. Powers JM, Kim HB, Turner DS. Orthodontic adhesives and bond strength testing. 1997;3:147–156.
3. Zhang Z, Giordano R, Shen G, Chou LL, Qian Y. Shear bond strength of an experimental composite bracket. *J Orofac Orthop*. 2013;74:319–331.
4. Sharma P, Valiathan A, Arora A, Agarwal S. A comparative evaluation of the retention of metallic brackets bonded with resin-modified glass ionomer cement under different enamel preparations: A pilot study. *Contemp Clin Dent*. 2013;4:140–146.
5. Ozdemir F, Cakan U, Gonul N, Germec Cakan D. Orthodontic bonding to acid- or laser-etched prebleached enamel. *Korean J Orthod*. 2013;43:141–146.
6. Marquezan M, Lau T, Rodrigues C, Sant 'anna E, Nio Ruellas A, Marquezan M, et al. Shear bond strengths of orthodontic brackets with a new LED cluster curing light. *J Orthod*. 2010;37:37-42.
7. Oz AA, Oz AZ, Arici S. In-vitro bond strengths and clinical failure rates of metal brackets bonded with different light-emitting diode units and curing times. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2016;149:212–216.
8. Dall'Igna CM, Marchioro EM, Spohr AM, Mota EG. Effect of curing time on the bond strength of a bracket-bonding system cured with a light-emitting diode or plasma arc light. *Eur J Orthod*. 2011;33:55–59.
9. Buonocore MG. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *J Dent Res*. 1955;34:849–853.
10. Newman GVA. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: Progress report. *Am J Orthod*. 1965;51:901-912.
11. Bassiouny MA, Grant AA. A visible light-cured composite restorative. Clinical open assessment. *Br Dent J*. 1978;145:327–330.
12. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Klersy C. Halogen versus high-intensity light-curing of uncoated and pre-coated brackets: a shear bond strength study. *J*

- Orthod. 2002;29:45–50.
13. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Klersy C. Plasma arc versus halogen light curing of orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;125:342–7.
 14. Küçükeşmen Ç. Farklı Işık Kaynakları Ve Yeni Polimerizasyon Teknikleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2006;9:127-137.
 15. Tavas MA, Watts DC. Bonding of Orthodontic Brackets by Transillumination of a Light Activated Composite: an *In Vitro* Study. *Br J Orthod.* 1979;6:207–208.
 16. Esmaili B, Safarcherati H, Vaezi A. Hardness Evaluation of Composite Resins Cured with QTH and LED. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2014;8:40–44.
 17. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater.* 2000;16:41–47.
 18. Yoon T-H, Lee Y-K, Lim B-S, Kim C-W. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil.* 2002;29:1165–1173.
 19. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent.* 2002;27:636–638.
 20. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 1999;25:4–15.
 21. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Boehme A, Jost-Brinkmann P-G. Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of resin-modified glass ionomer cured with high-intensity halogen, light-emitting diode, and plasma arc lights. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006;129:541–546.
 22. Uşümez Serdar, Büyükyılmaz Taner KAI. Effect of light emitting diode on bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2004;74:259-263.
 23. Gronberg K, Rossouw PE, Miller BH, Buschang P. Distance and time effect on shear bond strength of brackets cured with a second-generation light-emitting diode unit. *Angle Orthod.* 2006;76:682–688.
 24. Yu H-S, Lee K-J, Jin G-C, Baik H-S. Comparison of the shear bond strength of brackets using the led curing light and plasma arc curing light:

- polymerization time. *World J Orthod.* 2007;8:129–135.
25. Di Nicoló R, Araujo MAM de, Alves LAC, Souza RO de A e, Rocha DM da. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded using halogen light and light-emitting diode at different debond times. *Braz Oral Res.* 2010;24:64–69.
 26. McCabe JF, Walls AWG. *Applied dental materials.* Blackwell Scientific Publications; 1990.
 27. Özel Ö, Şeyda B, Siso H, Eren D. Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar. *EÜ Dişhek Fak Derg.* 2006;27:117-124.
 28. Noort R van. *Introduction to dental materials.* Mosby Elsevier; 2013; 246.
 29. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi.* 1993.
 30. William O by J, O WJ, Professor F, Arbor A. *Dental Materials and Their Selection.* 2002;5:1940–652.
 31. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater.* 2000;16:330–336.
 32. Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *Eur J Oral Sci.* 2005;113:417–421.
 33. Craig RG. Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent Clin North Am.* 1981;25:219–239.
 34. Heymann H, Swift EJ, Ritter A V., Sturdevant CM. *Sturdevant’s art and science of operative dentistry.* Elsevier/Mosby; 2013; 548.
 35. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater.* 2006;22:359–365.
 36. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials.* 1991;12:737–740.
 37. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and Marginal Breakdown of Composites with Various Degrees of Cure. *J Dent Res.* 1997;76:1508–1516.
 38. Ozel E, Soyman M. Led Işık Kaynakları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Derg.* 2003;13:13–17.

39. Price RBT, Felix CA, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials*. 2004;25:4465–77.
40. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*. 1994;19:26–32.
41. AUJ Yap, MS Soh KS. Effectiveness of Composite Cure with Pulse Activation and Soft-start Polymerization. *Oper Dent*. 2002;27:44-49.
42. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J*. 1999;186:388–391.
43. Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J*. 2002;193:459–463.
44. Dunn WJ, Taloumis LJ. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002;122:236–241.
45. Price RBT, Ehrnford L, Andreou P, Felix CA. Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode, and plasma arc curing lights. *J Adhes Dent*. 2003;5:193–207.
46. Meyer GR, Ernst C-P, Willershausen B. Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *J Adhes Dent*. 2002;4:197–204.
47. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater*. 2002;18:463–469.
48. Jiménez-Planas A, Martín J, Abalos C, Llamas R. Developments in polymerization lamps. *Quintessence Int*. 2008;39:74-84.
49. Leonard DL, Swift EJ. Light-Emitting-Diode Curing Lights-Revisited. *J Esthet Restor Dent*. 2007;19:56–62.
50. Knezević A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristić M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil*. 2001;28:586–591.
51. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization

- efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent*. 2002;14:286–295.
52. Barghi N, McAlister EH. LED and halogen lights: effect of ceramic thickness and shade on curing luting resin. *Compend Contin Educ Dent*. 2003;24:497–500.
 53. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães D V, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater*. 2001;17:309–315.
 54. Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials*. 2003;24:2097–2103.
 55. Taira M, Urabe H, Hirose T, Wakasa K, Yamaki M. Analysis of Photoinitiators in Visible-light-cured Dental Composite Resins. *J Dent Res*. 1988;67:24–28.
 56. Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing--an update. *Compend Contin Educ Dent*. 2002;23:889–892.
 57. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci*. 2002;110:471–479.
 58. Buch B, Touyz LZG. The electromagnetic spectrum and the dentist. A biophysical review. *Aust Dent J*. 1987;32:159–165.
 59. Levine M. Pearson Prentice Hall Biology. 2010.
 60. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl*. 1999;25:4–15.
 61. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do Dental Composites Always Shrink Toward the Light? *J Dent Res*. 1998;77:1435–1445.
 62. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without “softstart-polymerization”. *J Dent*. 2017;25:321–330.
 63. Ayşegül Ölmez D, Dilek Tuna D. Polimerizasyon Büzülmesine Etki Eden Faktörler. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Derg*. 2002;5:52-57.
 64. Discacciati JAC, Neves AD, Oréfice RL, Pimenta FJGS, Sander HH. Effect of

- light intensity and irradiation time on the polymerization process of a dental composite resin. *Mater Res.* 2004;7:313–318.
65. Sudheer V, Manjunath M. Contemporary curing profiles: Study of effectiveness of cure and polymerization shrinkage of composite resins: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2011;14:383–386.
 66. Christensen RP, Palmer TM, Ploeger BJ, Yost MP. Resin polymerization problems--are they caused by resin curing lights, resin formulations, or both? *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 1999;25:42–54
 67. Baek C-J, Hyun S-H, Lee S-K, Seol H-J, Kim H-I, Kwon YH. The effects of light intensity and light-curing time on the degree of polymerization of dental composite resins. *Dent Mater J.* 2008;27:523–533.
 68. Nomoto R, Uchida K, Hirasawa T. Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dent Mater J.* 1994;13:198–205.
 69. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA. Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent.* 2000;12:328–339.
 70. Oliver RG. Orthodontic Materials. Scientific and Clinical Aspects. *J Orthod.* 2002;29:75.
 71. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitabevi; 2000.
 72. Uctasli S, Shortall AC, Burke FJT. Effect of accelerated restorative techniques on the microleakage of Class II composites. *Am J Dent.* 2002;15:153–158.
 73. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci.* 2004;112:89–94.
 74. Aguiar FHB, Barros GKP, dos Santos AJS, Ambrosano GMB, Lovadino JR. Effect of polymerization modes and resin composite on the temperature rise of human dentin of different thicknesses: an in vitro study. *Oper Dent.* 2005;30:602–607.
 75. Pirkoca G. Siloran bazlı bir kompozitin mikrosızıntı, yüzey sertliği ve düzgünlüğü üzerinde farklı ışık cihazlarının etkileri, Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi, Ankara, 2013.
 76. Bani AA. Farklı Mesafelerden Uygulanan 3 Farklı Işık Kaynağının Ortodontik Braketleme Sırasında Sıcaklık Değişimi Üzerindeki Etkisinin İnfrared Kamera

- Kullanılarak In Vitro Olarak Değerlendirilmesi, Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi, Ankara, 2015.
77. Midda M, Renton-Harper P. Lasers in dentistry. *Br Dent J.* 1991;170:343–346.
 78. Anderson AM, Kao E, Gladwin M, Benli O, Ngan P. The effects of argon laser irradiation on enamel decalcification: An in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122:251–259.
 79. Noel L, Rebellato J, Sheats RD. The effect of argon laser irradiation on demineralization resistance of human enamel adjacent to orthodontic brackets: an in vitro study. *Angle Orthod.* 2003;73:249–258.
 80. Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH, Vogels DS. 2008 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures, part 1: results and trends. *J Clin Orthod.* 2008;42:625–640.
 81. Dederich DN, Bushick RD, ADA Council on Scientific Affairs and Division of Science, Journal of the American Dental Association. Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc.* 2004;135:204–212.
 82. Lalani N, Foley TF, Voth R, Banting D, Mamandras A. Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. *Angle Orthod.* 2000;70:28–33.
 83. Matsuyama T, Aoki A, Oda S, Yoneyama T, Ishikawa I. Effects of the Er:YAG Laser Irradiation on Titanium Implant Materials and Contaminated Implant Abutment Surfaces. *J Clin Laser Med.* 2003;21:7–17.
 84. Hinoura K, Miyazaki M, Onose H. Influence of argon laser curing on resin bond strength. *Am J Dent.* 1993;6:69–71.
 85. Chalipa J, Jalali YF, Gorjizadeh F, Baghaeian P, Hoseini MH, Mortezaei O. Comparison of Bond Strength of Metal and Ceramic Brackets Bonded with Conventional and High-Power LED Light Curing Units. *J Dent (Tehran).* 2016;13:423–430.
 86. Pereira A, Raposo L, Teixeira D, Gonzaga R, Cardoso I, Soares C, et al. Influence of Battery Level of a Cordless LED Unit on the Properties of a Nanofilled Composite Resin. *Oper Dent.* 2016;41:409–416.
 87. Tiwari A, Shyagali T, Kohli S, Joshi R, Gupta A, Tiwari R. Effect of Dental Chair Light on Enamel Bonding of Orthodontic Brackets Using Light Cure

- Based Adhesive System: An In-Vitro Study. *Acta Inform Med.* 2016;24:317–321.
88. Hicks MJ, Westerman GH, Flaitz CM, Powell GL. Surface topography and enamel-resin interface of pit and fissure sealants following visible light and argon laser polymerization: an in vitro study. *ASDC J Dent Child.* 2017;67:169–175.
 89. Blankenau RJ, Kelsey WP, Powell GL, Shearer GO, Barkmeier WW, Cavell WT. Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *Am J Dent.* 1991;4:40–42.
 90. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc.* 1999;65:447–450.
 91. Soh MS, Yap AUJ, Siow KS. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Oper Dent.* 2017;28:707–15.
 92. Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, Jandt KD. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials.* 2002;23:2955–2963.
 93. Nomoto R, McCabe JF, Hirano S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Oper Dent.* 2004;29:287-294
 94. Bouillaguet S, Caillot G, Forchelet J, Cattani-Lorente M, Wataha JC, Krejci I. Thermal risks from LED- and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* 2005;72:260–267.
 95. Soh MS, Yap AUJ, Siow KS. Post-gel shrinkage with different modes of LED and halogen light curing units. *Oper Dent.* 2004;29:317-324.
 96. Loney RW, Price RB. Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. *Oper Dent.* 2001;26:516-520
 97. Hofmann N, Markert T, Hugo B, Klaiber B. Effect of high intensity vs. soft-start halogen irradiation on light-cured resin-based composites. Part I. Temperature rise and polymerization shrinkage. *Am J Dent.* 2003;16:421–430.
 98. Ilie N, Felten K, Trixner K, Hickel R, Kunzelmann K-H. Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. *Dent Mater.*

- 2005;21:483–489.
99. Strydom C. Polymerization and polymerization shrinkage stress: fast cure versus conventional cure. *SADJ*. 2005;60:252–253.
 100. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001;119:30–35.
 101. Thomas M. G, Vanarsdall RL. *Orthodontics, current principles and techniques*. CV Mosby Co. 2000;53:4.
 102. Oberholzer TG, Du Preez IC, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials*. 2005;26:3981–3986.
 103. Soh MS, Yap AUJ, Siow KS. Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Oper Dent*. 2004;29:9-15.
 104. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*. 2000;21:1379–1385.
 105. Mills RW. Blue light emitting diodes--another method of light curing? *Br Dent J*. 1995;178:169.
 106. Swanson T, Dunn WJ, Childers DE, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;125:337–341.
 107. Özcan S. Farklı Işık Kaynakları ile Polimerize Edilen Farklı Kompozit Rezin Restoratif Materyallerin Monomer Değişim Derecelerinin Mikrosertlik Ölçümü ile Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara,; 2007.
 108. Küçükeşmen Ç. Farklı Işık Kaynakları Ve Yeni Polimerizasyon Teknikleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2006;9:127-137.
 109. Aydın, R. Farklı Işık Kaynaklarının Sıyırma Kuvvetleri Üzerindeki Etkilerinin İki Adeziv Sistemi ile Karşılaştırılması, Doktora Tezi, Yeditepe Üniversitesi, İstanbul, 2007.
 110. Koupis NS, Eliades T, Athanasiou AE. *Clinical Evaluation of Bracket*

- Bonding Using Two Different Polymerization Sources. *Angle Orthod.* 2008;78:922–925.
111. Mavropoulos A, Staudt CB, Kiliaridis S, Krejci I. Light curing time reduction: in vitro evaluation of new intensive light-emitting diode curing units. *Eur J Orthod.* 2005;27:408–412.
 112. Mirabella D, Spena R, Scognamiglio G, Luca L, Gracco A, Siciliani G. LED vs Halogen Light-Curing of Adhesive-Precoated Brackets. *Angle Orthod.* 2008;78:935–940.
 113. Uzel A, Buyukyilmaz T, Kayalioglu M, Uzel I. Temperature rise during orthodontic bonding with various light-curing units--an in vitro study. *Angle Orthod.* 2006;76:330–334.
 114. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Investig.* 2000;4:140–147.
 115. Manhart J, García-Godoy F, Hickel R. Direct posterior restorations: clinical results and new developments. *Dent Clin North Am.* 2002;46:303–339.
 116. Oyama N, Komori A, Nakahara R. Evaluation of light curing units used for polymerization of orthodontic bonding agents. *Angle Orthod.* 2004;74:810–815.
 117. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Photopolymerization of composite resins with plasma light. *J Oral Rehabil.* 2002;29:782–786.
 118. Park SH, Krejci I, Lutz F. Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent.* 2002;27:30-37.
 119. Schneider LFJ, Consani S, Sinhoreti MAC, Sobrinho LC, Milan FM. Temperature change and hardness with different resin composites and photo-activation methods. *Oper Dent.* 2005;30:516-521.
 120. Hasegawa T, Itoh K, Yukitani W, Wakumoto S, Hisamitsu H. Effects of soft-start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin. *Oper Dent.* 2001;26:389–395.

121. Sharkey S, Ray N, Burke F, Ziada H, Hannigan A. Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence Int.* 2001;32:401–405.
122. Bister D. *Orthodontics. Current principles & techniques*, 4th edition (2005). *Eur J Orthod.* 2006;28:197.
123. Nkenke E, Hirschfelder U, Martus P, Eberhard H. Evaluation of the bond strength of different bracket-bonding systems to bovine enamel. *Eur J Orthod.* 1997;19:259–270.
124. Dorminey JC, Dunn WJ, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124:410–413.
125. Shapiro S, Meier A, Guggenheim B. The antimicrobial activity of essential oils and essential oil components towards oral bacteria. *Oral Microbiol Immunol.* 1994;9:202–208.
126. Faria-e-Silva AL, Covell, DA, Ferracane JL, Pfeifer CS. Effectiveness of high irradiance for short-time exposures on polymerization of composite under metal brackets. *Angle Orthod.* 2017;87:834–840.
127. Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;98:263–273.
128. Fleming PS, Eliades T, Katsaros C, Pandis N. Curing lights for orthodontic bonding: A systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2013;143:92–103.
129. Wendl B, Droschl H. A comparative in vitro study of the strength of directly bonded brackets using different curing techniques. *Eur J Orthod.* 2004;26:535–544.
130. Eliades T, Brantley WA. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur J Orthod.* 2000;22:13–23.
131. Stanley HR. An urgent plea for a standardized bonding (adhesion) test. *J Dent Res.* 1993;72:1362–1363.
132. Söderholm KJ. Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 Task Group on Test

- Methods for the Adhesion of Restorative Materials. *Dent Mater.* 1991;7:74–83.
133. Fox NA, McCabe JF, Buckley JG. A critique of bond strength testing in orthodontics. *Br J Orthod.* 1994;21:33–43.
 134. Trimpeneers LM, Verbeeck RM, Dermaut LR, Moors MG. Comparative shear bond strength of some orthodontic bonding resins to enamel. *Eur J Orthod.* 1996;18:89–95.
 135. Nkenke E, Hirschfelder U, Martus F?, Eberhard H. Evaluation of the bond strength of different bracket-bonding systems to bovine enamel. *Eur J Orthod.* 1997;19:259–270.
 136. Sinha PK, Nanda RS. The effect of different bonding and debonding techniques on debonding ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112:132–137.
 137. Haydar B, Sarikaya S, Cehreli ZC. Comparison of shear bond strength of three bonding agents with metal and ceramic brackets. *Angle Orthod.* 1999;69:457–462.
 138. Grandhi RK, Combe EC, Speidel TM. Shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets with a moisture-insensitive primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;119:251–255.
 139. Webster MJ, Nanda RS, Duncanson MG, Khajotia SS, Sinha PK. The effect of saliva on shear bond strengths of hydrophilic bonding systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;119:54–58.
 140. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Klersy C, Sfondrini G. Polymerization with a micro-xenon light of a resin-modified glass ionomer: a shear bond strength study 15 minutes after bonding. *Eur J Orthod.* 2002;24:689–697.
 141. Coups-Smith KS, Rossouw PE, Titley KC. Glass ionomer cements as luting agents for orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2003;73:436–444.
 142. Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;119:610–616.
 143. Hobson RS, Ledvinka J, Meechan JG. The effect of moisture and blood contamination on bond strength of a new orthodontic bonding material. *Am J*

- Orthod Dentofac Orthop. 2001;120:54–57.
144. Grubisa HS., Heo G, Raboud D, Glover KE, Major PW. An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;126:213–219.
 145. Rajagopal R, Padmanabhan S, Gnanamani J. A comparison of shear bond strength and debonding characteristics of conventional, moisture-insensitive, and self-etching primers in vitro. *Angle Orthod.* 2004;74:264–268.
 146. Summers A, Kao E, Gilmore J, Gunel E, Ngan P. Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: an in vitro and in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126:200-6-5.
 147. Trites B, Foley TF, Banting D. Bond strength comparison of 2 self-etching primers over a 3-month storage period. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126:709–716.
 148. Romano FL, Tavares SW, Nouer DF, Consani S, Borges de Araújo Magnani MB. Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with Self-Etching Primer. *Angle Orthod.* 2005;75:849–853.
 149. Manzo B, Liistro G, De Clerck H. Clinical trial comparing plasma arc and conventional halogen curing lights for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;125:30–35.
 150. Hobson RS, McCabe JF, Hogg SD. Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dent Mater.* 2001;17:184–189.
 151. Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Laffoon JF. Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;125:348–350.
 152. Bishara SE, Oonsombat C, Soliman MMA, Ajlouni R, Laffoon JF. The effect of tooth bleaching on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005;128:755–760.
 153. Eminkahyagil N, Korkmaz Y, Gokalp S, Baseren M. Shear bond strength of orthodontic brackets with newly developed antibacterial self-etch adhesive. *Angle Orthod.* 2005;75:843–848.
 154. Al Shamsi AH, Cunningham JL, Lamey PJ, Lynch E. Three-dimensional

- measurement of residual adhesive and enamel loss on teeth after debonding of orthodontic brackets: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007;131:301.
155. Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman AI. Effect of self-etching primers on bond strength--are they reliable? *Angle Orthod.* 2003;73:64–70.
 156. Aboush YE, Tareen A, Elderton RJ. Resin-to-enamel bonds: effect of cleaning the enamel surface with prophylaxis pastes containing fluoride or oil. *Br Dent J.* 1991;171:207–209.
 157. Sayinsu K, Isik F, Sezen S, Aydemir B. New protective polish effects on shear bond strength of brackets. *Angle Orthod.* 2006;76:306–309.
 158. Zeppieri IL, Chung CH, Mante FK. Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;124:414–419.
 159. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114:514–519.
 160. Hocevar RA, Vincent HF. Indirect versus direct bonding: Bond strength and failure location. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1988;94:367–371.
 161. Ajlouni R, Bishara SE, Oonsombat C. Effect of water storage on the shear bond strength of a cyanoacrylate adhesive: clinical implications. *World J Orthod.* 2004;5:250–253.
 162. Bishara SE, Ajlouni R, Oonsombat C. Evaluation of a new curing light on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2003;73:431–435.
 163. Bulut H, Turkun M, Kaya AD. Effect of an antioxidizing agent on the shear bond strength of brackets bonded to bleached human enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006;129:266–272.
 164. Cehreli ZC, Kecik D, Kocadereli I. Effect of self-etching primer and adhesive formulations on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005;127:573–579.
 165. Williams VD, Svare CW. The Effect of Five-year Storage Prior to Bonding on Enamel/Composite Bond Strength. *J Dent Res.* 1985;64:151–154.
 166. Signorelli MD, Kao E, Ngan PW, Gladwin MA. Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing

- lights: An in-vitro and in-vivo study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006;129:277–282.
167. Vicente A, Bravo LA, Romero M. Influence of a nonrinse conditioner on the bond strength of brackets bonded with a resin adhesive system. *Angle Orthod.* 2005;75:400–405.
168. Bishara SE, Gordan V V, VonWald L, Olson ME. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114:243–247.
169. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;119:621–624.
170. Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ. Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2005;75:832–835.
171. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *Angle Orthod.* 2006;76:123–126.
172. Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG, Kahl-Nieke B. Plasma arc curing lights for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002;122:643–648.
173. Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG, Ghosh J, Kahl-Nieke B. Plasma arc curing of ceramic brackets: an evaluation of shear bond strength and debonding characteristics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;124:309–315.
174. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116:616–620.
175. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon J, Warren J. Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2002;72:464–467.
176. Vicente A, Bravo LA, Romero M, Ortiz AJ, Canteras M. A comparison of the shear bond strength of a resin cement and two orthodontic resin adhesive systems. *Angle Orthod.* 2005;75:109–113.

177. Vicente A, Navarro R, Mena A, Bravo LA. Effect of surface treatments on the bond strength of brackets bonded with a compomer. *Am J Dent.* 2006;19:271–274.
178. Barry GR. A clinical investigation of the effects of omission of pumice prophylaxis on band and bond failure. *Br J Orthod.* 1995;22:245–248.
179. Hosein I, Sherriff M, Ireland AJ. Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126:717–724.
180. Ireland AJ, Knight H, Sherriff M. An in vivo investigation into bond failure rates with a new self-etching primer system. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;124:323–326.
181. Pus MD, Way DC. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *Am J Orthod.* 1980;77:269–283.
182. Thompson RE, Way DC. Enamel loss due to prophylaxis and multiple bonding/debonding of orthodontic attachments. *Am J Orthod.* 1981;79:282–295.
183. Britton JC, Mcinnes P, Weinberg R, Ledoux WR, Retief DH. Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;98:348–353.
184. Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1994;106:265–272.
185. Matasa CG. Metal strength of direct bonding brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1998;113:282–286.
186. Brantley, W.A., Eliades T. *Orthodontic Materials*, Thieme, Stuttgart- New York. 2001.
187. Graber, T.M., Vanarsdall, R.L.Jr., Vig KWL. *Orthodontics: Current Principles & Techniques*, Fourth Edition, St. Louis, Mosby, 2005; 79–660.
188. Fjeld M, Øgaard B. Scanning electron microscopic evaluation of enamel surfaces exposed to 3 orthodontic bonding systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006;130:575–581.

189. Hobson RS, Rugg-Gunn AJ, Booth TA. Acid-etch patterns on the buccal surface of human permanent teeth. *Arch Oral Biol.* 2002;47:407–412.
190. Legler LR, Retief DH, Bradley EL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;98:154–160.
191. Nordenvall KJ, Brännström M, Malmgren O. Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth. A comparison between 15 and 60 seconds of etching. *Am J Orthod.* 1980;78:99–108.
192. Osorio R, Toledano M, Garcia-Godoy F. Bracket bonding with 15- or 60-second etching and adhesive remaining on enamel after debonding. *Angle Orthod.* 1999;69:45–48.
193. Urabe H, Rossouw PE, Titley KC, Yamin C. Combinations of etchants, composite resins, and bracket systems: an important choice in orthodontic bonding procedures. *Angle Orthod.* 1999;69:267–275.
194. Hermsen RJ, Vrijhoef MMA. Loss of enamel due to etching with phosphoric or maleic acid. *Dent Mater.* 1993;9:332–336.
195. Jones ML, Pizarro KA. A comparative study of the shear bond strengths of four different crystal growth solutions. *Br J Orthod.* 1994;21:133–137.
196. Aljubouri YD, Millett DT, Gilmour WH. Laboratory evaluation of a self-etching primer for orthodontic bonding. *Eur J Orthod.* 2003;25:411–415.
197. Aljubouri YD, Millett DT, Gilmour WH. Six and 12 months' evaluation of a self-etching primer versus two-stage etch and prime for orthodontic bonding: a randomized clinical trial. *Eur J Orthod.* 2004;26:565–71.
198. Cal-Neto JP, Miguel JAM, Zanella E. Effect of a self-etching primer on shear bond strength of adhesive precoated brackets in vivo. *Angle Orthod.* 2006;76:127–131.
199. Bishara SE, Olsen M, Von Wald L. Comparisons of shear bond strength of precoated and uncoated brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;112:617–621.
200. Cacciafesta V, Sfondrini MF, De Angelis M, Scribante A, Klersy C. Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers. *Am J Orthod*

- Dentofacial Orthop. 2003;123:633–640.
201. Shinci MJ, Soma K, Nakabayashi N. The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel. *Dent Mater.* 2000;16:324–329.
 202. Wang WN, Lu TC. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;100:72–79.
 203. Sargison AE, McCabe JF, Millett DT. A Laboratory Investigation to Compare Enamel Preparation by Sandblasting or Acid Etching Prior to Bracket Bonding. *Br J Orthod.* 1999;26:141–146.
 204. Zanet CG, Arana-Chavez VE, Fava M. Scanning electron microscopy evaluation of the effect of etching agents on human enamel surface. *J Clin Pediatr Dent.* 2006;30:247–250.
 205. Zidan O, Hill G. Phosphoric acid concentration: enamel surface loss and bonding strength. *J Prosthet Dent.* 1986;55:388–392.
 206. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater.* 1992;8:265–269.
 207. Carstensen W. Effect of reduction of phosphoric acid concentration on the shear bond strength of brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;108:274–277.
 208. Legler LR, Retief DH, Bradley EL, Denys FR, Sadowsky PL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on the shear bond strength of an orthodontic bonding resin to enamel. An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;96:485–492.
 209. Olsen ME, Bishara SE, Boyer DB, Jakobsen JR. Effect of varying etching times on the bond strength of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109:403–409.
 210. Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater.* 1996;12:290–294.
 211. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992;67:325–327.
 212. Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in

- microleakage analysis. *Dent Mater.* 1992;8:181–184.
213. Türkün Ş, Ergücü Z. Comparison of Material and Methods in Microleakage Studies of Esthetic Restorative Materials. *Gazi Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2004;21:143–151.
 214. Jassem HA, Retief DH, Jamison HC. Tensile and shear strengths of bonded and rebonded orthodontic attachments. *Am J Orthod.* 1981;79:661–668.
 215. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren J. Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling. A new self-etch primer and a resin-modified glass ionomer. *Angle Orthod.* 2007;77:337–341.
 216. Fujibayashi M, Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N, Kohno A, Norihiko M, et al. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dentistry in Japan.* 1998;34:49-53.
 217. Reynolds IR. A Review of Direct Orthodontic Bonding. *Br J Orthod.* 1975;2:171–178.
 218. Krishnaswamy NR, Sunitha C. Light-emitting diode vs halogen light curing of orthodontic brackets: A 15-month clinical study of bond failures. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007;132:518–523.
 219. Dolwick MF, Katzberg RW, Helms CA. Internal derangements of the temporomandibular joint: fact or fiction? *J Prosthet Dent.* 1983;49:415–418.
 220. Temporomandibular P, Dysfunction J, Knibbe MA, Carter JB, Frokjer GM. Case Report. *Anesth Prog.* 1989;36:21–25.
 221. Yagci A, Kutalmis Buyuk S. Shear Bond Strength and Temperature Rise of Orthodontic Brackets Bonding by Using a New 3-Second LED Mode. *Turkish J Orthod.* 2013;26:45–50.
 222. Lee H-M, Kim S-C, Kang K-H, Chang N-Y. Comparison of the bonding strengths of second- and third-generation light-emitting diode light-curing units. *Korean J Orthod.* 2016;46:364–371.
 223. Oz AA, Oz AZ, Arici S. In-vitro bond strengths and clinical failure rates of metal brackets bonded with different light-emitting diode units and curing times. *Am J Orthod Dentofac Orthop [Internet].* 2016;149:212–216.
 224. Merrill SW, Oesterle LJ, Hermes CB. Ceramic bracket bonding: a

- comparison of shear, tensile, and torsional bond strengths of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;106:290–297.
225. Ostertag AJ, Dhuru VB, Ferguson DJ, Meyer RA. Shear, torsional, and tensile bond strengths of ceramic brackets using three adhesive filler concentrations. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;100:251–258.
226. Prietsch JR, Spohr AM, Lima da Silva IN, Pinheiro Beck JC, Silva Oshima HM. Development of a device to measure bracket debonding force in vivo. *Eur J Orthod.* 2007;29:564–570.
227. Thind BS, Stirrups DR, Lloyd CH. A comparison of tungsten-quartz-halogen, plasma arc and light-emitting diode light sources for the polymerization of an orthodontic adhesive. *Eur J Orthod.* 2006;28:78–82.
228. Zach L, Cohen G. Pulp Response To Externally Applied Heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19:515–530.
229. Hibst R, Keller U. Effects of water spray and repetition rate on the temperature elevation during Er:YAG laser ablation of dentine. *International Society for Optics and Photonics.* 1996: 139-144.
230. Ramoglu SI, Karamehmetoglu H, Sari T, Usumez S. Temperature rise caused in the pulp chamber under simulated intrapulpal microcirculation with different light-curing modes. *Angle Orthod.* 2015;85:381–5.

EKLER



EGE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2.Kat. Erzene Ankara Cad. 35100 Bornova / İZMİR
Tel:0 232 390 4219 - 373 78 81 Fax: 0232 390 21 34
e-mail: aetikk@mail.ege.edu.tr www.aek.med.ege.edu.tr



ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAY BELGESİ

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Yüksek Güçteki Led Işık Cihazlarının Metal Braketlerin Bağlanma Dayanıklılığı Üzerine Etkilerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi				
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	-				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Aslıhan Mediha ERDİNÇ				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UZMANLIK ALANI	Ortodonti				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULLUNDUĞU MERKEZ	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı				
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI	-				
	DESTEKLEYİCİ	-				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. kaynaklardan destek alanlar için)	-				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1 <input type="checkbox"/>	FAZ 2 <input type="checkbox"/>	FAZ 3 <input type="checkbox"/>	FAZ 4 <input type="checkbox"/>	
	Gözlemsel İlaç Çalışması <input type="checkbox"/>	Tıbbi Cihaz Klinik Araştırması <input type="checkbox"/>				
	İN Vitro Tıbbi Tanı Cihazları İle Yapılan Performans Değerlendirme Çalışmaları <input type="checkbox"/>	İlaç Dışı Klinik Araştırma <input checked="" type="checkbox"/>				
	Diğer ise belirtiniz					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASTI <input type="checkbox"/>		
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	05-12-2017	-	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>		
	ERİŞKİN İÇİN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	-	-	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>		
	ÇOCUK HASTALARDA YAĞILACAK GİRİŞİMSİZ OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR İÇİN EBEVEYN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	-	-	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>		
	OLGU RAPOR FORMU	05.12.2017	-	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>		
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>				
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input checked="" type="checkbox"/> imza tarihi : 05.12.2017				
	DIĞER	<input type="checkbox"/>				
KARAR BİLGİLERİ	Karar Nu: 17-12/69	Tarih: 12-12-2017				
	Yukarıda başvuru bilgileri verilen klinik araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak Kurulumuzca incelenmiş, araştırma giderlerinin gönüllüye ve/veya bağlı bulunduğu sosyal güvenlik kurumuna ödetilmediği koşullarda araştırmaya başlanmasının etik açıdan uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.					
EGE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU						
ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu, Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Yönetmeliği					
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Ayşe EROL					
Unvanı / Adı / Soyadı EK Üyeliği	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki (*)	Kabılım (**)	İmza
Prof. Dr. Ayşe EROL Başkan	Tıbbi Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Mine HEKİMGİL Başkan Yardımcısı	Tıbbi Patoloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Patoloji AD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Bülent SEMERCİ Üye	Üroloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Üroloji AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Etik Kurul Başkanının Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Ayşe EROL	İMZA	Araştırma Başvurusu Onay Belgesi	Belge Kodu	Rev. Tarihi / No.su:	Sayfa	
			22	17.10.2017/06	1/2	



T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2.Kat. Erzene Ankara Cad. 35100 Bornova / İZMİR
Tel:0 232 390 4219 - 373 78 81 Fax: 0232 390 21 34
e-mail: aetikk@mail.ege.edu.tr www.aek.med.ege.edu.tr



ARAŞTIRMA BAŞVURUSU ONAY BELGESİ

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Yüksek Güçteki Led Işık Cihazlarının Metal Braketlerin Bağlanma Dayanıklılığı Üzerine Etkilerinin In Vitro Olarak Değerlendirilmesi
ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	-

KARAR BİLGİLERİ		Karar Nu : 17-12/69				
Unvanı / Adı / Soyadı EK Üyeliği	Uzmanlık Dali	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki (*)	Katılım (**)	İmza
Prof. Dr. Ayça Arzu SAYINER Üye	Mikrobiyoloji	D.E.Ü. Tıp Fakültesi Temel Tıp Bilimleri Bölümü Tıbbi Mikrobiyoloji AD. Tıbbi Viroloji BD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	TOPLANTIYA KATILMADI
Prof. Dr. Şebnem PIRILDAR Üye	Ruh Sağlığı Ve Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fakültesi Ruh Sağlığı Ve Hastalıkları AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Demet ÖZDAMAR Üye	Medeni Hukuk	D.E.Ü. Hukuk Fakültesi Medeni Hukuk AD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Murat PEHLİVAN Üye	Biyofizik	E.Ü. Tıp Fakültesi Biyofizik AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Mine DÜNDAR ÇÖMLEKOĞLU Üye	Protetik Diş Tedavisi	E.Ü. Diş Hek. Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Nevin ORUÇ Üye	Gastroenteroloji	E.Ü. Tıp Fakültesi Gastroenteroloji BD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Şafak TANER Üye	Halk Sağlığı	E.Ü. Tıp Fakültesi Halk Sağlığı AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Çağatay ÜSTÜN Üye	Tıp Tarihi ve Etik	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıp Tarihi ve Etik AD.	E	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Sema KALKAN UÇAR Üye	Çocuk Metabolizma Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Prof. Dr. Aynur UYSAL TORAMAN Üye	Halk Sağlığı Hemşireliği	E.Ü. Hemşirelik Fakültesi Halk Sağlığı Hemşireliği AD	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	TOPLANTIYA KATILMADI
Uzm. Ecz. Ebru BEDİR Üye	Eczacı	E.Ü. Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji AD.	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	
Fatma BÜYÜKAKKUŞ Üye	Ziraat Mühendisi	Emekli	K	<input type="checkbox"/> E <input checked="" type="checkbox"/> H	<input checked="" type="checkbox"/> E <input type="checkbox"/> H	

* Araştırma ile İlişki
** Toplantıda Bulunma

ASLI GİBİDİR
Nefise ÇAVDAR SOĞULLARI
EÜTF Klinik Araştırmaları
Etik Kurulu Sekreteri

Etik Kurul Başkanının Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Ayşe EROL	İMZA 	Araştırma Başvurusu Onay Belgesi	Belge Kodu 22	Rev. Tarihi / No.su: 28.09.2011/05	Sayfa 2/2
--	----------	----------------------------------	------------------	---------------------------------------	--------------

ÖZGEÇMİŞ

Adı: Derya

Soyadı: BAYKAL ALDİNÇ

**Doğum
Yeri ve Yılı:** KONAK- 1988

Eğitimi:

2013-2017 Ege Üniversitesi Dis Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim
Dalı Uzmanlık Eğitimi Programı/ İZMİR

2006-2011 Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi/ ANKARA

2002-2006 Konak Nevvar Salih İşgören Lisesi
(Yabancı Dil Ağırlıklı)/ İZMİR

1994-2002 Necatibey İlk Öğretim Okulu/ İZMİR

Yabancı Dili: İngilizce

E-mail adresi: derybaykl@gmail.com