

T.C.
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

TEK KULLANIMLIK IŞIK CİHAZI BAŞLIKLARININ BRAKETLERİN YAPIŞMA DAYANIKLILIĞI ÜZERİNE OLAN ETKİSİ

Dt. Yelda KARACA DÖNER

DOKTORA TEZİ

DANIŞMANI

Prof. Dr. M. Serdar TOROĞLU

ADANA-2012

T.C.
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

TEK KULLANIMLIK IŞIK CİHAZI BAŞLIKLARININ BRAKETLERİN YAPIŞMA DAYANIKLILIĞI ÜZERİNE OLAN ETKİSİ

Dt. Yelda KARACA DÖNER

DOKTORA TEZİ

DANIŞMANI

Prof. Dr. M. Serdar TOROĞLU

Bu tez Çukurova Üniversitesi Araştırma Fonu tarafından
DHF2011D8 no'lu proje olarak desteklenmiştir.

Tez No:

ADANA-2012

TEŞEKKÜR

Çalışmalarımı yürütmemde bana destek olan Sayın Prof. Dr. M. Serdar TOROĞLU'na, çalışmanın istatistiksel değerlendirmelerinin yapılmasında yardımlarını esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Z. Nazan ALPARSLAN'a, sertlik ölçümlerinin metedolojisinde yardım eden Sayın Prof. Dr. Oğuz YOLDAŞ'a, deney örneklerimin kopartılmasında bana zaman ayıran Sayın Doç. Dr. Yurdanur UÇAR ile Yrd. Doç. Dr. Orhun EKREN'e, çalışmamda kullandığım dişlerin toplanmasında gayret gösteren Ortodonti ve Ağız Diş ve Çene Cerrahisi AbD 'daki asistan arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemde sonsuz emek ve hakkı bulunan canım annem ve babam Yıldız-Hasan KARACA'ya, sevgili abim H. Erdal KARACA ve kız kardeşim Ebru KARACA'ya ve desteğini her zaman yanımda hissettiğim, canım eşim Özer DÖNER'e ,

TEŞEKKÜR EDERİM.

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

Kabul ve onay.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER DİZİNİ.....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
ÖZET.....	x
ABSTRACT.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Kuvvet Aktarıcılarının Yapıştırılmasında Kullanılan Yapıştırıcılar.....	5
2.1.1. Çinko-Fosfat Simanlar.....	5
2.1.2. Çinko-Polikarboksilat Simanlar.....	5
2.1.3. Cam İyonomer Simanlar.....	5
2.1.4. Hibrit İyonomer Simanlar.....	6
2.1.5. Kompozit Rezinler.....	7
2.1.5.1. Kendiliğinden Sertleşen Kompozit Rezinler.....	9
2.1.5.2. Çift Yönlü Sertleşen Kompozit Rezinler.....	10
2.1.5.3. Işıkla Sertleşen Kompozit Rezinler.....	10
2.1.5.3.1. Işık Cihazları.....	11
2.1.5.3.1.1. Geleneksel ve Hızlı Tungsten-Quartz Halojen Işık Cihazları.....	12
2.1.5.3.1.2. Argon Lazerler.....	13
2.1.5.3.1.3. Plazma Ark Işık Cihazları.....	15
2.1.5.3.1.4. Light-Emitting-Diode Işık Cihazları.....	17

2.2. Braketlerin Yapışma Dayanıklılığına Etki Eden Faktörler.....	19
2.2.1. Dişle ilgili Faktörler.....	20
2.2.1.1. Dişin Tipi.....	20
2.2.2. Braketle İlgili Faktörler.....	20
2.2.2.1. Braketin Materyali ve Braket Tabanının Şekli.....	20
2.2.3. Asitle İlgili Faktörler.....	22
2.2.3.1. Asitin Tipi, Konsantrasyonu ve Uygulanma Süresi.....	22
2.2.4. Yapıştırıcı ile İlgili Faktörler.....	24
2.2.4.1. Yapıştırıcının Tipi.....	24
2.2.5. Işık Cihazı İle İlgili Faktörler.....	25
2.2.5.1. Işık Cihazının Tipi.....	25
2.2.5.2. Işık Cihazının Ucu.....	26
2.2.5.3. Işık Cihazı ile Yapıştırıcı Arasındaki Mesafe.....	27
2.2.5.4. Yapıştırıcının Sertleştirilme Süresi.....	27
2.3. Diş Hekimliğinde Çapraz Enfeksiyon ve Korunma Yöntemleri.....	28
2.4. Işık Cihazı Uçlarının Sterilizasyon ve Dezenfeksiyonu	31
2.4.1. Uçların Otoklavda Steril Edilmesi.....	31
2.4.2. Uçların Dezenfektan ile Silinmesi.....	32
2.4.3. Steril Edilmiş, Tek Kullanımlık Plastik Uçların Kullanılması.....	32
2.4.4. Şeffaf Tek Kullanımlık Işık Cihazı Başlıkların Kullanılması.....	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	34
3.1. Diş Örneklerinin Hazırlanması.....	34
3.2. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazları.....	34
3.3. Braketlerin Diş Yüzeyine Yapıştırılması.....	36
3.4. Makaslama Sıyırma Testinin Uygulanması.....	39
3.5. Mine-Adeziv-Braket Ara Yüzünde Meydana Gelen Kopmanın Değerlendirilmesi.....	40
3.6. Knoop Mikrosertlik Testinin Değerlendirilmesi.....	40
3.7. İstatistiksel Değerlendirme.....	42
4. BULGULAR.....	44
4.1. Işık Cihazlarının Işık Yoğunlukları İle İlgili Bulgular.....	44

4.2. Makaslama Sıyırma Testi Bulguları.....	45
4.3. Kopma Bölgelerine Ait Bulgular.....	47
4.4. Knoop Mikrosertlik Testi Bulguları.....	48
5. TARTIŞMA.....	51
5.1. Braketlerin Yapışma Dayanıklılığının İncelenmesi.....	51
5.1.1. Yöntem.....	51
5.1.2. Bulgular.....	56
5.2. Kompozitin Knoop Mikrosertlik Testinin İncelenmesi.....	58
5.2.1. Yöntem.....	58
5.2.2. Bulgular.....	60
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	64
6.1. Sonuçlar.....	64
6.2. Öneriler.....	64
7. KAYNAKLAR.....	65
ÖZGEÇMİŞ.....	73

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1.	Dişin bukkal yüzeyi borunun uzun aksına paralel olacak şekilde, kendiliğinden sertleşen akril içine yerleştirilmiş küçük azı dişi	34
Şekil 3.2.	Geleneksel Halojen Işık Cihazı	35
Şekil 3.3.	LED ışık cihazı	35
Şekil 3.4.	Işık yoğunluğunu ölçen Ledmax ışık ölçer aygıtı ve kullanılış şekli	36
Şekil 3.5.	Diş yüzeylerinin temizlemesinde kullanılan florid içermeyen pat	37
Şekil 3.6.	Braketleri yapıştırmada kullanılan asit ve Transbond XT kompozit ile primer	38
Şekil 3.7.	Roth Sistem Mini Master üst küçük azı braketleri	38
Şekil 3.8.	Braketi yapıştırılmış bir diş örneği	38
Şekil 3.9.	LED ışık cihazının başlıksız, streç filmle ve elastik başlıkla kullanım şekli	38
Şekil 3.10.	Halojen ışık cihazının başlıksız, streç filmle ve elastik başlıkla kullanım şekli	39
Şekil 3.11.	Braketlerin kopartılmasında kullanılan Testometric Cihazı	39
Şekil 3.12.	Kesme ucunun, koparma kuvveti braket tabanına paralel olacak şekilde konumlandırılışı	40
Şekil 3.13.	Knoop mikrosertlik testinin uygulandığı test cihazı	41
Şekil 3.14.	Kompozit silindir bloklar hazırlamak için kullanılan örnekler ve işaretlenişi	41
Şekil 3.15.	Mikroskop lamaları	42
Şekil 3.16.	Kompozitin sertleştirilmesi	42
Şekil 3.17.	Kompozitin sertleştirildikten sonraki görüntüsü	42
Şekil 4.1.	Işık cihazlarının ışık yoğunluklarının dağılım grafiği grafiği H:Halojen Işık Cihazı L: LED Işık Cihazı K: Kontrol grupları S: Streç film kullanılan gruplar B: Elastik başlık kullanılan gruplar	45
Şekil 4.2.	Grupların yapışma dayanıklılığı grafiği Mavi renk: Halojen Işık Cihazı Yeşil renk: LED Işık Cihazı K: Kontrol grupları S: Streç film kullanılan gruplar EB: Elastik başlık kullanılan gruplar	47
Şekil 4.3.	Knoop Mikrosertlik testi bulgularının gruplara göre dağılım grafiği Mavi renk: Halojen Işık Cihazı Yeşil renk: LED Işık Cihazı K: Kontrol grupları S: Streç film kullanılan gruplar EB: Elastik başlık kullanılan gruplar	50

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1.	Işık cihazları	35
Çizelge 3.2.	Işık cihazları ve bariyerlere göre dişlerin gruplandırılması	36
Çizelge 4.1.	Işık cihazlarının ışık yoğunluklarının gruplara göre dağılımı	44
Çizelge 4.2.	Işık cihazları ve kullanılan bariyerlere göre braketlerin yapışma dayanıklılığı değerleri	46
Çizelge 4.3.	Yapışma dayanıklılığı değerlerinin ışık cihazlarına göre dağılımı	46
Çizelge 4.4.	Yapışma dayanıklılığı değerlerinin kullanılan bariyerlere göre dağılımı	47
Çizelge 4.5.	ARI skorlarının dağılımı	48
Çizelge 4.6.	Knoop mikrosertlik testi değerlerinin gruplara göre dağılımı	49
Çizelge 4.7.	Knoop mikrosertlik değerlerinin ışık cihazlarına göre dağılımı	49
Çizelge 4.8.	Knoop mikrosertlik değerlerinin kullanılan bariyerlere göre dağılımı	49

SİMGELER VE KISALTMALAR

TKIB	Tek Kullanımlık Işık Cihazı Başlıkları
LED	Light Emitting Diode
CR	Composite Resin
LCUs	Light Curing Units
SBS	Shear Bond Strength
KK	Kamforkinon
CİS	Cam İyonomer Siman
HİS	Hibrit İyonomer Siman
BisGMA	Bisfenol A diglisidil eter dimetakrilat
UDMA	Üretan Dimetakrilat
EDMAB	Etil 4-dimetilaminobenzoat
APC	Adhesive-Precoated
PPD	Fenil-Propanedian
UV	Ultraviyole
ARI	Adhesive Remnant Index
ASTM	American Society for Testing and Materials
HIV	Human Immunodeficiency Virüs
HBV	Hepatit B Virüs
HCV	Hepatit C Virüs
CMV	Sitomegalovirüs
HSV	Herpes Simplex Virüs
Anti-HBs	Hepatit B Antikoru
BisEMA	Bisfenol A bis(2-hidroksietil eter) dimetakrilat
mW/ cm²	miliwatt/santimetre kare
MPa	megapaskal

ÖZET

Tek Kullanımlık Işık Cihazı Başlıklarının Braketlerin Yapışma Dayanıklılığı Üzerine Olan Etkisi

Kompozitin sertleşmesi; kullanılan ışık cihazı, ışık cihazının ışık yoğunluğu, yapıştırıcının ışığa ne kadar süre maruz bırakıldığı, mine yüzeyini pürüzlendiren asitin tipi, uygulanma süresi, asit konsantrasyonu, yapıştırıcının içeriği ve tipi, braket tabanının şekli, braket materyali ve dişin tipi gibi birçok faktörden etkilenir. Bu çalışmanın amacı, tek kullanımlık ışık cihazı başlıklarının (TKICB) kullanımının braketin yapışma dayanıklılığı üzerine olan olası etkisini araştırmaktır. Ayrıca, TKICB'lerinin kullanımının kompozitin sertliğini nasıl etkilediği de incelenmiştir.

Çalışmamızda 120 adet çekilmiş küçük azı dişi kullanıldı. Her biri 20'şer dişten oluşan toplam 6 grup vardı. LED ve halojen ışık cihazları; elastik başlık, streç film ve herhangi bir bariyer olmadan 3 farklı durumda kullanıldı. Işık cihazlarının ışık yoğunlukları her kullanımdan önce ölçüldü ve kaydedildi.

Kompozitin sertliğini incelemek amacıyla; 2 mm yüksekliğinde, 5 mm çapında kompozit silindirik bloklar hazırlandı. Her bir grup için 20 olmak üzere, toplam 120 standart kompozit silindirik blok hazırlandı. Toplamda 6 grup vardı. Her iki ışık cihazı; elastik başlık, streç film ve herhangi bir bariyer olmadan 3 farklı durumda kullanıldı.

En yüksek yapışma dayanıklılığı değerleri, her iki ışık cihazında da streç filmin kullanıldığı grupta görülürken, en düşük yapışma dayanıklılığı değerleri, her iki ışık cihazında elastik başlığın kullanıldığı grupta görülmüştür. Kontrol grubu, streç film ve elastik başlık kullanılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

Kompozitin Knoop sertlik değerinde, kullanılan ışık cihazları arasında anlamlı fark görülmemiştir. En düşük Knoop mikrosertlik değerleri, her iki ışık cihazında da kontrol grubunda görülmüştür. Streç film kullanılan grup ile elastik başlık kullanılan grup arasında anlamlı fark görülmemiştir.

Anahtar Sözcükler: Işık cihazları, Knoop mikrosertlik, kompozit, tek kullanımlık başlıklar, yapışma dayanıklılığı

ABSTRACT

The Effect of Using Disposable Dental Curing Unit Barriers on Shear Bond Strength of Brackets

Hardening of composite resin (CR) is affected by many factors such as light curing unit (LCU) type, light intensity, exposure time of CR, acid type and concentration, etching time, composition and type of CR, form of the bracket base, material of the bracket and type of the tooth. The aim of this study is to investigate possible effects of disposable barriers used on LCUs on shear bond strength (SBS) of the brackets. In addition, the use of disposable barriers were also investigated how it affects the hardness of the composite.

One hundred twenty human premolar were used during the experiment. There were 6 groups, each of group consisting 20 teeth. Light Emitting Diode (LED) and halogen curing units were used in three different conditions; with plastic wrap, with cure elastic and with no barrier control group. Light intensity of LCU's were measured and recorded before each application.

Cylindrical composite blocks of 2 mm in height and 5 mm in diameter were prepared to evaluate composite hardness. Totally there were 6 groups. Each of consisting 20 teeth and therefore 120 standard cylindrical blocks were prepared. Both LCU were used in three different conditions: with plastic wrap, with cure elastic and with no barrier.

The highest SBS values were observed in plastic wrap used group for both of the LCUs, the lowest SBS values were observed in cure elastic group for both of the LCU. There were no statistically significant differences between LED and halogen LCUs. Significant differences were found among plastic wrap, cure elastic and control groups.

For the composite's Knoop Hardness values, there were no significant differences between LCUs. The lowest Knoop Hardness values were found in control groups in both LCUs. There were no statistically significant differences between LED and halogen LCU groups.

Key Words: Composite resin, disposable barriers, Knoop microhardness, light curing units, shear bond strength

1.GİRİŞ

Asitle pürüzlendirme tekniğinin 1955'te Buonocore tarafından geliştirilmesi, ardından Newman tarafından 1965'te akrilik braketlerin epoksi rezin ile diş yüzeyine yapıştırılması klinik ortodonti pratiğinde devrim yaratmıştır^{1,2,3}. Bandlamanın terk edilip braketlerin diş yüzeyine doğrudan yapıştırılması; tedavi öncesi dişlerin birbirinden ayrılması işleminin ortadan kalkmasını, dişeti irritasyonunun azalmasını, hastanın ağız hijyenini daha kolay sağlayabilmesini, estetiğin artmasını ve hasta başında geçirilen sürenin azalmasını sağlayarak, hasta için ortodontik tedaviyi daha konforlu hale getirmiştir^{1,2}. Gerekğinde dişlerin ara yüzeyleri kolaylıkla aşındırılabilmekte ve tedavi sonrası band kalınlıklarının oluşturduğu boşlukları kapatma ihtiyacı ortadan kalkmaktadır⁴.

Bandları yapıştırmak için uzun yıllar çinko fosfat siman kullanılmıştır. Çinko fosfat simanlar, braketlerin doğrudan dişe yapıştırılması için yeterli adezyon ve mekanik dayanıklılıktan yoksundurlar. Dahası florid salmaması, simante edilmiş bandların çevresindeki minenin demineralizasyonu ile sonuçlanabilir. Daha sonra çinkopolikarboksilat siman kullanılmaya başlanmıştır. Çinko polikarboksilat siman her ne kadar mineye az da olsa adezyon sağlasa da, braketlerin doğrudan yapıştırılması için yetersiz yapışma dayanıklılığına sahiptir. Cam iyonomer siman (CİS), hem dişe yapışıp hem de flor salan ilk ortodontik simandır. Fakat braketlerin doğrudan diş yüzeyine yapıştırılması ancak kompozit rezinin tanıtılması ile olanaklı hale gelmiştir⁵. Sonrasında geliştirilen hibrit iyonomer simanlar ise minenin asitle pürüzlendirilmesine gerek kalmaksızın, nemli ortamda da yapışma sağlamaktadır^{1,5}.

Yıllarca ulaşılabilen tek yapıştırıcı kendiliğinden sertleşen kompozit rezinler olmuştur. Polimerizasyonları karıştırma ile başlar ve çalışma süreleri kısıtlıdır⁶. Buonocore, ışıkla sertleşen yapıştırıcıları ilk olarak 1970'de tanıtmıştır^{6,7}. Işıkla sertleşen sistemin en büyük avantajı, polimerizasyon başlamadan önce daha uzun bir çalışma zamanına imkan vermesidir.

Görülebilir ışıkla sertleşme, yaklaşık olarak 1980'de tanıtılmıştır^{6,8}. Işıkla sertleşen kompozit rezinler, polimerizasyon sürecinin başlaması için mavi ışıkla aktive olan foto-başlatıcılar içerirler. Işığın foto-başlatıcıyı aktive edebilmesi için yeterli yoğunlukta ve doğru dalga boyunda olması gerekmektedir⁷. Görülebilir ışıkla sertleşen kompozit

rezinlerde foto-başlatıcı kamforkinondur (KK) ve 470 nm dalga boyundaki ışığa duyarlıdır ^{6,9}.

Işık kaynakları da yapıştırıcılara paralel olarak hızlı gelişim göstermiştir. Şimdiki modeller eskilere kıyasla daha fazla ışık yoğunluğuna sahiptirler ve daha hızlı sertleşme sağlarlar⁷. Çoğu tungsten-quartz halojen ışık kaynakları 400 mW/cm² ışık yoğunluğuna ve 400-520 nm gibi geniş dalga boyu aralığına sahiptirler. Sertleşme süresi uzundur. Bu süreyi azaltmak için ilk girişim 1980'lerin sonlarında argon lazer ile başlatılmıştır. Amaç, çıkan ışık enerjisini 800 mW/cm² ye çıkararak, dalga boyu aralığını yaklaşık olarak 470 nm'ye sınırlandırmaktır⁹. Plazma ark 1990'ların ortalarında tanıtılmıştır. Dalga boyu aralığı 450-500 nm iken, ışık yoğunluğu 2000 mW/cm²'nin üzerindedir¹⁰. Light emitting diode (LED) teknolojisindeki ilerlemeler, daha yüksek yoğunlukta ışık üretimine imkan vermiş ve 1995'te ışıkla sertleşen kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılması Mills tarafından tavsiye edilmiştir^{11, 12}. LED'lerin ürettiği ışığın dalga boyu aralığı oldukça dardır, kızıl ötesi ya da mor ötesi ışık üretmezler. Ürettiği ışığın dalga boyu 470 nm'dir¹³. LED'ler yarı iletken ışık kaynaklarıdır ve ömürleri 10000 saatin üzerindedir. Mekanik şok ve titreşime karşı dayanıklıdır^{12, 13}.

Yapıştırıcının mekanik ve biyolojik özellikleri polimerizasyon derecesinden etkilenir^{7, 14}. Elastikiyet modülü, gerilim dayanıklılığı, baskı dayanıklılığı gibi mekanik özellikleri ile renk stabilitesi, çözünürlüğü, kimyasal yapısının bozulması, biyolojik uyumu sertleşme derecesi ile yakından ilişkilidir¹⁵. Mikrosertlik testleri ışıkla sertleşen kompozitlerin sertleşme etkinliğini değerlendirmek için kullanılırlar. Bu test ile polimerizasyonun etkinliği dolaylı olarak anlaşılmaktadır¹⁵. Işık cihazlarının sertleştirme potansiyalini değerlendirmek için sertleşme derinliği testleri ve Knoop mikrosertlik testi kullanılır. Knoop sertlik testinin avantajı, bu test ile monomerin-polimere dönüşüm derecesi arasındaki ilişkidir¹⁶. Yeterince sertleşmemiş yapıştırıcı kolaylıkla kopabilir. Braketin kopması klinik olarak istenmeyen olumsuz bir durumdur. Yapıştırıcı yeterince sertleştiğinde, artık klinik olarak anlamlı daha fazla bir sertlik ya da kimyasal değişim göstermez. Bu noktadan sonra daha fazla sertleşme gerekli değildir ve dişte sıcaklık artışına sebep olabilir¹⁴.

Braketin kopması; hastanın hekimi fazladan ziyaret etmesine sebep olur⁵. Hasta başında geçirilen zaman ile tedavi süresini uzatır ve tedavi etkinliğini azaltır^{17, 18, 19, 20}.

Hem hasta hem de hekim için zahmetli ve maliyeti arttıran bir durumdur^{18,19,20}. Hastanın yaşı, cinsiyeti, tedavi mekanikleri ve operatör braketin kopma oranına etki eden faktörlerdendir⁵. Yapışma dayanıklılığı; kullanılan ışık cihazı, yapıştırıcının ışığa ne kadar süre maruz bırakıldığı, mine yüzeyini pürüzlendiren asitin tipi, uygulanma süresi, asit konsantrasyonu, yapıştırıcının içeriği, braket tabanının şekli, braket materyali, dişin tipi ve flor içerip içermediği gibi birçok faktörden etkilenir^{5,11,17, 21, 22}.

Polimerizasyonun derecesi doğrudan yapıştırıcının absorbe ettiği total enerji ile ilişkilidir. Total ışık enerjisi ise, ışığın yoğunluğu ve yapıştırıcının bu ışığa ne kadar süre mağruz bırakıldığı ile ilgilidir. Daha fazla total ışık enerjisi, braketlerin yapışma dayanıklılığının daha iyi olması anlamına gelmektedir²³. Yani, yüksek yoğunluktaki ışığın avantajı, aynı miktardaki ışık enerjisini yapıştırıcıya daha kısa sürede vermesidir²⁴. Işık cihazından yapıştırıcıya ulaşan ışık yoğunluğu, voltaj hattındaki dalgalanmalar, ampülün ve filtrelerin durumu, ışık cihazının ucunda yapıştırıcı artığının kalması, elektrik ile ilgili parçaların bozulması, ünitenin içerisindeki fiber optik demetindeki kırılma gibi birçok faktörden etkilenir⁷.

Yapılan çalışmalarda tek kullanımlık şeffaf ışık cihazı başlıklarının da ışığın çıkış yoğunluğunda azalmaya sebep olduğu gösterilmiştir. Scott ve ark.⁷ yapmış oldukları çalışmada, tek kullanımlık üç ayrı ışık cihazı başlıklarının cihazdan çıkan ışık yoğunluğu üzerine olan etkisini araştırmışlardır. Tek bir ışık cihazı kullanılmıştır. Kol başlık (cure sleeve), ışık yoğunluğunda %2.4; elastik başlık (cure elastic) ise %6.1 azalmaya sebep olmuştur. Streç film grubunda ise kontrol grubuna göre ışık yoğunluğunda herhangi bir anlamlı farklılık görülmemiştir. Hodson ve ark.²⁵ nın çalışmasında, kol başlık (cure sleeve) ve streç film 3 ayrı ışık cihazında kullanılmıştır. Kol başlıkta daha fazla olmak üzere, streç film grubunda da ışığın çıkış yoğunluğunda kontrol grubuna kıyasla anlamlı azalma görülmüştür. Warren ve ark.²⁶ ise 4 farklı ışık cihazı başlığını, 4 farklı ışık cihazında denemişlerdir. Işığın çıkış gücü, her başlıkta anlamlı derecede azalmıştır.

Tek kullanımlık şeffaf ışık cihazı başlıklarının kullanımının, ışığın çıkış yoğunluğuna etkisi bilinmesine rağmen, bu başlıkların braketlerin yapışma dayanıklılığına ve kompozitin sertliğine herhangi bir etkisinin olup olmadığı henüz bilinmemektedir. Literatürde bu konuyla ilgili yapılmış herhangi bir çalışma yoktur. Bu çalışmanın amacı, tek kullanımlık şeffaf ışık cihazı başlıklarının ortodontide

kullanımının, braketlerin yapışma dayanıklılığına ve kompozitin sertliği üzerine etkisini araştırmaktır.

Bu amaçlarla oluşturduğumuz H_0 hipotezlerimiz:

1. Tek kullanımlık şeffaf ışık cihazı başlıklarının (Elastik başlık ve streç film) kullanımının braketlerin yapışma dayanıklılığı üzerine herhangi bir etkisi yoktur.
2. Tek kullanımlık şeffaf ışık cihazı başlıklarının (Elastik başlık ve streç film) kullanımının kompozitin sertliğine herhangi bir etkisi yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kuvvet Aktarıcılarının Yapıştırılmasında Kullanılan Yapıştırıcılar

2.1.1 Çinko-Fosfat Simanlar

Çinko-fosfat simanlar yıllarca ortodontide bandların yapıştırılmasında kullanılmıştır. Tozunda %90 oranında çinko-oksit bulunurken, likiti esas olarak ortofosforik asit (%38) solüsyonundan oluşur²⁷. Florid salmaması, yapıştırılan bandların etrafında demineralizasyon alanlarının oluşmasına sebep olmuştur. Braketlerin doğrudan diş yüzeyine yapıştırılması için yeterli mekanik dayanıklılığa ve adezyona sahip değildir⁵. Klinik olarak çinko-fosfat simanla, cam iyonomer simanın(CİS) bandların yapıştırılmasındaki başarısızlık oranı karşılaştırıldığında; 6 aydan fazla bir sürede toplam 142 band arasından çinko-fosfat siman %29, CİS %10 başarısızlık göstermiştir⁵.

2.1.2 Çinko-Polikarboksilat Simanlar

Çinko-polikarboksilat simanlar, toz ve likit şeklinde bulunurlar. Tozu esas olarak çinko-oksit ve magnezyum oksit moleküllerinden oluşur. Likiti, %32-42 oranında poliakrilik asit solüsyonu içerir²⁷. Çinko-polikarboksilat simanlar, her ne kadar az da olsa mineye adezyon sağlayabilse de, braketlerin doğrudan yapıştırılabilmesi için yetersiz yapışma dayanıklılığına sahiptir⁵. Bandların yapıştırılmasında çinko-fosfat, çinko-polikarboksilat ve CİS'lar benzer yapışma dayanıklılığına sahipken, hibrit iyonomer simanların asitlenmemiş mine yüzeyine yapışma dayanıklılığı oldukça yüksektir⁵.

2.1.3 Cam İyonomer Simanlar

CİS'lar, hem flor salıp hem de dişe bağlanabilen ilk ortodontik adezivdir⁵.

Geleneksel, kimyasal sertleşen CİS'lar, toz ve likit şeklinde bulunurlar. Elle karıştırılabileceği gibi, kapsüllerde bulunan şekli otomatik olarak karıştırılır. Toz, kalsiyum fluoroalimünosilikat cam; likit ise poliakrilik asitten oluşur. Asitlenmemiş mine yüzeyine uygulanırlar²⁷. CİS'ların metal braketlerle yapışma dayanıklılığı, kompozit rezinlere kıyasla daha düşüktür^{28,29,30}. Yapışma dayanıklılığı mekanik olarak zayıf olduğundan, ortodonti kliniğinde braketlerin yapıştırılmasında geleneksel CİS'ların

kullanımı tavsiye edilmez^{29,31,32}. Miguel ve ark.³³ geleneksel CİS'ların klinik çalışmalardaki kopma oranının %50.89, kompozit rezinin %7.96 olduğunu rapor etmişlerdir. Bazı CİS'ların tespit zamanları uzundur (20 dakika gibi) ve bu süre içerisinde izolasyon şarttır²⁹. CİS'lar ilk 1 saat içerisinde, 24 saatte kazandıkları yapışma dayanıklılığının yaklaşık %75'ini kazanırlar³⁴. Minenin fosforik asitle pürüzlendirilmesi, geleneksel CİS'ların yapışma dayanıklılığını arttırmaz³⁰.

2.1.4. Hibrit İyonmer Simanlar

Hibrit iyonmer simanlar (HİS), ışıkla sertleşen cam iyonmerler ya da rezin modifiye cam iyonmerler olarak da bilinirler. Toz ve likit şeklinde bulunurlar ve elle karıştırılırlar. Tozu, floroalimünosilikat camdan oluşurken, likit karboksilik asit gruplarından oluşur. Kimyasal olarak aktive olan HİS'lar da vardır⁵.

Hibrit iyonmer simanlar, nemli ortamda da, asitlenmemiş mine yüzeyine bağlanabilmektedirler⁵.

Hibrit iyonmer linerlerin metal braketlere yapışma dayanıklılığı, geleneksel CİS'a benzer fakat kompozit rezinden düşüktür ve braketlerin doğrudan yapıştırılmasında kullanılması tavsiye edilmez^{28,29}. Restoratif hibrit iyonmerler seramik braketlerle ya da metal braketlerle kullanıldığında; klinik olarak kabul edilebilir, kompozit rezine benzer yapışma dayanıklılığı gösterdiği çalışmalar olduğu gibi, kompozit rezinden daha düşük yapışma dayanıklılığı gösterdiği çalışmalar da vardır³⁵⁻³⁸. Fowler; kimyasal sertleşen kompozit rezinle, HİS'ı kullanarak, klinik olarak başarısızlık oranlarını araştırdığı çalışmada aralarında anlamlı fark bulunmamıştır³⁶.

HİS'ların braketlerin yapıştırılmasında kullanılırken, fosforik asitle pürüzlendirmeye gerek olmaması önemli bir avantajdır. HİS'la braket yapıştırılırken, %10'luk poliakrilik asit solüsyonu ile mine hazırlığı yapılması önemlidir. Mine hazırlığının 2 amacı vardır. Birincisi; mine yüzeyindeki kontaminantları kaldırır. İkincisi; iyon değişimi ve asit difüzyonu ile yüzey enerjisini değiştirir. HİS ile mine arasındaki kimyasal bağlanmayı kolaylaştırır. Yani kompozit rezini yapıştırmadan önce yapılan yüzey pürüzlendirmesinden farklıdır ve HİS ile braket yapıştırılırken uygulanmalıdır³⁶. Hibrit iyonmerlerin, asitlenmemiş mine yüzeyine yapışma dayanıklılığı, metal braketlere yapışmasından daha yüksektir⁵.

2.1.5. Kompozit Rezinler

Kompozit rezini oluşturan en basit yapı taşı mer (monomer) denilen metil metakrilat molekülüdür. Aynı ya da farklı tipteki birçok mer moleküllerinin birbirine bağlanmasıyla polimer molekülü oluşur. Oluşan polimerin moleküler ağırlığı ne kadar fazla ise o kadar yüksek dereceli bir polimerizasyon, dolayısıyla fiziksel özellikleri o kadar iyi (daha sert, erimesi daha zor, daha katı) bir kompozit rezin elde edilir. Polimeri oluşturan moleküllerin ağırlıklarına göre düşük, orta ve yüksek moleküler ağırlıklı şeklinde ifade edilirler. Polimerizasyon terimi nitelikseldir fakat; polimerizasyon derecesi, polimer molekülündeki merlerin total sayısı olarak tanımlanır²⁷.

Kompozit rezinler; polimer matrix, inorganik doldurucu partiküller, bağlayıcı ajan ve başlatıcı-hızlandırıcı sistemden meydana gelir. Organik polimer matrix, dimetakrilat (Bis-GMA) ya da üretan dimetakrilat (UDMA) oligomerden oluşur. Çok az da olsa her iki oligomeri de içeren ürünler de vardır. Oligomerler visköz likitlerdir. Klinik olarak kullanışlı olabilmesi için, seyreltici monomerler eklenmiştir. Oligomerlerin her iki ucunda polimerizasyona katılan karbon çift bağları vardır²⁷.

İnorganik partiküller; cam, quartz, koloidal silika, zirkonyum silika ve silika nanopartiküllerinden oluşur ve dağınık olarak yerleşmişlerdir. İnorganik partiküllerin etrafı polimer matrix ile çevrilidir. Bağlayıcı ajan, organosilan (silan), üretici tarafından inorganik partiküllerin etrafına uygulanır. Silan, organik ve inorganik faz arasında bağlayıcı olarak görev yapar²⁷.

Kompozit rezinin polimerizasyon reaksiyonunda esas olan serbest radikallerin oluşumudur. Serbest radikaller, kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinlerde peroksit (başlatıcı)-amin (hızlandırıcı) sisteminin karıştırılması ile, ışıkla sertleşen kompozit rezinlerde KK (foto-başlatıcı)-amin (hızlandırıcı) sistemin mavi ışık ile uyarılması ile oluşurlar. Oluşan serbest radikaller doymamış karbon çift bağlarına saldırır ve polimerizasyon gerçekleşir. ‘Dönüşüm derecesi’ terimi, reaksiyona giren ve tek bağa dönüşen çift bağların yüzdesini ifade eder. Dönüşüm derecesi, kimyasal aktivasyonda %60-75, ışıkla aktivasyonda %65-80, çift yönlü aktivasyonda ise %80 olarak rapor edilmiştir²⁷.

Kompozitin mekanik ve fiziksel özellikleri, etkin bir şekilde sertleşmesine bağlıdır. Elastikiyet modülü, gerilim dayanıklılığı, baskı dayanıklılığı gibi mekanik özellikleri ile

renk stabilitesi, çözünürlüğü, kimyasal yapısının bozulması, biyolojik uyumu sertleşme derecesi ile yakından ilişkilidir¹⁵.

Sertlik, materyalin kalıcı yüzey deformasyonuna gösterdiği dirençtir. Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin sertlik ölçümleri için kullanılan testler; Knoop, Vickers, Brinell, Rockwell, Barcol ve Shore A sertlik testleridir. Bu testlerin her biri diğerinden küçük farklılıklarla ayrılır. Her birinin avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Test edilecek materyalin yüzeyine kuvvet uygulayan, simetrik şekilli ucun penetrasyonuna bağlıdır. Sertlik testleri, aygıtın ucunun materyali, geometrik şekli ve uygulanan kuvvete göre farklılık arz ederler. Uç; çelik, tungsten karbid ya da elmas olabilir. Uygulanan kuvvet 0.5 Newton ile 30 kN arasında değişebilir. Hangi sertlik testinin uygulanacağı, test edilecek materyale, beklenen sertlik aralığına ve istenen lokalizasyon derecesine bağlıdır²⁷.

Mikrosertlik testleri ışıkla sertleşen kompozitlerin sertleşme etkinliğini değerlendirmek için kullanılırlar. Bu test ile polimerizasyonun etkinliği dolaylı olarak anlaşılmaktadır¹⁵. Kompozit rezinler gibi elastik deformasyona uğrayan materyaller için, en fazla Knoop Sertlik Testi tavsiye edilir³⁹. Bu testler, materyalin yükleme ucu ile uygulanan kuvvete karşı gösterdiği direnci esas alır. Fakat, dönüşümün derecesini belirleyebilmek için, monomerin polimere dönüşümünün spektrofotometre ile ölçülmesi gereklidir⁴⁰.

Kompozitin içeriğindeki foto-başlatıcı tipi ve oranı sertleşmesini etkilemektedir. Fenil-propanedion (PPD), kompozitlerde bulunabilen başka bir foto-başlatıcıdır. Tek başına kullanılabileceği gibi KK ile birlikte de kullanılabilir. PPD ile başlayan reaksiyon, KK 'a kıyasla daha yavaş ilerlemektedir ve sonuçta sertleşme derecesi ve sertliği daha az olan bir kompozit elde edilmektedir. PPD oranı arttıkça sertleşme etkinliği de artmaktadır. KK oranının düşük konsantrasyonlardan orta dereceye kadar artması kompozitin sertliğini arttırırken, daha yüksek konsantrasyonlar kompozitin sertliğini değiştirmemektedir. PPD, en fazla emilimi KK'a kıyasla daha kısa dalgaboylarında gösterir. Işık cihazları (özellikle dar spektrumda ışık yayan LED ve plazma ark) KK'un en fazla emilim dalgaboyuna uygun olarak hazırlandığından, alternatif foto-başlatıcıların kullanıldığı kompozitlerin bu ışık cihazları ile sertleştirilmesi kompozitin mekanik ve fiziksel özelliklerini olumsuz etkiler. Bu durumun üstesinden gelebilmek için, PPD kullanılan kompozitleri sertleştirirken

ışınlama süresini arttırmak gerekir. Foto-başlatıcı tipinde esas olan, foto-başlatıcının en yüksek emilimini sağlayacak dalgaboyunda ışık yayan bir ışık cihazının kullanılmasıdır^{41,42}.

Kompozitin sertliğini etkileyen diğer bir faktör, içerisindeki yardımcı-başlatıcının (EDMAB; Etil 4-dimetilaminobenzoat) oranıdır. Bu oran arttıkça reaksiyon hızlanmakta ve kompozitin sertleşme derecesi ve sertliği daha iyi olmaktadır⁴¹.

Kompozit rezinler içerdikleri hızlandırıcı-başlatıcılara göre 3'e ayrılırlar²⁷:

- Kendiliğinden sertleşen (Kimyasal olarak aktive olan) kompozit rezinler
- Çift yönlü sertleşen (Kimyasal olarak ve ışıkla aktive olan) kompozit rezinler
- Işıkla sertleşen (Işıkla aktive olan) kompozit rezinler

2.1.5.1. Kendiliğinden Sertleşen Kompozit Rezinler

Kendiliğinden sertleşen kompozit rezinler yıllarca braketlerin doğrudan yapıştırılmasında tek seçenek olmuştur. Kendiliğinden sertleşen rezinlerin, 2 pastalı ya da tek pastalı olsun, polimerizasyonları karıştırılmayla başladığından, operatöre bağımlı bir süre yoktur ve bu durum braketin diş yüzeyi üzerinde doğru konumlandırılmasını etkiler. İki pastalı sistemde karıştırma esnasında oluşan hava kabarcıkları ya da rezinin elle karıştırılmasından kaynaklanan rezinin kıvamının homojen olmaması yapışma dayanıklılığının azalmasına sebep olur⁴³.

Kimyasal aktivasyon, oda sıcaklığında organik bir peroksitin(başlatıcı pasta) serbest radikaller oluşturmak için organik bir amin (ana pasta) ile reaksiyona girmesiyle gerçekleşir. Eşit miktarda alınan pastalar, plastik spatula ile 20-30 s karıştırılırlar. İki pasta karıştırıkça, polimerizasyon hızlanır²⁷.

Kimyasal sertleşen kompozitlerin karıştırıldıktan sonra, 1-1,5 dk çalışma süreleri vardır. Karışım sertleşmeye başladıktan sonra, sertleşme tamamlanana kadar (4-5 dk) kompozite müdahale edilmemelidir²⁷.

Bazı çalışmalar, kompozit rezinlerin yapışma dayanıklılıklarının hangi yöntemle sertleştirildiğinden (kimyasal, çift yönlü ya da ışıkla sertleşme) etkilenmediğini söylese de, kimyasal sertleşen kompozit rezinlerin, ışıkla sertleşen kompozitlere göre çok daha yüksek yapışma dayanıklılığı gösterdiği çalışmalar da vardır⁴⁴⁻⁴⁶. Klinik olarak incelendiğinde, 6 aydan fazla sürede meydana gelen braketlerin başarısızlık oranı

kimyasal sertleşen kompozitlerde %4 iken, ışıkla sertleşen kompozitlerde %15; başka bir çalışmada %4.7'ye %6 olduğu gösterilmiştir. Işıkla sertleşen materyallerin, özellikle arka bölgede yetersiz sertleştiği görülmektedir^{8,47}.

2.1.5.2. Çift Yönlü Sertleşen Kompozit Rezinler

Çift yönlü sertleşen kompozit rezinler, kor yapımında ve geçici olarak yapılan uygulamalarda kullanılırlar. Foto-başlatıcılar ve kimyasal hızlandırıcılar içerirler. Polimerizasyon ışıkla başlar, kimyasal olarak devam eder. Çift yönlü sertleşen kompozit rezinler, ışığın kompozite ulaşamayacağı bölgelerde tercih edilir²⁷.

2.1.5.3. Işıkla Sertleşen Kompozit Rezinler

Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin diş hekimliğindeki ilk kullanımı pit ve fissur örtücülerle başlamıştır. Restoratif materyallerle devam etmiş, sonrasında ortodontide braketlerin diş yüzeyine doğrudan yapıştırılmasında kullanılmıştır³⁸.

Işıkla sertleşen kompozit rezinlerde aktivasyon, foto-başlatıcı KK'un mavi ışığı soğurması ile başlar. En fazla emilim yaklaşık 470 nm dalgaboyunda gerçekleşir. KK üretici firma tarafından % 0.2-1 arasında değişen miktarlarda monomere eklenir. Reaksiyon, karbon çift bağları içeren organik amin varlığında hızlanır. Amin ve KK oda sıcaklığında oligomer varlığında stabildirler. KK ışıkla sertleşen kompozit rezinlerde en yaygın kullanılan ana foto-başlatıcıdır. Işıkla sertleşen kompozit rezinler, KK'a ek olarak başka foto-başlatıcılar da içerebilmektedirler²⁷.

Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin kullanımının, en popüler yöntem olmasının sebepleri; uygulanmasının kolay olması, braketin yerleştirilmesi için çalışma süresinin yeterince uzun olması, kısa sürede yüksek yapışma dayanıklılığına ulaşması, oksijen inhibisyonunun minimum olmasıdır^{15,48,49}. Kimyasal sertleşen kompozit rezinler, ışıkla sertleşenlere göre daha visköz olduklarından dolayı, braketin diş yüzeyinde konumlandırılması esnasında, braketin mine yüzeyinde kayması daha zordur⁸. Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin renk uyumları, kimyasal sertleşenlere kıyasla daha iyidir. Şeffaf braketlerle kullanımı oldukça estetikdir⁴⁸. Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin sertleştirme süresi, kimyasal sertleşen kompozit rezinlere kıyasla daha uzundur. Geleneksel ışık cihazları kullanıldığında her diş için 40 sn uygulandığında, hasta başında geçirilen süre yapıştırılan braket sayısına göre 13-14 dakika uzamaktadır⁴⁹.

Yapılan çalışmalarda, yapışma dayanıklılığı açısından kimyasal ya da ışıkla sertleşen rezinler arasında anlamlı fark bulunmamıştır⁵⁰.

Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin sertleşme derecesi; kullanılan braketin tipi ve ışığın uygulanma şekline göre değişmektedir. Metal braketler kullanıldığında, ışığı bloke eden opak yapılarından dolayı, ışığın dolaylı olarak braketin her iki tarafından uygulanması yapıştırıcının sertleşme derecesini arttırmaktadır. Fakat seramik braketler kullanıldığında, ışığın doğrudan ya da dolaylı olarak uygulanması anlamlı bir fark yaratmamaktadır. Kimyasal sertleşen yapıştırıcılarla, ışıkla sertleşen yapıştırıcılar kıyaslandığında ışık dolaylı olarak uygulandığında sertleşme derecesi açısından aralarında anlamlı fark oluşmamaktadır¹⁵.

2.1.5.3.1. Işık Cihazları

1970'lerin başlarında, yapıştırıcıları sertleştirmek için kullanılan ilk ışık cihazları ultraviyole (UV) ışıktır ve her 1 mm kalınlığındaki yapıştırıcıyı sertleştirmek için 1 dakika gereklidir. Yapıştırıcının içeriğindeki benzoin metil eter 340 nm spektrumdaki ışığa hassastır. UV ışığın dezavantajı, sertleştirme süresinin uzun olmasıdır. UV ışığın uzun dönemdeki etkisinden duyulan endişeler ve sertleştirme derinliğinin görülebilir ışığa kıyasla daha az olması gibi nedenlerle UV ışık kullanımı terk edilip yerini görülebilir ışıkla sertleşme sağlayan ışık cihazlarına bırakmıştır^{38,51}.

Modern diş hekimliğinin önemli bir parçası olan görülebilir ışıkla sertleşme sağlayan ışık cihazları ilk olarak 1980'lerde tanıtılmıştır. Rezin bazlı restoratif materyallerin, rezin-modifiye cam iyonomer simanların, koruyucu pit ve fissur örtücülerin, linerlerin, core yapılarının sertleştirilmesinde ve ortodontide braketlerin diş yüzeyine yapıştırılmasında kullanılmaktadırlar. Görülebilir ışıkla aktive olan rezin sistemler polimerizasyon sürecini başlatan serbest radikaller oluşturmak için fotobaşlatıcılar kullanırlar. Kompozitlerin çoğu fotobaşlatıcı olarak KK içerir⁵². KK'un emilimi, görülebilir ışık spektrumunun mavi bölgesinde yaklaşık 470 nm dalgaboyunda en fazladır^{13,52}. Mavi aralığın dışında kalan dalgaboylarındaki ışığın polimerizasyon reaksiyonunu başlatan KK'ı uyarmadaki etkisi yok denecek kadar azdır^{13,52}.

Işık cihazlarının sertleştirme potansiyalini değerlendirmek için sertleşme derinliği testleri ve Knoop sertlik testi kullanılır. Knoop sertlik testinin avantajı, bu test ile monomerin-polimere dönüşüm derecesi arasındaki ilişkidir. Işık cihazlarının

sertleştirme performanslarını karşılaştırırken hangi testin kullanılacağı, kullanılan kompozitin içeriğine göre seçilmelidir. Kompozit foto-başlatıcı olarak sadece KK içeriyorsa her iki test de kullanılabilir. Fakat; kompozit KK'a ek olarak başka bir foto-başlatıcı da içeriyorsa, sertleşme derinliği testinin kullanılması yanıltıcı olabilir. Böyle bir kompozitle ışık cihazlarının sertleştirme performanslarını değerlendirirken, Knoop sertlik testinin kullanılması daha uygundur¹⁶.

2.1.5.3.1.1. Geleneksel ve Hızlı Tungsten-Quartz Halojen Işık Cihazları

Halojen lambaları; elektrik enerjisinin, küçük bir tungsten filamanını yüksek sıcaklıklarda korlaşana kadar ısıtmasıyla ışık üretirler. Halojen sistemin içerisindeki elektrik enerjisinin %1 gibi küçük bir kısmı ışığa dönüşürken, geri kalan kısmı ısı olarak açığa çıkar^{11,52}. Seçici filtreler dalgaboylarını tarar böylece yalnızca mavi ışık yayılır⁵². Mavi ışığa hassas olan fotobaşlatıcı moleküller aktive edilir ve polimerizasyon sürecini başlatan serbest radikaller ortaya çıkar⁵². Halojen ışıkların yoğunluk aralıkları, yaklaşık olarak 400 mW/cm² 'den başlayıp, 1000 mW/cm²' nin üzerine kadar çıkmaktadırlar. Daha hızlı sertleştirme için esas olan ışığın yoğunluğudur¹⁴. Halojen ışık cihazının ışık yoğunluğu; voltaj hattı, lambanın ve filtrenin eskimesi, ışık cihazı ucunun kontaminasyonu ve ışık fiberlerinin zarar görmesi gibi bir çok faktörden etkilenir⁵³.

Mavi ışık üreten geleneksel halojen ışık cihazları, uzun yıllardır yapıştırıcıların sertleştirilmesinde kullanılan en popüler yöntemdir⁵⁴. Popülaritesine rağmen, halojen ışıkların birçok eksiklikleri vardır. Halojen ışık cihazlarında açığa çıkan ısı, pahalı ışık filtrelerinin kabarmasına ve ışığı yansıtan reflektörün renginin bozulmasına sebep olabilir¹¹. Etkili bir şekilde kullanılabilecekleri yaşam süreleri 40-100 saattir⁵². Halojen ampülünün parçalarının yüksek ısı üretmelerinden dolayı, zamanla verimleri azalırlar ve her 6 ayda bir değiştirilmeleri gerekir^{11,52}. Soğutma fanı büyüktür ve gürültülü çalışır¹¹. Geleneksel halojen ışık cihazları, üreticilerinin iddia ettiği çıkış gücünü yakalayamamaktadırlar⁵⁵. Her bir braketi yapıştırmak için 40 s gerektirdiğinden, hasta başında geçirilen süre artmaktadır⁶.

Geleneksel halojen ışık cihazlarının uzun sürede sertleştirme dezavantajına çözüm olarak; daha kısa sürede sertleşme sağlayan ve plazma ark ile argon lazerler kadar pahalı olmayan hızlı halojen ışık cihazları üretilmiştir^{56,57}. Hızlı halojenlerin (Örneğin, Optilux 501 ya da Demetron), geleneksel halojenlere kıyasla ışık yoğunluğu daha

yüksektir. Işık yoğunluğunun artışı; ya yüksek güce sahip lambalar kullanılarak ya da ışığı toplayan ve daha küçük bir alana yoğunlaştıran turbo uçlar kullanarak ortaya çıkmaktadır. Böylece sertleştirme süresi kısalmaktadır. Filtreleme tekniğindeki sınırlılıklar ve ısı problemleri geleneksel halojen ışık cihazlarının daha fazla geliştirilmelerini zorlaştırmıştır⁵⁷.

Staudt ve ark. yüksek güçteki halojen (Swiss Master Light, 3000 mW/mm²) ışık cihazını 6 s, plazma ark ışık cihazını (Remecure, 1600 mW/mm²) 4 s, hızlı halojen ışık cihazını (Optilux 501, 1000 mW/mm²) 40 s kullanarak braketlerin yapışma dayanıklılıklarını incelediklerinde aralarında anlamlı fark görülmemiştir⁵⁶.

Üşümez ve ark. hızlı halojen, geleneksel halojen ve plazma ark ışık cihazlarını kompozit rezininin yüzey sertliğini incelemek için kullanmışlardır. Hızlı halojen, geleneksel halojene kıyasla daha kısa sürede yüzey sertliğinden ödün vermeden sertleşme sağlamıştır⁵⁸.

Cacciafesta ve ark. geleneksel halojen ışık cihazını; standart, power slot ve turbo uç olmak üzere 3 farklı ucu; 20, 10 ve 6 s sürelerde kullanarak yapışma dayanıklılıklarını kıyaslamışlardır. Halojenin gücünün kullanılan uçlarla arttırılması (Power slot ve Turbo uç), yapışma dayanıklılığında anlamlı bir değişiklik meydana getirmemiştir⁵⁹.

2.1.5.3.1.2. Argon Lazerler

Ortodontik ataçmanların yapıştırılmasında sertleşme süresinin azaltılması klinik başarının önemli bir parçasını oluşturmaktadır. Sertleşme süresini azaltmak için gösterilen çabalar yeni ışık cihazlarının üretilmesini sağlamıştır^{60, 61}. Yapıştırıcıların sertleştirilmesinde, geleneksel ışık cihazlarına alternatif olarak daha güçlü, hızlı, güvenilir, etkili bir ışık cihazı olan argon lazerler ilk 1980'lerin ortalarında piyasaya çıkmıştır^{38,60,61}.

Sertleştirme süresi dolgulu yapıştırıcılar için 10 sn, dolgusuz yapıştırıcılar için 5 sn olarak tavsiye edilmiştir. Yapılan çalışmalar, argon lazer ile elde edilen yapışma dayanıklılığının, görülebilir ışıkla elde edilenle eşit ya da daha yüksek olduğunu göstermektedir^{37,38,60-62}.

Argon lazer ile sertleştirme süresi, genellikle 10 s olarak tavsiye edilmekle beraber, 5 s süreyle sertleştirmeyi tavsiye eden çalışmalar da vardır⁶⁰⁻⁶².

Elaut ve Wehrbein'in klinik çalışmasında; braketlerin başarısızlık oranı argon lazer (10 s, 250 mW) için %2.4, geleneksel ışık cihazı (40 s) için %5.7 olarak tespit edilmiştir. Geleneksel ışık cihazının gösterdiği yapışma başarısızlığı, argon lazere göre anlamlı olarak daha fazladır⁶³.

Geleneksel ışık cihazları (Halojen) ile braketleri yaptırdıktan sonra argon lazer uygulanması, braketlerin yapışma dayanıklılığını arttırırken, yapıştırmadan önce uygulanması olumlu ya da olumsuz bir etki yaratmamaktadır⁶⁰.

Geleneksel ışık cihazlarının ürettikleri ışık, 400 ile 520 nm gibi geniş (120 nm) bir dalgaboyu aralığına düşmektedir. Yani ışık çıkışının karakteristiği değişkendir. Argon lazerler görünür ışık spektrumunun 454-496 nm (42 nm) arasını kapsayan dalgaboyu aralığında, yaklaşık 800 mW/cm² ışık yoğunluğunda çalışırlar. Lazer ışığı, dar bir bant aralığında, paralel dalgalar halinde hareket eder⁶¹. Argon lazerden çıkan ışığın paralelleştirilmiş olması, ışık yoğunluğunun mesafe artsa da, diğer ışık cihazlarına kıyasla daha tutarlı kalmasını sağlar⁶⁰. Argon lazerlerin faydasız-kullanılmayan ışımlar yapmadan, yüksek enerjili, sadece belirli bir dalgaboyunda ve sürekli olarak ışık yaymaları; yapıştırıcının ışığa mağruz kalma süresinin geleneksel ışık cihazları ile karşılaştırıldığında %75 kısaltmakla kalmamış; aynı zamanda, yapıştırıcının daha kaliteli, tam olarak sertleşmesini sağlayarak yapıştırıcının fiziksel özelliklerinin arttırmıştır⁶¹.

Bütün bu avantajlarına rağmen; kompozitin fiziksel özelliklerini ve aşınma direncini etkileyecek olan etkili bir polimerizasyon olup olmadığı ile ilgili sorular da vardır. Ayrıca, bu teknolojinin geniş çaplı kullanılamamasının diğer bir nedeni ise maliyetinin yüksek olmasıdır⁵⁵.

Geleneksel ışık cihazlarının çıkış enerjisini arttırmak için birtakım girişimlerde bulunulmuştur. Fakat, dalgaboyu aralığını daraltmadan ışığın yoğunluğunu arttırmak ısı artışından dolayı diş için zararlı olabilir. Argon lazerin pulpa üzerindeki ısı etkisinde belirleyici olan, ışığın yoğunluğu ve sertleştirme süresidir. Powell ve ark. ışıkla sertleşen materyallerin lazerle polimerizasyonu için, gerekli olan enerji yoğunluklarında kullanıldıklarında mine ya da pulpaya ciddi bir zararlı etkisinin olmadığını tespit etmişlerdir. Hatta geleneksel ışık cihazlarına kıyasla pulpa üzerindeki ısı etkisi anlamlı düzeyde daha azdır⁶¹.

Mine yüzeyine lazer ışık uygulanması (1965), asit ataklar varlığında mine yüzeyini demineralizasyona karşı korumaktadır. Düşük enerjili argon lazer uygulaması mine yüzeyinin devamlılığını koruyarak, yüzey morfolojisinde anlamlı değişiklikler oluşturmaktadır⁶⁰. Mekanizması tam net değildir fakat, muhtemelen mine yüzeyinde oluşturulan mikrosiv ağ ile ilişkilidir. Bu ağ, çözünmüş mineralleri yakalar ve çökeltir. Böylece asit ataklar karşısında oluşan demineralizasyon alanının ve derinliğinin azaldığı gösterilmiştir^{60,63}. Yapılan çalışmalarda, lazer ışık uygulamasının mine demineralizasyonunu farklı oranlarda azalttığı görülmektedir. Bu farklılık uygulanan lazer ışığın enerjisine ve uygulama süresine bağlıdır. 12 J/cm² enerjiye sahip argon lazer 10 sn süreyle uygulandığında lezyon derinliği %29.1 azalırken; 100 J/cm² güce sahip argon lazer 60 sn uygulandığında lezyon derinliği %94.1, lezyon alanı ise %94.4 azalmaktadır^{60,64}.

2.1.5.3.1.3 Plazma Ark Işık Cihazları

Işıkla sertleşen yapıştırıcıların kullanımının dezavantajı, yapıştırıcıyı sertleştirmek için fazla zaman gerektirmesidir. Geleneksel tungsten-quartz halojen ışık ile her braket 40 s'de yapıştırıldığında, tüm dişler düşünüldüğünde sadece sertleştirme işlemi 15 dk sürmektedir. Yapıştırıcıyı sertleştirme sürecinin kısaltılması, hem hasta hem de ortodontist için büyük avantajdır⁶⁵.

Xenon plazma ark ışık kullanımı, 1990'ların sonlarında tanıtılmıştır. Sertleştirme süresi, argon lazerler gibi çok kısa olmakla birlikte, argon lazerlere göre maliyeti daha az olan cihazlardır. Tavsiye edilen sertleştirme süresi her braket için 2-9 sn arasında değişmektedir^{24,36}. Xenon plazma ark ışık cihazı, geleneksel tungsten-quartz halojen ışıktan daha fazla yoğunlukta ışık üretebilirler. Işığın fotobaşlatıcı tarafından en fazla miktarda emilebilmesi için, ışığı 450-500 nm gibi dar bir band aralığında filtrelerler. Işık yoğunluğu, 2000 mW/cm² nin üzerine çıkabilmektedir. Her ne kadar lazerler kadar pahalı olmasalar da, geleneksel halojenden pahalıdırlar, maliyetleri yaklaşık 3000-4000 \$ arasındadır¹⁰.

Xenon plazma ark lambaları, genel olarak xenon gaz ile dolu olan quartz tüp içindeki tungsten anot ve katottan oluşur. Xenon gaz, atmosferde doğal olarak bulunan bir gazdır ve uçucu sıvıların sıcaklıkla aşamalı olarak kısımlara ayrılmasından oluşur. Elektrik akımı xenon gazın içerisinden geçtiğinde, gaz iyonize olur ve neredeyse eşit

sayıda negatif ve pozitif şarj edilmiş partiküllerden oluşan plazma şeklini alır. Tüp içerisindeki xenon gaz düşük basınçta, mavimsi-beyaz ışık yayar; yüksek basınçta gün ışığına benzer spektrumda ışık yayar. Bu yüzden, xenon lambalar genellikle kısa aralıklı hızlı tekrarlanan kuvvetli fotoğrafların üretilmesinde ve sinema- tiyatro yansıtıcılarında, gün ışığına yakın bir renk sıcaklığında parlak ışık üretilmesinde kullanılırlar. Yüksek yoğunluktaki xenon plazma ark lambaların uygun şekilde filtrelenmesi (450-500 nm dalgaboyunda), bu ışığın yapıştırıcıların hızlı bir şekilde sertleştirilmesinde kullanılabilir kılınmaktadır¹⁰.

Plazma ark ışığının ortodontik amaçlı kullanılması ile ilgili ilk raporlar 2000 yılında Cacciafesta ve ark. tarafından yayımlanmıştır²⁴. Plazma ark ışık cihazları ile yapıştırılan braketlerin yapışma dayanıklılıkları ile ilgili yapılan çalışmalarda sertleştirme süresi tartışmalıdır. Sfondrini ve ark.³⁸ rezin modifiye cam iyonomer simanların 2 s sürede sertleştirilmesini tavsiye ederken, Oesterle ve ark.¹⁰, Klocke ve ark.⁶⁶ ise daha uzun sürede (6 s) sertleştirmeyi tavsiye etmektedirler. Yapıştırıcı çok kısa sürede sertleştirildiğinde, aldığı enerji yoğunluğu azaldığından dolayı, yapıştırıcının mekanik özelliklerinin olumsuz etkilendiğini savunmaktadırlar¹⁰.

Plazma ark ışığı gibi yüksek yoğunluktaki ışığın, pulpa üzerinde yarattığı ısı etkisi önemlidir. Cacciafesta ve ark. plazma arkın pulpada meydana getirdiği ısı etkisi 2-3 s gibi çok kısa bir süre devam ettiğinden, endişe etmeye gerek olmadığını savunmaktadırlar²⁴.

Pulpa sıcaklığının 42,5 °C'nin üzerinde olmasının geri dönüşümsüz pulpa hasarı meydana getirdiği rapor edilmiştir. Dolayısıyla pulpadaki sıcaklık artışı 5-6 °C'yi aşmamalıdır. Polimerizasyon esnasında 2 sebepten ötürü sıcaklık artışı meydana gelir: Resinin polimerizasyonunun ekzotermik (ısı veren) reaksiyonla meydana gelmesi ve resinin sertleştirme esnasında ışık enerjisini absorbe etmesidir. Newman, büyükazı dişinin oklüzal yüzeyini 6 s plazma ark ışık cihazına, 30 s geleneksel ışık cihazına mağruv bırakmış ve pulpada oluşan sıcaklık artışını ölçmüştür. Plazma ark ile 0,9°C, geleneksel ışık cihazı ile 3,3°C sıcaklık artışı meydana gelmiştir. Dişte preperasyon yapılmasıyla pulpaya olan mesafe azalmaktadır. Daha yakın mesafeden kompoziti sertleştirirken bile, sıcaklık artışının plazma ark ile 1,1°C, geleneksel ışıkla 2.8°C, olduğu görülmüştür¹⁰. Braketleri yapıştırırken, özellikle mine ve dentin tabakasının ince

olduğu dişlerde (alt kesici dişler), ışıkla polimerizasyon esnasında ışığın lokalizasyonunu değiştirmekte fayda vardır¹⁰.

Uzel ve ark.⁶⁷ çalışmalarında; halojen, LED ve plazma ark ışık cihazlarını farklı dişlerde ve mesafelerde kullanarak, pulpada oluşan sıcaklık değişikliklerini araştırmışlardır. Halojen ışık cihazının pulpada meydana getirdiği sıcaklık artışı diğer 2 ışık cihazına kıyasla anlamlı olarak daha fazla bulunmuştur. Işık cihazı ile diş arasındaki mesafe azaldığında pulpadaki sıcaklık artışı da artmıştır. Alt kesicilerdeki sıcaklık artışı her 3 ışık cihazında da küçük azı dişlerine kıyasla daha fazla bulunmuştur. Sıcaklık artışı her 3 ışık cihazında da kritik olan 5,5 °C 'yi aşmamıştır.

Yüksek enerjili ışıkla, kompozitin hızlı sertleştirilmesi kompozitin içerisinde stres oluşturur. Bu stres, kompozitin dişe bağlanma kuvvetini aşarsa, gap formasyonu ile restorasyonun kenar uyumu bozulur. Kompozitin dentine ya da mineye bağlanma kuvveti yüksekse, kompozit-diş ara yüzeyinde dişte ya da kompozitte kırık meydana gelebilir^{10,49}. Bu konuda ortodonti pratiğini, restoratif diş hekimliğinden farklı kılan birçok faktör vardır. Birincisi, kompozit tabakası çok incedir ve braket, diş yüzeyine baskı ile yerleştirilir. İkincisi, büzülmeyi absorbe etmek için, genellikle kompozitin kenerlarında fazla rezin vardır. Üçüncüsü, braketin diş yüzeyindeki serbestliğidir ve büzülme, braketin mineye doğru braketin çeker ve bu dezavantajdan çok bir avantajdır. Dolayısıyla ortodontik uygulamalarda, polimerizasyon büzülmesi endişe verici bir durum değildir¹⁰.

.

2.1.5.3.1.4. Light-Emitting-Diode (LED) Işık Cihazları

LED ışık cihazları, yapıştırıcıları sertleştirmede umut verici bir alternatiftir^{13,51}. Mills ve ark. 1995'te, ışıkla sertleşen materyallerin polimerizasyonunda, halojen ışık cihazlarının eksikliklerinin üstesinden gelebilmek için, ilk olarak LED teknolojisini kullanmayı önermişlerdir. LED ışık cihazı ile halojene kıyasla anlamlı olarak daha derin bir sertleşme elde edilmiştir⁵².

LED'ler farklı yarı iletken materyallerin üst üste film tabakası halinde metal-organik kimyasal buhar biriktirmesiyle üretilirler^{11,12}. LED'ler ışık üretmek için, halojen ampüllerinin içerisinde kullanılan sıcak filamanlar yerine, yarı iletkenlerin kesişim noktalarını kullanırlar^{13,52}. Elektrik akımı yarı iletken çiplerden geçerken, elektrik enerjisi doğrudan ışığa dönüşür ve az bir enerji ısı olarak yayılır^{11,54}. Sonuç olarak;

stabil, etkili, uzun ömürlü, dar spektrumda 440-480 nm (470 nm çevresinde) dalgaboyunda mavi ışık çıkışı gerçekleşir¹¹. Peak yaptığı dalgaboyu, kamforkinonun en fazla emildiği dalgaboyuna (468 nm) oldukça yakındır. LED’lerde bu etkili enerji dönüşümü, cihazın kablolu olmasına izin verir. LED ışık cihazlarının kullanımları az güç gerektirir^{11,13}. LED ışık cihazlarının yaşam süreleri 10000 saatin üzerindedir ve bu süre içerisinde ışığın çıkış gücü istikrarlıdır yani zaman içerisinde çıkış gücündeki azalma düşüktür. Şok ve titreşime dayanıklıdır^{11,13,52}.

Ultraviyole ya da kızıl ötesi ışık üretmezler, çok dar aralıktaki dalga boylarında ışık üretirler, böylece filtre kullanımı ihtiyacı ortadan kalkmış olur ve ürün aşırı ısıdan korunur¹³. LED ışık cihazlarında; ışık üretmek için, halojen ışık cihazlarındaki gibi sıcak filamanlar kullanılmadığı için soğutma fanına ihtiyaç yoktur^{13,52}. Halojen ışık cihazları LED’lere kıyasla %1 etkinlikle çalışırlar ve ışığı elektrik akımına çevirmede yaklaşık olarak %10 etkinliktedir. Dahası, LED’lerden yayılan ışığın dalga boyu 470 nm dir ve bu, çoğu yapıştırıcının içerisinde bulunan foto-başlatıcı kamforkinonun (KK) emilimi için ideal dalga boyudur¹³.

LED ve plazma ark ışık cihazlarının dar spektrumda ışık yayması eğer kullanılan yapıştırıcıdaki esas foto-başlatıcı KK değilse, dezavantaj haline dönüşebilir. Çünkü, LED ve plazma arkın yaydığı dalgaboylarının dışındaki dalgaboylarında aktive olan başka bir foto-başlatıcı sistemin aktivasyonu etkili bir şekilde yapılamaz. Sonuç olarak, monomerin polimere dönüşüm derecesi azalır, yapıştırıcının mekanik özellikleri olumsuz etkilenir ve sitotoksite artar⁵¹.

İlk çıkan LED ışık cihazlarında, standart şekilli LED’lerden oluşan bir LED dizisi kullanılmıştır. Bu cihazlara, 1. jenerasyon LED ışık cihazları denilmektedir. Işık yoğunlukları düşük (tek bir LED kristali için, yaklaşık 5 mW) olduğundan dolayı kompozitin yetersiz sertleşmesine ve restorasyonların mekanik özelliklerinin kötüleşmesine yol açabilmektedir⁶⁸. Sertleştirme performansları (sertlik, kenar uyumu, mikro sızıntı gibi) geleneksel halojen ile kıyaslandığında daha düşüktür⁵⁵.

Birinci jenerasyon LED’ler her ne kadar restoratif amaçlı kullanıldıklarında olumsuz sonuçlar verse de, ortodontideki kullanılan kompozit kalınlığı çok ince olduğundan olumlu sonuçlar vermiştir. Birinci jenerasyon LED’lerin performansları, braketlerin yapışma dayanıklılığı açısından değerlendirildiğinde, halojen ışık cihazı ile

eşdeğer olduğu görülmüştür⁵². Stahl ve ark. 1. Jenerasyon LED'in 0,7 mm kalınlığındaki kompoziti 40 s'de sertleştirebildiğini rapor etmiştir¹¹.

İkinci jenerasyon LED'ler indium galyum nitrit teknolojisini kullanırlar ve band aralığını değiştirerek belirli bir dalgaboyunda yüksek enerjili fotonlar üretebilirler¹¹. Işık yoğunlukları yüksektir (tek bir LED kristali için, yaklaşık 500 mW). Indium galyum nitrit LED'ler aynı yüzey üzerindeki birçok yayıcıdan oluşurlar. Bu geniş yüzey doğrudan büyük bir soğutucuya bağlıdır. Böylelikle oluşan ısının katettiği yol kısılır ve hızlı bir şekilde dağılır. Isının bu şekildeki özel kontrolü, LED'lere zarar vermeden cihazın yüksek güçte kullanılabilmesini sağlar⁶⁸.

İkinci jenerasyon LED'ler rezin monomerlerinin polimerizasyonunu başlatan kamforkinonun emilim aralığına denk düşen daha dar spektrumda (400-500 nm) ışık üretirler⁵². İkinci jenerasyon LED'lerin güçleri dolayısıyla sertleştirme performansları (sertlik, kenar uyumu, mikro sızıntı), halojene ve 1. Jenerasyon LED'lere kıyasla daha iyidir⁵⁵. Polimerizasyon büzülmesi açısından, halojen ile LED ışık cihazını eşdeğer olarak bulan çalışmalar da vardır⁵³.

Yapıştırıcının içerisindeki monomerin polimere dönüşmesinde ışığın dalgaboyu, ışık yoğunluğu (mW/cm^2), yapıştırıcının ışığa ne kadar süre mağruz bırakıldığı, ışık cihazı ile yapıştırıcı arasındaki mesafe gibi birçok faktör etkilidir¹³.

Fujibayashi ve ark. ışığın dalgaboyunun yapıştırıcının polimerizasyonuna olan etkisini incelemişlerdir. LED ve halojen ışık cihazlarının ışık yoğunlukları 100'er mW/cm^2 olmak üzere, LED ışık cihazının dalgaboyu 450'den 470 nm'ye yükseltildiğinde daha fazla monomerin polimere dönüştüğü ve sertleşme derinliğinin arttığı görülmüştür^{13,52}. Böylece, 470 nm'deki LED ışığın halojene göre daha fazla sertleşme sağladığı gösterilmiştir. Daha fazla monomerin polimere dönüşmesinin sebebi; LED ışığın dalgaboyunun, foto-başlatıcı olan kamforkinonun en fazla emildiği dalgaboyuna daha yakın olmasıdır^{13,52}.

2.2. Braketlerin Yapışma Dayanıklılığına Etki Eden Faktörler

Yapışma dayanıklılığı; kullanılan ışık cihazı, yapıştırıcının ışığa ne kadar süre mağruz bırakıldığı, mine yüzeyini pürüzlendiren asitin tipi, uygulanma süresi, asit konsantrasyonu, yapıştırıcının içeriği ve tipi, braket tabanının şekli, braket materyali, dişin tipi gibi bir çok faktörden etkilenir^{5,11,17,21,22}.

2.2.1 Dişle ilgili Faktörler

2.2.1.1. Dişin Tipi

Braketlerin yapışma etkinliği ile ilgili bilgiler, sıklıkla çekilmiş dişlerle yapılan yapışma dayanıklılığı ölçümlerinden elde edilir. Yapışma dayanıklılığı testleri, her ne kadar kesici dişler, köpek dişleri ve büyük azı dişleri kullanılarak da yapılsa da; genellikle küçük azı dişleri kullanılarak yapılır. Whittaker arka dişlerde aprizmatik minenin ön dişlere kıyasla daha fazla olduğunu rapor etmiştir^{9,20}. Aprizmatik minenin varlığı, asitle pürüzlendirmenin etkinliğini azaltabilir ve bu durum rezinin penetrasyonunun azalması ve yapışmanın daha zayıf olması ile sonuçlanabilir^{22,69,70}.

Mattick ve Hobson asitlenmiş mine yüzeyinin farklı tipteki dişlerde, farklı olduğunu göstermiş, böyle bir farklılığın yapışma dayanıklılığını etkileyebileceğini bildirmiştir². Öztürk ve ark.², Hobson ve ark.²⁰, Linklater ve Gordon⁷¹ farklı diş tiplerinde yapışma dayanıklılığının da farklı olduğunu göstermiştir. Hobson ve ark.²⁰ ve Öztürk ve ark.² aynı tipteki alt ve üst dişlerin yapışma dayanıklılığı arasında anlamlı fark bulurken, Linklater ve Gordon⁷¹ anlamlı fark bulmamıştır. Ayrıca, aynı tipteki alt ve üst dişlerin aynı grup içerisinde birlikte kullanıldığı birçok çalışma da literatürde mevcuttur⁷²⁻⁷⁴.

2.2.2. Braketle İlgili Faktörler

2.2.2.1. Braketin Materyali ve Braket Tabanının Şekli

Braket boyutunun küçülmesi, daha estetik görünüm kazandırır ve daha kolay temizlenir. Braketin boyutu küçüldüğünde, taban alanı ve dolayısıyla braketin dişle yapıştığı alan azaldığından, klinik olarak braketin kopma oranı artmaktadır⁷⁵. Braket taban alanı 6.82 mm² ye kadar olması yeterli bir retansiyon sağlarken, daha küçük braketler kullanıldığında yapışma dayanıklılığı oldukça olumsuz etkilenmektedir⁷⁵. İnce tel örgü şeklindeki braket tabanları, delikler açılmış metal braket tabanlarına göre daha üstündür⁷⁶. İnce tel örgü şeklindeki braket tabanları, %60-70 oranında optimum yapışma sağlar⁷⁷. İnce tel örgü şeklindeki braket tabanının kumlanması veya mikro-pürüzlendirilmesi braketin retansiyonunu arttırmaktadır⁷⁵. Braket tabanının pirinç veya çelikle kaynak yapılması, lehimlenmesine kıyasla daha iyi bir yapışma dayanıklılığı sağlar^{77,78}. Kumlama, metal yüzeyin asitle pürüzlendirilmesi, silika kaplama ve silikon dioksit püskürterek kaplama braket tabanlarının retansiyonunu artırır. Dokuz saniyeden

daha az süre kumlama yapışma dayanıklılığını arttırırken, 9 saniyeden sonra ince tel örgünün şekli bozularak zarar görmektedir⁷⁵.

Braket tabanları plastik, metal ya da seramik olabilmektedir. Plastik braketlere tutunma kimyasal olarak gerçekleşirken, metal ve seramik braketlere mekanik olarak gerçekleşir²⁷.

Blalock ve Powers; plastik, paslanmaz çelik, seramik, silan uygulanmış seramik, polikarbonat tabanlı seramik olmak üzere 5 farklı braket, 3 farklı yapıştırıcı (kendiliğinden sertleşen ve çift yönlü sertleşen kompozit ve çift yönlü sertleşen CİS) ile kullanarak yapışma dayanıklılıklarını karşılaştırmışlardır. Kendiliğinden sertleşen kompozit için, farklı braketlerin kullanılması yapışma dayanıklılığında farklılık yaratmamıştır. Çift yönlü sertleşen kompozit için, en yüksek yapışma dayanıklılığı plastik braketlerde elde edilirken, en düşük yapışma dayanıklılığı paslanmaz çelik braketlerde görülmüştür. Çift yönlü sertleşen CİS için, en yüksek yapışma dayanıklılığı silan uygulanmış seramik braketlerde elde edilirken, en düşük yapışma dayanıklılığı plastik braketlerde elde edilmiştir⁷⁹.

Siomka ve Powers; ince tel örgü, asitle pürüzlendirilmiş ve oluklu olmak üzere 3 farklı tipteki metal braket tabanında, 5 farklı tipte yüzey hazırlama yöntemini (asitle pürüzledirme, silan uygulama, yüzey aktivasyonu, asitle pürüzlendirme + silan uygulama, asitle pürüzlendirme + yüzey aktivasyonu) kullanarak yapışma dayanıklılıklarını karşılaştırmışlar. Herhangi bir işlem görmemiş, kontrol grubunu oluşturan 3 farklı braket tabanı arasından en yüksek yapışma dayanıklılığını oluklu tipteki braket tabanı göstermiştir. Asitle pürüzlendirme oluklu braket tabanlı braketin yapışma dayanıklılığını %56 arttırmıştır. Asitle pürüzlendirme tel örgü braket tabanının yapışma dayanıklılığını %28 arttırmıştır. Yüzey hazırlama yöntemlerinin hiçbirisi asitle pürüzlendirilmiş braket tabanının yapışma dayanıklılığını arttırmamıştır⁸⁰.

Pulido ve Powers, braket primerinin kullanımının yapışma dayanıklılığına etkisine bakmışlardır. Kendiliğinden sertleşen çeşitli kompozit rezinler, 3 farklı polikarbonat plastik braketlerle kullanılmıştır. Braketlerin yapışma dayanıklılığı primerin kullanılıp kullanılmadığından çok, braketin tipine göre farklılık göstermiştir⁸¹.

Dickinson ve Powers; braketlere ticari olarak lehimlenmiş ya da puntolanmış 14 farklı braket tabanının, dizayn karakteristiklerinin, yapışma dayanıklılığı ile olan ilişkisini incelemiştir. Dizayn karakteristikleri arasında braket taban alanı, tipi (tel

örgü şeklinde, perfore edilmiş tel örgü ve asitle pürüzlendirilmiş) ve braketin dişle temas eden dış yüzey alanı yer almaktadır. Tüm braketlerin yapışma dayanıklılığı birbirinden farklı bulunmuştur. Braketlerin yapışma dayanıklılığının, braket taban alanı ve braketin dış yüzeyine temas alanından bağımsız olduğunu rapor edilmiştir. Daha çok braketin tipi, yapışma dayanıklılığında farklılıklar yaratmıştır. Braket tabanı braketle puntolandığında, braket tabanı yapılan punto sayısına göre değişen oranda noktasal zarar görmektedir. Braket tabanındaki tel örgü devamlılığını yitirmekte ve keskin bölgeler oluşmaktadır. Braket tabanının puntolanması, kompozitin braketle tutunacağı alanı azalttığı gibi, punto bölgesinde stres yoğunlaşmakta ve burası kompozitin kırılabileceği potansiyel bölge olmaktadır. Ek olarak, yetersiz yapılan puntolama braket tabanının braketten ayrılmasına sebep olabilir. Çalışmada aynı braketin lehimlenmiş ve puntolanmış 2 farklı tipi de karşılaştırılmıştır. Lehimlenmiş braketin taban alanı, puntolanmışa kıyasla daha küçük olmasına rağmen, yapışma dayanıklılığı 3 kat daha fazla bulunmuştur. Çalışmada, perfore edilmiş braket tabanına sahip braketin yapışma dayanıklılığı en düşük bulunmuştur⁸².

2.2.3. Asitle İlgili Faktörler

2.2.3.1. Asitin Tipi, Konsantrasyonu ve Uygulanma Süresi

Braketleri yapıştırmak için; geleneksel 3 aşamalı asitle pürüzlendirme, primer uygulaması ve kompozitle braketin dış yüzeyine yapıştırılması şeklindeki prosedür ile yıllardır etkin bir şekilde braketler dış yüzeyine yapıştırılmaktadır⁸³.

Braketleri yapıştırmadan önce mineyi pürüzlendirmek için yaygın olarak %37'lik ortofosforik asit kullanılmaktadır. Mineyi asitle pürüzlendirme sürecinde oluşan mikropöroziteler, rezinin mine yüzeyine tutunmasını sağlar. Mine ve rezin arasında mikroskobik, mekanik bir kenetlenme oluşur⁸⁴. Mineyi asitle pürüzlendirirken iyi bir retansiyon sağlanmalı; mine kaybı, nem kontaminasyonu ve hasta başında geçirilen süre azaltılmalıdır⁸⁵.

Asitleme esnasında minenin floridden en zengin olan yüzey tabakası kalıcı olarak çözünmektedir. Bu durum minenin ortodontik tedavi esnasında dekalsifikasyona karşı direncini azaltmaktadır⁸⁶. Minenin %30'dan %50'ye kadar değişen konsantrasyonlardaki fosforik asitle 60 s pürüzlendirildiğinde ortalama mine kaybı 7-12 mikrometredir⁸⁷.

Wang ve Mang; fosforik asit jel ya da solüsyon kullanımının braketlerin yapışma dayanıklılığını etkilemediğini bildirmişlerdir⁴³.

Wang ve Lu⁸⁵ %37'lik ortofosforik asit ile genç mine yüzeyini çeşitli sürelerde (15-120 s) pürüzlendirdiklerinde, 15, 30, 60, 90 s arasında braketlerin yapışma dayanıklılıkları benzer bulunurken, 120 s pürüzlendirildiğinde yapışma dayanıklılığı azalmıştır. 30 s'nin üzerindeki asitleme sürelerinde mine kırıkları meydana gelmiş ve kırığın boyutu asitleme süresiyle orantılı olarak artmıştır. Genç mine yüzeyi için asitleme süresini, 15 s olarak tavsiye etmişlerdir⁸⁵.

Beech ve Jalaly %50'lik fosforik asiti 5 s, 15 s 60 s gibi artan sürelerde kullandıklarında, farklı asitleme sürelerinin braketlerin yapışma dayanıklılığında farklılık yaratmadığını bildirmişlerdir⁸⁶.

%10'luk maleik asit ile %35'lik fosforik asit, 15-120 s aralığında çeşitli asitleme sürelerinde kıyaslandığında, ortaya çıkan mine yüzey yapısının benzer olduğu fakat maleik asitin meydana getirdiği mine kaybının daha az olduğu görülmüştür⁷⁵.

MacColl ve ark.⁷⁵ %37'lik fosforik asit jel ve solüsyon ile %10'luk maleik asit jel ve solüsyon olmak üzere 4 farklı asiti kıyaslamışlar ve en yüksek yapışma dayanıklılığını %10'luk maleik asit solüsyonundan elde etmişlerdir.

Sadowsky ve ark.⁸⁸ yaptıkları klinik çalışmada farklı konsantrasyonlardaki asitleri (%15 ve %37) ve farklı sürelerde (15 ve 60 s) kullanarak kıyaslamışlardır. Braketlerin retansiyonu açısından, gerek asit konsantrasyonları gerekse asitleme süreleri arasında fark görülmemiştir. Hem asit konsantrasyonunun hem de asitleme süresinin azaltılmasını tavsiye etmişlerdir.

Surmont ve ark. 5 farklı kompozit rezini 15 ve 60 s asitleme sürelerinde kullanarak karşılaştırmışlardır. Farklı asitleme süreleri braketlerin yapışma dayanıklılıklarında bir fark yaratmamıştır⁸⁹.

Braketleri yapıştırırken, mine kaybını en aza indirmek, hasta başında geçen süreyi azaltmak ve etkin bir şekilde braketleri yapıştırmak için, alternatif yöntemler geliştirilmiştir⁸³. Bu amaçları hedef alarak, kendiliğinden pürüzlendirme yapan primerler geliştirilmiştir. Yapılan birçok çalışmada kendiliğinden pürüzlendirme yapan primerlerle yapıştırılan braketlerin yapışma dayanıklılığının, geleneksel asitle pürüzlendirme tekniği ile yapıştırılan braketlerden pek de farklı olmadığı görülmüştür⁹⁰⁻⁹³. Kendiliğinden pürüzlendirme yapan primerlerin pH'nın düşük olması, braketlerin

yapışma dayanıklılığını arttırmamaktadır⁸⁴. Bu primerlerin kullanılmasının avantajı yapıştırılan braketler çıkartıldığında diş yüzeyinde daha az kompozit artığı kalmakta ve diş yüzeyinin temizliği daha hızlı ve kolay olmaktadır⁹⁴⁻⁹⁶.

2.2.4. Yapıştırıcı ile İlgili Faktörler

2.2.4.1. Yapıştırıcının Tipi

. Kompozitin mekanik özellikleri; rengine, opaklığına, içerdiği başlatıcılara ve bileşimine göre değişir. Işık yoğunluğu ile foto-başlatıcı sistemin emilim gösterdiği dalgaboyu spektrumunun uyumlu olması gerekmektedir. Kompozitlerin içerisinde kullanılan en yaygın foto-başlatıcı KK'dur ve en fazla emilim gösterdiği dalgaboyu görülebilir ışığın mavi kısmında ve 468 nm dalgaboyundadır. Monomerin polimere dönüşüm derecesinin artması; çözünürlüğünün azalması, boyutsal stabilitesinin artması, renk değişiminin daha az olması, biyouyumluluğunun artması gibi kompozitin fiziksel özelliklerinde önemli rol oynar. Mekanik özellikleri düşük seviyede olan kompozitin klinik ömrü daha kısadır⁵¹.

Kompozit rezinlerin yapışma dayanıklılıkları hangi yöntemle sertleştirildiğinden (kimyasal, çift yönlü ya da ışıkla sertleşme) etkilenmediğini^{44,45,50} gösteren çalışmalar olsa da, kimyasal sertleşen kompozit rezinlerin, ışıkla sertleşen kompozitlere göre çok daha yüksek yapışma dayanıklılığı gösterdiği çalışmalar da vardır⁴⁶.

Wang ve Meng metal braketler kullanarak yapmış oldukları çalışmada, kimyasal sertleşen kompozitin (Concise), ışıkla sertleşen kompozite (Transbond, 40 s) kıyasla daha az yapışma dayanıklılığı gösterdiği ve klinik olarak kabul edilir bir yapışma dayanıklılığına ulaşamadığı görülmüştür⁴³.

Rezin esaslı materyallerin sertleştirilmesi rezinin kendi formülasyonuna bağlıdır. Kompozitler; foto-başlatıcı içeriği, renk tonu, doldurucu boyutu ve miktarı gibi farklılıklarından dolayı kolay, orta ya da zor sertleşebilirler. Kompozitin sertleşmesi sertlik ölçümleri ile değerlendirilebilir⁵⁵.

Yüksek oranda dolgu içeren diakrilat rezinlerin in vitro yapışma dayanıklılıkları, düşük dereceli dolgu içerenlere kıyasla daha fazladır^{97,98}.

En yüksek yapışma dayanıklılığını elde edebilmek için braket tabanındaki adeziv kalınlığı 0,2 mm'yi geçmemelidir⁷⁵.

2.2.5. Işık Cihazı İle İlgili Faktörler

Kompozit polimerizasyonu başlatmak ve yüksek derecede bir dönüşüm elde edebilmek için gerekli olan, uygun enerji yoğunluğunu elde edebilmektir. Enerji yoğunluğu ise ışık cihazının ışık yoğunluğu ile yapıştırıcının ışığa mağruz bırakılma süresi ile ilgilidir. Enerji yoğunluğu, kompozitin optimum mekanik özelliklerini elde edebilmesi için şarttır⁵¹.

2.2.5.1. Işık Cihazının Tipi

Swanson ve ark. 3 farklı LED (GC e-light, Elipar Free Light, UltraLume LED 2) ve 1 halojen (Ortolux XT) olmak üzere 4 farklı ışık cihazını çeşitli sertleştirme sürelerinde (10, 20 ve 40 s) karşılaştırmışlardır. GC e-light tüm sürelerde en düşük yapışma dayanıklılığını gösterirken, en yüksek yapışma dayanıklılığını UltraLume LED 2, 40 s'de göstermiştir¹¹.

Pettemerides ve ark. halojen ile plazma ark ışık cihazlarının performanslarını in-vivo olarak, braketlerin kopma oranları açısından karşılaştırmışlar ve aralarında anlamlı fark bulmamışlardır⁹⁹.

Oesterle ve ark, plazma ark ışık cihazının 6 ve 9 s süre ile kullanımları ile elde edilen yapışma dayanıklılığının, halojen ışık cihazının 40 s süre kullanımı ile eşdeğer olduğunu göstermişlerdir¹⁰.

Silva ve ark. 2 ayrı LED (Ortholux LED, UltraLume LED 5) ile yüksek enerjili halojen (Optilux 501) ışık cihazlarını çeşitli sürelerde kullanarak kıyaslamışlardır. En düşük yapışma dayanıklılığı değerleri Ortholux LED cihazında görülürken, UltraLume LED 5 ile Optilux 501 arasında anlamlı fark görülmemiştir¹².

Weinberger ve ark. porselen braketlerin yapışma dayanıklılığını farklı sertleştirme yöntemleri kullanarak karşılaştırmışlardır. Argon lazer (10 s) ile görülebilir ışık karşılaştırılmış (40 s) ve aralarında fark görülmemiştir⁶².

Hildebrand ve ark. metal braketler kullanarak, argon lazer (AccuCure 1000) ile geleneksel ışık cihazını (Ortolux XT, 40 s) karşılaştırmış, braketlerin yapışma dayanıklılıkları arasında fark görülmemiştir¹⁰⁰.

Mirabella ve ark. APC (Adhesive-Precoated) braketler kullanarak, Ortolux XT halojen ışık cihazı ile, Ortolux LED ışık cihazını karşılaştırmış ve aralarında fark görülmemiştir⁵⁴.

Dunn ve Taloumis 2 halojen (Optilux 501 ve Prolite) ve 2 LED (Lumacure ve Versalux) olmak üzere 4 farklı ışık cihazını karşılaştırmış ve 4 ışık cihazının arasında gerek yapışma dayanıklılığı gerekse ARI skorları açısından anlamlı fark bulunmamıştır⁵².

Cacciafesta ve ark. farklı ışık cihazlarının ve farklı ışık cihazı uçlarının kullanımının braketlerin yapışma dayanıklılığında anlamlı bir farklılık yaratmadığını bildirmiştir⁵⁹.

Farklı ışık cihazları kullanılarak braketlerin başarısızlık oranlarını karşılaştıran klinik çalışmalarda, halojen ve plazma ark ışık cihazları arasında, kopma oranları açısından fark görülmemiştir^{6,101}.

2.2.5.2. Işık Cihazının Ucu

Işık cihazları ve braketlerin yapıştırılması ile ilgili çalışmaların temel amacı; sertleştirme süresini ve ark telini yerleştirene kadar geçen süreyi en aza indirgeyerek, optimum yapışma dayanıklılığını elde etmektir¹⁰².

Frost ve ark. hızlı sertleşme sağlayan ve 2 bitişik braketin eş zamanlı yapıştırılmasını olanaklı kılan elips şeklindeki 19 mm çapında ışık cihazı uçlarını, standart ışık cihazı uçlarıyla (11 mm) kıyaslandığında gerek yapışma dayanıklılığı gerekse braket kopma oranı açısından farksız bulmuşlardır. Elips şeklindeki uçların avantajı, total braket yapıştırma süresi azalmaktadır^{49,102}.

Bishara ve ark. aynı ışık cihazında 11 mm standart ve 4 mm mini turbo, farklı çaplardaki uçlar kullanarak, braketlerin yapışma dayanıklılığını karşılaştırmışlardır. Işık cihazı uçlarının farklı çaplarda olması yapışma dayanıklılığında anlamlı bir farklılık yaratmamıştır¹⁰³.

Oesterle ve ark. 11 ve 7.1 mm çapında plazma ark ışık cihazı uçlarının braketlerin yapışma dayanıklılığına etkisini araştırdıklarında, benzer sürelerde kullanıldıklarında daha büyük çaplı elips şeklindeki ucun küçüğe göre, kullanılan adezive bağlı olarak eşit ya da daha düşük yapışma dayanıklılığı gösterdiği bulunmuştur⁴⁹.

Cacciafesta ve ark; halojen ışık cihazında, standart ve power slot ışık cihazı uçlarını karşılaştırmışlardır. Standart uç 20 s süre ile kullanılırken, power slot uç 6 ve 10 s süre ile kullanılmıştır. Aralarında anlamlı fark görülmemiştir. Power slot ışık cihazı uçları, kompoziti daha hızlı sertleştirmiştir⁵⁹.

Evans ve ark. 11 mm çapında standart ışık cihazı ucu ($580-600 \text{ mW/cm}^2$) ile 7×3 mm boyutunda power slot ışık cihazı ucunu ($830-850 \text{ mW/cm}^2$) ve 7.3 mm çapında turbo ışık cihazını ucunu ($1120-1180 \text{ mW/cm}^2$) karşılaştırmışlardır. Power slot ve turbo uçlar kullanıldığında, standart uca kıyasla ışık yoğunluğu artmaktadır. Turbo uçta, power slotu göre daha fazla artmaktadır. Her iki uçla da standart uçla kıyaslandığında braketlerin yapışma dayanıklılığında çok az bir fark görülmüştür. Standart uçla 40 s, hızlı uçlarla 10 s sürede etkili bir sertleşme sağlanabilmiştir¹⁰².

2.2.5.3. Işık Cihazı ile Yapıştırıcı Arasındaki Mesafe

Gronberg ve ark. ışık cihazı ile kompozit arasındaki mesafenin braketlerin yapışma dayanıklılığına etkisini araştırmışlar. Bu mesafenin 1 ya da 10 mm olmasının anlamlı bir fark yaratmadığı görülmüştür¹³.

Sfondrini ve ark. rezin modifiye CİS ile braketleri yapıştırırken; 3 farklı ışık cihazını (hızlı halojen, LED, plazma ark), 3 ayrı mesafede (0, 3, 6 mm) kullanmışlar. Halojen ve LED ışık cihazlarında; 3 farklı mesafede de braketlerin yapışma dayanıklılığı anlamlı olarak değişmezken, plazma ark ışık cihazında mesafe arttıkça daha yüksek yapışma dayanıklılığı görülmüştür¹⁰⁴.

Bennet ve Watts, 2 ayrı LED ve geleneksel halojen ışık cihazlarını kullanarak yaptıkları çalışmada, ışık cihazı ile kompozit arasındaki mesafe 8 mm'ye kadar arttığında dahi, elde edilen sertleşme derinliğinin en az 1 mm'den daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir¹⁰⁵.

2.2.5.4. Yapıştırıcının Sertleştirilme Süresi

Gronberg ve ark. LED ışık cihazı ile yapıştırıcıyı 5, 10, 20, 40 s sürelerde sertleştirerek, sertleştirme süresinin yapışma dayanıklılığına etkisini araştırmışlar. 10 s ve üzerindeki sürelerde klinik olarak kabul edilir yapışma dayanıklılığı elde edilirken, sertleştirme süresi arttıkça yapışma dayanıklılığının da arttığı görülmüştür¹³.

Oesterle ve ark. Optilux-400 halojen ışık cihazı ile 40 s sürede klinik olarak kabul edilir bir yapışma dayanıklılığı elde ederken, 20 s sertleştirmenin yetersiz olduğu görülmüştür. Sertleşme sağlandıktan sonra, kuvvet uygulayana kadar geçen süre (2, 5, 20, 30 dk ve 24 saat) arttıkça braketin yapışma dayanıklılığının da arttığı görülmüştür. Her ne kadar bekleme süresi arttıkça yapışma dayanıklılığının arttığı görülse de, 5

dk'dan sonraki gruplardaki yapışma dayanıklılığının artışı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Sertleşme süresi 40 s, braketler yapıştırıldıktan sonra kuvvet uygulamaya kadar geçen bekleme süresi 5 dk olarak tavsiye edilmiştir⁶⁵.

Swanson ve ark. 3 farklı LED (GC e-light, Elipar Free Light, UltraLume LED 2) ve 1 halojen (Ortolux XT) olmak üzere 4 farklı ışık cihazında çeşitli sertleştirme sürelerini (10,20 ve 40 s) karşılaştırmışlardır. Sertleşme süresi arttıkça, yapışma dayanıklılığının arttığı görülmektedir. Tüm sürelerde klinik olarak kabul edilir yapışma dayanıklılığı elde edilmiştir¹¹.

Wang ve Meng Transbond yapıştırıcı için, ışıkla sertleşme süresini, 40 s olarak tavsiye etmiştir. 40 s'den daha kısa sürelerde (20 s) yapışma dayanıklılığı yetersiz kalırken, 40 s'den daha fazla (60 s) sertleştirmenin yapışma dayanıklılığını arttırmadığı görülmüştür⁴³.

Silta ve ark. 2 ayrı LED (Ortholux LED, UltraLume LED 5) ile yüksek enerjili halojen (Optilux 501) ışık cihazlarını 6, 10, 20 s sürelerde kıyaslamışlardır. Süre arttıkça yapışma dayanıklılığının arttığı görülmüştür¹².

Sfondrini ve ark. Transbond XT kompozit rezini, plazma ark (PAC, American Dental Technologies) ışık cihazı ile 2, 5, 10 s sürelerde sertleştirdiklerinde, braketlerin yapışma dayanıklılıkları arasında fark olmadığı görülmüştür³⁸.

Elvebak ve ark. argon lazeri 5, 10, 15 ve 20 s sürelerde ve 100, 150, 200 ve 250 mW güçlere kalibre ederek APC braketlerle kullanmışlardır. Sertleştirme süresini 5 s'nin üzerine çıkması yapışma dayanıklılığını arttırmamıştır. Aynı şekilde argon lazerin gücünün 150 mW'ın üzerinde olması da yapışma dayanıklılığında artış meydana getirmemiştir. Bu çalışmada, düşük güçte kısa süreli sertleştirme ile elde edilen yapışma dayanıklılığı, yüksek güçte uzun süreli sertleştirme süreleri ile elde edilen yapışma dayanıklılığı ile eşdeğer bulunmuştur¹⁰⁶.

2.3. Diş Hekimliğinde Çapraz Enfeksiyon ve Korunma Yöntemleri

Çapraz enfeksiyon, enfekte ajanların klinik ortamında hasta ile sağlık çalışanları arasında taşınmasıdır. Enfeksiyon kontrolü, sağlık çalışanları için pratiğin önemli bir parçasını oluşturmaktadır. Hepatit B, C ve HIV virüsleri ile enfekte hastaların varlığında; çapraz enfeksiyon diş hekimleri, yardımcı personel ve hastalar açısından önemli hale gelmektedir. Diş hekimliği çalışanları çapraz enfeksiyon açısından yüksek

risk grubundadırlar. Çoğu mikrobiyal patojenin ağız salgılarından izole edilebildiği düşünüldüğünde, hastalığın taşınmasındaki mesleki potansiyel aşıkardır. Diş hekimliği pratiğindeki enfektif zararlıların varlığı, yapılan araştırmalarla gösterilmiştir. Bu enfektif ajanların başlıcaları; HIV (Human Immunodeficiency Virus), HBV (Hepatit B Virus), HCV (Hepatit C Virus), CMV (sitomegalovirüs), HSV (herpes simplex virüs), myobacterium tuberculosis, stafilokok ve streptokok gibi virüs ve bakterilerdir^{107,108}.

Bu enfektif ajanların bulaşma yolları; hastanın tükürüğü, kanı, cildi ya da ağız salgıları ile doğrudan temas ya da enfekte olmuş keskin aletlerle meydana gelen yaralanmalarla dolaylı olarak ya da, havadan damlacık enfeksiyonu yolu ile olabilmektedir. Evrensel olarak kabul edilmiş önlemler, tüm hastaların enfeksiyöz bir hastaymış gibi kabul edilmesi gerektiğini ve buna uygun olarak tüm hastalar için bu önlemlerin dikkate alınması gerektiğini vurgulamaktadır¹⁰⁷.

Her ne kadar tükürük ve dişeti servikal sıvısından virüsün bulaştığı ile ilgili kesin kanıt olmasa da, bazı çalışmalarda HBV pozitif hastaların tükürük ve dişeti servikal sıvısında hepatit B antijenine rastlanmıştır¹⁰⁹.

Toroğlu ve ark. yapmış oldukları çalışmalarında, ortodonti hastalarında debonding esnasında mikromotor kullanımı sonucu ortaya çıkan havanın, enfeksiyöz ajanların ortamdaki dağılımına nasıl etki ettiğini araştırmışlardır. Öncelikle boş odada, enfeksiyöz ajanların miktarı ve dağılımı belirlenerek, bakterilerin ortamdaki taban seviyesi tespit edilmiştir. Rutin ortodontik işlemler esnasında meydana gelen bakteri kontaminasyonu, kontrol grubu olarak belirlenirken; debonding esnasında meydana gelen bakteri kontaminasyonu çalışma grubunu oluşturmuştur. Boş odadaki koloni üniteleri 6.7 iken, rutin ortodontik işlemler esnasında 11.2'ye çıkmış, debonding esnasında ise 60.43'e ulaşmıştır. Aynı çalışmada, debonding öncesi %0.2'lik klorhexidin glukonat gargara kullanımının enfeksiyöz ajanların dağılımına nasıl etki ettiği de araştırılmıştır. Debonding grubuna kıyasla bakteri kolonilerinin sayısında çok az bir azalma tespit edilmiştir fakat bu azalma anlamlı değildir. Debonding esnasındaki bakteri kontaminasyonundaki artış oldukça fazla olduğundan çok katlı barrier kullanımı tavsiye edilmektedir (maske, gözlük ve yüz koruyucusu gibi)¹¹⁰.

Enfeksiyonun taşınmasından korunmak amacıyla tavsiye edilen önlemler şöyle sıralanabilir¹⁰⁷:

1. Evrensel olarak kabul edilmiş önlemlerin uygulanması (eldiven, maske, koruyucu gözlük, koruyucu yüz maskesi, uzun önlük kullanılması),
2. Keskin uçlu malzemelerden ve enfekte olmuş araç-gereçlerden korunmak,
3. Ameliyat öncesi ve ameliyat esnasında ağız gargaralarının kullanılması,
4. Yüksek hacimli tükürük emicilerin ve rubber-dam kullanılması,
5. Hasta aralarında yüzeylerin koruyucu bariyerlerle kaplanması ya da temizlenerek, dezenfekte edilmesi,
6. Aletlerin kullanılana kadar steril olarak korunması.

Tek kullanımlık enfeksiyon kontrol bariyerleri ile kaplanması ya da dezenfekte edilmesi tavsiye edilen yüzeyler arasında; ünitenin tablası, su hortumu, tetiye, reflektörün elle tutulan kısmı, ışık cihazları, radyograf araç-gereçleri, telefonlar, çekmeceler ve çekmece tutacakları yer almaktadır¹⁰⁷. Whitacre, kimyasal dezenfektanlar yerine, tek kullanımlık enfeksiyon kontrol bariyerlerinin kullanımını tavsiye etmektedir¹¹¹.

Tek kullanımlık enfeksiyon kontrol bariyerlerinin kullanımının avantajları şöyle sıralanabilir¹¹¹ :

1. Klinik uygulamalar esnasında ve x-ray odalarında bariyer kullanımı, enfeksiyon kontrol etkinliğini artırır.
2. Hastalar arasındaki geçiş zamanını kısaltır, hekimin klinikte geçirdiği süre azalır.
3. Enfeksiyon kontrolü için yapılan harcamalar azalır.

Yapılan araştırmalarda diş hekimleri ve yardımcı personelin, klinik ortamında enfeksiyonun hastalarından kendilerine ya da kendilerinden hastalara bulaşabileceği ya da hastalar arasında enfeksiyonun taşınmasına sebep olabilecekleri ile ilgili alınan önlemlerin yetersiz olduğu görülmüştür. Dolayısıyla sağlık çalışanlarının gerek eğitim programları ile gerekse kısa süreli kurslarla güncel bilgilerle sıklıkla eğitilmelidirler^{107,109,112}.

Diş hekimleri ve yardımcı personel, enfekte hastaların güvenli ve kolay bir şekilde tedavi edilebilmeleri için uygun klinik ortamını hazırlamalıdır. Sterilizasyon yöntemlerini etkili bir şekilde uygulamak, tek kullanımlık malzemeler kullanmak çapraz enfeksiyon olasılığını azaltacaktır. Yardımcı personel aşılandığında ve anti-HBs (hepatit B antikoru) seviyesini düzenli olarak ölçtüğünde, araç-gereçler bariyerlerle birlikte

kullanıldığında ve olası bir maruziyet sonrası yapılması gerekenlerle ilgili bilgili olduğunda hastalar güvenli bir şekilde tedavi edilebileceklerdir¹⁰⁹.

2.4. Işık Cihazı Uçlarının Sterilizasyon ve Dezenfeksiyonu

Hastalıkları Kontrol ve Koruma Merkezleri, müköz membran ile temas halinde olan tüm alet ve teçhizatın ısı ya da buhar ile sterilize edilmesini tavsiye etmektedir. Yarı - kritik araç-gereçler ise, en azından sıvı bir kimyasal ajan içerisinde 10 saate kadar bekletilerek sterilize edilmelidir. Isıya duyarlı, steril edilmesi zor ya da imkansız aletler, germisit etkisi olan kimyasallar ile sterilize edilip, su geçirmez bariyerlerle kaplanmalıdır²⁶.

Işık cihazlarının uçları, yarı-kritik aletler kategorisine girmektedir²⁶. Günümüzde, ışık cihazlarının uçlarının sterilizasyonu için 4 yöntem kullanılmaktadır:

1. Uçların otoklavda steril edilmesi
2. Uçların gluteraldehit gibi bir dezenfektan ile silinmesi
3. Steril edilmiş, tek kullanımlık plastik uçların kullanılması
4. Şeffaf tek kullanımlık ışık cihazı başlıklarının kullanılması

2.4.1. Uçların Otoklavda Steril Edilmesi

Işık cihazı uçları otoklavda sterilize edildiğinde, uçlarında basınçlı sudan kaynaklanan kireç tortusu birirmektedir ve optimum ışık yoğunluğunun devam edebilmesi için uçların parlatılması gerekmektedir^{7,26}.

Işık cihazı uçları, deiyonize olmayan suda 3 kez otoklavda steril edildiğinde, cihazdan dişe iletilen ışığın şiddeti, orijinal değerine göre %50 azalmaktadır. Distile su kullanıldığında ışığın şiddeti 30 siklуста %6.25 azalmaktadır. Işık cihazı uçlarına otoklav sonrası polisaj yapıldığında, ışığın şiddeti orijinal değerine dönmektedir. Her ne kadar ışığın şiddeti orijinal değerine dönse de, otoklav ve sonrasında yapılan polisaj işlemleri zaman gerektiren işlemlerdir. Ayrıca tekrarlanan otoklav ve polisaj sonucu cihazın ucu kalıcı olarak zarar görebilir ve klinisyene ve hastaya ek masrafa neden olur⁷.

Işık cihazı uçlarının kimyasal sterilizasyonu, 10 saat gibi uzun bir süre gerektirdiğinden, uygulanması pek de pratik görünmemektedir²⁶.

2.4.2. Uçların Dezenfektan ile Silinmesi

Işık cihazı uçlarının temizlenmesinde çeşitli dezenfektan solüsyonları kullanılabilir. Caughman ve ark. ışık cihazı uçlarının, 10 dk fenolik solüsyon içerisindeki %2'lik gluteraldehit ile muamele edilmiş bezle silinmesi ya da bezin içerisinde muhafaza edilmesiyle, bütün görülebilir bakterileri ortadan kaldırdığını bulmuşlardır. %70'lik etanolün ise bütün görülebilir bakterileri ortadan kaldırmadığı görülmüştür. Dezenfektan solüsyonunun virüsleri ve sporlu bakterileri de ortadan kaldırabilmesi için 10 dk dan daha fazla temas etmesi gereklidir⁷.

Bazı çalışmalar gluteraldehit solüsyonlarının ışığın iletimini azalttığını ya da ışık cihazı ucundaki fiberlere zarar verdiğini göstermiştir. Nelson ve ark. Cidex 7 adlı %3.4'lük gluteraldehit solüsyonunun 1000 saatte ışığın yoğunluğunda geri dönüşümsüz olarak %39 azalmaya sebep olmuştur. Cihazın uçları polisaja cevap vermemiştir. Dugan ve Hartleb ışık cihazı uçlarının 4 gün Cidex 7'de kalmasının cam fiberlerde geri dönüşümsüz yapısal bozulmalara sebep olduğunu göstermiştir. Cam fiberlerdeki bu kırılmalar ışığın saçılmasına dolayısıyla ışık çıkışında azalmaya sebep olabilir⁷.

2.4.3. Steril Edilmiş, Tek Kullanımlık Plastik Uçların Kullanılması

Tek kullanımlık plastik ışık cihazı uçlarının kullanılması zaman kazandırır ve cihazın ucunun sağlam kalmasını sağlar. Işık cihazına ve plastik uca bağlı olarak, ışık cihazından ışığın çıkışında azalma (%8'e kadar) ya da artış (%14'e kadar) olabilir. Dahası, plastik ışık ucunun kenarları ağız dokuları ile temas ettiğinde, ışığın şiddeti %23 gibi önemli miktarda azalabilir⁷.

Plastik uçların dezavantajı, pahalı olmalarıdır²⁶.

2.4.4. Şeffaf Tek Kullanımlık Işık Cihazı Başlıklarının Kullanılması

Streç film, kol başlık (cure sleeve), elastik başlık (cure elastic) gibi tek kullanımlık şeffaf başlıkların kullanılması, ışık cihazı uçlarının kontaminasyonunun engellenmesi için etkili bir alternatiftir⁷.

Yapılan çalışmalarda, enfeksiyon kontrolü amacıyla kullanılan tek kullanımlık şeffaf ışık cihazı başlıklarının da ışığın çıkış yoğunluğunda azalmaya sebep olduğu gösterilmiştir^{7,25,26}.

Scott ve ark.⁷ yapmış oldukları çalışmada, tek kullanımlık üç ayrı ışık cihazı başlıklarının cihazdan çıkan ışık yoğunluğu üzerine olan etkisini araştırmışlardır. Tek bir ışık cihazı kullanılmıştır. Kol başlık ışık yoğunluğunda %2.4, elastik başlık ise %6.1 azalmaya sebep olmuştur. Streç film grubunda ise kontrol grubuna göre ışık yoğunluğunda herhangi bir anlamlı farklılık görülmemiştir.

Hodson ve ark.²⁵ nın çalışmasında, kol başlık ve streç film 3 ayrı ışık cihazında kullanılmıştır. Kol başlıkta daha fazla olmak üzere, streç film grubunda da ışığın çıkış yoğunluğunda kontrol grubuna kıyasla anlamlı azalma görülmüştür.

Warren ve ark.²⁶ ise 4 farklı ışık cihazı başlığını, 4 farklı ışık cihazında denemişlerdir. Işığın çıkış gücü, her başlıkta anlamlı derecede azalmıştır .

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Diş Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmada toplam 120 adet çekilmiş küçük azı dişi kullanıldı. Çekilen dişler, %0,1'lik timol solüsyonu içerisinde muhafaza edildi. Çalışmada kullanılan dişlerin çalışmaya dahil edilme kriterleri şunlardır:

1. Ortodontik ya da periodontal nedenlerle çekilmiş olması,
2. Dişte herhangi bir çürük ya da dolgu bulunmaması,
3. Düzgün bir bukkal yüzeyinin olması,
4. Çekim esnasında dişin kronunda herhangi bir kırığın olmaması,
5. Diş yüzeyinin herhangi bir kimyasal ajanla işlem görmemiş olması.

Diş örnekleri hazırlanırken, 2 cm uzunluğunda, 1,5 cm iç çapında silindir şeklinde plastik borular kullanıldı. Borular, kendiliğinden sertleşen akril ile doldurularak, akril henüz tam olarak sertleşmeden dişlerin braketin konumlandırılacağı bukkal yüzeyleri borunun uzun aksına paralel olacak şekilde gömüldü (Şekil 3.1). Diş örnekleri braket yapıştırılma kadar distile suda bekletildi.



Şekil 3.1. Dişin bukkal yüzeyi borunun uzun aksına paralel olacak şekilde, kendiliğinden sertleşen akril içine yerleştirilmiş küçük azı dişi

3.2. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazları

Geleneksel halojen ve Light Emitting Diode (LED) olmak üzere 2 farklı ışık cihazları kullanıldı (Şekil 3.2, Şekil 3.3). Işık cihazlarının kullanımları sonucu ortaya çıkan güç kaybı düşünülerek, yeni ışık cihazları kullanıldı (Çizelge 3.1).

Çizelge-3.1. Işık Cihazları

Işık Cihazının Adı	Işık Cihazının Tipi	Işık Cihazının Ucunun Çapı (mm)	Üretici Firma	Cihazın ışık yoğunluğu (mW/cm ²)	Cihazın başlangıç ışık yoğunluğu (mW/cm ²)
Hilux 200	Geleneksel halojen	11	Benlioğlu Dental	700	860
Elipar Free Light 2	LED	8	3M Espe	1200	1107



Şekil 3.2. Geleneksel halojen ışık cihazı



Şekil 3.3. LED ışık cihazı

Yeni kablosuz LED ışık cihazının (Elipar Free Light 2, 3M Espe) pilleri kullanım öncesi, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 12 saat boyunca şarj edildi. Yeni piller tam kapasitelerine birkaç kez şarj edilip boşaldıktan sonra ulaşacaklarından dolayı, piller 2 kez şarj edilip boşaltıldı. Sonra 3. kez tam şarj edildikten sonra kullanıldı. LED ışık cihazı, standart modda yani başlangıçtan itibaren tam ışık yoğunluğunda kullanıldı.

Cihazların en yüksek ışık yoğunlukları çalışmanın başında Ledmax (Benlioğlu Dental, Ankara) ışık ölçer aygıtı ile, ışık cihazlarının en uç kısmı ışık ölçer üzerindeki ilgili bölgeye dokundurularak, dijital olarak ölçüldü (Şekil 3.4). Geleneksel halojenin ışık yoğunluğu 860 mW/cm² , LED'in 1107 mW/cm² idi (Çizelge 3.1). Işık cihazları, ışık yoğunlukları en yüksek seviyede iken kullanıldı. Her braketi yapıştırmadan önce,

ışık cihazlarının ışık yoğunlukları ölçülerek, en yüksek seviyede olduğu kaydedildi. Işık yoğunluğunun azaldığı durumlarda, ışık cihazları şarj ünitesinde şarj edildi. Cihazların en yüksek ışık yoğunluğuna erişip erişmediği, ışık ölçer aygıtı ile kontrol edildikten sonra, braketlerin yapıştırılmasına tekrardan devam edildi.



Şekil 3.4 Işık yoğunluğunu ölçen Ledmax ışık ölçer aygıtı ve kullanılış şekli

Her bir ışık cihazı tek kullanımlık elastik başlık, streç film ve herhangi bir başlık olmaksızın 3 farklı durumda kullanıldı. Elastik başlık ve streç filmin kullanıldığı 2 grup çalışma gruplarını oluştururken, herhangi bir başlığın kullanılmadığı 3. grup ise kontrol grubu olarak belirlendi. Her bir grup 20'şer dişten oluşmaktaydı (Çizelge 3.2).

Çizelge-3.2 Işık cihazları ve bariyerlere göre dişlerin gruplandırılması

	Streç film	Elastik Başlık	Kontrol Grubu
Geleneksel Halojen	20	20	20
LED	20	20	20

3.3. Braketlerin Diş Yüzeyine Yapıştırılması

Dişlerin bukkal yüzeyleri florid içermeyen polisaj patı (Detartrine, Septodont, Fransa) ve lastik ile düşük devirde mikromotor kullanarak 10 s süre ile temizlenip sonrasında hava-su spreyi ile 10 s yıkandı (Şekil 3.5). Sonrasında 10 s kurutuldu. 120 tane, Orto Sistem firmasına ait, paslanmaz çelik, .018 oluklu, yüzey alanı 10.2645 mm²

(.0159 in²) olan, aynı tip Roth Sistem Mini Master (Orto Sistem, American Orthodontics, ABD) üst küçük azı braketleri kullanıldı (Şekil 3.7). Braketlerin diş yüzeyine yapıştırılması işlemleri üretici firmaların talimatlarına uygun olarak yapılmıştır. Mine yüzeyi %37'lik jel şeklindeki fosforik asitle (Pulpdent, Jumbo Etch Royale Kit, Watertown-ABD) 20 sn süre ile pürüzlendirildi (Şekil 3.6). Pürüzlendirme sonrası dişler hava-su spreyi ile 10 sn yıkanarak, sonrasında 10 sn hava ile kurutuldu. Minenin yeterince pürüzlendiğini gösteren beyaz, tebeşirimsi, soluk, buzlu cam görüntüsü izlendi.

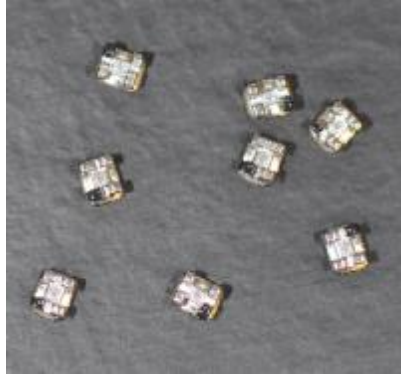


Şekil 3.5 Diş yüzeylerinin temizlemede kullanılan florid içermeyen pat

Transbond XT primer (3M Unitek, Monrovia-California-ABD), dişin bukkal yüzeyine ince bir tabaka halinde fırça kullanılarak uygulandı (Şekil 3.6). Primerin yüzeyi hava ile inceltildi. Yapıştırıcı olarak Transbond XT (3M Unitek, Monrovia-California-ABD) kompozit kullanıldı (Şekil 3.6). İçeriğinde; %10-20 BisGMA (Bisfenol A diglisidil eter dimetakrilat), %5-10 BisEMA (Bisfenol A bis(2-hidroksietil eter) dimetakrilat, %70-80 silanla işlem görmüş quartz, %2'den az silanla işlem görmüş silika bulunmaktadır. Kompozit braket tabanına uygulandı. Braket mine yüzeyine kretuar ile sıkıca oturtularak, taşan fazla kompozit sond yardımıyla temizlendi. Braket silindirin uzun eksenine paralel olarak yerleştirildi (Şekil 3.8). Tüm braketler aynı araştırmacı (YK) tarafından yapıştırıldı.



Şekil 3.6 Braketleri yapıştırırmada kullanılan asit ve Transbond XT kompozit ile primer



Şekil 3.7 Roth Sistem Mini Master üst küçük azı braketleri



Şekil 3.8 Braketi yapıştırılmış bir diş örneği

Yapıştırıcı sertleştirilmeden önce her bir ışık cihazının başlangıç ışık yoğunluğu ölçüldü. Her bir braket için yeni başlık ve streç film kullanıldı (Şekil 3.9 ve Şekil 3.10). Işık cihazlarının ışık yoğunlukları her bir braket yapıştırılmadan önce ışık ölçer aygıtı ile ölçülerek kaydedildi. Işık cihazının uç kısmı braket-diş ara yüzeyine, dik ve mümkün olduğunca yakın olacak şekilde tutularak, geleneksel halojen ile 40 s (20 s mezial, 20 s distal), LED ile 20 s (10 s mezial, 10 s distal) süre ile sertleştirildi^{10,52,65}. Diş yüzeylerinin hazırlanması ve braketin diş yüzeyinde konumlandırılması esnasında ışık cihazları şarj ünitesinde bekletildi⁵².



Şekil 3.9 LED ışık cihazının başlıksız, streç filmle ve elastik başlıkla kullanım şekli



Şekil 3.10 Halojen ışık cihazının başlıksız, streç filmle ve elastik başlıkla kullanım şekli

3.4. Makaslama Sıyırma Testinin Uygulanması

Yapıştırılan braketlerin yapışma dayanıklılıkları, Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan, ‘Testometric’ cihazı (Testometric M500 25kN, Rochdale, İngiltere) ile ölçüldü (Şekil. 3.11). Bu cihazın, biri sabit diğeri hareketli 2 parçası vardır. Sabit olan alt parça üzerine yerleştirilen herhangi bir maddeye, hareketli olan üst parça yardımıyla dik yönde gerilme veya makaslama kuvveti uygulanabilmektedir.



Şekil 3.11 Braketlerin kopartılmasında kullanılan Testometric Cihazı

Hazırlanan örnekler, braketler yapıştırıldıktan sonra 30 dakika içerisinde test edildi^{6,12,49,65}. Makaslama sıyırma testi uygulayabilmek için öncelikle alt tablaya bağlı olan metal parça içerisine hazırlanan örnekler yerleştirildi. Metal parçanın yan taraflarındaki vidalar sıkıştırılarak örnekler metal parça içerisinde sabitlendi. Cihazın üst kısmına yerleştirilmiş kesme ucu, çıkarma kuvveti braket tabanına paralel olacak şekilde, braket kanatlarının arkasında konumlandırıldı^{52,102} (Şekil 3.12). Oklüzo-

gingival yönde, 1 mm/dakika hızla makaslama sıyırma kuvveti uygulandı^{2,6,10,12,17,18,20,21,36,38,49,52,59,65,102,104}. Braketin kopma anındaki en yüksek kuvvet Newton olarak kaydedilip, daha sonra braket taban alanına (10.2645 mm²) bölünerek megapascal (MPa) cinsine çevrildi (MPa=N/mm² x 0,980665).



Şekil 3.12. Kesme ucunun, koparma kuvveti braket tabanına paralel olacak şekilde konumlandırılışı

3.5. Mine-Adeziv-Braket Ara Yüzünde Meydana Gelen Kopmanın Değerlendirilmesi

Makaslama sıyırma testi uygulandıktan sonra birbirinden ayrılan diş ve braket yüzeyleri incelenerek, diş yüzeyinde kalan adeziv Artun ve Bergland tarafından tanımlanan Adeziv Artık İndeksi'ne (ARI-Adhesive Remnant Index) göre değerlendirilmiştir¹¹¹. ARI skorlarına göre:

- 0: Diş üzerinde hiç adeziv artığı kalmamıştır,
- 1: Adezivin %50'den azı diş üzerinde kalmıştır,
- 2: Adezivin %50'den fazlası diş üzerinde kalmıştır,
- 3: Bütün adeziv diş üzerinde kalmıştır anlamındadır.

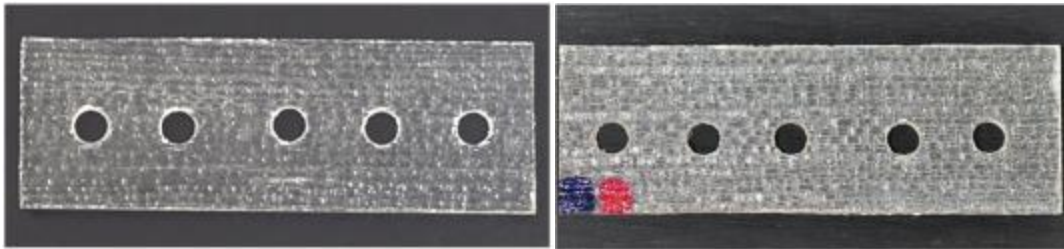
3.6. Knoop Mikrosertlik Testinin Değerlendirilmesi

Işık cihazı başlıklarının, cihazın ve kompozitin performansını nasıl etkilediğini araştırmak için kompozitin sertliği Knoop mikrosertlik testi ile değerlendirildi. Ölçümler için Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan, universal test cihazı (Buehler MMT-3 dijital test cihazı, Waukagen Lake Bluff, IL, ABD) kullanıldı (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. Knoop mikrosertlik testinin uygulandığı test cihazı

Transbond XT (3M Unitek, Monrovia-California-ABD) kompozit kullanıldı. Test metodolojisi ASTM (American Society for Testing and Material) standartlarına göre uygulandı¹¹⁴. Öncelikle 2 mm yüksekliğinde, 5 mm çapında standart kompozit silindir bloklar hazırlamak için, 2 mm kalınlığındaki sert plastik düşakabin camı dikdörtgen (eni 2 cm, boyu 7,5 cm) şeklinde kesilerek, üzerine çapı 5 mm olan delikler açıldı. Her dikdörtgende 5'er delik açıldı (Şekil 3.14). Her grup için 20 silindir blok hazırlamak için toplam 24 dikdörtgen kesilerek, üzerine toplam 120 delik açıldı. Düşakabin camının tercih edilmesinin sebebi, dümdüz bir yapısının olup yerle tam temas etmesiydi. Her bir dikdörtgenin hangi gruba ait olduğunu ayırt etmek için, farklı renklerde işaretlendi ve her bir delik için ayrı ayrı numaralar verildi (Şekil 3.14).



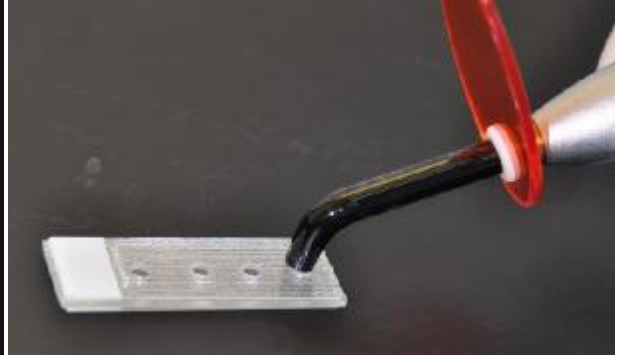
Şekil 3.14. Kompozit silindir bloklar hazırlamak için kullanılan örnekler ve işaretlenişi

Işık cihazları tam şarj edildi, tüm ışınlamalar ışık yoğunluğu en yüksek seviyede iken yapıldı. Işık yoğunluğu azaldığında, cihazın tam şarj olması beklenildi.

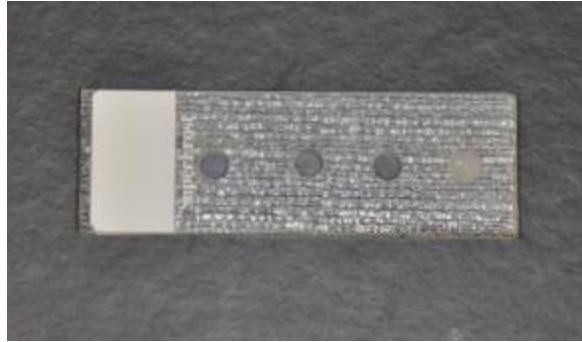
Kompozit silindir bloklar hazırlamak için, dikdörtgenin altına mikroskop lamı konularak, silindir boşluk kompozit ile dolduruldu. Başka bir mikroskop lamı ile parmak basıncı ile bastırılarak, kompozitin boşluğu net bir şekilde doldurması sağlandı. Sonra ışık cihazının ucu mikroskop lamına tam temas ederek halojen ışık cihazı ile 40 s, LED ışık cihazı ile 20 s süreyle kompozit sertleştirildi (Şekil 3.15-17). Işık cihazları; elastik başlık, streç film ve başlıksız olarak 3 farklı durumda kullanıldı.



Şekil 3.15 Mikroskop lamaları



Şekil 3.16 Kompozitin sertleştirilmesi



Şekil 3.17 Kompozitin sertleştirildikten sonraki görüntüsü

Örnekler 24 saat distile su içerisinde bekletildikten sonra Knoop mikrosertlik ölçümleri yapıldı. Uygulanan kuvvet 50 gr, cihazın ucunun kompozitin üzerinde kalma süresi 15 s olarak belirlendi. Her silindir blokta 3 farklı ölçüm yapıldı ve ortalaması alındı.

3.7. İstatistiksel Değerlendirme

Tüm istatistiksel değerlendirmeler, bilgisayar ortamında SPSS (Statistical Package for Social Sciences- 15) programını kullanarak yapıldı. Yapışma dayanıklılığı ve Knoop mikrosertlik değerlerinin ortalama, standart sapma, en yüksek ve en düşük değerlerini

içeren tanımlayıcı istatistik verileri hesaplandı. Grupların karşılaştırması, aralarında fark olup olmadığının tespiti için ‘Varyans analizi (ANOVA-Analysis of Variances)’ kullanıldı. Hangi grubun anlamlı olarak farklı olduğunu belirlemek için de ‘Tamhane Post-hoc Testi’ kullanıldı. ARI skorlarının karşılaştırmasında, ‘Ki-kare testi’nden yararlanıldı. Bütün istatistiksel analizler, .05 anlamlılık düzeyinde hesaplandı.

4. BULGULAR

4.1. Işık Cihazlarının Işık Yoğunlukları İle İlgili Bulgular

Braketleri yapıştırırken, yapıştırıcı sertleştirilmeden önce her bir ışık cihazının ışık yoğunluğu, Ledmax (Benlioğlu Dental, Ankara) ışık ölçer aygıtı ile ölçülerek kaydedildi. Işık yoğunluklarının ortalama, en düşük ve en yüksek yapışma dayanıklılığı ve standart sapma değerleri çizelge 4.1’de görülmektedir.

Çizelge 4.1. Işık cihazlarının ışık yoğunluklarının gruplara göre dağılımı

	Işık Cihazı	Örnek Sayısı	Ortalama (mW/cm ²)	En Düşük-En Yüksek (mW/cm ²)	St. Sapma
K	H	20	827*	792-861	23,4
S	H	20	808	766-850	18,8
EB	H	20	657	580-703	31,9
K	L	20	1083**	1036-1107	14,7
S	L	20	1080**	1044-1117	17,7
EB	L	20	1063	1048-1086	12,5

H: Halojen ışık cihazı L: LED ışık cihazı K: Kontrol grubu EB: Elastik başlık kullanılan grup

S: Streç film kullanılan grup

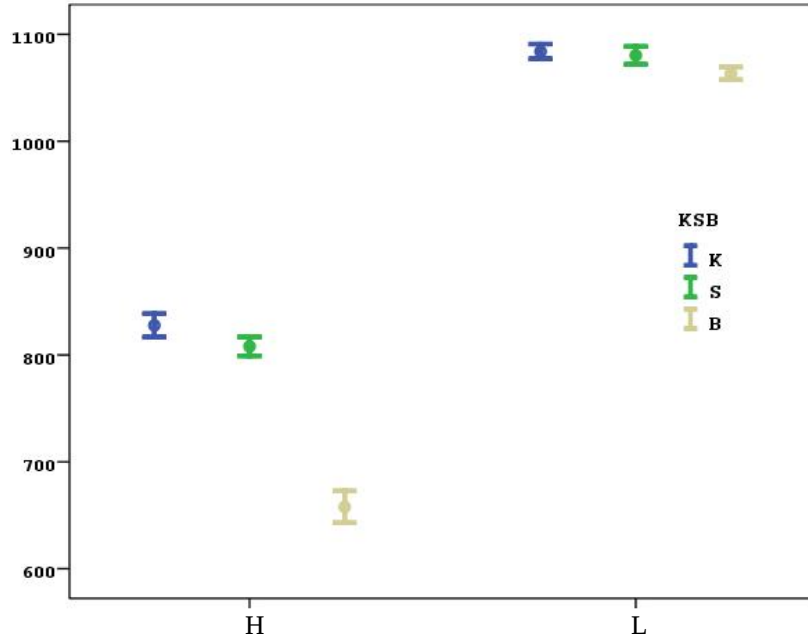
* Halojen için; Kontrol grubu-Streç Film $p<0,05$; Kontrol grubu-Elastik Başlık $p<0,001$

** LED için; Kontrol grubu-Streç Film $p>0,05$

Her iki ışık cihazının ışık yoğunlukları, ‘Varyans Analizi’ ile değerlendirildiğinde gruplar arasında anlamlı farklar bulunmuştur.

Halojen ışık cihazında, en yüksek ışık yoğunluğu 827 mW/cm² olarak kontrol grubunda görülmüştür. En düşük ışık yoğunluğu ise, elastik başlık kullanılan grupta (657 mW/cm²) görülmüştür. Her 3 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Kontrol grubu ile streç film kullanılan grup arasında ($p<0,05$), kontrol grubu ile elastik başlık kullanılan grup arasında ($p<0,001$) ve streç film ile elastik başlık kullanılan grup arasında ($p<0,001$) anlamlı fark görülmüştür (Şekil 4.1).

LED ışık cihazında, en düşük ışık yoğunluğu, elastik başlık kullanılan grupta (1063 mW/cm²) görülmüştür. Kontrol grubu ile streç film kullanılan grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Elastik başlık kullanılan grup ile diğer 2 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır (Kontrol grubu ile $p<0,001$, streç film kullanılan grup ile $p<0,05$) (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Işık cihazlarının ışık yoğunluklarının dağılım grafiği grafiği H:Halojen Işık Cihazı L: LED Işık Cihazı K: Kontrol grupları S: Streç film kullanılan gruplar B: Elastik başlık kullanılan gruplar

4.2. Makaslama Sıyırma Testi Bulguları

İki farklı ışık cihazı kullanılarak 2 farklı bariyerin değerlendirildiği, 6 gruptan oluşan çalışmamızda, basma dayanım testi uygulanan braketlerin ortalama, en düşük ve en yüksek yapışma dayanıklılığı ve standart sapma değerleri çizelge 4.2’de görülmektedir.

En yüksek yapışma dayanıklılığı değerleri, halojen ışık cihazında 7,48 MPa, LED ışık cihazında ise 7,05 MPa olmak üzere her iki ışık cihazında da streç filmin kullanıldığı grupta görülmüştür.

En düşük yapışma dayanıklılığı değerleri, halojen ışık cihazında 5,39 MPa, LED ışık cihazında 5,48 MPa olmak üzere her iki ışık cihazında da elastik başlığın kullanıldığı grupta görülmüştür.

Çizelge 4.2. Işık cihazları ve kullanılan bariyerlere göre braketlerin yapışma dayanıklılığı değerleri

	Işık Cihazı	Örnek Sayısı	Ortalama(MPa)	En Düşük-En Yüksek(MPa)	St. Sapma
K	H	20	6,29	3,61-9,24	1,38
S	H	20	7,48*	3,70-9,68	1,52
EB	H	20	5,39	3,57-7,07	1,09
K	L	20	6,92	4,90-10,7	1,42
S	L	20	7,05**	3,64-9,74	1,76
EB	L	20	5,48	3,23-8,07	1,41

H: Halojen ışık cihazı L: LED ışık cihazı K: Kontrol grubu S: Streç film kullanılan grup

EB: Elastik başlık kullanılan grup

* Halojen için; Streç Film-Kontrol grubu $p < 0,05$; Streç Film-Elastik Başlık $p < 0,001$

** LED için; Streç Film-Kontrol grubu $p < 0,05$; Streç Film-Elastik Başlık $p < 0,001$

Halojen ve LED ışık cihazlarının yapışma dayanıklılığı değerleri, ‘Varyans analizi’ ile değerlendirildiğinde, istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p > 0,05$) (Çizelge 4.3).

Çizelge 4.3. Yapışma dayanıklılığı değerlerinin ışık cihazlarına göre dağılımı

Işık Cihazı	Örnek Sayısı	Ortalama(MPa)	En Düşük-En Yüksek(MPa)	St. Sapma
Halojen	60	6,38*	3,57-9,68	1,57
LED	60	6,48*	3,23-10,70	1,67

*LED-Halojen : $p > 0,05$

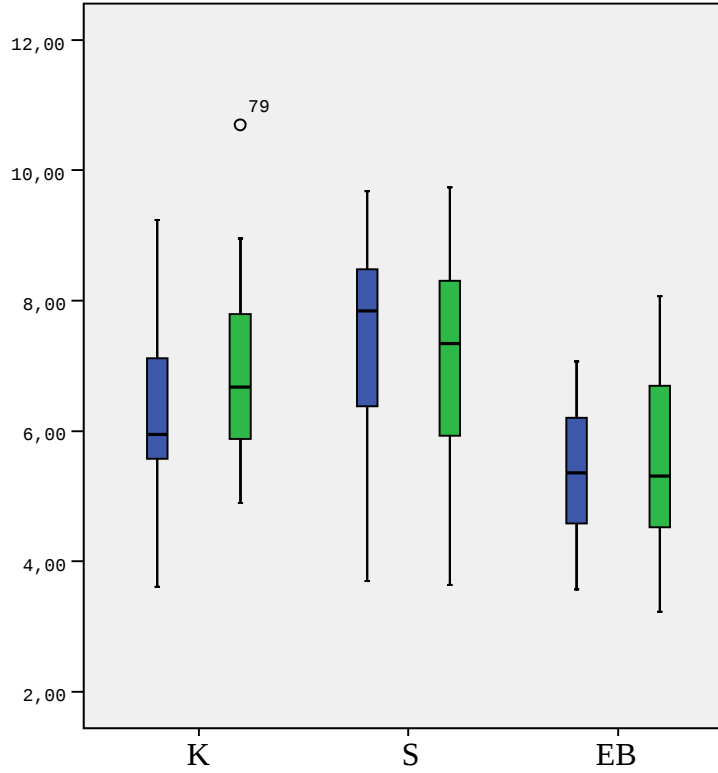
Kontrol grubu, streç film ve elastik başlık gruplarının yapışma dayanıklılığı değerleri ‘Varyans analizi’ ile değerlendirildiğinde, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur (Çizelge 4.4.). Yapılan ‘Tamhane Post Hoc Testi’ ile de her 3 grup arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Kontrol grubu ile streç film arasındaki fark $p < 0,05$, kontrol grubu ile elastik başlık kullanılan grup arasındaki fark $p < 0,001$, streç film kullanılan grup ile elastik başlık grubu arasındaki fark $p < 0,001$ olarak bulunmuştur.

En yüksek yapışma dayanıklılığını streç film grubu, daha sonra kontrol grubu ve en düşük yapışma dayanıklılığını elastik başlık grubu göstermiştir (Şekil 4.2).

Çizelge 4.4. Yapışma dayanıklılığı değerlerinin kullanılan bariyerlere göre dağılımı

	Örnek Sayısı	Ortalama(MPa)	En Düşük-En Yüksek(MPa)	St. Sapma
K	40	6,60	3,61-10,7	1,41
S	40	7,26*	3,64-9,74	1,64
EB	40	5,44	3,23-8,07	1,25

* Streç Film-Kontrol grubu-p<0,05 ; Streç Film-Elastik Başlık p<0,001



Şekil 4.2. Grupların yapışma dayanıklılığı grafiği Mavi renk: Halojen Işık Cihazı Yeşil renk: LED Işık Cihazı K: Kontrol grupları S: Streç film kullanılan gruplar EB: Elastik başlık kullanılan gruplar

4.3. Kopma Bölgelerine Ait Bulgular

Makaslama sıyrma testi uygulanan braketlerin kopma bölgelerinin lokalizasyonu, mine yüzeyi ve braket tabanı incelenerek Artun ve Bergland'ın ARI skorlarına göre değerlendirilmiştir. Çizelge 4.5.'de ARI Skorlarının dağılımı görülmektedir.

Çizelge 4.5. ARI skorlarının dağılımı

	N	0	1	2	3
Halojen-Kontrol	20	1(%5)	3(%15)	8(%40)	8(%40)
Halojen-Streç film	20	1(%5)	4(%20)	15(%75)	0(%0)
Halojen-E.Başlık	20	0(%0)	5(%25)	14(%70)	1(%5)
LED-Kontrol	20	1(%5)	1(%5)	18(%90)	0(%0)
LED-Streç film	20	2(%10)	1(%5)	16(%80)	1(%5)
LED-E.Başlık	20	1(%5)	8(%40)	9(%45)	2(%10)

N: Örnek sayısı 0: Diş üzerinde hiç adeziv artığı yok 1: Diş üzerinde kalan adeziv artığı %50'den az
2: Diş üzerinde kalan adeziv artığı %50'den fazla 3: Bütün adeziv diş üzerinde

Yapılan Pearson Ki-Kare analizi sonucunda ARI skorlarında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu ortaya çıkmıştır. Halojen-Kontrol grubunda kopma, %55 oranında koheziv (adezivin kendi içinde), %40 oranında braket tabanı ile adeziv arasında, %5 oranında adeziv ile mine arasında gerçekleşmiştir. Halojen-Streç film grubunda kopma, %95 oranında koheziv (adezivin kendi içinde), %5 oranında adeziv ile mine arasında gerçekleşmiştir. Halojen-Elastik Başlık grubunda kopma, %95 oranında koheziv (adezivin kendi içinde), %5 oranında braket tabanı ile adeziv arasında gerçekleşmiştir. LED-Kontrol grubunda kopma, %95 oranında koheziv (adezivin kendi içinde), %5 oranında adeziv ile mine arasında gerçekleşmiştir. LED-Streç film grubunda kopma, %85 oranında koheziv (adezivin kendi içinde), %5 oranında braket tabanı ile adeziv arasında, %10 oranında adeziv ile mine arasında gerçekleşmiştir. LED-Elastik Başlık grubunda kopma, %85 oranında koheziv (adezivin kendi içinde), %10 oranında braket tabanı ile adeziv arasında, %5 oranında adeziv ile mine arasında gerçekleşmiştir.

4.4. Knoop Mikrosertlik Testi Bulguları

Çalışmamızda kullanılan Transbond XT kompozitin Knoop mikrosertlik testinin; ortalama, en yüksek ve en düşük değerleriyle, standart sapma değerlerinin gruplara göre dağılımı çizelge 4.6.'te görülmektedir.

En yüksek Knoop mikrosertlik değerleri, halojen-streç film grubunda (43,32) ve LED-elastik başlık grubunda (42,99) görülmüştür.

En düşük Knoop mikrosertlik değerleri, her iki ışık cihazında da kontrol grubunda görülmüştür. Halojen için 41,59 iken LED için 40,27'dir. İki ışık cihazı arasında mikrosertlik değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p>0.05$).

Çizelge 4.6. Knoop mikrosertlik testi değerlerinin gruplara göre dağılımı

	Işık Cihazı	Örnek Sayısı	Ortalama	En Düşük-En Yüksek	St. Sapma
K	H	20	41,59	34,90-45,90	2,49
S	H	20	43,32*	37,70-48,90	2,75
EB	H	20	42,07*	38,60-47,60	2,21
K	L	20	40,27	36,60-47,20	2,57
S	L	20	42,31**	34,80-45,30	3,04
EB	L	20	42,99**	39,20-47,60	2,20

H: Halojen ışık cihazı L: LED ışık cihazı K: Kontrol grubu S: Streç film kullanılan grup

EB: Elastik başlık kullanılan grup

Halojen için; * Elastik Başlık-Streç Film $p > 0,05$ LED için; ** Elastik Başlık-Streç Film $p > 0,05$

Çizelge 4.7.'de kullanılan kompozitin Knoop mikrosertlik değerlerinin, kullanılan ışık cihazlarına göre dağılımı görülmektedir. Varyans analizine göre, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Buna göre, kompozitin Knoop mikrosertlik değerinde, kullanılan ışık cihazının anlamlı fark yaratmadığı görülmektedir ($p > 0,05$).

Çizelge 4.7. Knoop mikrosertlik değerlerinin ışık cihazlarına göre dağılımı

Işık Cihazı	Örnek Sayısı	Ortalama	En Düşük-En Yüksek	St. Sapma
Halojen	60	42,33*	34 ,90-48,90	2,56
LED	60	41,86*	34,80-47,60	2,83

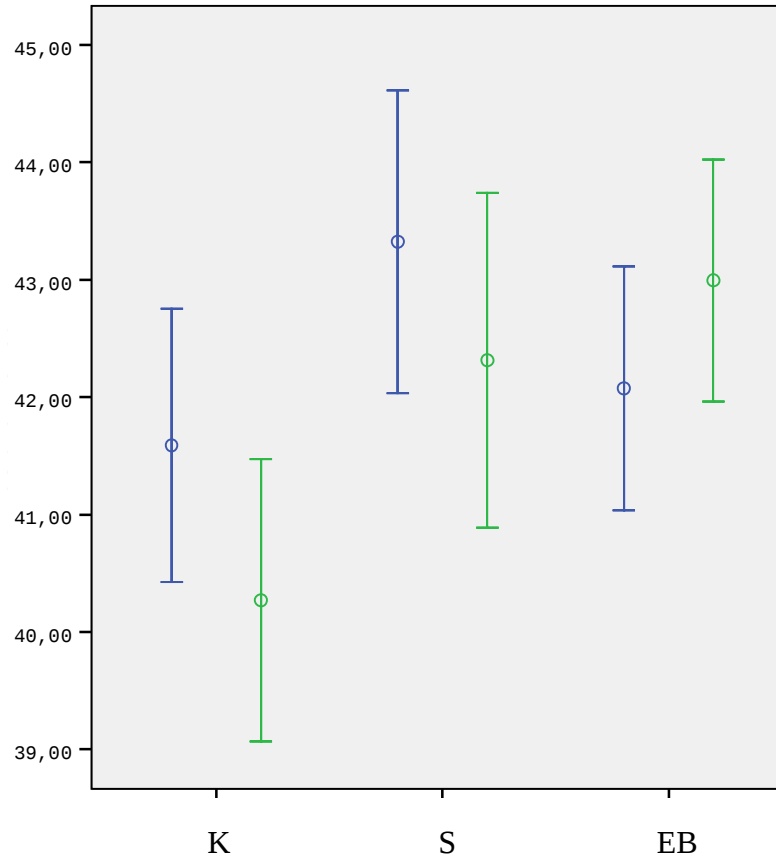
*LED-Halojen : $p > 0,05$

Kompozitin Knoop mikrosertlik değerleri, kullanılan bariyerlere göre, 'Varyans analizi' ile değerlendirildiğinde; streç film grubu ile elastik başlık grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0,05$) (Çizelge 4.8.). Bariyer kullanılmayan kontrol grubu ile bariyer kullanılan her 2 grup arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,01$). Kontrol grubu, bariyer kullanılan gruplara göre daha düşük sertlik göstermiştir (Şekil 4.3).

Çizelge 4.8. Knoop mikrosertlik değerlerinin kullanılan bariyerlere göre dağılımı

	Örnek Sayısı	Ortalama	En Düşük-En Yüksek	St. Sapma
K	40	40,93	34,90-47,20	2,58
S	40	42,82*	34,80-48,90	2,91
EB	40	42,50*	38,60-47,60	2,23

* Elastik Başlık-Streç Film $p > 0,05$



Şekil 4.3. Knoop Mikrosertlik testi bulgularının gruplara göre dağılım grafiği Mavi renk: Halojen Işık Cihazı Yeşil renk: LED Işık Cihazı K: Kontrol grupları S: Streç film kullanılan gruplar EB: Elastik başlık kullanılan gruplar

5. TARTIŞMA

5.1. Braketlerin Yapışma Dayanıklılığının İncelenmesi

5.1.1. Yöntem

Çalışmamızda ortodontik ya da periodontal nedenlerle çekilmiş küçük azı dişleri kullanılmıştır. Yapışma dayanıklılığı testleri, her ne kadar kesici dişler, köpek dişleri ve büyük azı dişleri kullanılarak da yapılsa da; genellikle küçük azı dişleri kullanılarak yapılır^{9,20}.

Çürük ya da dolgusu olmayan, çekim esnasında kronu herhangi bir hasara uğramamış, düzgün bukkal yüzeyli dişler çalışmaya dahil edilirken, diş yüzeyinin herhangi bir kimyasal ajanla işlem gördüğü dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Dişler %0,1'lik Timol solüsyonunda saklanmıştır⁶.

Hobson ve ark.²⁰ ve Öztürk ve ark.² aynı tipteki alt ve üst dişlerin yapışma dayanıklılığı arasında anlamlı fark bulurken, Linklater ve Gordon⁷¹ anlamlı fark bulmamıştır. Ayrıca, aynı tipteki alt ve üst dişlerin aynı grup içerisinde birlikte kullanıldığı birçok çalışma da literatürde mevcuttur⁷²⁻⁷⁴. Bizim çalışmamızda da alt ve üst küçük azı dişleri aynı grup içerisinde birlikte kullanılmıştır.

Literatür incelendiğinde, germe ve makaslama tipi yapışma dayanıklılığı testlerin, adezivlerin performanslarını değerlendirmek için en sık kullanılan in vitro testler olduğu görülmektedir¹¹⁴. Bizim çalışmamızda, yapıştırılan braketleri koparmak için makaslama tipi test uygulanmıştır. Test sonuçları; yapıştırma ve koparma işlemleri arasında geçen süre, örnekler ısısal stres uygulanıp uygulanmadığı, kullanılan ışık cihazı (ışık yoğunluğu, cihazın uç kısmının çapı), adezivin içeriği, asitin konsantrasyonu ve tipi, asitleme süresi, yapıştırma yüzeyi (mine ya da porselen), braketin tipi, test hızının dakikada kaç mm olduğu gibi birçok faktörden etkilenir. Test parametrelerinin sadece birinin değişmesi sonuçları anlamlı şekilde etkilemektedir¹¹⁵. Dolayısıyla bizim çalışmamızda, ışık cihazı başlıklarının braketlerin yapışma dayanıklılığına nasıl bir etkisi olduğunu araştırmak için, başlık haricindeki tüm faktörlerin aynı olmasına dikkat edilmiştir.

Her ne kadar braketi kopartan kuvveti standardize etmek için, her örnek akrilik bloklara uygun şekilde gömülmüş olsa da, bu test ile mine yüzeyinin kurvatüründen dolayı, saf kesme kuvveti uygulanması mümkün olamamaktadır⁶¹.

Braketleri yapıştırırken kullanılan asit, primer, kompozit ve ışık cihazları üretici firmaların talimatlarına uygun olarak kullanılmıştır.

Kompozitin fiziksel özelliklerinin optimum olabilmesi için, monomerin polimere dönüşümünün en yüksek seviyede olması gerekmektedir ve bunun için ışık cihazından çıkan ışığın fotobaşlatıcı tarafından en yüksek seviyede absorbe edilmesi gerekmektedir. Bu durum ise; kompozitin içeriğine, ışık cihazına ve sertleştirme süresine bağlıdır. Polimerizasyon tamamlanmadığında kompozitin fiziksel özellikleri kötüleşir ve yapışma başarısızlığı görülür^{115,116}.

Kompozit rezinin aldığı total ışık enerjisi, polimerizasyon süreci ışıkla başladığından dolayı önemlidir. Işık polimerizasyon sürecini başlatmak için; başlatıcıyı (genellikle kamforkinondur) ve tersiyer amin gibi bir indirgeyiciyi aktive eder. Ne kadar çok monomer birbiriyle çift bağ oluşturursa, rezinin dayanıklılığı o kadar artar. Polimerizasyon miktarının, ışık yoğunluğu ve total ışık enerjisi ile arttığı bulunmuştur¹⁰. Çünkü polimerizasyon miktarı rezinin absorbe ettiği total ışık enerjisi ile doğrudan ilişkilidir. Total ışık enerjisi ise, ışığın yoğunluğu ve rezinin ışığa ne kadar mağruz bırakıldığına bağlıdır. Daha fazla total ışık enerjisi, genellikle kopma ve bükülme dayanıklılığının artmasına sebep olur ve böylece braketin yapışma dayanıklılığı artar^{6,10,117}.

Işık cihazından yapıştırıcıya ulaşan ışık yoğunluğu, voltaj hattındaki dalgalanmalar, ampülün ve filtrelerin durumu, ışık cihazının ucunda yapıştırıcı artığının kalması, elektrikle ilgili parçaların bozulması, ünitenin içerisindeki fiber optik demetindeki kırılma gibi birçok faktörden etkilenir⁷. Bunların dışında, yapılan çalışmalarda tek kullanımlık şeffaf ışık cihazı başlıklarının da ışığın çıkış yoğunluğunda azalmaya sebep olduğu gösterilmiştir^{7,25,26}.

Scott ve ark.²⁴ yapmış oldukları çalışmada, tek kullanımlık üç ayrı ışık cihazı başlıklarının ışığın çıkış gücünde azalmaya sebep olduğunu göstermişlerdir. Kol başlık (cure sleeve), ışık yoğunluğunda %2.4; elastik başlık (cure elastic) ise %6.1 azalmaya sebep olmuştur. Streç film grubunda ise kontrol grubuna göre ışık yoğunluğunda herhangi bir anlamlı farklılık görülmemiştir. Hodson ve ark.²⁵ nın çalışmasında, kol başlık ve streç film 3 ayrı ışık cihazında kullanılmıştır. Kol başlıkta daha fazla olmak üzere, streç film grubunda da ışığın çıkış yoğunluğunda kontrol grubuna kıyasla anlamlı azalma görülmüştür. Warren ve ark.²⁶ ise 4 farklı ışık cihazı başlığını, 4 farklı ışık

cihazında denemişlerdir. Işığın çıkış gücü, her başlıkta anlamlı derecede azalmıştır. Bizim çalışmamızda da, yapışma dayanıklılığına etkisini merak ettiğimiz en sık kullanılan ışık cihazı bariyerlerinden elastik başlık ve streç film tercih edilmiştir. Halojen ışık cihazında, elastik başlıkta daha fazla olmak üzere, her iki bariyerde kontrol grubuna kıyasla ışık yoğunluğu anlamlı derecede azalmıştır. LED ışık cihazında da her iki bariyerde, kontrol grubuna göre ışık yoğunluğu azalmıştır. Fakat; streç filmdeki azalma kontrol grubu ile kıyaslandığında anlamlı değildir. En düşük ışık yoğunluğu, anlamlı olarak elastik başlık kullanılan grupta görülmüştür.

Işık cihazından çıkan ışığın dalgaboyu ile kompozit rezinin polimerizasyonunu aktive etmek için gerekli olan dalgaboyunun eşleşmesi gerekmektedir. Çoğu ortodontik rezinde fotobaşlatıcı olarak KK kullanılmaktadır. KK, 470-80 nm dalgaboyunda aktive olmaktadır. Çoğu ışık cihazı, ışığı bu dalgaboyu aralığında filtreleyen filtreler içermektedir. Başka fotobaşlatıcı içeren rezinler için, ışık çıkışını değiştiren başka filtreler de vardır¹⁰.

Fenilpropanediyon; bazı rezinlerin içerisinde bulunan başka bir fotobaşlatıcıdır. 400 nm dalgaboyundaki ışığa hassas olduğundan, LED ışık cihazı ile uyarılamaz ve kompoziti yeterli polimerize edemez. Klinisyen LED ışık cihazı kullanacaksa, kullandığı kompozitin içerisinde hangi fotobaşlatıcının olduğunu bilmelidir¹².

LED'lerin bu dar ışık spektrumları da KK'nun en fazla emilim spektrumuna denk düşer⁶⁸. Kullanılan kompozitin içerisinde, düşük dalgaboyundaki ışığı absorbe eden yardımcı-başlatıcılar varsa, LED yerine halojen ışık cihazının tercih edilmesi avantaj sağlayabilir⁶⁸. Yardımcı-başlatıcılar, <410 nm dalgaboyundaki ışığa hassastırlar⁶⁸.

Halojen ışık cihazları yaklaşık 400-525 nm gibi geniş bir spektrumda ışık yayarken, LED ışık cihazları peak yapan bir eğriyle, 425-500 nm arasında değişen spektrumda ışık yayarlar⁵³.

Çalışmamızda kullanılan Transbond XT kompozit içerisindeki birincil fotobaşlatıcı KK'dur. İçerisindeki diğer yardımcı-başlatıcılar difenil iodyum ve EDMAB'tır.

LED ışık cihazları, halojene kıyasla sertleştirme esnasında yaydıkları ışığın, yoğunluğu ve spektrumu daha tutarlıdır. Halojen, LED'e göre daha değişken karakterli ışık yaymaktadır⁵³.

Yapılan eski çalışmalar, LED ışık cihazlarının kompoziti halojen ışık cihazları kadar iyi sertleştirebildiğini göstermiştir. Fakat bu çalışmalarda kullanılan ışık cihazlarının içerdiği LED sayısı, şu andakinden çok daha fazla idi. Mills ve ark.'nın çalışmalarında kullandıkları LED ışık cihazı, 25 LED içermekteydi. Jandt ve ark.'nın çalışmalarındaki, 27 LED'ten oluşmaktaydı. Fujibayashi ve ark. ise 61 LED'ten oluşan bir LED ışık cihazı kullanmışlardı. Hatta bu çalışmalarda kullanılan halojen ışık cihazlarının ışık yoğunluğu, LED ile eşdeğer olması için azaltılmıştır. Aynı ışık yoğunluğunda iken, LED ışık cihazlarının performansları halojen ile karşılaştırılmıştır. Dunn ve Taloumis, çalışmalarında 7 LED içeren 2 farklı LED ışık cihazı ile 2 ayrı halojen ışık cihazını kullanarak braketlerin yapışma dayanıklılıklarını incelemişlerdir. LED ışık cihazlarının ışık yoğunlukları (150 mW/cm^2), halojenin (1030 mW/cm^2) $1/7$ 'i olmasına rağmen yapışma dayanıklılıkları ve ARI skorları açısından aralarında anlamlı fark bulunmamıştır. LED ışık cihazının ışık yoğunluğunun halojenden çok daha az olmasına rağmen, braketleri yapıştırmada benzer performans sergilemelerinin sebebi yaydıkları ışığın dalgaboyudur. LED ışık cihazları dar bir spektrumda ışık yayarken, halojen ışık cihazları daha geniş spektrumlu ışık yayar. Halojenin yaydığı ışığın sadece küçük bir kısmı fotobaşlatıcı moleküller tarafından emilir. LED'in yaydığı ışık spektrumu KK'un en fazla emilim gösterdiği dalgaboyu spektrumuna oldukça yakındır. Bu sebepten ötürü; LED ışık, halojene göre daha düşük ışık yoğunluğu gösterir. KK'u aktive etmede LED ışık, halojenden daha etkilidir⁵².

Meyer ve ark. kompozit rezin ile ışık cihazı arasındaki mesafenin, ışığın çıkış gücüne etkisini araştırmışlardır. Kullanılan LED ışık cihazlarında; mesafe arttıkça, ışığın çıkış gücünde azalma tespit edilmiştir. LED ışık cihazları, kompozit rezinle doğrudan temas halindeyken halojen ışık cihazı ile aynı sertleştirme potansiyeline sahipken, 10 mm mesafede yeterli sertleşmeyi sağlayamamıştır¹⁰⁴. Işık cihazının ışık yoğunluğundan en yüksek seviyede yararlanabilmek için, literatürde bazı çalışmalarda olduğu gibi, bizim çalışmamızda da ışık cihazları braket-diş ara yüzeyine mümkün olduğunca yakın konumlandırılarak kullanılmıştır^{11,52,65}.

Braketleri yapıştırırken sertleştirme süresinin yarısının mezialden, diğer yarısının distalden uygulanması tavsiye edilmektedir^{11,52,65}. Işıkla polimerizasyonun bu şekilde uygulanmasının 2 önemi vardır. Birincisi, ışığın braketin altından her 2 taraftan uygulanmış olması daha iyi polimerizasyon sağlamaktadır. İkincisi; polimerizasyon

reaksiyonu sonucu açığa çıkan ısı ve rezinin sertleştirme esnasında ışık enerjisini absorbe etmesi sebepleri ile dişte meydana gelen ısı artışı daha kontrollü olmaktadır. Dolayısıyla ışıkla polimerizasyon esnasında ışığın lokalizasyonunu değiştirmekte fayda vardır¹⁰.

Işık cihazlarının ışık yoğunlukları zamana bağlı olarak azalmaktadır, kompoziti sertleştirmek için yeterli ışık yoğunluğuna sahip olduğu radyometre ile periyodik olarak kontrol edilmelidir⁵⁴. Çalışmamızda, ışık cihazlarının ışık yoğunlukları her örnek için en yüksek seviyede iken kullanılmıştır. Bunun için, yeni ışık cihazları olmaları tercih edilmiştir ve her kullanımdan sonra, şarj ünitesinde bekletilmişlerdir^{11,52}. Her kullanımdan önce ışık yoğunluğu ölçülerek kaydedilmiştir. Işık yoğunluğu azalmışsa bir süre beklenip, ışık yoğunluğunun en yüksek seviyeye ulaştığı kontrol edilerek braketlerin yapıştırılmasına tekrar devam edilmiştir.

Her ne kadar ışık cihazlarının ışık yoğunluklarının kullanım esnasında azaldığı bilinse de yapılan in vitro yapışma dayanıklılığı çalışmalarının çok azında radyometre kullanılarak ölçüm yapılmıştır. Ayrıca, ölçüm yapılan çalışmaların birçoğunda da sadece ışık cihazlarının, çalışma başlangıcındaki ilk ışık yoğunlukları ölçülmüştür^{65,102}. Işık yoğunluğunu en yüksek seviyede koruyarak yapılan pek az çalışma vardır^{14,52,101}.

Bizim çalışmamızda, ışık cihazlarının kaç saniye süre ile kullanılacağı, Transbond XT kompozitin üretici firmasının tavsiyesi doğrultusunda belirlenmiştir. LED ile 20 s, Halojen ile 40 s süre ile sertleşme sağlanmıştır.

Oesterle ve ark.⁶⁵ ve Wang ve Mang⁴⁴ Transbond XT kompozitin 40 s'de sertleştirilmesiyle, 20 s'ye kıyasla daha güçlü bir yapışma dayanıklılığı elde edildiğini bildirmişlerdir.

Wang ve Mang; Transbond XT kompozitin yapışma dayanıklılığının, kimyasal sertleşen kompozite (Concise) kıyasla daha iyi olduğunu tespit etmiş ve klinik uygulamalar için, geleneksel ışık cihazı ile 40 s süreyle sertleştirilmesini önermişlerdir⁴⁴.

Oesterle ve ark. braketler yapıştırıldıktan sonra, örnekler kırılana kadar geçen süre arttıkça (2 dk'dan 24 saate kadar) yapışma dayanıklılığının da arttığını tespit etmişlerdir. Yapışma dayanıklılığındaki en büyük artış 5. dk'da meydana gelmekte ve sonraki sürelerde meydana gelen artışın benzer olduğu bulunmuştur⁶⁵. Bin Abdullah ve ark.'larının çalışmalarında ise; 5, 15 dk ve 24 saat sonraki yapışma dayanıklılıklarını

karşılaştırmışlar ve 15. dk'dan sonra yapışma dayanıklılığında anlamlı bir artışın olmadığını tespit etmişlerdir¹².

Bizim çalışmamızda, klinik şartları daha iyi taklit etmek için, braketlerin dişe 30 dk'daki yapışma dayanıklılığı test edilmiştir. Ark teli her ne kadar braketleri yaptırdıktan dakikalar sonra yerleştirilse de, laboratuvar çalışmalarının çoğu, 24 saat bulgularını rapor ederler. Yapışma dayanıklılığı testinin 24 saat sonra yapılması genellikle kolaylık içindir¹². Ayrıca, literatürde örneklerin 30 dk içinde kırıldığı birçok çalışma mevcuttur^{6,12, 49,65}.

5.1.2. Bulgular

Reynolds, klinik ortodontik uygulamalar için braketlerin yapışma dayanıklılığının en az 6-8 MPa olması gerektiğini savunmaktadır. Bu değerlerin, çiğneme ve ortodontik kuvvetlere karşı koymak için yeterli olduğu düşünülmüştür¹¹⁸. Laboratuvar çalışmaları kliniği tam olarak yansıtmassa da klinik çalışmaların değerlendirilmesinde bu değerler esas alınabilmektedir^{101,119}. In vitro elde edilen sonuçlar, in vivo elde edilenlerle her zaman iyi ilişkilendirilemeyebilir. Klinik çalışmalar, laboratuvar deneyleriyle desteklenmeyi gerektirir. O yüzden, yapışma dayanıklılığı değerleri sadece nasıl elde edildikleri ve iyi planlanmış bir klinik çalışmada elde edilen bulgularla nasıl yakından ilişkilendirilebildikleri çerçevesinde değerlidirler⁶⁰. Bizim çalışmamızda; her iki ışık cihazında da, kontrol grubu ve streç film grubu bu sınırlar içindeyken, elastik başlık grupları bu sınırların altında kalmıştır.

Braketleri yapıştırma protokolündeki farklılıklar ve bir standardizasyonun olmaması, çalışmalar arası karşılaştırmayı sınırlandırmaktadır⁶¹.

Bizim çalışmamızdaki tüm grupların ortalama yapışma dayanıklılığı değerleri, aynı yapıştırıcıyı kullanan diğer araştırmacıların elde ettiklerine göre daha düşük bulunmuştur. Diğer çalışmalarda^{1,13,18,20,21,38,52,59,60,61,66,103,120-122}, braketlerin yapışma dayanıklılığı 7-25 MPa arasında değişirken, bizim çalışmamızda 5-7 MPa arasında bulunmuştur. Yapışma dayanıklılığı değerlerinin diğer çalışmalara göre farklı bulunmasının sebepleri; kullanılan ışık cihazları, ışık yoğunluğu, sertleştirme süresi, operatörlerin kabiliyetleri, örneklerin kırılmasında kullanılan hız, braket boyutları gibi farklılıklardan kaynaklanıyor olabilir^{17,101}. Kullandığımız başlıkların da braketlerin yapışma dayanıklılığı değerlerinde etkili olduğu görülmektedir.

Aslında, yapışma dayanıklılığının çok yüksek olması, pek istenen bir durum değildir çünkü braketler tedavi sonunda çıkarılacaktır ve yapışma dayanıklılığı çok fazla ise braketin çıkartırken minenin zarar gördüğü klinik problemlerle karşılaşılabilir⁵¹. Retief¹²³, yapışma dayanıklılığının 13.53 MPa'ın üzerinde olmasının mine kırıklarına neden olduğunu göstermiştir.

Bizim çalışmamızda da, literatürdeki benzer çalışmalarda^{6,12,49,65} olduğu gibi, braketlerin yapışma dayanıklılığı braketler yapıştırıldıktan sonra 30 dk içinde test edilmiştir. Oesterle ve ark.⁴⁹ halojen ışık cihazı kullandıkları çalışmalarında 11-15 MPa arasında bulmuşlardır. Signorelli ve ark.⁶ halojen ışık cihazı ile braketlerin yapışma dayanıklılığını 13.6±3.8 MPa olarak rapor etmişlerdir. Oesterle ve ark.⁶⁵, halojen ışık cihazını 20 s kullandıklarında yapışma dayanıklılığını 6.8±0.7 MPa bulurken; 40 s kullandıklarında 8.2±1.3 MPa olarak bulmuşlardır. Silta ve ark.¹², halojen ve 2 ayrı LED ışık cihazı ile yaptıkları çalışmalarında; braketlerin yapışma dayanıklılıklarını sırasıyla 7.9±3.5 MPa, 7±1.5 MPa, 5.4±2.2 MPa olarak bulmuşlardır. Silta ve ark'larının bulguları, bizim çalışmamızdaki grupların yapışma dayanıklılığı değerlerine (5-7 MPa) oldukça yakındır.

En yüksek yapışma dayanıklılığı değerleri her iki ışık cihazı için de streç film kullanılan grupta görüldü. En düşük yapışma dayanıklılığı ise, elastik başlık gruplarında görüldü. Işık cihazı başlıkları ile ilgili yapılan çalışmalar incelendiğinde, elastik başlığın streç filme kıyasla, ışık yoğunluğunda daha fazla azalmaya sebep olduğu görülmektedir^{7,25}. Buna bağlı olarak, streç film gruplarında, elastik başlık gruplarına göre yapışma dayanıklılığının daha fazla olması doğru orantılıdır. Aynı düşünceyle, kontrol grubunun da streç film grubuna kıyasla daha yüksek olması beklenirken daha düşük bulunmuştur. Streç film, oldukça hassas, ince ve şeffaf bir yapıdadır. Işıkla sertleştirme esnasında, ışığın ve ışıkla meydana gelen ısının streç filmin yapısını nasıl etkilediği ve ışıkla nasıl bir etkileşim içinde olduğu (kırılma, odaklama) bilinmemektedir.

ARI skorları her ne kadar subjektif bir değerlendirme de olsa, kopma sonrası dişin yüzeyinde kalan rezin miktarının sınıflandırılması ile kopma bölgesinin yüzdesini belirleyen faydalı bir indextir⁶¹.

ARI skorlarındaki 0 skoru, braket ile adeziv arasındaki; 3 skoru ise adeziv ile diş arasındaki yeterli mekanik retansiyonu, diğer skorlar zayıf bağlanmayı (koheziv kopma-

adezivin kendi içindeki kopma) göstermektedir⁶¹. Bizim çalışmamızda; kompozitin büyük bir kısmı, her 2 ışık cihazında da dış yüzeyinde kalarak (skor 2), esas olarak koheziv başarısızlık görülmüştür. Adeziv zincirleri arasındaki zayıf bağlantının metal braketle-kompozit arasında olduğu görülmüştür. Pürüzlendirilmiş mine yüzeyi ile kompozit arasındaki bağlanma her 2 ışık cihazı için yeterlidir⁵².

ARI skorlarını etkileyen birçok faktör vardır. Bunlar arasında braketleri yapıştırırken izlenen yöntem, braketin koparılma tekniği, braket tabanının şekli, yapıştırıcının tipi, dişin arktaki pozisyonu gibi faktörler yer almaktadır^{8,22,124,125}.

Çalışmamızda, koparma testi esnasında 2 dişte kırık meydana geldiği görülmüştür. Bunlardan ilki, halojen kontrol grubunda kompozitin çoğu braket tabanında kalarak (skor 1), diğeri ise LED-Streç film grubunda kompozitin tamamı braket tabanında kalmış şekilde (skor 0) görülmüştür.

Yapıştırılan braketin dayanıklılığı açısından koheziv kopma adeziv kopmaya kıyasla sıklıkla daha fazla tercih edilir. Fakat, adeziv kopma da tedavi sonunda braketleri çıkartırken yapılan işlemleri kolaylaştırır¹⁸.

5.2. Kompozitin Knoop Mikrosertlik Testinin İncelenmesi

5.2.1. Yöntem

Sertlik testlerinde genel yöntem, penetrasyon noktasından standart bir kuvvet uygulanmasıdır. Uygulanan kuvvet sonucu; genişliğinin, alanının ya da derinliğinin ölçülebildiği simetrik şekilli çukurluk ortaya çıkar. Sonra, oluşan çukurun boyutları, sertlik değerleri ile ilişkilendirilir. Çukurun boyutları, materyalin penetrasyona karşı gösterdiği dirençle ters orantılı olarak değişir. Dolayısıyla yumuşak materyaller için daha düşük kuvvetlere ihtiyaç vardır²⁷.

Knoop mikrosertlik testinde, piramit şekilli elmas uçla kuvvet uygulanır. Oluşan uzun köşegen ölçülür. Knoop sertlik testinde çeşitli kuvvetler uygulanabilir. Uygulanan kuvvete göre oluşan çukurun alanı değişir. Bu testin avantajı sertlik aralığı büyük olan materyaller için uygulanan kuvveti değiştirerek, kolayca test edilebilir olmasıdır. Çok düşük kuvvetler de uygulanabilmektedir. Dezavantajı ise, oldukça düz, pürüzsüz, parlak bir yüzeye ihtiyaç vardır ve testin tamamlanması diğerlerine kıyasla zaman alıcıdır²⁷.

Bizim çalışmamızda Knoop mikrosertlik testini tercih etmemizin sebebi, kompozit rezinler gibi elastik deformasyona uğrayan materyaller için, en fazla Knoop Sertlik

Testi tavsiye edilmesidir³⁹. Knoop testinde oluşan çukurlar, Vickers testindeki kadar derin değildir ve Knoop testinin, yüzey özelliklerinde, yüzey yapısında oluşturduğu etki daha hassastır. Vickers testi ile güvenilir sonuçlar elde edebilmek için daha küçük alanlara ihtiyaç vardır. Knoop testinde oluşan çukurlar, asimetrik şekillidir ve bu onları kristalografik yapıya ve diğer yüzey özelliklerine karşı daha hassas yapmaktadır. Bu hassas uyum, bu test ile kompozitin sertliğinin ölçülmesinde fayda sağlayabilir¹¹⁴.

Bir kompozitin mikrosertliği ile monomer dönüşüm derecesi arasında iyi bir korelasyon vardır. Dolayısıyla, sertliği az olan kompozitin monomer dönüşüm derecesi de azdır⁶⁸. Rueggeberg ve Craig'in yapmış olduğu çalışmada, Knoop sertliği ile kimyasal dönüşümü ilişkilendirirken, korelasyon katsayısı 0.97 olarak rapor edilmiştir¹⁴. Dönüşüm derecesi az olan kompozitin fiziksel özellikleri de kötüleşir⁶⁸.

Knoop mikrosertlik testleri; ışıkla sertleşen kompozitlerin sertleşme etkinliğini ve ışık cihazlarının sertleştirme potansiyelini değerlendirmek için kullanılır¹²⁶. Knoop mikrosertlik testi her ne kadar, monomerin-polimere dönüşüm derecesini tam olarak belirlemese de, bu test ile polimerizasyonun etkinliği dolaylı olarak anlaşılmaktadır^{15,16,40}. Işık cihazlarının sertleştirme performanslarını karşılaştırırken, kullanılan kompozitin içeriği önemlidir. Kompozit foto-başlatıcı olarak sadece KK içeriyorsa, Knoop sertlik testi ya da sertleşme derinliği testi kullanılabilir. Fakat; kompozit KK'a ek olarak başka bir foto-başlatıcı da içeriyorsa, sertleşme derinliği testinin kullanılması yanıltıcı olabilir. Böyle bir kompozitle ışık cihazlarının sertleştirme performanslarını değerlendirirken, Knoop sertlik testinin kullanılması daha uygundur¹⁶.

Biz de ışık cihazı başlıklarının kullanımının, ışık cihazlarının sertleştirme potansiyelinde nasıl bir etki yarattığını araştırmak için, Knoop mikrosertlik testini kullandık. Test metodolojisi ASTM standartlarına göre uygulanmıştır¹¹⁴.

Test için, 2 mm kalınlığında, 5 mm çapında silindirik kompozit bloklar hazırlanmıştır¹⁶. Literatürde, kompozitin sertliğini ölçerken hazırlanan örnek boyutlarında bir standart yoktur. Genellikle silindirik bloklar tercih edilmektedir. Silindirin çapının 3-8,7 mm arasında, yüksekliği 1-5 mm arasında değiştiği görülmektedir^{16,39,41,42}. Yüzeyinin dümdüz, parlak ve pürüzsüz olması için mikroskop lamından yararlanılmıştır^{127,128}. Işık cihazları en yüksek yoğunluklarında iken, kullanıldı. Bunun için radyometreden yararlanılmıştır⁵¹.

Zhu ve Platt ile Caldas ve ark. larının çeşitli ışık cihazları ile yapmış oldukları çalışmalarda, ışık cihazı ile kompozit rezin arasındaki mesafe arttıkça, kompozitin sertliğinin azaldığı görülmüştür^{104,126}. Her 3 ışık cihazında da mesafe arttıkça, Knoop sertlik değerinin azaldığı görülmüştür. Bizim çalışmamızda, ışık cihazının ucu mikroskop lamına tam temas edecek şekilde kompozit sertleştirilmiştir^{127,128}. 24 saat distile suda bekletildikten sonra sertlikleri ölçülmüştür^{126,127}. Her bir kompozit blokta farklı lokalizasyonlarda 3 ölçüm yapılarak ortalamaları alınmıştır^{39,51,127-129}. Kompozit rezinin sertliğinin değerlendirildiği birçok çalışmada olduğu gibi, yükleme ucundan 50 gr kuvvet uygulanmıştır^{51,127,129-131}. Yükleme ucunun, kompozit üzerinde kuvvet uygulama süresi çoğu çalışmada 15 ya da 20 s olarak uygulanmıştır. Yoldaş ve ark.¹²⁷ 15 ya da 20 s yükleme süreleri arasında anlamlı fark olmadığını göstermiş, 15 s süreyle yüklemenin yeterli olduğunu bildirmiştir. Bizim çalışmamızda da, birçok çalışmada^{16,39,51,55,129,131} olduğu gibi kompozite 15 s süreyle kuvvet uygulanmıştır.

Mikrosertlik testlerinde düşük kuvvette çalışıldığında, hatalardan korunmak için bir takım önlemler alınması tavsiye edilmektedir. Bu tavsiyeler arasında, test esnasında titreşimden kaçınılması, örneklerin sıcaklığının kontrol altında tutulması ve ölçüm sayısının artırılması yer almaktadır. Test esnasında bu tavsiyelere uyulmuştur¹²⁷.

5.2.2. Bulgular

Çalışmamızda en yüksek Knoop mikrosertlik değerleri her 2 ışık cihazında da bariyer kullanılan elastik başlık ve streç film gruplarında görülürken, kontrol gruplarının knoop mikrosertlik değerleri daha düşük bulundu. İki bariyer arasında anlamlı fark görülmemiştir.

Kauppi ve Combe, çalışmalarında biri geleneksel, diğer ikisi yüksek ışık yoğunluğuna sahip 3 farklı halojen ışık cihazını; 5, 10, 15 ve 20 s sürelerde kullanarak Transbond XT kompozitin sertliğini karşılaştırmışlardır. Yüksek ışık yoğunluğuna sahip halojen ışık cihazları kullanıldığında, Transbond XT kompozitin daha yüksek sertlik gösterdiğini ve sertlikte daha hızlı bir artış olduğunu rapor etmişlerdir¹⁴. Bizim sertlik değerlerimize göre daha yüksek değerler bulmuşlardır. Bunun sebebi; farklı bir sertlik testi kullanmış olmaları olabilir. Barcol Sertlik testini kullanmayı tercih etmişlerdir. Bizim çalışmamızda Knoop mikrosertlik testi kullanılmıştır. Knoop mikrosertlik değeri uygulanan kuvvetin, uygulanan kuvvet nedeniyle kompozitte oluşan çukurun alanına

oranlanmasıyla elde edilir. Fakat, Barcol sertlik testinin hesaplaması farklıdır. Yüzey penetrasyonuna göre 100'lük skala üzerinden değerlendirilir. Hiç penetrasyon yoksa 100 değeri verilir, materyalin üzerinde penetrasyon oluştukça bu değer düşer²⁷.

Uhl ve ark, LED (901 mW/cm²) ile halojen ışık cihazlarının (860 mW/cm²) kompoziti sertleştirme performanslarını kıyaslamışlar. Bunun için Knoop mikrosertlik testi ile sertleşme derinliği testini kullanmışlardır. Kullanılan 3 kompozitin sadece 1'i yardımcı başlatıcı içermektedir. LED ışık cihazı ile halojene kıyasla, sertleşme derinliği her 3 kompozitte anlamlı olarak daha fazla bulunmuştur. Fakat, Knoop mikrosertlik testi ile, yardımcı-başlatıcı içeren kompozitin sertliği LED ışık cihazı ile sertleştirildiğinde, halojene göre daha düşük bulunmuştur. Diğer 2 kompozitin sertlikleri, LED ışık cihazı ile halojene kıyasla daha fazla bulunmuştur⁶⁸. Sonuç olarak; ışık cihazlarının performanslarını değerlendirirken, yardımcı başlatıcı içeren kompozitler kullanılacaksa Knoop mikrosertlik testinin tercih edilmesi daha güvenilirdir^{16,68}. Bizim çalışmamızda kullandığımız Transbond XT kompozit rezin, yardımcı başlatıcı içermektedir.

Cerveira ve ark.'larının Transbond XT kompozitin Knoop sertliğini ve monomer dönüşüm derecesini değerlendirdikleri çalışmalarında da LED ve halojen ışık cihazları arasında anlamlı fark görülmemiştir³⁹. Bizim çalışmamızda da 2 ışık cihazı arasında anlamlı fark görülmemiştir.

Zhu ve ark. çalışmalarında, 2 LED ve halojen ışık cihazının sertleştirme etkinliğini karşılaştırmak için Knoop mikrosertlik testini kullanmışlardır. Yüksek ışık yoğunluğuna sahip LED'in Knoop sertlik değeri, diğerlerine kıyasla daha yüksek bulunmuştur¹²⁶. Bizim çalışmamızda, farklı ışık yoğunluklarındaki LED ve halojen ışık cihazlarının kullanımının, Knoop sertlik değerinde anlamlı fark yaratmadığı görülmüştür.

Transbond XT rezin, ortodontide yaygın olarak kullanılan bir kompozit olmasına rağmen sertleşme etkinliği ile ilgili literatürdeki bilgi sınırlıdır^{15,52,59}. Cerveira ve ark.'larının çalışmalarında, Transbond XT rezinin sertlik değerleri, halojen ışık cihazı ile 20-25 arasında bulunurken, LED ışık cihazında 18-21 arasında bulunmuştur³⁹. Bizim kontrol grubu bulgularımıza kıyasla daha düşüktür. Bunun sebebi, her iki ışık cihazında da, sertleştirme sürelerinin daha kısa (LED için 5, 10 ve 15 s; halojen için 10, 20, 30 s) olması olabilir. Bizim çalışmamızda halojen 40 s, LED 20 s süreyle kullanılmıştır.

Hoffman ve ark. farklı ışık yoğunluklarına sahip LED (160 mW/cm² ve 320 mW/cm²) ve halojen (800 mW/cm²) ışık cihazlarını kullanarak, farklı kompozitlerin

Knoop sertliklerini karşılaştırmışlardır. Foto-başlatıcı olarak sadece KK içeren kompozitlerde, 320 mW/cm^2 ışık yoğunluğuna sahip LED ile 800 mW/cm^2 ışık yoğunluğuna sahip halojen benzer sertlik göstermişlerdir. Halojen ışık cihazının ışık yoğunluğu LED'e göre fazla olmasına rağmen benzer sertlik göstermelerinin sebebi, yaydıkları ışığın dalgaboyu ile açıklanmıştır. Halojenin yaydığı ışığın dalgaboyu, KK'ü aktive etmede, LED kadar etkili değildir¹²⁸. Bizim çalışmamızda da, Hoffman ve ark. çalışmasında olduğu gibi LED'in ışık yoğunluğu, halojene göre daha fazla olmasına rağmen iki ışık cihazı arasında anlamlı fark görülmemiştir. LED'in halojene göre, KK'un en fazla aktive edildiği dalga boyu aralığına denk düşen, daha dar spektrumda ışık yayması etkili olmuş olabilir.

Hoffman ve ark.'larının çalışmasında LED'ler kendi içinde kıyaslandığında ışık yoğunluğu yüksek olan LED daha iyi sertleşme sağlamıştır. Işık yoğunluğu ve ne kadar süre ile uygulandığı tek bağa dönüşüm derecesi ile doğru orantılı olduğundan, yüksek ışık yoğunluğuna sahip LED daha iyi sertleşme sağlamıştır¹²⁸.

Işıkla sertleşen kompozitlerin sertleşme reaksiyonuna etki eden 2 önemli faktör, ışık cihazının ışık yoğunluğu ve ne kadar süre uygulandığı ile ışığın dalgaboyudur¹³³. Kompozite ulaşan ışık yoğunluğu arttıkça, monomerin polimere dönüşüm oranı artmaktadır. Bizim çalışmamızda; kontrol grubunda, streç film ve elastik başlık gruplarına göre, her iki ışık cihazı için kompozite ulaşan ışık yoğunluğu daha fazladır. Dolayısıyla sertliğinin de daha fazla olması beklenebilir. Fakat, çalışmamızda beklenenin tersine, başlık kullanılan gruplarda kontrol grubuna göre sertlik daha yüksek bulunmuştur. Sertliğe etki eden önemli faktörlerden biri de ışığın dalga boyudur. Dalgaboyunun önemi; foto-başlatıcının mavi ışığı soğurması ile başlaması ve en fazla emilimin yaklaşık 470 nm dalgaboyunda gerçekleşmesidir^{27,133}. Daha iyi bir sertleşme için kullanılan ışığın, kompozitin içindeki foto-başlatıcıyı aktive edebilmesi gerekmektedir^{27,128}.

Işığın dalgaboyuna etki eden faktörlerden biri ortam değişikliğidir. Işığın yayıldığı ortam değiştiğinde dalga boyu da değişir¹³⁴. Bizim çalışmamızda ışık, cihazın ucundan çıktıktan sonra, mikroskop lamı, streç film ve elastik başlık gibi farklı ortamlardan geçtikten sonra kompozite ulaşmıştır. Işığın aynı ortamda aynı dalgaboyu ile yayıldığı kuralından yola çıkarak¹³⁴, mikroskop laminin tüm gruplarda standart olarak kullanıldığı düşünüldüğünde gruplar arasında ışıktaki meydana getirdiği değişikliğin de

aynı olacağı düşünülebilir. Fakat; ışık streç film ve elastik başlıktan geçerken, dalgaboyunun nasıl etkilendiği bilinmemektedir. Işığın ortam değiştirmiş olması, her ne kadar ışık yoğunluğunu olumsuz etkilese de, kompozitin sertliğini olumlu etkilemiştir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

1. Çalışmamızda kullandığımız LED ve geleneksel halojen ışık cihazları arasında braketlerin yapışma dayanıklılıkları açısından anlamlı fark görülmemiştir.
2. En yüksek yapışma dayanıklılığı değerleri, her iki ışık cihazında da streç filmin kullanıldığı grupta görülmüştür.
3. En düşük yapışma dayanıklılığı değerleri, her iki ışık cihazında da elastik başlığın kullanıldığı grupta görülmüştür.
4. Kontrol ve streç film gruplarının yapışma dayanıklılığı, klinik olarak kabul edilir sınırlar içindeyken; elastik başlık kullanılan grupların yapışma dayanıklılığı değerleri bu sınırın altında kalmıştır.
5. Kompozitin Knoop mikrosertlik değerinde, kullanılan ışık cihazının (Halojen ya da LED) anlamlı fark yaratmadığı görülmektedir.

6.2 Öneriler

1. Hastalar arasında çapraz enfeksiyonu önlemek amacıyla kullanılan ışık cihazları başlıklarını kullanırken, kompozite ulaşan ışık yoğunluğunun azaldığının farkında olup, yapışma başarısızlığının önüne geçmek için gerekli önlemler alınarak kullanılmalıdır. Işık yoğunluğu yüksek ışık cihazları kullanılmalı ya da sertleştirme süresi arttırılmalıdır.
2. Periyodik olarak ışık cihazlarının ışık yoğunlukları radyometre ile kontrol edilmelidir.
3. Işık cihazı başlığı olarak, elastik başlık yerine streç film kullanılması maliyeti azaltmakla kalmayıp, braketlerin yapışma dayanıklılığını da olumlu etkilediği görülmektedir. Streç film kullanılması daha avantajlıdır.
4. Kompozitin sertliği açısından, streç film ile elastik başlık arasında anlamlı fark yoktur. Her ikisinin de kullanımının kompozitin sertliğini pozitif yönde etkilediği görülmektedir.

KAYNAKLAR

1. **Schaneveldt S, Foley TF.** Bond strength comparison of moisture-insensitive primers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* **2002**; 122: 267-73.
2. **Öztürk B, Malkoç S, Koyutürk AE, Çatalbaş B, Özer F.** Influence of different types on the bond strength of two orthodontic adhesive systems. *European J Orthod.* **2008**; 30: 407-412.
3. **Newman GV.** Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **1965**; 52: 901-3.
4. **Jenkins TS.** Adhesives in orthodontics: Are we pushing the envelope in the right direction? *Semin Orthod.* **2005**; 11: 76-85.
5. **Powers JM, Kim H-B, Turner DS.** Orthodontic adhesives and bond strength testing *Semin Orthod* **1997**; 3: 147-156.
6. **Signorelli MD, Kao E, Ngan PW, Gladvin 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 Dentofacial Orthop* **2006**; 129: 277-82.
7. **Scott BA, Felix CA, Price RBT.** Effect of disposable infection control barriers on light output from dental curing lights *J Can Dent Assoc* **2004**; 70(2): 105-10.
8. **O'Brien KD, Read MJF, Sandison RJ, Roberts CT.** A visible light-activated direct- bonding material: An in vivo comparative study *Am J Dentofacial Orthop* **1989**; 95: 348-51.
9. **Manzo B, Liistro G, De Clerk H.** Clinical trial comparing plasma arc and conventional halogen curing lights for orthodontic bonding *Am J Dentofacial Orthop* **2004**; 125: 30-5.
10. **Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC.** Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light *Am J Dentofacial Orthop* **2001**; 119: 610-6.
11. **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 Dentofacial Orthop* **2004**; 125: 337-41
12. **Silta YT, Dunn WJ, Peters CB.** Effect of shorter polimerization times when using the latest generation of light-emitting diodes *Am J Dentofacial Orthop* **2005**; 128:744-8
13. **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.
14. **Kauppi MR, Combe EC** Polymerization of orthodontic adhesives using modern high-intensity visible curing lights *Am J Dentofacial Orthop* **2003**; 124: 316-22.
15. **Eliades T, Eliades G, Brantley WA, Johnston WM** Polymerization efficiency of chemically and visible light cured othodontic adhesives: degree of cure *Am J Dentofacial Orthop* **1995**;108: 294-301.
16. **Uhl A, Mills RW, Jandt KD** Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units *Biomaterials* **2002**; 24: 1787-1795.

17. **Reicheneder CA, Gedrange T, Lange A, Baumert U, Proff P.** Shear and tensile bond strength comparison of various contemporary orthodontic adhesive systems: An in-vitro study *Am J Dentofacial Orthop* **2009**; 135: 422.e1-422.e6.
18. **Arnold RW, Combe EC, Warford JH.** Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer **2002**; *Am J Dentofacial Orthop* 122: 274-6.
19. **Mandall NA, Millett DT, Mattick CR, Hickman J, Worthington HV, Macfarlane TV** Orthodontic adhesives: a systematic review *Journal of Orthod* **2002**; 29:205-210.
20. **Hobson RS, McCabe JF, Hogg SD.** Bond strength to surface enamel for different tooth types *Dental Materials* **2001**; 17: 184-189.
21. **Murray SD, Hobson RS.** Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength *Am J Dentofacial Orthop* **2003**; 123: 2-9.
22. **Hobson RS, McCabe JF, Rugg-Gunn AJ.** The relationship between acid-etch patterns and bond survival in vivo *Am J Dentofacial Orthop* **2002**; 121:502-509.
23. **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 Dentofacial Orthop* **2004**; 125: 342-7.
24. **Cacciafesta V, Sfondrini MF, Sfondrini G.** A xenon arc light curing unit for bonding and bleaching *J Clin Orthod* **2000**; 34: 94-6.
25. **Hodson NA, Dunne SM, Pankhurst CL.** The effect of infection-control barriers on the light intensity of light cure units and depth of cure *Prim Dent Care* **2005**; Apr 12(2): 61-7.
26. **Warren DP, Rice HC, Powers JM.** Intensity of curing lights affected by barriers *J Dent Hyg* **2000** Winter; 74(41): 20-3.
27. **Craig RG** Restorative Dental Materials. 10th Edition, St Louis, Mosby Year Book, **1997**
28. **Rezk-Lega F, Ogaard B** Tensile bond force of glass ionomer cements in direct bonding of orthodontic brackets: An in vitro comparative study *Am J Dentofacial Orthop* **1991**; 100: 357-361.
29. **Qen JO, Gjerdet NR, Wisth PJ** Glass ionomer cements used as bonding materials for metal orthodontic brackets: An in vitro study *Eur J Orthod* **1991**; 13: 187-191.
30. **Wiltshire WA** Shear bond strength of a glass ionomer for direct bonding in orthodontics. *Am J Dentofacial Orthop* **1994**; 106: 127-130.
31. **Fajen VB, Duncanson MG, Nanda RS, Currier GF, Angolkar PV** An in vitro evaluation of bond strength of three glass ionomer cements *Am J Dentofacial Orthop* **1990**; 97: 316-22.
32. **Komori A, Ishikawa H** Evaluation of a resin-reinforced glass ionomer cement for use as an orthodontic bonding agent *Angle Orthod* **1997**; 67: 189-96.
33. **Miguel JAM, Almeida MA, Chevitaress O** Clinical comparison between a glass ionomer cement and a composite for direct bonding of orthodontic brackets *Am J Dentofacial Orthop* **1995**; 107: 484-7.
34. **Compton AM, Meyers CE, Hondrum SO, ve ark.** Comparison of the shear bond strength of a light cured glass ionomer and a chemically cured glass ionomer for use as an orthodontic bonding agent *Am J Dentofacial Orthop* **1992**; 101: 138-144.

35. **Jou GLE, White SN, ve ark.** Bonding ceramic brackets with light cured glass ionomer cements J Clin Orthod **1995**; 29: 184-187.
36. **Ishikawa H, Komori A, Kojima I, Ando F** Orthodontic bracket bonding with a plasma arc light and resin reinforced glass ionomer cement Am J Dentofacial Orthop **2001**; 120: 58-63.
37. **Serra G, Brugnera A, Elias CN, Bolognese AM** Effect of argon laser curing on shear bond strength of metal brackets bonded with light-cured glass ionomer cement Am J Dentofacial Orthop **2005**; 128: 740-3.
38. **Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G.** Effect of conventional and high intensity light curing on enamel shear bond strength of composite resin modified glass ionomer Am J Dentofacial Orthop **2001**; 119: 30-5.
39. **Cerveira GP, Berthold TB, Souto AA, Spohr AM, Marchioro EM** Degree of conversion and hardness of an orthodontic resin cured with a light-emitting diode and a quartz –tungsten-halogen light European J Orthod **2010**; 32: 83-86.
40. **Gioka C, Bourauel C, Hiskia A, Kletsas D, Eliades T, Eliades G** Light cured or chemically cured orthodontic adhesive resins? A selection based on the degree of cure, monomer leaching, and cytotoxicity Am J Dentofacial Orthop **2005**; 127: 413-419.
41. **Schneider LFJ, Cavalcante LM, Consani S** Effect of co-initiator ratio on the polymer properties of experimental resin composites formulated with camphorquinone and phenyl-propanedione Dental Materials **2009**; 25: 369-375.
42. **Schneider LFJ, Pfeifer CSC, Consani S, Prahl SA, Ferracane JL** Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites Dental Materials **2008**; 24: 1169-1177.
43. **Wang WN, Meng CL** A study of bond strength between light and self cured orthodontic resin Am J Dentofacial Orthop **1992**; 101: 350-4.
44. **Smith RT, Shivapuja PK** The evaluation of dual cement resins in orthodontic bonding Am J Dentofacial Orthop **1993**; 103: 448-451.
45. **Whitlock BO 3rd, Eick JD, Ackerman RJ Jr, Glaros AG, Chappell RP** Shear strength of ceramic brackets bonded to porcelain Am J Dentofacial Orthop **1994**; 106: 358-364.
46. **Greenlaw R, Way DC, Galil KA** An in vitro evaluation of a visible light cured resin as an alternative to conventional resin bonding systems Am J Dentofacial Orthop **1989**; 96: 214-20.
47. **De Saeytjld C, Carels CE, Lesaffre E** An evaluation of a light-curing composite for bracket placement Eur J Orthod **1994**; 16(6) Dec: 541-545.
48. **Eliades T, Viazis AD, Eliades G** Bonding of ceramic brackets to enamel: morphologic and structural considerations Am J Dentofacial Orthop **1991**; 99: 369-75.
49. **Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC** Comparative bond strength of brackets cured using a pulsed xenon curing light with 2 different light-guide sizes Am J Dentofacial Orthop **2002**; 122: 242-50.
50. **Jan Qdegaard, Segner D** The use of visible light curing composites in bonding ceramic brackets Am J Dentofacial Orthop **1990**; 97: 188-93.
51. **Correr AB, Sinhoretti MAC, Sobrinho LC, Tango RN, Schneider LFJ, Consani S** Effect of the increase of energy density on Knoop hardness of dental composites light cured by conventional QHT, LED and Xenon plasma arc Braz Dent J **2005**; 16 (3): 218-24.

52. **Dunn WJ, Taloumis** Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing lights *Am J Dentofacial Orthop* **2002**; 122; 236-41.
53. **Uhl A, Mills RW, Rzanny AE, Jandt KD** Time dependence of composite shrinkage using halogen and LED light curing *Dental Materials* **2005**; 21; 278-86.
54. **Mirabella D, Spena R, Scognamiglio G, Luca L, Gracco A, Sciliani G.** LED vs Halogen light curing of adhesive precoated brackets *Angle Orthod* **2007**; Vol 78, No 5.
55. **Ritter AV, Cavalcante LM, Swift EJ, Thompson JY, Pimenta LA** Effect of light curing method on marginal adaptation, microleakage and microhardness of composite restorations **2005**; *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* DOI 10.1002/jbmb
56. **Staudt CB, Mavropoulos A, Bouillaguet S, Kiliaridis S, Krejci I** Light curing time reduction with a new high power halogen lamp *Am J Dentofacial Orthop* **2005**; 128: 749-54.
57. **Graber TM, Vanarsdall RL. Vig WLK** *Orthodontics: Current principles and techniques* 4th edition, Elseiver Mosby, 2005.
58. **Üşümez S, Büyükyılmaz T, Karaman Aİ** Effects of fast halogen and plasma arc curing lights on the surface hardness of orthodontic adhesives for lingual retainers *Am J Dentofacial Orthop* **2003**; 123: 641-8.
59. **Cacciafesta V, Sfondrini MF, Barina E, Scribante A, Garino F, Klersy C** Effect of different light sources and guides on shear bond strength of brackets bonded with 2 adhesive systems *Am J Dentofacial Orthop* **2005**; 128: 99-102.
60. **Talbot TQ, BlankenauRJ, Zobitz ME, Weaver AL, Lohse CM, Rebellato J** Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: an in vitro study *Am J Dentofacial Orthop* **2000**; 118: 274-79.
61. **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.
62. **Weinberger S, Foley TF, McConnell RJ, Wright GZ** Bond strengths of two ceramic brackets using argon laser, light and chemically cured resin systems *Angle Orthod* **1997**; 67: 173-78.
63. **Elaut J, Wehrbein H** The effect of argon laser curing of a resin adhesive on bracket retention and enamel decalcification: a prospective clinical trial *European J Orthod* **2004**; 26: 553-60.
64. **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 Dentofacial Orthop* **2002**; 122: 251-259.
65. **Oesterle LJ, Messersmith ML, Devine SM, Ness CF** Light and setting times of visible light cured orthodontic adhesives *J Clin Orthod* **1995**; 29(1): 31-36
66. **Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG, Kahl-Nieke B** Plasma arc curing lights for orthodontic bonding *Am J Dentofacial Orthop* **2002**; 122: 643-8.
67. **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**; Vol 76, No:2.
68. **Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD** Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials *Dental Materials* **2004**; 20; 80-87.

69. **Knoll M, Gwinnett AJ, Wolff MS** Shear bond strength of brackets bonded to anterior and posterior teeth *Am J Dentofacial Orthop* **1986**; 89: 476-9.
70. **Pender N, Dresner E, Wilson S, Vowles R** Shear strength of orthodontic bonding agent *Eur J Orthod* **1988**; 10: 374-9.
71. **Linklater RA, Gordon PH** Bond failure patterns in vivo *Am J Dentofacial Orthop* **2003**; 123: 534-39.
72. **Bishara SE, VonWald L, Zamtua J, Damon PL** Effects of various methods of chlorhexidine application of shear bond strength *Am J Dentofacial Orthop* **1998**; 114: 150-153.
73. **Büyükyılmaz T, Qgaard B, Dahm S** The effect of the tensile bond strength of orthodontic brackets of titanium tetrafluoride (TiF₄) application after acid etching *Am J Dentofacial Orthop* **1995**; 108: 256-261.
74. **Katona TR** A comparison of stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets *Am J Dentofacial Orthop* **1997**; 112: 244-251.
75. **MacColl GA, Rossouw PE, Titley KC, Paedo D, Yamin C** The relationship between bond strength and orthodontic bracket base surface area with conventional and microetched foil-mesh bases *Am J Dentofacial Orthop* **1998**; 113: 276-81.
76. **Zachrisson BU, Brobakken BO** Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives *Am J Dentofacial Orthop* **1978**; 74: 62-77.
77. **Maijer R, Smith DC** Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases *Am J Dentofacial Orthop* **1981**; 79: 20-34.
78. **Regan D, van Noort R** Bond strength of two integral bracket base combination: an in-vitro comparison *Eur J Orthod* **1989**; 11: 144-53.
79. **Blalock KA, Powers JM** Retention capacity of the bracket bases of new esthetic orthodontic brackets *Am J Dentofacial Orthop* **1995**; 107: 596-603.
80. **Siomka LV, Powers JM** In vitro bond strength of treated direct bonding metal bases *Am J Orthod* **1985**; August Vol 88, No: 2.
81. **Pulido LG, Powers JM** Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-plastic bracket systems in vitro *Am J Orthod* **1983**; February Vol 83, No: 2.
82. **Dickinson PT, Powers JM** Evaluation of fourteen direct bonding orthodontic bases *Am J Orthod* **1980**; December Vol 78, No: 6.
83. **Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, Olson ME** Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets *Am J Dentofacial Orthop* **1998**; 114: 243-7.
84. **Ostby AW, Bishara SE, Denehy GE, Laffoon JF, Warren JJ** Effect of self-etchant pH on the shear bond strength of orthodontic brackets *Am J Dentofacial Orthop* **2008**; 134: 203-8.
85. **Wang WN, Lu TC** Bond strength with various etching times on young permanent teeth *Am J Dentofacial Orthop* **1991**; 100: 72-9.
86. **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 Dentofacial Orthop* **1989**; 96: 485-92.
87. **Retief DH** The use of 50 percent phosphoric acid as an etching agent in orthodontics: a rational approach *Am J Orthod* **1975**; 68(2): 165-78.

- 88. Sadowsky PL, Retief DH, Cox PR, Hernandez-Orsini R, Rape WG, Bradley EL** Effects of etchant concentration and duration on the retention of orthodontic brackets: an in vivo study *Am J Orthod* **1990**; 98(5): 417-21.
- 89. Surmont P, Dermout L, Martens L, Moors M** Comparison in shear bond strength of orthodontic brackets between five bonding systems related to different etching times: An in vitro study *Am J Dentofacial Orthop* **1992**; 101: 414-9.
- 90. Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Laffoon JF** Comparison of the shear bond strength of 2 self etch primer/adhesive systems *Am J Dentofacial Orthop* **2004**; 125: 348-50.
- 91. Bishara SE, Otsby AW, Ajlouni R, Laffoon J, Warren JJ** A new premixed self etch adhesive for bonding orthodontic brackets *Angle Orthod* **2008**; 78: 1101-4.
- 92. Paschos E, Westphal JO, Ilie N, Huth KC, Hickel R, Rudzki-Janson I** Artificial saliva contamination effects on bond strength of self-etching primers *Angle Orthod* **2008**; 78: 716-21.
- 93. Scougall-Vilchis RJ, Ohashi S, Yamamoto K** Effects of 6 self etching primers on shear bond strength of orthodontic brackets *Am J Dentofacial Orthop* **2009**; 135: 424.e1-424.e7.
- 94. Bishara SE, Otsby AW, Ajlouni R, Laffoon J, Warren J** Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling. A new self etch primer and resin-modified glass ionomer *Angle Orthod* **2007**; 77: 337-41.
- 95. Vicente A, Bravo LA, Romero M** Influence of a nonrise conditioner on the bond strength of brackets bonded with a resin adhesive system *Angle Orthod* **2005**; 75: 400-5.
- 96. Al Shamsi A, Cunningham JL, Lamey PJ, Lynch E** Shear bond strength and residual adhesive after orthodontic bracket debonding *Angle Orthod* **2007**; 77: 337-41.
- 97. Faust JB, Grego GN, Fan LF, Powers JM** Penetration coefficient, tensile strength, and bond strength of thirteen direct bonding orthodontic cements *Am J Orthod* **1978**; 73: 512-25.
- 98. Buzzita VAJ, Hallgren SE, Powers JM** Bond strength of orthodontic direct bonding cement-bracket systems as studied in vitro *Am J Orthod* **1982**; 81: 87-92.
- 99. Petteimerides AP, Sherriff M, Ireland AJ** An in vivo study to compare a plasma arc light and a conventional halogen curing light in orthodontic bonding *Eur J Orthod* **2004**; 26: 573-7.
- 100. Hildebrand NKS, Raboud DW, Heo G, Nelson AE, Major PW** Argon laser vs visible light-cured orthodontic bracket bonding: An in-vivo and in-vitro study *Am J Dentofacial Orthop* **2007**; 131: 530-6.
- 101. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scibante A** Plasma arc versus halogen light-curing of adhesive-precoated orthodontic brackets: A 12 month clinical study of bond failures *Am J Dentofacial Orthop* **2004**; 126: 194-99.
- 102. Evans LJ, Peters C, Flickinger C, Taloumis L, Dunn W** A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light sources, light guides, and cure times *Am J Dentofacial Orthop* **2002**; 121: 510-5.
- 103. Bishara SE, VonWald L, Zamtua J** Effects of different types of light guides on shear bond strength *Am J Dentofacial Orthop* **1998**; 113: 447-51.
- 104. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scibante A, Boehme A, Jost-Brinkmann PG** 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 Dentofacial Orthop* **2006**; 129: 541-6.
- 105. Bennett AW, Watts DC** Performance of two blue light emitting diode dental light curing units with distance and irradiation time *Dental Materials* **2004**; 20: 72-9.

- 106. Elvebak BS, Rossouw PE, Miller BH, Buschang P, Ceen R** Orthodontic bonding with varying curing time and light power using an argon laser *Angle Orthod* **2006**; Vol 76, No 5.
- 107. Yüzbaşıoğlu E, Saraç D, Canbaz S, Saraç YŞ, Cengiz S** A survey of cross-infection control procedures: knowledge and attitudes of Turkish dentists *J Appl Oral Sci* **2009**; 17(6): 565-9.
- 108. Aksoy A, Kılıç G, Hussein E, Aboukhalil D** Sterilization and Disinfection in Orthodontics (2011) Principles in Contemporary Orthodontics, Dr. Silvano Naretto (Ed.), ISBN: 978-953-307-687-4
- 109. Mahboobi N, Agha-Hosseini F, Mahboobi N, Safari S, Lavanchy D, Alavian S-M** Hepatitis B virus infection in dentistry: a forgotten topic *Journal of Viral Hepatitis* **2010**; 17: 307-16.
- 110. Toroğlu S, Haytaç C, Köksal F** Evaluation of Aerosol Contamination During Debonding Procedures *Angle Orthod* **2001**; Vol 71, No: 4, 299-306.
- 111. Whitacre RJ** Environmental barriers in dental office infection control *Dent Clin North Am* **1991**; Apr 35(2): 367-81.
- 112. Ayatollahi J, Ayatollahi F, Ardekani AM, Bahrololoomi R, Ayatollahi J, Ayatollahi A, Owlia MB** Occupational hazards to dental staff *Dent Res J (Isfahan)* **2012** Jan-Mar 9(1): 2-7.
- 113. Artun J, Bergland S** Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment *Am J Orthod* **1984**; April Volume 85 Number 4.
- 114.** ASTM Designation e 384-99, Standart test method for microindentation hardness of materials, in: 2000 Annual Book of ASTM Standards, ASTM, Philadelphia PA, **2000** pp. 406-429.
- 115. 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: 832-35.
- 116. Blankenau RJ, Kelsey WP, Powel GL, Shearer GO, Barkmeier WW, Cavel WT** Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser *Am J Dent* **1991**; 4: 40-2.
- 117. Lovell LG, Newman SM, Bowman SN** The effect of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins *J Dent Res* **1999**; 78: 1469-76.
- 118. Reynolds IR** A review of direct orthodontic bonding *Br J Orthod* **1975**; 2: 171-8.
- 119. Zachrisson BU.** Orthodontic bonding to artificial tooth surfaces: clinical versus laboratory findings *Am J Dentofacial Orthop* **2000**;117:592-4
- 120. Vilchis RJS, Yamamoto S, Kitai N, Yamamoto K** Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different self-etching adhesives *Am J Dentofacial Orthop* **2009**; September Volume 136, Number 3.
- 121. Iijima M, Ito S, Yuasa T, Muguruma T, Saito T, Mizoguchi I** Bond strength comparison and scanning electron microscopic evaluation of three orthodontic bonding systems *Dental Materials Journal* **2008**; 27(3): 392-399.
- 122. Owens SE, Miller BH** A comparison of shear bond strengths of three visible light cured orthodontic adhesives *Angle Orthod* **2000**; 70: 352-356.
- 123. Retief DH** Failure at the dental adhesive-etched enamel interface *J Oral Rehabilitation* **1974**; July Vol 1 Issue 3, 265-284.
- 124. Sinha PK, Nanda RS, Duncanson MG, Hosier MJ** Bond strenghts and remnant adhesive resin on debonding for orthodontic bonding techniques *Am J Dentofacial Orthop* **1995**; 108: 302-7.

125. **Oliver RG** The effect of different methods of bracket removal on the amount of residual adhesive Am J Dentofacial Orthop **1988**; 93: 196-200.
126. **Zhu S, Platt JA** Curing efficiency of three different curing lights at different distances for a hybrid composite Am J Dent **2009** Dec; 22(6): 381-6.
127. **Yoldas O, Akova T, Uysal H** Influence of different indentation load and dwell time on Knoop microhardness tests for composite materials Polymer Testing **2004**; 23: 343-346.
128. **Hofmann N, Hugo B, Klaiber B** Effect of irradiation type (LED or QHT) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise and hardness Eur J Oral Sci **2002**; 110: 471-479
129. **Dallimagro E, Sinhoreti MAC, Correr AB, Consani RLX, Sicoli EA, Mendonça MJ, Correr-Sobrinho L** Effect of different modes of light modulation on the bond strength and knoop hardness of a dental composite Braz Dent J **2008**; 19(4): 334-340.
130. **Price RB, Fahey J, Felix CM** Knoop hardness of five composites cured with single-peak and polywave LED curing lights Quintessence Int. **2010**; Nov-Dec; 41(10):e181-91.
131. **Reges RV, Costa AR, Correr AB, Piva E, Puppini-Rontani RM, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L** Effect of light-curing units, post-cured time and shade of resin cement on Knoop Hardness Braz Dent J **2009**; 20(5): 410-413.
132. **Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS** Hardness evaluation of a dental composite polymerized with a experimental LED-based devices Dental Materials **2001**; 17: 309-15.
133. **Abate PF, Zahra VN, Macchi RL** Effect of photopolymerization variables o composite hardness J Prosthet Dent **2001**; 86: 632-5.
134. **Gök A** Fizik Yardımcı Kitabı Mahir Yayınları **1990**; 2. Baskı, 7-15.

ÖZGEÇMİŞ

Yelda Karaca Döner 1983 Hatay/Reyhanlı'da doğdu. İlk öğrenimini, Mehmet-Belkız Büyükvelioğlu İlkokulu'nda; orta ve lise öğrenimini Kırıkhan Naim Atakaş Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 2001 yılında Gazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi'ndeki öğrenimine başladı ve 2006 yılında bu fakülteden mezun oldu. 2007 yılında Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti ABD'da Ortodonti öğrenimine başladı. 2009 yılında 'Tek Kullanımlık Işık Cihazı Başlıklarının Kullanımının Braketlerin Yapışma Dayanıklılığı Üzerine Olan Etkisi' konulu doktora tez çalışmasına başladı.