

T.C.



ORDU ÜNİVERSİTESİ

**ORTODONTİK BRAKETLERİN BAĞLANMA
DAYANIMININ VE ORTODONTİK
YAPIŞTIRICILARIN POLİMERİZASYON
DERECESİ VE MİKROSERTİLİĞİNİN YENİ
NESİL IŞIK CİHAZLARINDA FARKLI IŞIK
GÜCÜ KULLANILARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

NURİ MERT TOPBAŞI

TEZ DANIŞMANI

Yrd. Doç. Dr. Yasin Atakan BENKLİ

Ordu 2017

T.C.

ORDU ÜNİVERSİTESİ

**ORTODONTİK BRAKETLERİN BAĞLANMA
DAYANIMININ VE ORTODONTİK
YAPIŞTIRICILARIN POLİMERİZASYON
DERECESİ VE MİKROSERTİLİĞİNİN YENİ
NESİL IŞIK CİHAZLARINDA FARKLI IŞIK
GÜCÜ KULLANILARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

NURİ MERT TOPBAŞI

TEZ DANIŞMANI

Yrd. Doç. Dr. Yasin Atakan BENKLİ

Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi

tarafından BU-1701 proje numarası ile desteklenmiştir.

Ordu 2017

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

ORTODONTİK BRAKETLERİN BAĞLANMA DAYANIMININ VE ORTODONTİK
YAPIŞTIRICILARIN POLİMERİZASYON DERECEŚİ VE MİKROSERTLİĞİNİN
YENİ NESİL IŞIK CİHAZLARINDA FARKLI IŞIK GÜCÜ KULLANILARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Nuri Mert TOPBAŞI

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Yasin Atakan BENKLİ

Tezin Sözlü Savunma Tarihi: 27.09.2017

Jüri Üyesi :Prof. Dr. Muzaffer GÜLYURT

Jüri Üyesi :Yrd. Doç. Dr. Yasin Atakan BENKLİ

Jüri Üyesi :Yrd. Doç. Dr. Süleyman Kutalmış BÜYÜK

Dekan V. :Prof. Dr. Tarık YARILGAÇ

ORDU-2017

TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

Nuri Mert TOPBAŞI



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin her aşamasında büyük bir sabır ve titizlikle bana yardımcı olan ve yol gösteren, daima desteğini hissettiğim çok değerli danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Yasin Atakan BENKLİ'ye,

Tezimin yazım aşamasında değerli fikirleri ve destekleri ile yanımda olan tez izleme komitesi üyesi Sayın Prof. Dr. Muzaffer GÜLYURT'a,

Asistanlığım boyunca bilimsel ve mesleki tecrübeleri ile yol gösteren değerli hocalarım Yrd. Doç. Dr. Serkan ÖZKAN, Yrd. Doç. Dr. Süleyman Kutalmış BÜYÜK ve Dr. Dt. Neslihan SEYHAN CEZAYİRLİ 'ye,

Tez çalışmamın istatistiksel analizinde yardımları için Sayın Prof. Dr. Soner ÇANKAYA' ya,

Tezime olan desteklerinden ötürü Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne,

Uzmanlık eğitimim boyunca tanımaktan ve birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum başta değerli dostlarım Yeşim Yasemin GÖLLERLİ, Hasene Betül UZER ve Akif Arslan olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

Her zaman bana destek olup sevgilerini hissettiren, teşekkürlerin yetersiz kalacağı canım annem Hülya Topbaşı ve canım babam Faik Bülent Topbaşı'ya

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

ORTODONTİK BRAKETLERİN BAĞLANMA DAYANIMININ VE ORTODONTİK YAPIŞTIRICILARIN POLİMERİZASYON DERECESESİ VE MİKROSERTLİĞİNİN YENİ NESİL IŞIK CİHAZLARINDA FARKLI IŞIK GÜCÜ KULLANILARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Çalışmanın amacı Ligth-Emitting Diode (LED) ışık cihazının (Valo, Ultradent) standart 1000 mW/cm² (10 sn), 1400 mW/cm² (8 sn) ve 3200 mW/cm² (3 sn) güçlerindeki ışık modları kullanılarak polimerizasyonu sağlanan ortodontik yapıştırıcının (Transbond XT, 3M); polimerizasyon derecesinin (FTIR analiz), termo saykıl yöntemi kullanılarak yaşlandırılan örnekler üzerinde makaslama kuvvetinin (Sıyırma Testi) ve mikro-sertliğinin (Vickers) ölçülmesidir.

İncelenecek örneklerin boyut ve çapı kullanacağımız test metodlarına göre özel olarak hazırlanmıştır. Çalışmada, 135 adet diş sıyırma testi için ve 90 adet braket yapıştırıcı örnek Vickers mikro-sertlik testi için hazırlanmıştır. Hazırlanan örnekler üzerinde başlangıç, ısıl yaşlandırma yöntemi ile 500 ve ısıl yaşlandırma yöntemi ile 10.000 döngü olmak üzere toplamda 3 zaman diliminde ölçüm yapılmıştır. Sıyırma testinden sonra örnekler stereomikroskop altında x25 büyütmede incelenerek ARI skoru kaydedilmiştir. Dayanım ve mikro-sertlik verilerinin değerlendirilmesinde İki-yönlü Varyans Analizi (Two-way ANOVA) ve Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır.

Çalışmada en yüksek sertlik düzeyi, 10 sn'lik ışınlama yapılan kontrol grubundaki (57,08) ve 10.000 siklus termo saykıl uygulanmış (55,96) deney grubundaki dişlerde; en düşük sertlik düzeyi ise 3 sn'lik ışınlama yapılan ve 10.000 siklus termo saykıl uygulanmış (39,22) deney grubundaki dişlerde belirlenmiştir. Termo saykıl uygulanmış ve Termo saykıl uygulanmamış gruplar arasında braketlerin bağlanma dayanımları açısından anlamlı bir farklılık olmadığı görülmüştür.

Çalışma gruplarını kendi içinde değerlendirdiğimizde kontrol grubunun uygulama süreleri arasında braketlerin bağlanma dayanımları açısından anlamlı bir fark görülmemiştir.

10.000 Thermo saykıl uygulanmış 8 sn ve 10 sn polimerize edilmiş gruplar arasında bağlanma dayanımı açısından birbirine yakın değerler elde edilmiş iken, 3 sn polimerize edilmiş grubun değerleri daha düşük bulunmuştur.

Kopma yüzeyleri açısından incelendiğinde, kontrol grubu ve deney gruplarında ışınlama sürelerine göre ARI skorlarının değişmediği belirlenmiştir. FTIR sonuçlarına baktığımızda, en düşük dönüşüm derecesi 3 sn ışınlanan örnekte görülmüştür, 8 sn ışınlanan örnekte elde edilen DC değeri, 10 sn ışınlandıktan bir miktar daha yüksek bulunmuştur.

Sonuç olarak; Polivawe LED ışık cihazının 10 sn ve 8 sn süre ile braket yapıştırılmasında in vitro koşullar altında Transbond XT'nin mikro-sertlik ve dönüşüm derecesi değerleri açısından yeterli bağlanmayı sağladığı görülmüştür. Ancak 3 sn uygulama yapılan gruplardaki bu değerler düşük bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: ARI skoru, FTIR, Light Emitting Diode, Thermo saykıl.

ABSTRACT

EVALUATION OF THE BOND STRENGTH OF ORTHODONTIC BRACKETS, DEGREE OF POLYMERISATION AND MICROHARDNESS OF ORTHODONTIC ADHESIVE BY USING THE NEW GENERATION LIGHT DEVICE WITH DIFFERENT LIGHT POWER.

The aim of this study is to evaluate the shear bond strength, microhardness and degree of cure of the orthodontic adhesive resin Transbond XT immediately and after 500 and 10.000 thermocycle, which is polymerized by three different modes of poliwave LED light curing unit Valo, Ultradent including standard 1000 mW/cm² (10 sn), high power 1400 mW/cm² (8 sn) and extra power 3200 mW/cm² (3 sn).

The dimension and the diameter of the prepared specimen have been determined specially according to the used methods. 135 brackets were bonded for shear bond test and 90 disc shaped orthodontic adhesive resins were prepared for Vickers hardness test. The measurements were done immediately and after 500 and 10.000 thermocycle. After shear bond strength (SBS) tests ARI scores were stored by the research with a stereomicroscope having a x25 magnification factor. SBS and Vickers microhardness (VHN) test datas were statistically evaluated by (Two-way ANOVA) and Tukey multiple comparison tests.

10 sn polymerized control group (57,08) and 10.000 thermocycled samples (55,96) showed the highest VHN. On the other hand, 3 sn polymerized and 10.000 thermocycled experimental group samples showed the lowest VHN (39,22).

The highest bond strength values were seen in control groups respectively 10 sn, 8 sn, 3 sn light cured.

While similar bond strength values were being detected for 10.000 thermocycled groups light cured by 8 sn and 10 sn; 3 sn light cured groups showed lowest values.

As they were researched in terms of bond failure surfaces, it was determined in the study that the ARI scores did not change in both control and experimental groups according to light curing duration. According to FTIR results; the lowest Degree of cure (DC) was seen in 3 sn light cured sample.

In conclusion, it has been observed that Transbond XT has satisfied the sufficient bonding in terms of microhardness and degree of cure values under in vitro conditions by the bracket bonding during 10 and 8 sn using poliwave LED curing unit. But low values in the groups applied 3 sn have been obtained.

Key words: ARI score, FTIR, Ligth-Emitting Diode, Thermocycle.



İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	SAYFA NO
TEZ BİLDİRİMİ	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
TABLolar DİZİNİ.....	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Braketlerin Yapıştırılması.....	5
2.1.1. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi.....	5
2.1.2. Mine Yüzeyinin Hazırlanması	6
2.1.3. Mine Yüzeyine Bonding Uygulaması.....	7
2.1.4. Yapıştırma İşlemi.....	7
2.2. Adeziv Sistemler	7
2.2.1. Etch&Rinse Adeziv Sistemler	9
2.2.2. Self-Etch Adeziv Sistemler	10
2.2.3. Universal adezivler	13
2.3. Yapıştırıcı Tipleri.....	14
2.3.1 Kompozit Rezinler.....	15
2.3.1.1 Kendiliğinden Sertleşen Kompozit Rezinler.....	15
2.3.1.3. Işıklı Sertleşen Kompozit Rezinler.....	16
2.3.2. Cam İyonomer Simanlar (CİS)	18
2.3.3. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)	19
2.3.4. Kompomerler	19
2.3.5. Self - Adeziv Rezin Simanlar	20
2.4. Braket Çesitleri.....	20
2.4.1. Metal Braketler.....	20
2.4.1.1. Paslanmaz Çelik Braketler	21
2.4.1.2. Altın Braketler	21
2.4.1.3. Titanyum Braketler	21
2.4.2. Plastik Braketler	22
2.4.3. Seramik Braketler	23
2.5. Işık Kaynakları	24
2.5.1. Quartz-Tungsten Halojen.....	24
2.5.2. Plazma Ark Cihazları	25
2.5.3. Light Emitting Diode (LED) Cihazları	26
2.5.4 Argon Lazer Cihazları	28
2.6. Polimerizasyon.....	29
2.6.1. Polimerizasyon Tipleri.....	29
2.6.1.1. Kimyasal Polimerizasyon	29

2.6.1.2. Işıkla Polimerizasyon.....	29
2.6.1.3. Hem Kimyasal hem de Görünür Işıkla Polimerizasyon.....	31
2.7. Işıkla Polimerizasyonu Etkileyen Faktörler.....	31
2.8. Braketlerin Yapışma Dayanıklılığına Etki Eden Faktörler.....	32
2.8.1. Dişle İlgili Faktörler.....	32
2.8.1.1. Dişin Tipi.....	32
2.8.2. Braketle İlgili Faktörler.....	34
2.8.2.1. Braketin Materyali ve Braket Tabanının Şekli.....	34
2.8.3. Asitle İlgili Faktörler.....	35
2.8.3.1. Asitin Tipi, Konsantrasyonu ve Uygulanma Süresi.....	35
2.8.4. Yapıştırıcı ile İlgili Faktörler.....	37
2.8.4.1. Yapıştırıcının Tipi.....	37
2.8.5. Işık Cihazı İle İlgili Faktörler.....	38
2.8.5.1. Işık Cihazının Tipi ve Uygulama Süresi.....	38
2.8.5.2. Işık Cihazının Ucu.....	40
2.9. Polimerizasyon Derecesinin Değerlendirilmesi.....	41
2.9.1. Mikro-Sertlik Testleri.....	41
2.9.1.1 Vickers Sertlik Testi.....	42
2.9.2. FTIR (Fourier Transform Infrared Spectroscopy).....	44
2.9.3. Bağlanma Dayanım Testleri.....	46
2.9.3.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi.....	46
2.9.3.2. Gerilim Bağlanma Dayanım Testi.....	47
2.9.3.3. Mikrogerilim Bağlanma Dayanım Testi.....	47
2.9.3.4. Mikromakaslama Bağlanma Dayanım Testi.....	47
2.10. İn Vitro Yapay Yaşlandırma Metodları.....	48
2.10.1. Suda Bekletme.....	48
2.10.2 NaOCl Solüsyonunda Bekletme.....	48
2.10.3 Konak Menşeyli Enzimler Yardımıyla Kollojen Yıkımı.....	49
2.10.4. pH Siklusu.....	49
2.10.6. Termal Siklus.....	50
3. MATERYAL VE METOD.....	51
3.1. Dişlerin Seçimi.....	51
3.2. Örnek Büyüklüğünün Belirlenmesi.....	51
3.3. Çalışmada Kullanılan Dişlerin Saklanma Koşulları.....	51
3.4. Çalışmada Kullanılacak Materyaller ve Cihazlar.....	52
3.4.1 Ortodontik Braket Yapıştırıcı Seti: Transbond XT, Asit, Primer.....	52
3.4.2 Işıklı Cihaz: Valo (Ultradent INC. Products, Utah, USA).....	52
3.4.3. Yaşlandırma Yöntemi (Termo saykıl).....	53
3.5. Ortodontik Yapıştırıcının Bağlanma Dayanımları İçin Örneklerin Hazırlanması.....	54
3.5.1 Akrilik Blokların Hazırlanması ve Dişlerin Akrilik Bloklara Gömülmesi... ..	54
3.5.2. Çalışmada Kullanılan Braketler.....	55
3.5.3. Braketlerin Yapıştırılması.....	56
3.5.4. Çalışma Gruplarının Sınıflaması.....	57
3.6. Shear Bond Strength Ölçüm için Cihaz:.....	58
3.7. Stereo Mikroskop ile Kopma Tiplerinin Analizi.....	59
3.8. Mikrosertlik Testi ve Örneklerin Hazırlanması.....	61
3.9. Polimerizasyon Derecesinin Ölçülmesi (FTIR Spektral Analizi).....	63

4. İSTATİSTİKSEL ANALİZ	65
5. BULGULAR	66
5.1. Bağlanma Dayanımı Testi	66
5.2. Vickers Mikro Sertlik Testi.....	67
5.3. ARI Skoru.....	68
5.4. FTIR Analizi	71
6. TARTIŞMA	73
6.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması	73
6.2. Bulguların Tartışılması	79
6.2.1. FTIR Bulguları.....	84
6.2.2. Vickers Bulguları.....	87
6.2.3. ARI Bulguları	89
7. SONUÇLAR.....	91
8. KAYNAKÇA.....	93

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Vickers cihazı çalışma ucu

Şekil 2.2. Vickers hesaplama yöntemi

Şekil 2.3. ATR-FTIR sisteminin çalışma mekanizması

Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan yapıştırıcı materyaller

Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan poliwave LED Işıklı cihaz

Şekil 3.3. Valo LED ışıklı cihazın firma talimatları

Şekil 3.4. Esetron Termo saykıl cihazı

Şekil 3.5. a,b,c: PVC bloklar, dişlerin sabitlenmesi, akrilik dökülmüş örnekler

Şekil 3.6. Polisaj patı

Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan braketler

Şekil 3.8. a,b,c. Mine yüzeyinin asitlenmesi, yıkanması-kurutulması, asitlenmiş mine yüzeyi görüntüsü

Şekil 3.9. a,b,c. Primer uygulaması, braket yapıştırıcının brakete uygulanması

Şekil 3.10. a,b,c. Braketin diş yüzeyine yapıştırılması ve polimerize edilmesi

Şekil 3.11. Shimadzu AGS-X Universal test cihazı

Şekil 3.12. Örneklerin test edilişi

Şekil 3.13. Leica M27.5 Stereo mikroskop

Şekil 3.14. Dişler üzerinde kalan artık adezivın ARI skoruna göre sınıflandırılması

Şekil 3.15. a,b. Mikrosertlik örneklerinin hazırlanmasında kullanılan kalıplar ve şeffaf band

Şekil 3.16. a,b. Mikrosertlik örneklerinin hazırlanması ve polimerize edilmesi

Şekil 3.17. a,b. Vickers mikrosertik testi uygulaması ve örneğin görüntüsü

Şekil 3.18. FTIR analizinde örnek yerleştirmesi ve ölçüm yapılması

Şekil 5.1. Braket yapıştırıcının polimerizasyon öncesi, 10 sn, 8 sn ve 3 sn polimerizasyon sonucu geniş spektrumda (650-4700 bandında) absorbans değerleri grafiği

Şekil 5.2. Braket yapıştırıcının polimerizasyon öncesi, 10 sn, 8 sn ve 3 sn polimerizasyon sonucu dar spektrumda (1600-1700 bandında) absorbans değerleri grafiği

TABLULAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Adeziv sistemlerin sınıflandırılması

Tablo 2.2. Braketlerin yapışma dayanıklılığına etki eden faktörler

Tablo 2.3. Sertlik ölçüm yöntemleri

Tablo 2.4. Vickers ve Knoop testlerinin avantaj ve dezavantajları

Tablo 5.1. Dayanım verileri için İki-yönlü varyans analiz sonuçları (Two-way ANOVA)

Tablo 5.2. Farklı Termo saykıl düzeyleri ve farklı zamandaki dayanım verileri (Ortalama \pm SD)

Tablo 5.3. Sertlik verileri için İki-yönlü varyans analiz sonuçları (Two-way ANOVA)

Tablo 5.4. Farklı Termo saykıl düzeyleri ve farklı zamandaki sertlik verileri (Ortalama \pm SD)

Tablo 5.5. 10 sn'lik ışınlamadaki farklı termo saykıl uygulamalarına ait ARI skorlarının dağılımı

Tablo 5.6. 8 sn'lik ışınlamadaki farklı termo saykıl uygulamalarına ait ARI skorlarının dağılımı

Tablo 5.7. 3 sn'lik ışınlamadaki farklı termo saykıl uygulamalarına ait ARI skorlarının dağılımı

Tablo 5.8. Kontrol grubundaki farklı ışınlama uygulamalarına ait ARI skorlarının dağılımı, n (%)

Tablo 5.9. 500 siklus termo saykıl grubundaki farklı ışınlama uygulamalarına ait ARI skorlarının dağılımı, n (%)

Tablo 5.10. 10.000 siklus termo saykıl grubundaki farklı ışınlama uygulamalarına ait ARI skorlarının dağılımı, n (%)

Tablo 5.11. Çalışmada kullanılan braket yapıştırıcısının absorbans değerleri

Tablo 5.12. Braket yapıştırıcısının 10 sn, 8 sn ve 3 sn polimerizasyonu sonucundaki dönüşüm dereceleri

SİMGELER VE KISALTMALAR

p: İstatistiksel anlamlılık düzeyi

g: Gram

sn: Saniye

µm: Mikrometre

mg: Miligram

mm: Milimetre

mm²: Milimetrekaire

nm: Nanometre

mW/cm²: Miliwatt/santimetre kare

Ark.: Arkadaşları

X: Büyütme Oranı

°C: Derece Santigrat

N: Newton

kg: Kilogram

Max.: Maximum

Min.: Minimum

MPa: Megapaskal

Al₂O₃: Alüminyum oksit

UV: Ultraviyole

ARI: Adhesive Remnant Index

LED: Light Emitting Diode

SBS: Shear Bond Strength

KK: Kamforkinon

CİS: Cam İyonomer Siman

RMCİS: Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

DC: Degree Of Cure

ATR: Attenuated Total Reflection

FTIR: Fourier Transform İnfrared Spectroscopy

ATR-FTIR: Fourier Transform İnfrared Spectroscopy

BisGMA: Bisfenol A Diglisidil Eter Dimetakrilat

UDMA: Üretan Dimetakrilat

TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat

HEMA: 2-Hydroxyethyl Methacrylate

TC: Termo saykıl



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Asitle pürüzlendirme tekniğinin Buonocore (1955) tarafından geliştirilmesi, ardından Newman (1965) tarafından akrilik braketlerin epoksi rezin ile diş yüzeyine yapıştırılması klinik ortodonti pratiğinde devrim yaratmıştır. Bantlamanın 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 (Newman, 1965; Schaneveldt ve Foley, 2002; Ozturk ve ark., 2008). Bandları yapıştırmak için uzun yıllar çinko fosfat siman kullanılmıştır fakat braketlerin doğrudan diş yüzeyine yapıştırılması ancak kompozit rezinin tanıtılması ile olanaklı hale gelmiştir (Powers ve ark., 1997).

Yıllarca ulaşılabilen tek yapıştırıcı, kendiliğinden sertleşen kompozit rezinler olmuştur. Kendiliğinden sertleşen kompozit rezinlerin polimerizasyonları karıştırma ile başlar ve çalışma süreleri kısıtlıdır (Scott ve ark., 2004; Signorelli ve ark., 2006). Buonocore (1970), ışıkla sertleşen yapıştırıcıları ilk olarak 1970'de tanıtmıştır. Işıklı sertleşen sistemin en büyük avantajı, polimerizasyon başlamadan önce daha uzun bir çalışma zamanına imkan vermesidir. Görülebilir ışıkla sertleşme, O'Brien ve ark. (1989) tarafından tanıtılmıştır. Işıklı 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 gerekmektedir (Scott ve ark., 2004). Görülebilir ışıkla sertleşen kompozit rezinlerde foto-başlatıcı kamforkinondur (KK) ve 470 nm dalga boyundaki ışığa duyarlıdır (Manzo ve ark., 2004).

Işık kaynakları da yapıştırıcılara paralel olarak hızlı gelişim göstermiştir. Şimdiki modeller eskilere kıyasla daha fazla ışık yoğunluğuna sahiptirler ve daha hızlı sertleşme sağlarlar. 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 sınırlandırmaktır. Plazma ark 1990'ların ortalarında tanıtılmıştır. Dalga boyu aralığı 450-500 nm iken, ışık yoğunluğu 2000 mW/cm²'nin üzerindedir (Oesterle ve ark., 2001).

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 (Mills ve ark., 1999). LED'lerin ürettiği ışığın dalga boyu aralığı oldukça dardır, kızıl ötesi ya da mor ötesi ışık üretmezler. Ürettiği ışığın dalga boyu 470 nm'dir (Gronberg ve ark., 2006). LED'ler yarı iletken ışık kaynaklarıdır ve ömürleri 10.000 saatin üzerindedir. Mekanik şok ve titreşime karşı dayanıklıdırlar.

Yapıştırıcının mekanik ve biyolojik özellikleri polimerizasyon derecesinden etkilenir (Kauppi ve Combe, 2003). Elastikiyet modülü, gerilim dayanıklılığı, baskı dayanıklılığı gibi mekanik özellikleri ile renk stabilitesi, çözünürlüğü, kimyasal yapısının bozulması, biyolojik uyumu sertleşme derecesi ile yakından ilişkilidir (Eliades ve ark., 1995).

Mikro-sertlik testleri ışıkla sertleşen kompozitlerin sertleşme etkinliğini değerlendirmek için kullanılırlar. Bu test ile polimerizasyonun etkinliği dolaylı olarak anlaşılmaktadır (Eliades ve ark., 1995). Işık cihazlarının sertleştirme potansiyelini değerlendirmek için sertleşme derinliği testleri ve Vickers mikro-sertlik testi kullanılır. Vickers sertlik testinin avantajı, diğer testlere nazaran güvenilir sonuçlar vermesidir (Smith ve Sandland, 1992).

Braketin kopması klinik olarak istenmeyen olumsuz bir durumdur. Yapıştırıcı yeterince sertleştiğinde, sertliği klinik olarak anlamlı derecede artmaz ya da kimyasal değişim göstermez. Bu noktadan sonra yapıştırıcının daha fazla sertleşmesi gerekli değildir ve dişte sıcaklık artışına sebep olabilir (Kauppi ve Combe, 2003). Braketin kopması hastanın hekimi fazladan ziyaret etmesine sebep olur. Hasta başında geçirilen zamanı ve tedavi süresini uzatır, tedavi etkinliğini azaltır. Hem hasta hem de hekim için zahmetli ve maliyeti arttıran bir durumdur (Arnold ve ark., 2002; Reicheneder ve ark., 2009).

Hastanın yaşı, cinsiyeti, tedavi mekanikleri ve ortodontist braketin kopma oranına etki eden faktörlerdendir (Arnold ve ark., 2002; Mandall ve ark., 2002). 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 (Powers ve ark., 1997; Swanson ve ark., 2004; Reicheneder ve ark., 2009).

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 gelmektedir (Sfondrini ve ark., 2004). Yani, yüksek yoğunluktaki ışığın avantajı, aynı miktardaki ışık enerjisini yapıştırıcıya daha kısa sürede vermesidir (Cacciafesta ve ark., 2000). Bundan yola çıkarak son yıllarda ışınlama gücü artırılmış ve ışınlama süresi azaltılmış ışın cihazları geliştirilmiştir.

Bu çalışmanın amacı; Aynı markanın 3 farklı tipteki Ligth-Emitting Diode ışık cihazları kullanılarak polimerizasyonu sağlanan ortodontik yapıştırıcının polimerizasyon derecesinin ve termo saykıl yöntemi kullanılarak yaşlandırılan örnekler üzerinde makaslama kuvvetinin ve mikro-sertliğinin ölçülmesidir.

Bizim çalışmamızla beraber klinik koşullar da göz önünde bulundurularak bu cihazların ortodontik kuvvetlere yeterli dayanımının olup olmadığı kullanılan yapıştırıcıyı ne kadar miktarda polimerize ettiği bunun klinisyen için yeterli olup olmadığı ortaya çıkarılacaktır. Araştırmamız sonucunda aynı amaca hizmet eden aynı markanın 3 farklı tipteki ışık cihazının kısa sürede polimerizasyon sağlayan tipinin tedavi süresini kısaltarak hekimin çalışma süresini kısaltması ve hasta konforunu arttırmasından dolayı hekime ve hastaya sağlayacağı katkı düşünülmektedir. Aynı zamanda da literatürde rastlanılmamış bir çalışma olması sebebiyle de bilime sağlayacağı katkı da bir başka çalışma amacımızı oluşturmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

Ortodontik tedavide farklı adeziv sistemleri kullanılarak, ortodontik ataşmanlar ve mine arasında yeterli bir adeziv bağlantı sağlamak amaçlanmaktadır (Grubisa ve ark., 2004).

Dişlerin üzerine braketlerin ve ataşmanların doğrudan yapıştırılması işlemine direk yapıştırma (direct bonding) adı verilmiştir. Dişhekimliğinde ilk olarak Buonocore (1955) mine yüzeyine %85'lik ortofosforik asiti 30 sn uygulamış ve akrilik rezinlerin mineye tutunmasının arttığını belirtmiştir.

İlk defa Newman (1964) acid-etch tekniği ile epoksi rezini kullanarak braketleri dişler üzerine yapıştırmaya çalışmış, daha sonra braketlerin asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyine metilmetakrilat simanla yapıştırılabildiğini göstermiştir (Newman ve ark., 1968; Newman ve ark., 1969).

Smith (1969) ise aynı uygulamayı polikarboksilat simanı kullanarak yapmıştır. Kullanılan simanların klinik çalışma süreleri kısa olduğu için, hazırlanan simanla tek seferde sınırlı sayıda braketin diş üzerine yerleştirilebilmesi, yerleştirilen braketin siman sertleşene kadar diş üzerinde yer değiştirme riskinin fazla olması, klinik çalışma süresinin uzun olmasından dolayı hastanın uzun ve konforsuz bir tedavi görmesi gibi sebeplerle, araştırmacılar klinik uygulamalar için farklı simanlar bulmaya yönelmiştir (Silverman, 1972).

Ortodontide braket yapıştırmak için 1970'lerin başlarında pek çok adeziv geliştirilmiştir (Buonocore, 1970; Silverman, 1972; Weisser, 1973). Buonocore 1970 yılında pit ve fissürlerin üzerine acid-etch tekniği ile BisGMA rezini birlikte uygulayarak yeni bir sistem geliştirmiştir. Buonocore'un geliştirdiği bu sistemi, Silverman (1972) 1972'de, Weisser (1973) ise 1973'te braketleri yapıştırmak için kullanmıştır. Zachrisson ortodontik ataşmanların diş yüzeyine doğrudan yapıştırılmasını zamanla geliştirmiştir (Zachrisson, 1977). Günümüzde ise adeziv sistemlerin gelişmesi ile beraber direk yapıştırma ortodonti tedavisinde rutin hale gelmiştir (Proffit, 2000).

Ortodontik braketlerin diş yüzeyine direkt yapıştırılmasının band uygulamasına göre avantajları aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Uygulaması kolaydır ve daha az zaman alır,
- Braket seviyeleri daha kolay ve doğru ayarlanabilir,
- Bantlama işlemi öncesi gerekli olan separasyon safhasını ortadan kaldırır,
- Bantlar kadar büyük bir envanter gerektirmez,
- Bantlara kıyasla daha az irritasyon oluştururlar,
- Hastalar tarafından bantlara göre daha rahat kabul edilir,
- Tedavi sonunda bantların oluşturduğu diastemalar oluşmaz,
- Daha hijyeniktir,
- Oynayan bantların altında oluşan dekalsifikasyon sorunu yoktur,
- Görünümü daha estetikdir.

Fakat direkt yapıştırma yönteminin de bazı dezavantajları vardır:

- Tutuculukları bantlara göre daha azdır,
- Kullanılan yapıştırıcıların sentetik reçine kökenli olmalarına bağlı olarak sitotoksik ve alerjik etkileri bulunabilir,
- Braketlerin sökülmesi işlemi sırasında minede kırık ve çatlaklar oluşabilir,
- Diş yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi sırasında minenin flor açısından en zengin tabakası zarar görebilir. (Zachrisson, 1994; Özbilgen, 2000).

2.1 Braketlerin Yapıştırılması

Braketleri mine yüzeyine yapıştırmak için direk ve indirek yöntem kullanılmaktadır. Her iki yöntemde de sırasıyla; mine yüzeyinin temizlenmesi, mine yüzeyinin hazırlanması ve mine yüzeyine bonding uygulanması işlemleri uygulanır.

2.1.1. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi

Braketlerin mine yüzeyine yapıştırılmasından önce diş kuronunun temizlenmesi işlemidir. Bunun için diş yüzeyinin pomza ile temizlenip, dental plak ve organik artıkların uzaklaştırılması amacı ile plastik ya da kıl fırça kullanılır. Dişler

pomzalandıktan sonra, pomzayı ve debrisini mine yüzeyinden uzaklaştırmak için hava su spreyi ile iyice yıkanması gerekir. Yüzeydeki mekanik ve organik artıkların uzaklaştırılması sonucu asit penetrasyonunun sağlanabilmesi için, yüzey hazırlanmış olur (Gange, 2001; Bishara, Ajlouni, ve ark., 2006; Burgess AM, 2006; Fitzgerald ve ark., 2012).

2.1.2. Mine Yüzeyinin Hazırlanması

Asitleme ile mine yüzeyi pürüzlü bir hale getirilerek yüzeydeki serbest enerji sağlam minenin iki katı kadar arttırılmış olur (Jendresen ve ark., 1981).

Akıcı rezin bazlı materyal, asitlenmiş pürüzlü yüzeye uygulandığında, kapiller etki ile yüzeyin içerisine penetre olur. Resin ve minenin bağlanması mikroporöziteler içerisindeki resinin polimerize olması sonucu makrotaglar ve mikrotaglar olmak üzere 2 çeşit resin taglar oluşur (Bayne, 1982; Asmussen ve Munksgaard, 1988). Makrotaglar mine prizmalarının periferinde sirküler bir oluşum olarak izlenir. Mikrotaglar ise mine prizmalarının baş kısmında hidroksiapatitin çözünmesi ve monomerin polimerizasyonu ile oluşan çok sayıda ince bağlantılardır. Mikrotaglar sayıca fazla olması ve artmış yüzey alanı nedeniyle mine-resin bağlantısının dayanıklılığını sağlayan temel yapılardır (Summit, 2001).

Asitlemenin mine üzerindeki etkileri birçok parametreye bağlıdır (Tagami ve ark., 1988; Gwinnett, 1992).

- Kullanılan asit tipi,
- Asit konsantrasyonu,
- Asitin formu (jel, yarı jel veya sulu solüsyonu),
- Yıkama süresi,
- Asitin aktivasyon yöntemi (ovalama veya tekrarlayan asit uygulamaları),
- Asitleme öncesi mine yüzeyinde yapılan işlemler,
- Minenin kimyasal yapısı,
- Asitlemenin süreli veya daimi dişlerde olması,
- Minenin demineralize, renklenmiş veya flor uygulanmış olması.

2.1.3. Mine Yüzeyine Bonding Uygulaması

Günümüzde ışınla veya kimyasal olarak polimerize olan, ıslak alanlarda da bağlanabilen hidrofilik primerlerin kullanıma sunulmasına rağmen zamandan ve maliyetten kaçınmak amacı ile gelişen yeni nesil adeziv sistemlerde primer ve bonding tek aşamada uygulanmaktadır. Bu nedenle ayrı bir primer kullanımı uygulanması ortadan kalkmıştır. (Wang ve Tarng, 1991; Bishara ve ark., 2004)

2.1.4. Yapıştırma İşlemi

Tüm braket yapıştırma işlemlerinde aşağıdaki 4 safha sırasıyla takip edilir (Zachrisson, 1977; 1994).

- **Yerleştirme:** Ortodontist, braketi braket tutucu ile tutar. Braketin tabanına yapıştırıcıyı yerleştirir. Mümkün olan en kısa sürede, braket diş yüzeyine uygun şekilde yerleştirilir.
- **Pozisyonlandırma:** Braketin pozisyonlandırılmasında ve uygun pozisyona kaydırılmasında sonddan yararlanılır. Vertikal yöndeki pozisyonlandırmada, haç tipi ölçüm aletleri kullanılır. Ağız aynası ile tüm dişlerin üzerindeki braketlerin horizontal yöndeki konumlandırma işlemi kontrol edilebilir.
- **Uyumlandırma:** Uygun pozisyona gelen braket, tek nokta temasıyla diş yüzeyine doğru bastırılır.
- **Fazlalığın alınması:** Braketin bastırılmasından sonra, braket etrafına taşan yapıştırıcı, bir sond yardımıyla donmadan önce temizlenir veya donduktan sonra yapıştırıcı frez yardımıyla kaldırılır. Taşan yapıştırıcı, gingival iritasyona ve braket etrafında plak birikimine neden olmakla beraber renk değiştirerek estetik olmayan bir görüntü oluşturacaktır.

2.2. Adeziv Sistemler

Günümüzde kullanılan adeziv sistemler diş sert dokularına olan bağlanma stratejileri açısından Etch&rinse adeziv sistemler, Self-etch adeziv sistemler, Cam iyonomer adeziv sistemler olmak üzere üç ana gruba ayrılmaktadır (Van Landuyt, Snauwaert, De Munck, Coutinho, ve ark., 2007). Etch&rinse adeziv sistemler mine ve dentin dokusuna aynı anda asit uygulaması ile smear tabakasını tamamen kaldırırken

(Nakabayashi ve ark., 1982), Self-etch adeziv sistemler içeriğindeki asidik primer “self-etch primer” ile smear tabakasını tamamen kaldırmaksızın çözmekte ya da modifiye etmektedir (Van Landuyt, Snauwaert, De Munck, Coutinho, ve ark., 2007; Peumans ve ark., 2010).

Adeziv sistemlerin uygulanması genellikle üç aşamada gerçekleşmektedir: Asit, hidroksiapatitleri uzaklaştırarak demineralizasyon yüzeyini oluşturur ve serbest yüzey enerjisini artırır. Primer, adeziv dokunun ıslanabilirliğini artırır. Bonding ise diş dokusuna penetre olarak bağlanmayı gerçekleştirir (Van Meerbeek ve ark., 2003).

Günümüzde klinik uygulama aşamalarına göre adeziv sistemlerinin sınıflandırılması Tablo 2.1’ de gösterilmektedir (Eick., 1993).

Tablo 2.1. Adeziv sistemlerin sınıflandırılması

Etch & Rinse Sistemler		Self-Etch Sistemler	
Üç Aşamalı (4. Jenerasyon)	İki Aşamalı (5. Jenerasyon)	İki Aşamalı (6. Jenerasyon)	Tek Aşamalı (7. Jenerasyon)
Asit	Asit	Asidik Monomer ve Primer	Asidik Monomer, Primer ve Bonding
Primer	Primer ve Bonding	Bonding	
Bonding			

2.2.1. Etch&Rinse Adeziv Sistemler

Etch&rinse adeziv sistemler ayrı bir asitleme ve yıkama aşamasını içermekte, smear tabakasını ve smear tıkaçlarını ortadan kaldırmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 1992). Asit uygulaması, intertübüler ve peritübüler dentini demineralize ederek dentin kanallarının ağzını açar, kollajen lifleri açığa çıkartarak intertübüler dentinin mikroporözitesini artırır ve adeziv reçinenin penetrasyonunu kolaylaştırır (Van Meerbeek ve ark., 1992). Böylece oluşan mikromekanik tutuculuk reçine-dentin bağlanma mekanizmasında önemli bir rol oynamaktadır.

Su, aseton, etanol gibi organik solventlerde çözülmüş hidrofilik monomerler içeren primerler, dentin yüzeyindeki ve nemli kolajen ağındaki su ile yer değiştirerek, kollajen ağındaki boşluklara monomerin penetrasyonunu kolaylaştırmakta ve bağlanma dayanımını arttırmaktadır (Perdigao ve ark., 2000).

Adeziv reçinenin, asit uygulaması sonucu kollajende oluşan boşlukları doldurduğu, dentin kanalları içine girerek reçine uzantılarının “resin tag” oluşumunu ve hibrit tabakasının stabilitesini sağladığı bildirilmiştir. Etch&rinse adeziv sistemlerin dentine bağlanma mekanizmalarında, mikromekanik tutuculuk ya da hibridizasyon için adeziv reçinenin açığa çıkmış kollajen ağı içerisine difüzyonu oldukça önemlidir. Primer uygulandıktan sonra oluşan hibrit tabakası adeziv reçine ile birlikte polimerize olmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2003).

Etch&rinse adeziv sistemler üç aşamalı ve iki aşamalı olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2003; De Munck ve ark., 2005).

Üç aşamalı etch&rinse adeziv sistemlerde asit, primer ve bonding ayrı aşamalarda uygulanmaktadır. Primer olarak bifonksiyonel moleküller, bonding olarak Bis-GMA gibi yüksek oranda hidrofobik monomerler ve daha az miktarda HEMA gibi hidrofilik monomerler içermektedirler (Roberson, 2001). Bu adeziv sistemlerin mine ve dentin dokusunda yüksek bağlanma değerleri göstermesi ve nemli dentin yüzeyi, porselen veya amalgam gibi restoratif materyallere bağlanabilmesi gibi avantajlara sahip olmasının yanı sıra zaman alıcı uygulama aşamalarının yer alması, asitleme ve yıkama aşamalarından dolayı teknik hassasiyetin fazla olması, aşırı kurutma veya

ıslatmaya karşı duyarlılık göstermesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Pansecchi, 2012).

İki aşamalı Etch&rinse adeziv sistemlerde asit uygulamasını takiben mine ve dentine tek şişe içerisindeki Primer ve Bond uygulanır. Primer ve Bond, reçine uzantıları oluşturmak üzere dentin kanallarının içine penetre olur. Demineralize dentin yüzeyine uygulanan ilk tabaka primer görevi görür ve dentin yüzeyindeki serbest enerjiyi artırır (Roberson, 2001). Hidrofilik ve iyonik monomerler bir arada bulunduğu için ara yüzeyde hidrofobik reçine tabakası oluşmamaktadır. Su geçirgenliğine, degradasyona karşı daha elverişli bir ara yüzey oluşur ve bağlanma dayanımlarında zamanla azalma görülür. İki aşamalı Etch&rinse sistemler uygulama aşamalarının azaltılması ile daha fazla kullanım kolaylığı sunması ve post-operatif hassasiyetin azaltılması gibi avantajlarına rağmen, üç aşamalı Etch&rinse adeziv sistemlere göre daha düşük bağlanma değerlerine sahip olması, aseton bazlı adezivlerin solventin uzaklaştırılmasına ve adezivin birkaç kat uygulanmasına bağlı olarak düşük etkinlik göstermesi ve bazı sistemlerin self-cure veya dual kompozitlerle uyumsuzluk göstermesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Pansecchi, 2012).

2.2.2. Self-Etch Adeziv Sistemler

Self-etch adeziv sistemler de ayrı bir aşamada asit uygulaması ve yıkama işlemine gerek yoktur. Mine ve dentin dokusunda aynı anda demineralizasyon ve primerin infiltrasyonunu sağlayan asidik monomerler içerirler. Bu yüzden de smear tabakasını tamamen uzaklaştırılmazlar sadece modifiye ederler. Self-etch adeziv sistemlerde uygulama aşamaları ve uygulama süresi azalmakta, fosforik asit uygulaması yer almadığı için nemli bağlanma yönteminde karşılaşılan demineralize dentinin aşırı kurutulması veya aşırı nemli bırakılması gibi komplikasyonlar önlenmekte, düşük teknik hassasiyet ve düşük post-operatif hassasiyet görülmektedir (Perdigao ve ark., 2000; Peumans ve ark., 2010; Van Meerbeek ve ark., 2011).

Self-etch adeziv sistemler asiditelerine göre;

- Hafif asidik (Mild) self-etch adeziv sistemler $\text{pH} \geq 2,0$
- Orta kuvvetli asidik (Moderate) self-etch adeziv sistemler $\text{pH} \approx 1,5$
- Kuvvetli asidik (Strong) self-etch adeziv sistemler $\text{pH} \leq 1,0$ olmak üzere 3 gruba ayrılırlar (De Munck ve ark., 2005).

Hafif asidik self-etch adeziv sistemler dentin yüzeyini (smear tabakasını) kısmen çözerler. Asidik primer uygulaması ile hidroksiapatitin tamamı çözülüp uzaklaştırılmadığından, kollajen liflerin etrafında kalan hidroksiapatit ile monomerin karboksil ve fosfat grupları kimyasal olarak bağlanır. Böylece mikromekanik ve kimyasal bağlanmanın bir arada sağlanması bağlanma dayanımını artırır. Orta kuvvetli asidik self-etch adeziv sistemler, mikromekanik bağlanma için yeterli düzeyde yüzey porözitesi sağlar, hafif asidik self-etch adezivlere göre daha iyi mikromekanik bağlanma gösterir. Kuvvetli asidik self-etch adeziv sistemler hemen hemen hidroksiapatitlerin tamamını çözer ve dentinde daha derin infiltrasyon gösterirler. Bu nedenle ultramorfolojik yapıları etch&rinse adeziv sistemlere benzemektedir (Yoshida ve ark., 2004; De Munck ve ark., 2005; Cardoso ve ark., 2011).

Self-etch adeziv sistemlerin bağlanmadaki başarısı adeziv içerisindeki fonksiyonel monomere, moleküler yapısına ve hidroksiapatitlere olan affinitesine bağlıdır (Van Meerbeek ve ark., 2011). Fonksiyonel asidik monomerler self-etch adezivlerin fizikokimyasal özelliklerinde ve dentine olan bağlanmanın başarısında oldukça önemli bir role sahiptir. En çok kullanılan fonksiyonel gruplar fosfat, karboksilik asit ve alkol gruplarıdır. Self-etch adeziv sistemlerde kullanılan fosfor içeren monomerler MDP, MEP, DMEP ve GDMP' dir. Günümüzde 10-MDP monomeri; diş sert dokuları ile kimyasal bağlanma gerçekleştiren, adeziv ara yüzey degradasyonuna daha dirençli bir yapı gösteren, hem yüksek klinik başarısı hem de yüksek bağlanma dayanım değerine sahip altın standart bir fonksiyonel monomerdır (Peumans ve ark., 2010; Van Meerbeek ve ark., 2011; Yoshihara ve ark., 2013; Feitosa ve ark., 2014).

Self-etch adeziv sistemler uygulama aşamalarına göre ikiye ayrılmaktadır. İki aşamalı self-etch adeziv sistemler ve tek aşamalı self-etch adeziv sistemler (Van Meerbeek ve ark., 2003).

İki aşamalı self-etch adeziv sistemlerde, asidik monomer içeren hidrofilik primer uygulaması sonrasında hidrofobik reçine uygulaması yer almaktadır. Asidik monomer smear tabakasını kaldırmaz ancak asiditesi ile yaklaşık 0,5-1 µm derinlikte intertübüler kollajen ağını açığa çıkartır. Smear tıkaçlarının yapısına girer ve tıkaçları uzaklaştırmaz. Bonding işlemi için üç aşamalı Etch&rinse sistemdeki gibi solvent içermeyen bonding ajan kullanılır. Primer ile sarılı smear tıkaçlarına mikrokanallar ile reçine penetrasyonu sağlanarak reçine uzantıları oluşturulur (Roberson, 2001). Kimyasal bağlanma mekanizmaları da uzun dönem bağlanma dayanımlarında önemli rol oynamaktadır (Yoshihara ve ark., 2013). İki aşamalı self-etch sistemler asitleme ve yıkama gerektirmeyen hızlı ve kolay uygulama sağlarlar ve Etch&rinse adeziv sistemlere göre daha düşük post-operatif hassasiyete neden olurlar. Sağlıklı dentin dokusuna oldukça iyi bağlanma gösterirlerken, sklerotik dentin dokusuna olan bağlanma dayanımları zayıftır. Self-cure veya dual-cure sistemlerle kullanılabilirler. Altın standarttır. Ancak mine dokusunda fosforik aside göre daha zayıf asit etkisine sahiptirler. Asidik solüsyon içerdikleri için raf ömürleri daha kısadır ve buzdolabında saklanmaları gerekebilir (Pansecchi, 2012).

Tek aşamalı self-etch adeziv sistemlerde asidik monomer, primer ve bonding tek şişe içinde bulunmaktadır. Bu uygulama demineralizasyon, conditioning ve infiltrasyonu içerir. Hızlı ve basit bir uygulamaya sahip olan bu adeziv sistemlerde hekimin hata yapma riski azaltılmıştır. Ancak geleneksel adeziv sistemlere göre başlangıçtaki ve yaşlandırma yöntemleri uygulandıktan sonraki uzun dönem bağlanma dayanımları oldukça düşüktür (De Munck ve ark., 2012). Ara yüzeyde nanosızintıda artış (Tay ve ark., 2002), HEMA içeren adeziv sistemlerin su emilimine bağlı olarak düşük derecede polimerizasyon göstermesi (Van Landuyt, Snauwaert, De Munck, Peumans ve ark., 2007), HEMA içermeyen adeziv sistemlerde faz ayrımı görülmesi (Van Landuyt ve ark., 2005), adezivin içeriğinin tek şişede bulunmasından dolayı kısa raf ömrü (Nishiyama ve ark., 2006), daha düşük klinik performansına sahip olması tek aşamalı self-etch adezivlerin başlıca dezavantajlarıdır (Van Meerbeek ve ark., 2010).

2.2.3. Universal adezivler

Günümüz adeziv teknolojisinin eğilimi; uygulama basamaklarının azaltılması, klinik uygulama süresinin kısaltılması ve teknik hassasiyetin azaltılması ile bağlayıcı ajanın uygulanmasının kolaylaştırılmasıdır (Van Meerbeek ve ark., 2003). Self etch adezivler çok basamaklı etch and rinse adezivler ile karşılaştırıldıklarında daha hızlı uygulama prosedürü ve daha az post operatif hassasiyet görülmesi gibi avantajlara sahiptirler (Unemori ve ark., 2004). Self etch adezivler smear tabakayı yüzeyel olarak demineralize ederler, hibrit tabaka içinde smear tabaka, rezin, kollajen ve mineral birleşir ve yüzeyel kısımda oluşan rezin tagler etch and rinse sistemlerde görülen post operatif hassasiyetin oluşumunu önleyebilirler. Etch and rinse sistemlerde görülen post operatif hassasiyetin nedeni adeziv rezinin kollajen ağ içerisine tam olarak infiltre olmaması olabilir (Breschi ve ark., 2008; Hashimoto, 2010; Peumans ve ark., 2010). Ek olarak bütün monomerlerin (asit, primer ve bağlayıcı ajan) tek şişede toplandığı ve tek bir basamakta uygulama yapmaya olanak sağlayan tek aşamalı self etch adezivler uygulama işlemini daha da kolaylaştırmaktadır (Breschi ve ark., 2008). Başlangıç bağlanma değerleri 20 MPa olarak tek basamaklı self etch adezivler umut vaat eden performanslar gösterebilirler de, uzun dönemdeki bağlanma değerleri açısından altın standart olarak kabul edilen 3 aşamalı etch and rinse adezivlere göre daha alt düzeyde kalmaktadırlar (Frankenberger ve ark., 2004; Breschi ve ark., 2008; De Munck ve ark., 2012).

Adeziv teknolojisinde son olarak universal ya da multimod olarak adlandırılan ve hem self etch hem de etch and rinse olarak kullanılan tek şişe adezivler üretilmiştir.

Bu multimod adezivler aynı zamanda hem self etch hem de etch and rinse sistemlerin avantajını bir arada bulundurmakta ve minenin selektif olarak asitlenmesi tekniğinin uygulanmasına da olanak sağlamaktadır (Marchesi ve ark., 2014).

Bütün şekillerde uygulanabilen bir adezivin varlığı kavite preperasyonu sonrasında en uygun adeziv protokolünün tercih edilebilmesine olanak sağlamaktadır (Hanabusa ve ark., 2012).

Self etch adezivler mineyi fosforik asit ile aynı derinlikte asitleyemezler ve bunun sonucunda klinik çalışmaların gösterdiği gibi mineye zayıf bağlanma ve mine kenarlarında ayrışmalar gözlenir (Peumans ve ark., 2010). Bu durumun üstesinden gelmek için self etch adezivlerin uygulanması öncesinde minenin selektif olarak asitlenmesi önerilmektedir (Frankenberger ve ark., 2004; Erickson ve ark., 2009). Hafif dereceli self etch adezivlerin öncesinde minenin selektif olarak asitlenmesi uygun bir alternatif olarak kabul edilmektedir (Hanabusa ve ark., 2012). Ancak klinik olarak fosforik asitin dentine taşmadan sadece mineye uygulanması özellikle düşük viskoziteli jeller veya sıvı asitler kullanıldığında çok zordur. Aynı zamanda bazı diş hekimleri minenin tam olarak asitlendiğinden emin olmak için ve minedeki tebeşirimsi yapıyı görebilmek için mineyi kurutmaktadırlar ve bu da asitle pürüzlendirilmiş dentinde kollajenlerin tam olarak rezin ile sarılmasını önlemekte ve hidroliz sonucu degradasyona ve bağlanma süresinde azalmaya neden olmaktadır (Hashimoto ve ark., 2000; Hashimoto ve ark., 2002). Bazı self etch adezivlerin asitle pürüzlendirilmiş dentin yüzeyine uygulanmasıyla aynı adezivin pürüzlendirilmemiş dentine uygulanması karşılaştırıldığında bağlanma dayanıklılıklarının azaldığı görülmüştür (Torii ve ark., 2002; Proenca ve ark., 2007).

Bu komplikasyondan kaçınmak için multimod bir adezivin uygulanmasının daha uygun olabileceği düşünülmektedir (Perdigao ve ark., 2000; Hanabusa ve ark., 2012).

2.3. Yapıştırıcı Tipleri

İdeal bir bağlanma materyali Proffit (2000) tarafından aşağıdaki şekilde sıralanmıştır.

- Polimerizasyon sırasında büzülme olmamalıdır,
- Yeterli akıcılıkta olmalıdır,
- Mine yüzeyine penetre olabilmelidir,
- Yeterli bağlanma dayanımına sahip olmalıdır,
- Klinik kullanımı kolay olmalıdır.

2.3.1 Kompozit Rezinler

2.3.1.1 Kendiliğinden Sertleşen Kompozit Rezinler

Kimyasal yolla sertleşen kompozitler 2 çeşittir.

Çift patlı: Çift patlı sistemlerde iki ayrı şişede iki solüsyon bulunur. İlk aşama, bunların karıştırılıp diş yüzeyine sürülmesidir. İkinci aşama ise iki ayrı tüpte bulunan patın eşit miktarlarda karıştırılıp, braket tabanına yerleştirilmesi ve braketin diş yüzeyine pozisyonlandırılmasıdır (Gange, 2001). Çift patlı sistemde karıştırma esnasında oluşan hava kabarcıkları ve karıştırmadan kaynaklanan rezin kıvamının homojen olmaması yapışma dayanıklılığın azalmasına sebep olur (Craig, 1997). Çalışma süresi kompozitin karıştırılmasından sonra 1-1.5 dakika ile sınırlı olup, sertleşme tamamlanana kadar geçen 4-5 dakikalık süreçte de kompozite müdahale edilmemesi gerekir (Greenlaw ve ark., 1989; Smith ve Shivapuja, 1993).

Pasta-likit (no-mix) sistemler: Bu sistemde, no-mix primer diş yüzeyine sürülür. Daha sonra, no-mix adeziv, primer sürülmüş braket tabanına yerleştirildikten sonra braket pozisyonlandırılır. Primerle temas eden yapıştırıcı hafif kuvvet uygulandığında donar (Gange, 2001).

2.3.1.2. Çift Yönlü (Dual-Cured) Sertleşen Kompozit Rezinler

Foto-başlatıcılar (kamforkinon) ve kimyasal hızlandırıcılar içerirler. Polimerizasyon ışıkla başlar, kimyasal olarak devam eder. Çift yönlü sertleşen kompozit rezinler, ışığın kompozite ulaşamayacağı bölgelerde tercih edilir (Craig, 1997).

Dual-cured sistemlerin bağlanma kuvveti ile ilgili literatürde fazla çalışma yoktur. Bu sistemlerin klinik uygulama şekli, hem karıştırma hem de ışınlama gerektirdiğinden fazla zaman alıcıdır. Ayrıca karıştırma işlemi kimyasal yolla polimerize olan kompozitlerde olduğu gibi materyalde pöröz oluşumuna yol açar (Smith ve Shivapuja, 1993)

Smith ve Shivapuja (1993) çalışmalarında çekilmiş alt kesici dişleri 10 gruba ayırmış ve ilk üç grupta metal braketleri dişlere farklı markalarda ışıkla sertleşen

kompozitler ile diğer dört grupta ise farklı markalarda kimyasal olarak sertleşen kompozitler ile yapıştırmışlardır. Son üç grupta ise dual-cured rezinler kullanılmıştır. Dişler 5 gün süresince 37°C'de saklanmış, daha sonra universal test cihazı ile braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı dirençleri ölçülmüştür. Sonuç olarak, dual-cured rezinlerin normal ortodontik kuvvetlere karşı dayanıklılığının yeterli olduğu bildirilmiştir. Bu simanların sertleşme zamanının kontrol edilebilmesi klinisyene doğru braket pozisyonlandırması için zaman kazandırmaktadır.

2.3.1.3. Işıkla Sertleşen Kompozit Rezinler

Işık ile sertleşen kompozit rezinler ilk kullanıldıklarında, 364-367 nm dalga boyuna sahip olan ultraviyole ışık ile sertleştirilmiştir. Cohl (1972) ultraviyole ışık ile yapıştırılan plastik braketlerin polimerizasyon sonrası uygulanan kuvvetlere karşı dayanıklı olduğunu bildirmiştir. Fakat ultraviyole ışığın, diş dokusuna ve metal braketlerin alt yüzeyine penetrasyonunun yetersizliği ve göze olan zararlı etkileri nedeniyle kısa sürede terk edilmiştir. Tavas ve Watts (1979) görünür ışığın diş minesinden transiluminasyonu (ışığın bir cismin içerisinden geçerek o cismi aydınlatması) ile metal braketlerin altındaki kompozit rezinlerin polimerizasyonunun sağlanabildiğini göstermişlerdir.

Işık ile sertleşen kompozit rezinler şırınga içerisinde tek bir pasta şeklinde bulunurlar. Sertleşmeyi başlatan kimyasal başlatıcı molekül bu pasta içerisinde. Dental ürünlerin içerisindeki fotoinisiyatörler ışığı 400-500 nm dalga boyunda absorbe ederler. Bu aralıktaki dalga boyu görünür ışık spektrumunun mavi bölgesine denk gelmektedir. Bu nedenle tüm dental fotoinisiyatörler mavi ışıkla aktive olur. Günümüzde dental materyallerde en çok kullanılan başlatıcı kamforkinondur. Kullanılan dental adezivlerin içerisindeki fotoinisiyatörleri bilmek materyalin doğru polimerizasyonunu sağlayabilmek açısından önemlidir. Işığın şiddetini arttırmak kompozit içerisinde daha fazla çapraz bağlar oluşturarak daha dayanıklı bir yapının oluşmasına yol açar. Işık braketin kenarından uygulandığı için serbest radikal oluşma yönü ve polimerizasyon büzülmesi kimyasal yolla sertleşen kompozitlerden farklıdır. Işık ile sertleşen kompozitlerin hızlı sertleşme reaksiyonu nedeniyle fotoinisiyatörden yayılan serbest radikal miktarı kimyasal olarak sertleşen kompozitlerden azdır.

Işıklı sertleşen kompozit rezinlerin renk uyumları, kimyasal sertleşenlere nazaran daha iyidir. Porselen braketlerle birlikte kullanıldığında oldukça estetik bir görünüm sağlarlar (Komori ve Ishikawa, 1997). Işıklı sertleşen kompozit rezinlerin sertleşme süresi, kimyasal sertleşen kompozit rezinlere kıyasla daha kısadır. Konvansiyonel ışık cihazları kullanıldığında her diş için 40 sn uygulandığında, hekimin çalışma süresi yapıştırılan braket sayısına göre 13-14 dakika uzamaktadır (Oesterle ve ark., 2002).

Işıklı sertleşen kompozit rezinlerin kullanımının tercih edilmesinin nedenleri; Uygulanma kolaylığı, braketin uygulanması için gereken çalışma süresinin yeterli olması, kısa sürede yüksek yapışma dayanıklılığına ulaşması, oksijen inhibisyonunun minimum olmasıdır (Eliades ve ark., 1991; Eliades ve ark., 1995; Oesterle ve ark., 2002).

Braket yapıştırılmasında kompozit sistemlerin kullanılmasının bazı dezavantajları da mevcuttur. Mine yüzeyinin braket yapıştırılmadan önce temizlenmesi, asitleme ve sökümler sonrası diş yüzeyindeki artık yapıştırıcının temizlenmesi sırasında minede kayıplar oluşabilir (Silverstone, 1974; Pus ve Way, 1980; Thompson ve ark., 1982). Dişteki en fazla flor konsantrasyonu minenin dış yüzeyinde olduğundan burada madde kaybı istenmeyen bir durumdur (Thompson ve Way, 1981).

Işıklı sertleşen kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesi, ışığın uygulanma şekline ve tercih edilen braketin tipine göre değişmektedir. Estetik braketler kullanıldığında, ışığın direct veya indirekt uygulanması anlamlı bir fark yaratmamaktadır. Fakat metal braketler kullanıldığında, ışığı engelleyen opak yapılarından dolayı, ışığın indirekt olarak braketin her iki tarafından uygulanması yapıştırıcının polimerizasyon derecesini etkilemektedir. Kimyasal sertleşen yapıştırıcılarla, ışıkla sertleşen yapıştırıcılar kıyaslandığında ışık indirekt olarak uygulandığında polimerizasyon derecesi bakımından aralarında anlamlı fark oluşmamaktadır (Eliades ve ark., 1995).

2.3.2. Cam İyonomer Simanlar (CİS)

CİS'ler, dişe bağlanabilen ve flor salan ilk ortodontik adezivlerdir (Powers ve ark., 1997). Kimyasal olarak sertleşen cam iyonomer simanlar, toz ve likitten oluşmaktadır. El ile karıştırılan ve kapsül şeklinde olan formları mevcuttur. Toz kısmı kalsiyum florealüminosilikat camdan, likit kısmı ise poliakrilik asit kopolimerinin sulandırılmış solüsyonundan oluşmaktadır (Craig, 1997). Cam iyonomer simanlar, dental simanlar olarak Wilson ve Kent (1972) tarafından kullanıma sunulmuştur. Cam iyonomer simanlarının mine, dentin ve metale kimyasal olarak bağlanma gibi birçok kendilerine özgü önemli özellikleri vardır. İçeriğindeki karboksilat gruplarının, dişin yapısındaki kalsiyum ile etkileşimi sonucu fizikokimyasal olarak tutuculuk sağlar. Ortodontik ataşmana komşu mine yüzeyinde dekalsifikasyon sık görülen bir olaydır. Cam iyonomer simanlar, mine yüzeyini dekalsifikasyondan koruyan önemli düzeyde florid içermektedir. Ayrıca, daha az mine hasarı ve daha kolay debonding avantajlarına da sahiptirler (Ogaard, 1989). Bu avantajlarına rağmen bağlanma dayanımları kompozit rezinlerin kullanıldığı konvansiyonel sistemlere göre daha düşük bulunmuştur (Grandhi ve ark., 2001).

CİS'lerin metal braketlerle yapışma dayanıklılığı, kompozit rezinlere kıyasla daha zayıf olduğundan (Oen ve ark., 1991; Rezk-Lega ve Ogaard, 1991; Wiltshire, 1994) braketlerin yapıştırılmasında kullanımı tavsiye edilmez (Fajen ve ark., 1990; Rezk-Lega ve Ogaard, 1991; Komori ve Ishikawa, 1997).

Miguel ve ark. (1995) konvansiyonel CİS'lerin klinik çalışmalardaki kopma oranının %50,89, kompozit rezinin %7,96 olduğunu rapor etmişlerdir. Bazı CİS'lerin sertleşme zamanı uzundur ve bu nedenle izolasyonları zordur (Oen ve ark., 1991).

Minenin fosforik asitle pürüzlendirilmesi, geleneksel CİS'lerin yapışma dayanıklılığını arttırmaz (Wiltshire, 1994).

Cam iyonomer simanlar flor salınımı özellikleriyle, yapıştırılan braketlerin etrafında kompozit rezinlere oranla daha az demineralize alan oluşumuna neden olmaktadır. Braketlerin sökümü sırasında kompozit rezinlere göre mineye zarar verme olasılıkları azdır (O'Reilly ve Featherstone, 1987).

2.3.3. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)

Işıklı sertleşen cam iyonomer siman veya hibrit iyonomer olarak da bilinirler. Toz ve likitten oluşmaktadır. Toz kısımları floroalüminosilikat camdan, likit kısımları ise karboksilik asit içeren monomerden oluşmaktadır. Kimyasal olarak aktive edilebilen hibrit iyonomerler de mevcuttur. Hibrit iyonomer vernikleri, ortodontide bağlanma amaçlı kullanılmıştır. Fakat, bağlanma dayanımları cam iyonomer siman ile aynı, rezin kompozitlerden ise daha düşük bulunmuştur (Craig, 1997).

Cam iyonomer siman ve kompozit rezinler bir araya getirilerek RMCİS üretilmiştir. RMCİS'lerin yapışma kuvvetinin düşük olmasından ötürü yapılan çalışmalarda klinik kullanımlarının uygun olmadığı belirtilmiştir (Choo ve ark., 2001).

Summers ve ark. (2004) in vitro olarak yaptıkları çalışmalarında konvansiyonel sistemlerle RMCİS'lerin bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlar ve RMCİS'lerin bağlanma dayanımını daha düşük bulmuşlardır.

Chicri ve ark. (2010) farklı mine preperasyonlarında RMCİS'lerin ortodontik braketlerin bağlanma dayanımına etkisine baktıkları çalışmalarında; RMCİS'lerin braketlerin yapıştırılmasında bir primer uygulanarak veya primer uygulanmadan kullanılabileceğini ve yeterli bağlanma dayanımına sahip olduklarını bildirmişlerdir.

Flor salma özelliğinden dolayı da demineralizasyonu önlediklerini ve primer kullanımının bağlanma dayanımını arttırmadığını bildirmişlerdir.

2.3.4. Kompomerler

Kompozitlerdeki doldurucuların yerine, alüminosilika cam partikülleri konulmuş kompozit rezinlere "Poliasit modifiye kompozit rezin" olarak da adlandırılan "kompomerler" adı verilir. Cam iyonomer simanlardaki flor salınımını ve karboksil şelasyonunu, kompozit rezinlerin dayanıklılık özelliklerine eklemek amacıyla üretilmişlerdir (Zachrisson, 1977).

Vicente ve ark. (2005), braketlerin yapıştırılması amacıyla kompomer (Dyract AP) ve konvansiyonel sistemlerin (Transbond XT) bağlanma dayanımlarını ve ARI skorlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında asit, bond ve kompozit kullanımının daha

yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğunu bulmuşlardır.

2.3.5. Self - Adeziv Rezin Simanlar

Self adeziv rezin simanların özellikleri:

- Siman karıştırıldıktan sonra uygulama işlemi tek basamaktır,
- Diş yüzeyinde herhangi bir ön hazırlık gerektirmez,
- Smear tabakası kaldırılmadan uygulanırlar,
- Uygulama sonrası post-operatif hassasiyet görülmez,
- Neme karşı toleranslıdırlar,
- Flor salınımı yaparlar,
- Teknik hassasiyet nedeniyle oluşacak hatalar en aza indirilmiştir,
- Tüm indirek restorasyonların, seramik, kompozit, metal inley ve onley, kuron-köprü ve fiber, metal, kompozit ve seramik postların yapıştırılmasında kullanılan dual-cure radyoopak yapıştırıcılardır (Cilingir, 2008; Radovic ve ark., 2008).

Ortodontik braket yapıştırılması, self adeziv rezin simanların endikasyonları arasında yer almamaktadır. Yapılan bazı çalışmalarda, pürüzlendirilmemiş mine yüzeyine self adeziv simanlar ile ortodontik braketler yapıştırılmış ve bağlanma dayanımları, konvansiyonel sistemlerle karşılaştırılmıştır. Self adeziv rezin simanların bağlanma dayanımları daha düşük bulunmuştur (Bishara ve ark., 2004; Vicente, Bravo, Romero ve ark., 2005; Bishara, Ostby ve ark., 2006).

2.4. Braket Çesitleri

Metal, seramik ve plastik olmak üzere 3 grup altında sınıflandırılan ortodontik braketler, ark telinin uyguladığı kuvveti dişe ileten ataşmanlardır.

2.4.1. Metal Braketler

Ortodonti pratiğinde en çok kullanılan metal braketler, çoğunlukla paslanmaz çelik alaşımlardan üretilmekle beraber titanium ve altın braketler de kullanılmaktadır. Ortodontistler tarafından en çok kullanılan paslanmaz çelik braketler, AISI (American

Iron and Steel Institute) sınıflandırmasındaki 303, 304, 304L ve 316L tiplerindeki çelikten yapılmaktadırlar. Titanyum alaşımlarının biyouyumluluğunun iyi olması, alerjik özelliklerinin düşük olması, yüksek korozyon direncine sahip olması gibi avantajlarından dolayı kullanımları önerilmektedir (Kusy ve O'Grady, 2000).

2.4.1.1. Paslanmaz Çelik Braketler

Paslanmaz çelik braketler görünüm açısından plastik braketler kadar estetik olmamalarına rağmen retansiyon ve stabilizasyonlarının iyi olması ve distorsiyona karşı dirençli olmaları sebebiyle tercih edilmektedirler. Mekanik bağlanma ile diş bağlanan bu braketlerin kaide yapıları, tutuculuğu arttıracak şekilde girintilidir ve gingival dokulara zarar vermeyecek şekilde gingival kontura uyumlu bir formdadır. Paslanmaz çelik braketler içerdikleri nikelden dolayı metal alerjisi bulunan kişilerde kullanılmamalıdır (Oh ve ark., 2005).

2.4.1.2. Altın Braketler

Paslanmaz çeliğin elektroliz yoluyla altın ile kaplanmasıyla üretilen bu braketler, biyo-uyumlu olmakla beraber, altın yumuşak bir metal olduğu için braket slotu daha sert materyallerle kombine edilerek üretilmektedir. Böylece hem sürtünme direnci azaltılmakta hem de slot dayanıklılığı artırılmaktadır. Nikel alerjisi olan hastalarda ve estetiğin ön planda tutulmadığı durumlarda kullanılabilirler.

2.4.1.3. Titanyum Braketler

Titanyum braketler, saf titanyumdan yapılanlar ve titanyum alaşımından yapılanlar olmak üzere ikiye ayrılır. Titanyum alaşımından yapılanlar vanadyum ve alüminyum da içerir. Braket üretiminde; yüksek biyo-uyumluluğa sahip olması, alerjen olmaması ve korozyon direncinin yüksek olması nedeniyle titanyum elementi tercih edilmiştir (Gioka ve ark., 2004).

Sürtünme değerleri metal braketlere yakın, ancak yapısal dayanıklılıkları daha azdır. Titanyumun yumuşak bir maden olmasından dolayı özellikle yüksek tork kuvvetleri üretebilen kalın ark telleri tatbik edildiğinde braketten plastik deformasyon görülebilmektedir (Gioka ve Eliades, 2004). Zinelis ve ark. (2004) ise bu materyalin

ağızda amalgam benzeri metalik restorasyonlarda galvanik akıma neden olabileceğini bildirmişlerdir.

2.4.2. Plastik Braketler

Plastik braketler polikarbonattan üretilmektedirler. Estetik oldukları için tercih edilen plastik braketlerin bazı dezavantajları vardır (Zachrisson, 1994):

- Braketlerin renklenme, su emme, deforme olma ve kırılma gibi zayıf fiziksel özellikleri mevcuttur,
- Düşük bağlanma dayanıklılıklarını artırmak amacıyla braketlerin adezyonu için özel ara rezinlere ihtiyaç duyulmaktadır,
- Slotları ile ark telleri arasında yüksek sürtünme değerlerine sahiptirler,
- Piyasaya sürülen ve polioksimetilandan yapılmış plastik braketler, mukoza için zarar verici formaldehit salmaktadırlar (Kusy ve Whitley, 2005),
- Streptococcus mutans kolonilerinin üremesine ve plak akümülyasyonuna diğer estetik braketlere oranla daha fazla izin verdiği saptanmıştır (Faltermeier ve ark., 2008).

Plastik braketler erişkinlerde kısa süreli ortodontik tedavilerde tercih edilebilir. Metal olukla güçlendirilmiş plastik braketler, yeterli direnç sağlamaları ve estetik olmaları sayesinde alternatif olabilirler. Bazı çalışmalarda plastik braketlerin bağlanma dayanımları düşük bulunmuştur (Pulido ve Powers, 1983; Liu ve ark., 2002).

Plastik braketlerin adezyonunu artırmak için taban kısımlarına girintiler, oluklar açılmış ve sürtünmeyi azaltmak için slotlarına metal varak yerleştirilmiştir (Feldner ve ark., 1994).

Ozcan ve ark. (2008) polikarbonat braketlerin inert matriks yapısından dolayı bağlanma kuvvetinin klinik kullanım için yeterli düzeye ulaşamayacağını bildirmişlerdir.

Braketin bağlanması mine ile rezin ve rezin ile braket arasında olmak üzere iki yönlüdür. Braket tabanına silan uygulaması bağlanma kuvvetini artırır (Swartz, 1988; Storm, 1990) ancak Ozcan ve ark. (2004) yaptıkları çalışmada silan uygulamasının

polikarbonat braketlerde bağlanma kuvvetini arttırmadığını göstermişlerdir.

2.4.3. Seramik Braketler

1980'lerde ortodontide kullanıma giren seramik braketler, plastik braketlere göre bazı avantajlara sahiptirler:

- Daha estetiklerdir,
- Dayanıklılıkları daha fazladır,
- Renklenmeye karşı daha dirençlidirler,
- Sıvı absorbe etmezler.

Dezavantajları ise:

- Kırılgandırlar,
- Artmış sürtünme değerleri gösterirler,
- Dişlere temas ettiklerinde minede aşınmaya neden olurlar,
- Yüzeylerinin delikli olmasından ötürü plak daha kolay birikir,
- Daha zor sökölürler ve kanatları kırılabilir,
- Tedavi sonunda diş yüzeyinden çıkartılırken mineye zarar verebilirler (Karamouzos ve ark., 1997; Bishara ve ark., 1999; Fernandez ve Canut, 1999).

Çoğu seramik braket, yüksek saflığa sahip alüminyum oksitten (alumina) üretilmektedir ve polikristalin ile monokristalin (safir) şeklinde iki temel formu mevcuttur. Seramik braketlerin üretim şekilleri, formlarını belirlemektedir ve formlar arasındaki farklılıklar, klinik performanslarında önemlidir (Karamouzos ve ark., 1997). Alumina, paslanmaz çelikten daha sert ve 20-50 kat daha kırılğan bir malzemedir.

Seramik braketlerin üretilmesinden sonra zirkonya braketler üretilmiştir. Bu braketler polikristalin alumina braketlerden 4 kat daha fazla sağlam olduğundan ve dişle daha fazla yapıştığından dişte çatlak ve kopmalara neden olabilir (Kusy, 1991). Günümüzde kullanılan seramik braketlerin büyük bir kısmı alüminyum oksitten imal edilmektedir (Christel ve ark., 1989).

2.5. Işık Kaynakları

Işıkla polimerizasyon sağlayan ışık cihazları ilk olarak 1980'lerde kullanılmaya başlanmıştır. Görülebilir ışıkla aktive olan rezin sistemler, polimerizasyon sürecini başlatan serbest radikaller oluşturmak için foto-başlatıcı olan Kamforkinon (KK) kullanılır (Dunn ve Taloumis, 2002). KK'un emilimi, görülebilir ışık spektrumunun mavi bölgesinde yaklaşık 470 nm dalgaboyundadır (Dunn ve Taloumis, 2002; Gronberg ve ark., 2006).

2.5.1. Quartz-Tungsten Halojen

Halojen ışık cihazları, halojen gaz içeren quartz ampulün içindeki tungsten telin ısıtılması temeli ile çalışır. Ampulden elde edilen ışık, arka tarafında bulunan gümüş bir ayna vasıtası ile fiber optik alana iletilir. Parabolik bir yapıya sahip olan aynanın görevi ışığı küçük fiber optik girişe odaklamaktır (Özcan., 2009). Bu sistemlerde salınan enerjinin küçük bir kısmı (%0,5-1 kadarı) polimerizasyon için yeterli olan yaklaşık 300-400 mW'lik yoğunlukta ışığa dönüştürülmekte ve kalanı ise ısı enerjisi olarak serbestlenmektedir (Özcan, 2009; Fleming ve ark., 2013).

Ayrıca kullanım esnasında açığa çıkan ısı nedeni ile halojen ampul, reflektör ve filtre zamanla özelliğini kaybeder ve cihazın polimerizasyon etkinliği azalır. Işık cihazının ışık etkinliğinin azalmasına bağlı olarak, materyalde tam polimerizasyon sağlanamaz (Mills, Uhl, Blackwell ve ark., 2002; Nomoto ve ark., 2004).

Tipik bir QTH ampulünün ömrü 80-100 kullanım saatiyle sınırlıdır (Roberson, 2001). Ampül tarafından üretilen ışık, filtre sistemlerinden geçtikten sonra fiber optik bir uç sayesinde cihaz dışına aktarılır. Işık yoğunluğunun bir kısmı bu optik uç içerisinde kaybolur.

Bu cihazların avantajları dalga boyu aralığının geniş olması sebebiyle farklı fotoinitiyatörleri aktive edebilmesi ve ucuz olmasıdır (Asmussen ve Peutzfeldt, 2003). Dezavantajları ise havalandırma kanallarının kolayca kontamine olmasından dolayı hijyenik olmayan koşullarda çalışılması ve cihazın çalışırken çıkardığı fan sesidir (Staudt ve ark., 2006).

2.5.2. Plazma Ark Cihazları

1990'lı yıllarda kullanılmaya başlayan bu tür ışık kaynaklarının lambaları genellikle xenon gazı doldurulmuş quartz tüp içerisinde bulunan bir katot ve bir tungsten anoda sahiptir. Elektrik akımı xenon gaz içerisinde geçtiğinde gaz iyonize olmakta ve yaklaşık olarak eşit sayıda negatif ve pozitif özellikte partiküllerden oluşan bir plazma meydana gelmektedir (Sfondrini ve ark., 2004; Sfondrini ve ark., 2006).

Plazma ark ışık kaynakları geleneksel ışık kaynaklarına göre daha yüksek bir enerji seviyesinde (900 mW) ve daha dar bir dalga boyu aralığında (430-490 nm) ışık üretmektedirler. Polimerizasyon için 3-5 sn yeterlidir. Bu sayede ısı artışı olmamaktadır (Pettemerides ve ark., 2004).

Işık gücü 2000 mw/cm² olan plazma ark ışık cihazları ile yeterli rezin polimerizasyonu ve iyileştirilmiş mekanik özellikler hedeflenmiştir (Lindberg ve ark., 2005). Kısa ışınlama süresi sayesinde ısınmanın kontrol altına alınabildiği bu sistemlerde (Loney ve Price, 2001), hızlı polimerizasyon sonucunda oluşan polimerizasyon büzülmesi, büyük bir dezavantaj olarak ortaya çıkmaktadır (Roberson, 2001).

Plazma arklarda elektrotlardan akım geçerken üretilen ısı, braket yapıştırılan dişte intrapulpal ısı artışına sebep olabilmektedir (Caughman ve Rueggeberg, 2002).

Plazma ark teknolojisi ile elde edilen ışık emisyonu yoğundur ancak üretilen ışığın çoğu foto başlatıcı olarak kamforkinon içeren materyaller için yararlı olmayan dalga boylarından oluşmaktadır. Kamforkinonun absorpsiyon aralığıyla ilişkili olmayan yoğun ışık bölgeleri dişi ısıtmak dışında bir fonksiyon göstermezler. Sonuç olarak, özellikle sertleşebilmesi için uzun ışınlama zamanı gerektiren materyaller kullanıldığı zaman pulpa odasında önemli bir ısı artışı meydana gelebilir. Aynı zamanda bu ısı artışının lambanın kendi içinde zarar görmesini engellemek amacıyla ışınlamanın kısa aralıklarla (3-5 sn arasında değişen) yapılması önerilmektedir. Buna bağlı olarak polimerizasyon için çok sayıda ışınlama gerektiren durumlarda plazma ark tercih edilmesi avantaj sağlamamaktadır. Pahalı olmaları, kablosuz üretilmemeleri ve yapılarının karmaşık olması gibi birtakım dezavantajlara sahiptirler

(Sharkey ve ark., 2001; Oyama ve ark., 2004).

2.5.3. Light Emitting Diode (LED) Cihazları

Işıkla sertleşen materyallerin polimerizasyonunda halojen ışık cihazlarının dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacı ile 1995 yılında elektrik enerjisini direkt olarak ışığa çeviren LED ışık cihazları geliştirilmiştir. Yapılarında halojen ampullerde kullanılan sıcak flamanların yerine, elektrotların birinden diğerine geçişini sağlayan “N-tip” ve “P-tip” adında birbirlerine bağlı iki yarı iletken madde içerirler. N-tip madde, iletim için gerekli olan çok sayıda elektron içermektedir. P-tip madde ise aynı zamanda elektrik iletimini de gerçekleştirebilen elektronlar için delikler içermektedir. Ortama elektrik verildiğinde, elektronlar ve boşluklar P-N bağlantısı önünde birleşirler ve LED lambadan belirli bir dalga boyu aralığında ışık yayılır (Çerekja, 2009; Özcan, 2009).

LED ışık cihazlarının dalga boyu 450-490 nm aralığındadır ve kamforkinon içeren kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılırlar (Kurachi ve ark., 2001; Özcan, 2009). Ayrıca dalga boyu aralığının dar olması sayesinde ultraviyole ve infrared aralıkta ışık oluşmaz. Plazma ve halojen ışık cihazlarında olduğu gibi filtreye ihtiyaç yoktur. Infrared dalga boyunda ışık üretilmediği için de ağız dokularındaki ısınma etkisi oldukça azdır (Aydın, 2007).

LED ışık cihazları halojen ışık cihazları ile karşılaştırıldığında daha yüksek polimerizasyon derinliği değerleri gösterirler ve uzun kullanım ömrüne sahiptirler (Esmaili ve ark., 2014). Ayrıca bağlanma kuvveti, ışınlama süresi ve uygulama kolaylığı gibi özelliklerinin sağladığı avantajlardan dolayı iyi bir seçenek oluşturmaktadırlar. Pil gücüyle ve kablosuz olarak çalışabilir ve şarj edilebilirler (Koupis ve ark., 2008; Mirabella ve ark., 2008).

Birinci nesil LED ışık kaynaklarının düşük ışık şiddetine bağlı (400 mW/cm²'den az) polimerizasyon zayıflığı ve uzun polimerizasyon süresi (40 sn ve daha uzun) gibi dezavantajları daha sonra üretilen daha güçlü 2. nesil LED ışık kaynakları ile ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır (Bektaş ve Eren, 2006).

Bu jenerasyonda az ama daha güçlü diyotlar kullanılmış, böylece daha büyük güç çıkışı ve uygun spektral dağılım elde edilmiştir (Çakmakcıoğlu, 2005). Birinci nesil LED'ler ilk olarak restoratif amaçlı kullanılmış ve başarısız sonuçlar vermiştir. Fakat ortodontik tedavilerde ince bir tabaka yapıştırıcı kullanılması sebebiyle sonuçlar başarılı olmuştur.

İkinci nesil cihazlar daha yüksek şiddette (600–1000 mW/cm²) mavi ışık üretebilen ürünlerdir, daha kısa polimerizasyon süresi (20 veya daha az) ile daha iyi performans sergilerler. 390–490 nm arasında geniş bir dalga boyu spektrumuna sahiptirler (Bektaş ve Eren, 2006).

Son yıllarda kompozit rezinlerin yapısına farklı başlatıcıların ilave edilmesiyle “polywave” olarak adlandırılan 3. nesil LED ışık cihazları geliştirilmiştir. LED diyotlarını geliştirmek amacıyla, tek bir dalga boyundan daha fazla dalga boyunu bir araya getirmek için çalışmalar yapılmıştır, mavi ve mor LED'ler ile çoklu dalga boyları elde edilmiştir. Üçüncü nesil LED ışık cihazlarında (VALO, Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, US) 3 farklı dalga boyu (439 nm, 405 nm, 460 nm) birleştirilmiş ve daha yüksek ışık gücü elde edilmiştir. Bu nesil LED ışık cihazlarının, güç üretme kapasiteleri 3200 mW/cm²'ye kadar ulaşmaktadır. Isı dağılımı fan yerine alüminyumdan yapılmış metal kasasıyla sağlanır ve diyotlar uç kısımda yer aldığı için başlıkta herhangi bir ışık kaybına neden olmaz (Jandt ve Mills., 2013). Ayrıca 3. nesil LED'ler yüksek enerji şiddeti ile daha kısa polimerizasyon süresi sağlamaktadırlar (Flury ve ark., 2013).

Işık gücü arttıkça, polimerizasyon derinliğinin artması ve uygulama süresinin kısılması beklenir. Ancak polimerizasyonun çok hızlı olması beraberinde iki dezavantaj meydana getirir. Bunlardan ilki kompozit diş yüzeyine akamadığından polimerizasyon büzülme streslerinin diş yapısına veya bağlanma yüzeylerine transfer olmasıdır. Diğer ise; daha az çapraz bağ yapmış düşük molekül ağırlıklı kısa zincirler oluşacağı için kompozit rezinin fiziksel özelliklerinin etkilenmesidir (Rueggeberg, 1999; Bektaş ve Eren, 2006). Bunu engellemek için üreticiler “step curing”, “pulse curing”, “ramp curing” ve “oscillating curing” olmak üzere değişik polimerizasyon başlangıç modları geliştirmişlerdir (Rueggeberg, 1999; Bektaş ve Eren, 2006).

Step curing—Kademeli güç artışı gösteren ışık uygulama tekniği:

Başlangıçta bir süre düşük şiddette ışık uygulanmasının hemen ardından daha yüksek düzeyde enerji verilir. İlk uygulama ile polimerizasyon stresleri ve polimerizasyon büzülmesi azaltılmaya çalışılır.

Pulse-delay—Ara verilmiş kademeli ışık tekniği: Kısa süreli olarak düşük ışık şiddeti kompozite uygulanır, sonrasında bir süre beklenir ve yüksek ışık şiddeti uzun süreli olarak uygulanır.

Ramp curing—Düzenli artan güçte ışık uygulama tekniği: Işık şiddeti en başta düşük şiddetle başlar, sonrasında kademeli olarak şiddeti artar.

Oscillating curing—Aralıklı ışık uygulama tekniği: Işık gücünün iki değer arasında gidip gelmesi ile yapılan uygulamadır.

Yapıştırıcının içerisindeki monomerin polimere dönüşmesinde ışığın dalgaboyu, ışık yoğunluğu (mW/cm^2), yapıştırıcının ışığa ne kadar süre maruz bırakıldığı, ışık cihazı ile yapıştırıcı arasındaki mesafe gibi birçok faktör etkilidir (Gronberg ve ark., 2006).

2.5.4 Argon Lazer Cihazları

Argon lazerler 457-502 nm dalga boyunda, gözle görülebilir spektrumda, devamlı ışın veren lazerlerdir. Bu lazer türünde kızılötesi ışık dalgaları olmadığından pulpa ve oral dokularda ısı artışı minimal düzeydedir. Işık fiberoptik sistemlerle iletilir. Kullanım alanları; kompozit rezinlerin polimerizasyonu, diş beyazlatma işlemleri, oral ülserlerin tedavisi ve yumuşak doku cerrahisi olarak sıralanabilir (Bektaş ve Eren., 2006).

Aynı zamanda yüksek hemostatik kabiliyeti olan kullanışlı bir cerrahi lazerdir. Özellikle akut enflamatuar periodontal hastalığı ve hemangioma gibi yüksek dereceli vaskülarize doku lezyonlarında kullanılır (Frentzen ve Koort, 1990).

Hicks ve ark. (2000) yapmış oldukları çalışmada, argon lazerle polimerizasyon zamanında ve artık monomer miktarında azalma sağlandığını ve halojen ışıkla

karşılaştırıldığında polimerize edilen materyallerin fiziksel özelliklerinin eşit olduğunu bildirmişlerdir. Blankenau ve ark. (1991) argon lazerin kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini artırdığını belirtmişlerdir. Buna karşın argon lazer ışık kaynağının dalga boyu spektrumu dar olduğundan her başlatıcının aktivasyonunda yeterli olamayabileceğini de bildiren çalışmalar mevcuttur (Fleming ve ark., 2013).

2.6. Polimerizasyon

Monomerlerin kimyasal olarak tekrarlanabilir şekilde birbirlerine bağlanmalarından meydana gelen büyük moleküllü maddelere polimer denir. Monomer (monomer mi polimer mi) adı verilen çok sayıda molekülün birleşerek makromolekül oluşturmasına polimerizasyon denir (Bektaş ve Eren, 2006)

2.6.1. Polimerizasyon Tipleri

2.6.1.1. Kimyasal Polimerizasyon

İlk olarak iki fazlı sistem kullanılmıştır; bu sistemde patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunur. Her iki pattan eşit miktarda alınarak karıştırılır. İki pat karıştığı zaman amin, benzoil peroksit ile reaksiyona girer ve polimerizasyon başlar (Brantley, 2001). Paslanmaz çelik braketlerle kullanımda güçlü fiziksel ve bağlayıcı özellikleri avantajları iken, karıştırılmaları nedeniyle yapılarının poröz olması, klinik uygulamada zaman alıcı olmaları, hassas olmaları ve oksijen inhibisyonu dezavantajlarıdır (Dayangaç, 2000).

Pasta ve sıvı bileşenin karışımı ile polimerize olan tek fazlı sistemler uygulama açısından kolaylık sağlamakla beraber çalışma süreleri sınırlıdır. Bu sistemin homojen polimerizasyon göstermemesi ve polimerize olmadan kalan materyal miktarının bilinmemesi dezavantaj olarak sayılabilir (Brantley, 2001).

2.6.1.2. Işıqla Polimerizasyon

Polimerizasyon için genellikle kullanılan foto-başlatıcı kamforkinondur. Görünür mavi ışık spektrumunda, 400-500 nm arasında ortalama 468 nm dalgaboyunda absorpsiyon vardır (Dayangaç, 2000; Mills, Uhl ve Jandt, 2002;

Lindberg ve ark., 2005). Ağırılıkça ortalama % 0,2 ya da daha az oranda bulunmaktadır. Patın içinde kamforkinon ile etkileşebilen, ağırılıkça % 0,15 dimetilaminoetil metakrilat gibi amin hızlandırıcılar vardır. Kullanılan yardımcı foto-başlatıcılar normalde ışık abzorbe etmezler, ancak aktive olan foto-başlatıcı ile reaksiyona girerek polimerizasyona yardımcı olurlar. Işıkla kompozitin polimerizasyonunun hekimin kontrolünde ve kısa sürede olması, çalışma ve uygulama kolaylığı sağlar. Aynı zamanda tek pat olması sayesinde karıştırma işlemi gerektirmeyerek hava kabarcığı oluşumu önlenmiş olur. (Pus ve Way, 1980).

Polimerizasyon sırasında dört farklı reaksiyon meydana gelir. Bunlar aktivasyon, başlangıç, çoğalma ve sonlandırma reaksiyonlarıdır.

Aktivasyon: Aktivasyon işleminde polimerizasyonu başlatacak serbest radikaller meydana gelir. Serbest radikallerin ortaya çıkması için ise oldukça zayıf bir bağ içeren başlatıcıların ısı, kimyasal bileşikler veya ışık gibi aktivatörler tarafından parçalanması gerekmektedir. Kamforkinon, uygun dalga boyu ve şiddetteki elektromanyetik enerji uygulandığında fotonları abzorbe eder ve molekül aktive olur. Aminle bir araya geldiğinde elektron transferi olur ve böylece dış yüzeyinde tek bir elektron içeren serbest radikali oluşturur (Roberson, 2001).

Başlangıç: Başlangıç safhasında polimerizasyon, aktivasyon sonucu oluşan serbest radikalın monomer ile reaksiyona girmesi ile başlar. Serbest radikaller çift bağ içeren monomer ile tekrar reaktif gruplar oluştururlar (Roberson, 2001).

Çoğalma: Çoğalma sırasında, zincire yeni monomerler katılır. Oluşan reaktif gruplar başka monomerlere bağlanarak yeni bir reaktif grup oluştururlar. Böylece bütün moleküller birbirlerine bağlanarak zincirin büyümesini sağlarlar (Roberson, 2001).

Sonlandırma: Sonlandırma reaksiyonunda ise, ortamdaki monomer miktarının azalmasına bağlı olarak reaksiyonun bitmesi gerçekleşir (Roberson, 2001).

2.6.1.3. Hem Kimyasal hem de Görünür Işıkla Polimerizasyon

Bu tip rezinler iki pat şeklindedir. Karıştırılmalarından sonra uygulandıkları bölgede polimerizasyon ışık ile başlatılır. Işığın ulaşmadığı bölgelerde polimerizasyon kimyasal olarak 8-24 saat içinde tamamlanır. Ayrıca akışkan özellikleri nedeniyle yapıştırma materyali olarak da kullanılmaktadır (Küçükeşmen, 2012).

2.7. Işıkla Polimerizasyonu Etkileyen Faktörler

Işıkla polimerizasyonu anlayabilmemiz için içinde bulundurduğu kavramları bilmemiz gerekir.

Işık gücü: Işık kaynağının birim zamanda yaydığı toplam enerji miktarına ışığın gücü denir ve miliwatt cinsinden ifade edilmektedir. (Price ve ark., 2004; Bektaş ve Eren, 2006).

Işık şiddeti: Işığın uygulandığı bölgede birim alana düşen ışık gücüdür. Işık şiddetinin birimi mW/cm^2 'dir. Polimerizasyonda kullanılan ışık kaynakları için önemli bir özelliktir (Price ve ark., 2004).

Enerji Yoğunluğu: Işığın çıkış yoğunluğu; ampul gücünün yoğunluğu ve ışık ucunun çapında yapılan değişikliklerle azaltılıp artırılabilir (Jimenez-Planas ve ark., 2008).

Uygulama Mesafesi: Işık kaynağının ucunun uygulama yüzeyine olan uzaklığıdır (Küçükeşmen, 2012)

Uygulama Süresi: Işık gücü; meydana gelen ışığın yoğunluğunun zamanla çarpımı olduğundan, aynı enerji yüksek yoğunluklu ışık cihazları kullanıldığında süre kısaltılarak veya düşük yoğunluklu ışık cihazları kullanıldığında süre artırılarak da elde edilebilmektedir (Jimenez-Planas ve ark., 2008).

Işıkla polimerizasyonu etkileyen faktörler; materyalin tipi, rengi, kavitenin derinliği, ışık tipi, ışığın yoğunluğu, restorasyon ile ışık ucu arasındaki uzaklık ve uygulama açısı gibi pek çok faktör polimerizasyonu etkilemektedir (Küçükeşmen, 2012).

2.8. Braketlerin Yapışma Dayanıklılığına Etki Eden Faktörler

Yapışma dayanıklılığı; kullanılan ışık cihazı, ışığın yapıştırıcıya ne kadar süre uygulandığı, mineye uygulanan asitin tipi, uygulanma süresi, asit konsantrasyonu, yapıştırıcı materyalin içeriği ve tipi, braket tabanının şekli, braket materyali, dişin tipi gibi bir çok faktörden etkilenir (Powers ve ark., 1997; Swanson ve ark., 2004; Reicheneder ve ark., 2009). (Tablo 2.2.)

2.8.1. Dişle İlgili Faktörler

2.8.1.1. Dişin Tipi

Braketlerin yapışma etkinliğini ölçmek için yapılan çalışmalarda sıklıkla çekilmiş dişler kullanılır. Yapışma dayanıklılığı testleri, her ne kadar bütün dişlerde yapılabilse de genel olarak küçük azı dişleri tercih edilir. Bu durum arka dişlerdeki prizmatik minenin ön dişlere kıyasla daha kalın olmasıyla açıklanmıştır (Whittaker, 1982).

Tablo 2.2. Braketlerin Yapışma Dayanıklılığına Etki Eden Faktörler

Braketlerin Yapışma Dayanıklılığına Etki Eden Faktörler		
Dişle İlgili Faktörler	Dişin Tipi	* Premolar Dişler * Aprizmatik Mine
Braketle İlgili Faktörler	Braketin Boyutu Braketin Materyali Braket Tabanının Şekli	* Büyük/Küçük * Plastik/Metal/Seramik * İnce Tel Örgü/ Oluklu * Lehimlenmiş/Puntolanmış
Asitle İlgili Faktörler	Asitin Tipi, Asitin Konsantrasyonu Asitin Uygulanma Süresi	* Orto Fosforik Asit * %37-50 * 15/30/60/90/120 sn
Yapıştırıcı İle İlgili Faktörler	Yapıştırıcının Tipi	* Kimyasal Sertleşen * Işıklı Sertleşen
Işık Cihazı İle İlgili Faktörler	Işık Cihazının Tipi Uygulama Süresi Işık Cihazının Ucu	* Halojen * LED * Plazma Arc * LAZER * Poliwave LED * 3/5/8/10/20/40 sn * 4 mm/7,1 mm/11 mm

Aprizmatik minenin kalınlığının fazla olması, asitleme süresinin uzamasına ve asitle pürüzlendirme etkinliğinin azalmasına sebep olabilir. Bu durum rezinin penetrasyonunun azalması ve yapışmanın daha zayıf olması ile sonuçlanabilir (Perdigao ve ark., 2000).

Knoll ve ark. (1986) asitlenmişmine yüzeyinin anterior ve posterior dişlerde farklı olduğunu göstermiş ve bu durumun bağlanma dayanımını etkilediğini söylemiştir.

Hobson ve ark. (2001) ve Ozturk ve ark. (2008) aynı tipteki alt ve üst dişlerin bağlanma dayanıklılığı arasında anlamlı fark bulurken, Linklater ve Gordon (2003) aksini iddia etmiştir.

2.8.2. Braketle İlgili Faktörler

2.8.2.1. Braketin Materyali ve Braket Tabanının Şekli

Braket boyutlarının küçülmesi, brakete daha estetik bir görünüm kazandırır ve braketin etrafının daha kolay temizlenmesini sağlar. Braketin boyutu küçüldüğünde, taban alanı ve dolayısıyla braketin dişe yapıştığı alan azaldığından, klinik olarak braketin kopma riski artmaktadır (MacColl ve ark., 1998).

Habibi ve ark. (2007) yaptıkları in vitro çalışmada, ağ şeklinde 10,1 mm² taban alanına sahip metal braketlerin (Rocky Mountain Orthodontics) sıyırma kuvveti karşısında insan premolar dişlerine 30,73 Mpa kuvvet ile bağlandığını bulmuşlardır.

Braket taban alanı 6,82 mm²'ye kadar olması yeterli bir retansiyon sağlarken, daha küçük braketler kullanıldığında bağlanma dayanımı oldukça olumsuz etkilenmektedir (MacColl ve ark., 1998). Braket tabanının farklı şekillerde olması braket tutuculuğunda önemlidir (Zachrisson ve Brobakken., 1978). İnce tel örgü şeklindeki braket tabanlarının delikler açılmış metal braket tabanlarına göre tutuculuğu daha iyidir (MacColl ve ark., 1998).

Braket tabanının kumlanması veya mikropürüzlendirilmesi braketin retansiyonunu arttırmaktadır (MacColl ve ark., 1998). Braket tabanları plastik, metal ya da seramik olabilmektedir. Plastik braketlerde kimyasal tutunma gerçekleşirken, metal ve seramik braketlerde mekanik tutunma gerçekleşir (Craig, 1997).

Dickinson ve Powers (1980) yaptıkları çalışmada, lehimlenmiş ve puntolanmış farklı taban tasarımlarına sahip 14 çeşit braket, plastik ve doğal diş substratları üzerine ortodontik amaçlı adezivler ile yapıştırılarak yapışma dayanım testi

uygulamışlardır. Braketlerin farklı taban tasarımları arasında taban alanı, tipi (delinmiş taban, farklı mesh boyutları, perfore edilmiş ve asitle pürüzlendirilmiş tel örgü) ve braketin dişle temas eden bonding yüzey alanı yer almaktadır. Sonuç olarak, tüm braketlerin yapışma dayanıklılığının birbirinden farklı olduğu rapor edilmiş, çekme bağlanma dayanıklılıklarının mesh boyutundan ve yüzey alanından bağımsız olduğu vurgulanmıştır. Braketin tabanı brakete puntolandığında braket tabanındaki tel örgü zarar görmekte ve devamlılığını yitirmektedir. Braket tabanının puntolanması, kompozitin brakete tutunacağı alanı azalttığı gibi, punto bölgesinde stres yoğunluğunu arttırmakta ve kompozitin kırılabileceği potansiyel bir bölge oluşturmaktadır. Ayrıca yetersiz yapılan puntolama braket tabanının braketten ayrılmasına sebep olabilir. Çalışmada aynı braketin puntolanmış ve lehimlenmiş 2 farklı tipi karşılaştırılmıştır. Lehimlenmiş braketin taban alanı daha küçük olmasına rağmen, bağlanma dayanıklılığı puntolanmış brakete göre 3 kat daha fazla bulunmuştur. Bağlanma dayanıklılığı testinde en yüksek direnci gösteren 100'lük mesh boyuta sahip ağ tabanlı braket çeşitlerinden biri, maksiller kesici dişe de yapıştırılarak aynı teste tabi tutulmuş ve plastik substratla benzer sonuçlar rapor edilmiştir.

2.8.3. Asitle İlgili Faktörler

2.8.3.1. Asitin Tipi, Konsantrasyonu ve Uygulanma Süresi

Ortodontik braketleri yapıştırmadan önce, temizlenmiş ve tükürükten izole edilmiş mine yüzeyine bağlanma dayanımını arttırmak için pürüzlendirme işlemi uygulanır. Günümüzde pürüzlendirme işlemi genellikle asitle pürüzlendirme şeklinde yapılmaktadır.

Likit veya jel haldeki asit materyali mine üzerine sürülüp belli bir süre beklenir ve hava-su spreyi ile yıkanır. Bu yıkama sırasında güçlü bir tükürük emici kullanılır ve asitle karışmış tükürüklü su emilerek bu karışımın dişlerle kontaminasyonu engellenir. Hava spreyi yardımı ile yapılan kurutma sonrası asitlenen alan tebeşirimsi beyaz bir görünüme kavuşur (Bishara, Gordan ve ark., 1998; Proffit, 2000).

Mineyi pürüzlendirmek için genellikle %37'lik ortofosforik asit kullanılmaktadır. Mineyi asitle pürüzlendirme sırasında oluşan mikroporöziteler, adezivin mine yüzeyine tutunmasını sağlar. Mine ve adeziv arasında mekanik bir tutuculuk oluşturur (Ostby ve ark., 2008).

Legler ve ark. (1989) yaptıkları in vitro çalışmada fosforik asidin konsantrasyonunun ve uygulama süresinin bağlanma dayanıklılığına olan etkilerini incelemişlerdir. %37'lik solüsyon, %15'lik jel ve %5'lik solüsyon formdaki fosforik asidi 15, 30 ve 60 saniye süreyle uyguladıkları 9 gruptuk örneklemi değerlendirmişlerdir. Dayanım testleri sonucunda; değişik konsantrasyonlarda bağlanma dayanıklılığında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemişken, asitleme süresi azaldıkça bağlanma dayanıklılığında azalma saptanmıştır. Sonuç olarak yapıştırılmış braketin tutunmasında fosforik asidin konsantrasyonunun düşürülmesinin herhangi bir olumsuz etki oluşturmayacağı bulunurken, asit uygulama süresinin 15 saniyeye düşürülmesi durumunda braketin kopma olasılığının artacağı belirtilmiştir.

Bin Abdullah ve Rock (1996) yaptıkları çalışmada mine yüzeyini 15, 30 ve 60 sn asitlemişler ve braketleri yapıştırdıktan sonra sırasıyla 5 dakika, 15 dakika ve 24 saat sonra söküm işlemi gerçekleştirmişlerdir. 60 sn asitlenen mine yüzeyinde braket sökümü sonrasında ciddi hasar görülürken, 15 sn asitlenen 5 dk. sonra sökülen braketlerin en düşük bağlanma dayanımına sahip olduğu belirtilmiştir. Araştırmacılar rutin bonding prosedürlerinde 15 sn asitlemenin yeterli olacağını rapor etmişler aynı zamanda braketler eğer 5 dk. içinde ligature edilecekse asitleme işleminin 30 sn olmasını önermişlerdir.

Wang ve Tarng (1991) %37'lik ortofosforik asiti, çekilmiş premolar dişlerdeki mine yüzeyine farklı sürelerde (15, 30, 60, 90, 120 sn) uygulayarak pürüzlendirme işlemi yapmışlardır. 120 sn pürüzlendirilen dişlerde yapışma dayanıklılığı azalırken, diğer süreler arasında herhangi bir fark gözlenmemiştir. Asitle pürüzlendirme süresi arttıkça, porözite miktarında da artış olduğunu ve dolayısıyla ideal bağlanma kuvvetini elde etmek için asit uygulama süresinin 15 ile 30 saniye aralığında olması gerektiğini savunmuşlardır.

Barkmeier ve Erickson (1994) yaptıkları çalışmada %37' lik fosforik aside alternatif olarak % 10' luk maleik asit kullanmışlar ve SEM incelemesinde maleik asidin demineralize ettiği mine dokusunun derinliğinin fosforik asidinkinden daha az olduğunu belirtmişlerdir.

Osorio ve ark. (1999) dişlere 15 ve 60 saniyelik pürüzlendirme uyguladıkları çalışmalarında SEM görüntüleri dikkate alındığında 15 sn asit uygulanan mine yüzeyinin daha pürüzsüz görüldüğünü ve mine kaybının daha az olduğunu belirtmişlerdir. Fakat 15 veya 60 saniyelik asitlemenin bond dayanıklılığı açısından anlamlı bir farklılık göstermediğini söylemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda, daimi dişlere yapıştırma işlemi öncesinde yapılacak asitle pürüzlendirme işlemine her bakımdan en uygun yaklaşımın %30-%40 aralığında konsantrasyona sahip fosforik asidin 15–30 saniye süreyle uygulanması olduğu belirtilmiştir.

2.8.4. Yapıştırıcı ile İlgili Faktörler

2.8.4.1. Yapıştırıcının Tipi

Kompozitler polimerizasyon şekline göre 3 sınıfa ayrılırlar:

- Kimyasal olarak polimerize olan,
- Işık ile polimerize olan,
- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (dual-cure).

Smith ve Shivapuja (1993) çalışmalarında 150 adet mandibular kesici diş kullanarak 10 ayrı grup oluşturmuşlardır. Işıkla polimerize olan, kimyasal polimerize olan ve hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan (dual-cure) kompozitleri karşılaştırmışlardır. Dual-cure kompozitlerin bağlanma dayanımının ışıkla polimerize olan ve kimyasal polimerize olan kompozitlere nazaran daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir.

Whitlock ve ark. (1994) yaptıkları çalışmada; kimyasal olarak polimerize olan, ışık ile polimerize olan, hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (dual-cure) kompozit polimerizasyon tiplerini karşılaştırmışlar ve yapışma dayanıklılığı testinde aralarında herhangi bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir.

Odegaard ve Segner (1990), yaptıkları çalışmada kimyasal ve ışıkla sertleşen kompozitler arasında istatistiksel olarak anlamlı herhangi bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Greenlaw ve ark. (1989), 69 premolar diş kullanarak yaptıkları çalışmanın sonucunda ışıkla polimerize olan kompozitlerin kimyasal olarak polimerize olan kompozitlere nazaran bağlanma dayanımlarının daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Taubock ve ark. (2011), ışıkla polimerize olan ve dual-cure polimerize olan kompozit çeşitlerini karşılaştırmış ve aralarında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulamamışlardır.

Wang ve Meng (1992) kimyasal sertleşen kompozitle, ışıkla sertleşen kompoziti karşılaştırmışlar ve ışıkla sertleşen kompozitlerin yapışma dayanımının daha fazla olduğunu belirtmişlerdir.

Braket tabanındaki adeziv kalınlığı, yüksek bir yapışma değeri elde etmek için 2 mm'yi geçmemelidir (MacColl ve ark., 1998).

2.8.5. Işık Cihazı İle İlgili Faktörler

2.8.5.1. Işık Cihazının Tipi ve Uygulama Süresi

Swanson ve ark. (2004) yaptıkları çalışmada üç farklı LED ışık cihazıyla (UltraLume LED 2, GC e-light, Elipar Free Light) bir halojen ışık cihazını (Ortolux XT) farklı ışınlama sürelerinde (10, 20 ve 40 sn) bağlanma dayanımı kuvvetleri açısından karşılaştırmışlardır. GC e-light ile 10 sn uygulanan örnekler en düşük bağlanma dayanımı gösterirken, UltraLume LED 2 ile 40 sn uygulanan örnekler en yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir.

Oz ve ark. (2016) iki farklı LED ışık cihazını (Elipar ve Valo Ortho), sırasıyla iki farklı ışınlama süresi (3 sn ve 10 sn) uygulayarak hem in vivo hem de in vitro ortamda bağlanma dayanımı açısından karşılaştırmışlar ve aralarında anlamlı bir fark bulamamışlardır.

Dunn ve Taloumis (2002) iki farklı halojen ışık cihazıyla (Optilux 501, ProLite) iki farklı LED ışık cihazını (LumaCure, VersaLux) 40 sn ışınlama süresi uygulayarak karşılaştırmışlar ve aralarında bağlanma dayanımı açısından anlamlı bir fark bulamamışlardır.

Sokucu ve ark. (2010) plazma ark ışık cihazıyla (Apollo 95 E) halojen ışık cihazını (Hilux) 6 sn ve 20 sn ışınlama sürelerinde termo saykıl testi uygulayarak karşılaştırmışlar ve ışık cihazları arasında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Termo saykıl testi uygulanan dişlerde termo saykıl testi uygulanmayan dişlere nazaran bağlanma dayanımı açısından azalma gözlenmiştir.

Niepraschk ve ark. (2007) halojen ışık cihazı (Triligth, 3M ESPE), LED ışık cihazı (TC-100-2, The Cure) ve plazma ark ışık cihazı (Virtuoso, Den-Mat) olmak üzere 3 farklı ışık cihazı kullanarak 10 sn ve 20 sn ışınlama sürelerini karşılaştırmışlardır. Aralarında bağlanma dayanımı açısından anlamlı bir fark bulamamışlardır. Işınlama süresi az olan plazma ark ışık cihazı ve LED ışık cihazının 10 sn ışınlama süresi olan modülünü klinik çalışma süreleri az olduğu için tavsiye etmişlerdir.

Ip ve Rock (2004) 135 premolar diş ve 3 farklı ışık cihazı kullanarak (Apollo 95E plazma ışık cihazı, DMDS, UK; Optilux 501 yüksek yoğunlukta halojen ışık cihazı, Kerr, UK; XL 3000 3M Unitek, UK konvansiyonel halojen ışık cihazı) yaptıkları çalışmada sırasıyla 2 sn, 10 sn ve 20 sn ışınlama süresi uygulamışlardır. Işık cihazları arasında bağlanma dayanımı açısından herhangi bir fark bulunamamıştır. Sonuç olarak 2 sn süreyle uygulanan plazma ark ışık cihazı kısa ışınlama süresi nedeniyle avantajlı bulunmuştur.

Lee ve Greener (1994) 2. ve 3. nesil LED ışık cihazlarını (Ortholux 3M, Valo Ultradent Products Inc.) kullanarak braketlerin dişlere yapışma dayanımını karşılaştırmışlardır. Metal ve polikristalize seramik olmak üzere iki farklı braket kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda her iki braketin de klinik olarak kabul edilebilir bağlanma dayanımı gösterdiğini ve ARI skorları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını tespit etmişlerdir.

Rego ve Romano (2007) halojen ışık cihazıyla (XL 1500, 3M ESPE) LED ışık cihazını (Ortholux, 3M Unitek) farklı sertleşme sürelerinde (40 sn, 20 sn, 10 sn, 5 sn) karşılaştırmışlardır. Halojen ışık cihazını 40 sn süreyle ve LED ışık cihazını 3 farklı ışınlama sürelerinde (40 sn, 10 sn, 5 sn) braketin üstüne uygulamışlardır. Sonuç olarak aralarında braketlerin bağlanma dayanımı açısından herhangi bir fark bulunamamıştır.

2.8.5.2. Işık Cihazının Ucu

Işık cihazı ucunun çapının artırılmasının, birbirine yakın iki braketin aynı anda yapıştırılmasına olanak sağladığı, aynı zamanda yapıştırma esnasında yapıştırıcıda polimerize olmayan kısım oluşma riskinin de azaldığı belirtilmiştir. Bununla birlikte klinikte braket kırılma olasılığını azalttığı da bildirilmiştir (Lee ve Greener, 1994).

Frost ve ark. (1997) 30 hasta üzerinde in vivo ve 50 premolar diş üzerinde in vitro olarak yaptıkları çalışmada, iki bitişik braketin eş zamanlı olarak yapışmasına olanak sağlayan elips şeklinde ve 19 mm çapındaki ışık cihazı ucuyla, 11 mm çapındaki standart ışık cihazı ucunu karşılaştırmışlar ve aralarında bağlanma dayanımı açısından herhangi bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir. 19 mm çapındaki ışık cihazı ucu total klinik çalışma süresini azalttığı için avatajlı bulunmuştur.

Bishara ve ark. (1998) aynı ışık cihazında (Optilux 500) yaptıkları çalışmada 11 mm çapındaki standart uç ile 4 mm çapındaki mini turbo ışık ucunu karşılaştırmış ve aralarında braketin bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulamamışlardır.

Evans ve ark. (2002) yaptıkları çalışmada 11 mm boyutundaki standart ışık cihazın ucu ($580-600 \text{ mW/cm}^2$) ile 7,3 mm çapında turbo ışık cihazının ucunu ($1120-1180 \text{ mW/cm}^2$) ve 7,3 mm çapındaki power slot ışık cihazının ucunu ($830-850 \text{ mW/cm}^2$) karşılaştırmışlardır. Sertleşme süresi standart uçta 40 sn, power slot ve turbo uçta 10 sn olarak belirlenmiştir. Power slot ve turbo ucu, standart uçla kıyaslandığında ışık yoğunluğu daha fazladır. Sertleşme süresi az olan power slot ve turbo uçta braketlerin yapışma dayanıklılığı açısından standart uca göre biraz fark görülmüştür.

2.9. Polimerizasyon Derecesinin Değerlendirilmesi

Kompozitin polimerizasyon derecesinin değerlendirilmesinde kullanılan bir çok yöntem vardır (Wang ve ark., 2003). İki temel prensiple ölçüm yapılmaktadır. Bunlar; mikro-sertlik ölçen testler olan Vickers, Knoop, Rockwell, Brinell, Shore (Dabanoğlu, 2003) ve artık monomer miktarını ölçen testlerden olan FTIR (Fourier Transform Infrared Spectroscopy)'dir (Dabanoğlu, 2003; Wang ve ark., 2003).

2.9.1. Mikro-Sertlik Testleri

Yüzey sertliği, polimerizasyon derecesi için belirleyici bir faktör olarak gösterilmiştir. Sertlik testleri kullanımının basitliği açısından, polimerizasyon değerlendirilmesinde en sık kullanılan testlerdendir (Park ve ark., 2002; Dabanoğlu, 2003).

Sertlik ölçme genellikle, konik veya küresel standart bir ucun malzemeye batırılmasıyla malzemede görülen direncin ölçümüdür. Uygun olarak seçilen sert uç, uygulanan yük altında malzemeye batırıldığında malzeme üzerinde bir iz bırakacaktır. Malzemenin sertliği, bu izin büyüklüğüyle ters orantılıdır (Goormaghtigh ve ark., 1999; Fleming ve ark., 2007).

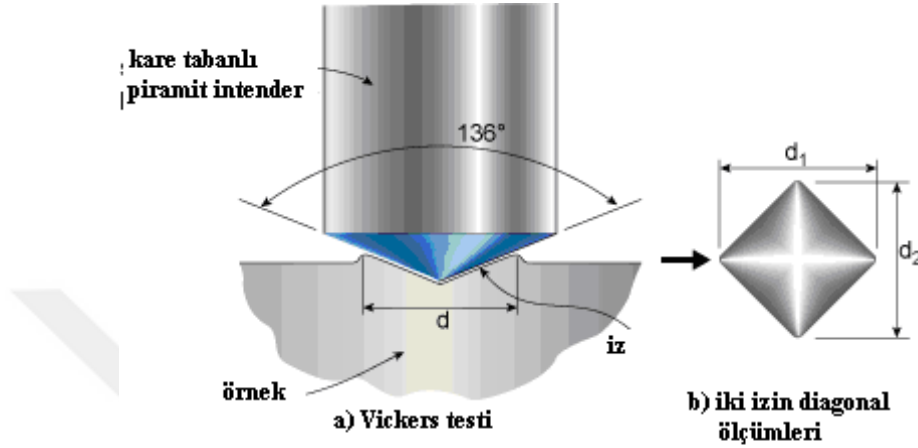
Tablo 2.3. Sertlik Ölçüm Yöntemleri

Cisimlerin sertliğini ölçüm yöntemleri	Sertlik Testinin Adı	Özelliği
Malzeme yüzeyini sert bir cisim ile çizerek yapılan sertlik deneyleri.	Mohs	
Malzemeye sert bir cismi kuvvet altında batırmak suretiyle yapılan sertlik deneyleri.	Brinell	İz büyüklüğü ölçülür
	Vickers	
	Knoop	
	Rockwell	Batma derinliği ölçülür
Barcoll		
Sert bir bilyayı malzeme üzerine düşürmek ve sıçratmak suretiyle yapılan sertlik deneyleri.	Shore	

Sertlik ölçme amacıyla Brinell, Vickers, Knoop, Rockwell ve Barcoll sertlik deneyleri kullanılır. Bu deneyler belirli bir sürede belirli bir yük altında deforme olmayan bir küre veya koninin metal içine batma derinliğinin ölçülmesiyle yapılır. Farklı malzemeler için değişik deney yöntemleri olup, bunların sonuçları farklılıklar arz eder. (Tablo 2.3.)

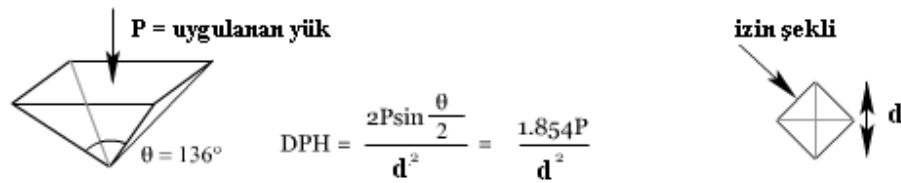
2.9.1.1 Vickers Sertlik Testi

Vickers (HV) testi 1925 yılında İngiltere’ de geliştirilmiştir. Vickers cihazında, tabanı kare olan ve karşılıklı yüzleri arasında 136°’lik açı bulunan piramit şeklinde elmas bir uç vardır (Okada ve ark., 2001) (Şekil 2.1.).



Şekil 2.1. Vickers cihazı çalışma ucu

Ucun, materyalin üstünde meydana getirdiği eğimli yüzeyin alanı hesaplanır. 10-15 saniye boyunca 1 kg’dan 100 kg’a kadar kuvvet uygulanır. Mikro-sertlik testlerinde ise uygulanan kuvvet genellikle 100 grf ile 500 grf arasında değişir. Kuvvet kaldırıldıktan sonra materyalin yüzeyinde ucun meydana getirdiği çentiğin iki köşegeninin uzunluğu mikroskop yardımı ile ölçülür ve ortalaması alınır (Okada ve ark., 2001; Poskus ve ark., 2004) (Şekil 2.2.).



P= uygulana yük (kp)
d=ortalama köşegen uzunluğu (mm)
DPH : Diamond pyramid hardness (HV)

Şekil 2.2. Vickers Hesaplama Yöntemi

Kompozit materyaller için bu kuvvet 50-500 grf arasında değişmektedir. Kompozit materyaller için VHN değerleri, materyallerin özelliklerine ve polimerizasyon şartlarına bağlı olarak genelde 30 ile 110 VHN arasında değişmektedir (Perez ve ark., 2010).

Vickers sertliği ölçme yöntemi diğer yöntemlere göre daha uzun zaman almakla beraber en duyarlı sertlik ölçüm yöntemidir. Malzeme sertliğini temsil edecek ortalama bir d değeri için çok sayıda izin ölçülmesi gerekir. Yük darbesiz olarak uygulanmalıdır. Numune yüzeyi parlak ve düzgün olmalıdır. Elmas uç darbeden ve çarpmadan korunmalıdır. Numune üzerinde kalan izin merkezinin parça kenarına veya bir diğer izin kenarına olan uzaklığı en az 3d kadar olmalıdır. Piramid uç P yükü ile deney parçasına düşey olarak batırılmalı, iz köşegenleri 0,002 mm hassaslıkla ölçülmelidir.

Diş hekimliğinde en çok kullanılan sertlik yöntemleri Vickers ve Knoop Testleridir. Aşağıdaki tabloda testlerin birbiri ile kıyaslanması gösterilmiştir (Hansel ve ark., 1998) (Tablo 2.4.).

Tablo 2.4. Vickers ve Knoop Testlerinin avantaj ve dezavantajları

Vickers'ın Avantajları	Knoop Avantajları	Knoop sertlik testinin Vickers'a Kıyasla Dezavantajları
<ul style="list-style-type: none"> * Çok yüksek oranda doğruluk payı * Tüm materyaller için tek bir uç kullanılması * Tüm yumuşak ve sert yüzeylere tam adapte olabilmesi ve hassas ölçüm * Elmas uç zamanla deforme olmaz, uzun süre kullanılabilir 	<ul style="list-style-type: none"> * Dar ve uzun alanlarda daha başarılı olması * Kırılgan ve çok ince materyaller için daha iyi olması 	<ul style="list-style-type: none"> * Yüzey şartlarına daha duyarlı olması * Hesaplama Vickers kadar hassas olmaması * Küçük yuvarlak yüzeylerde Vickers kadar hassas olmaması

2.9.2. FTIR (Fourier Transform Infrared Spectroscopy)

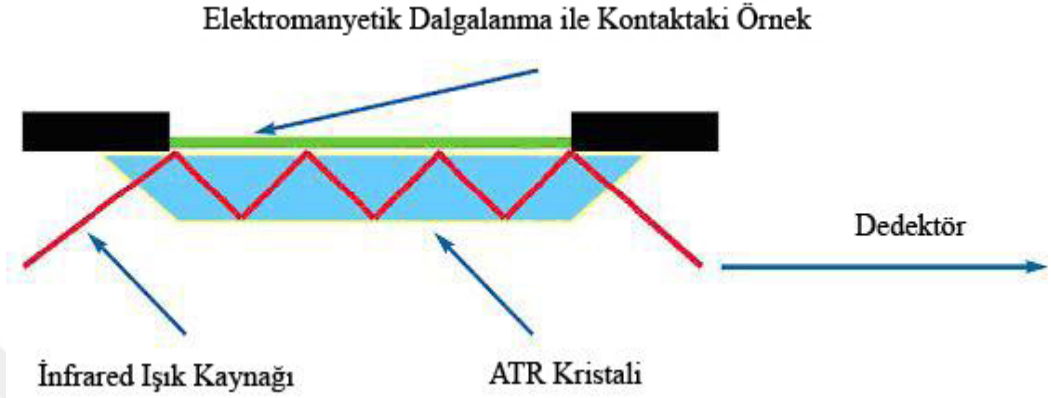
Organik materyallerin polimerizasyon derecesini belirlemek için kullanılan tekniktir. Materyallerin farklı dalga boylarındaki kızıl ötesi ışınları absorpsiyon derecesini ölçerek yapılır. Katı, sıvı ve gaz formundaki materyaller için kullanılabilir (Ferracane ve Greener, 1984).

Kimyasal bir yapıda moleküller sürekli hareket halindedir. Bu hareket bağlar arasında gerilme ve bükülme titreşimi meydana getirir. Moleküle gönderilen infrared ışın frekansı, bu titreşim frekansı ile aynı değerde olduğu zaman uygulanan enerji kimyasal bağlar tarafından absorbe edilir (Schmitt, 1998). Absorbe edilen infrared enerji, bağların titreşimini biraz daha arttırmasına rağmen, frekansını değiştirmez. Titreşimdeki bu artış, cihazın sensörü tarafından okunarak o frekans değerinde absorpsiyon gerçekleştiren kimyasal bağ miktarı hakkında bilgi verir. Her kimyasal bağın gerilme değerleri farklı frekanslarda meydana gelmektedir. Oluşan bu titreşimler numunenin kimyasal kompozisyonu hakkında kesin bir bilgi verir (Ghauch ve ark., 2006). Alifatik çift karbon bağları 1638 cm^{-1} dalga boyunda, aromatik çift karbon bağları ise 1605 cm^{-1} dalga boyunda titreşimler oluşturmaktadırlar (Ferracane ve Greener, 1984; Sideridou ve ark., 2002; Neves ve ark., 2005).

Çoklu bileşiklerin simultane olarak yıkıcı olmayan analizi, birçok kompleks matriksin analiz edilebilmesi, hemen ve etkili sonuç alınabilmesi, matriksin küçük bir örneğinden analiz yapılabilmesi, mobil bir laboratuvar ya da örnek gönderme işlemi gerektirmemesi FTIR analizinin avantajları arasında yer almaktadır.

Attenuated Total Reflectance (ATR) aksesuarlarının kullanılmaya başlanması ile FTIR analizlerinde örnek hazırlanmasındaki ve opak ışığı geçirmeyen örneklerin incelenmesindeki zorluklara çözüm bulunmuştur (Schmitt, 1998). ATR spektrometresinin temeli total iç yansıma prensibine dayanır (Ekgasit ve Thongnopkun, 2005; Ghauch ve ark., 2006). ATR-IR'de IR ışık özel bir kristalden geçer ve kristal içinde bir yansıma neden olur. Yansıma sonucunda kristalin sadece mikronlar düzeyinde üzerinde elektromanyetik bir dalga sistemi oluşur (Şekil 2.3). ATR kristali ile sıkı sıkıya kontakta olan örnek bu ışın dalgası üzerinde absorpsiyonlar meydana getirir, absorbe edilen enerji miktarı dedektör tarafından

belirlenir, bu da o materyal için spesifik absorpsiyon spektrumunu ortaya çıkarır (Ekgasit ve Thongnopkun, 2005; Ghauch ve ark., 2006). Çok hızlı ve aynı zamanda çok az miktarda örnek kullanımı gibi avantajlara sahiptir (Goormaghtigh ve ark., 1999).



Şekil 2.3. ATR-FTIR sisteminin çalışma mekanizması

Kompozit materyellerden alınan FTIR analizlerinde özellikle iki absorpsiyon bandı kullanılır: 1638 cm^{-1} dalga boyundaki metakrilat gruplarına ait çift karbon grupları ve 1605 cm^{-1} dalga boyundaki aromatik gruplara ait olan iki band kullanılır. Polimerize edilmemiş örneklerden alınan analizden sonra polimerizasyona maruz bırakılan aynı örneklerdeki bu bantlardaki absorpsiyon değerleri kaydedilip formülize edilerek kompozitin FTIR uygulanan bölgesi için monomer dönüşüm derecesi belirlenir (Nomoto ve ark., 1994; Obici ve ark., 2005).

$$\text{RDB (Residual Double Bond)} = (\text{AxB}) / (\text{CxD})$$

Monomer dönüşüm derecesi = $100 \times (1 - \text{RDB})$ formülü ile hesaplanır.

Bu formülde;

- A: Polimerize olmuş örneklerde C=C gruplarının 1638 cm^{-1} 'deki absorpsiyon değerlerini,
- B: Polimerize olmuş örneklerde aromatik grupların 1605 cm^{-1} 'deki absorpsiyon değerlerini,
- C: C=C polimerize olmamış örneklerin 1638 cm^{-1} 'deki absorpsiyon değerlerini,
- D: Polimerize olmamış örneklerdeki aromatik grupların 1605 cm^{-1} 'deki absorpsiyon değerlerini belirtir (Nomoto ve ark., 1994).

2.9.3. Bağlanma Dayanım Testleri

Dentin bonding sistemlerinin geliştirilmesindeki en önemli neden, diş sert dokuları ile restoratif materyal arasında kabul edilebilir düzeyde bağlanma dayanımlarını elde edebilmektir. Bu nedenle materyallerin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde bağlanma dayanımının ölçümü önemli yer tutmaktadır (Pashley ve ark., 1995).

Klinik çalışmalar çok daha maliyetli ve zaman alıcıdır. Özellikle deneysel adezivlerin gelişim süreci içinde etkinliğinin in vitro olarak incelenmesi daha doğru bir yaklaşımdır. (Van Meerbeek ve ark., 1998; Van Meerbeek ve ark., 2003). Ayrıca dentin bonding sistemlerin mekanik özelliklerinin bilinmesi bu sistemlerin kullanım şekillerinin doğru belirlenmesine ve uzun dönem performansları hakkında bilgi edinilmesine olanak sağlamaktadır. Bu amaçla diş hekimliği literatüründe başta makaslama (shear), gerilim (tensile), mikromakaslama (microshear) ve mikrogerilim (microtensile) bağlanma dayanımı testleri olmak üzere birçok in vitro metod kullanılmaktadır (Pashley ve ark., 1995; Versluis ve ark., 1997).

2.9.3.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi

Diş ile restoratif materyalin bağlantı ara yüzeyine paralel yönde ve sabit artışla kuvvet uygulanması esasına dayalı bir in vitro deney testidir. Bağlanma dayanımının test edilmesinde en sık kullanılan yöntemdir. Bu testin sık kullanılmasının nedeni örnek hazırlanmasının daha kolay olması ve klinik ortamdaki yük dağılımını iyi bir şekilde stimüle etmesidir (Versluis ve ark., 1997).

Bağlanma gücü, birim alandaki adeziv/aderent arayüzünü birbirinden ayırarak kırık oluşturmak için gereken kuvvettir. Bağlanma dayanımı, dentin bondingin uygulandığı alanla doğru orantılıdır ve bu nedenle alanın ölçülerini bilmek gereklidir. Makaslama testinde kopma olana kadar ağırlık yüklemesi yapılır. Elde edilen en yüksek değer kırığı başlatan kuvvettir, arayüz bağlantı kuvveti değildir.

$$\Theta = P / A$$

Bu denklemdeki Θ arayüz bağlantısının makaslama kuvvetine dayanıklılığını belirtir ve MPa (Mega Pascal) cinsindedir. P, uygulanabilen en yüksek kuvveti simgeler ve N (Newton) cinsindedir; A ise arayüz alanı olup mm² cinsindedir.

$$\text{MPa} = \text{N} / \text{mm}^2$$

2.9.3.2. Gerilim Bağlanma Dayanım Testi

Restoratif materyal ile diş ara yüzeyinin tam merkezine dik ve sabit hızla kuvvet uygulayan bir metottur. Gerilim bağlanma dayanım testlerinde standart hata yüzdesi ortalama %57 civarındadır (Cardoso ve ark., 1998). Bu test metodunda bağlantı yüzey alanının ortalama 7,065 mm² civarında hazırlanması gerekmektedir. Ancak homojen olmayan bir yapı olan dentinin tüm test yüzeyinde aynı özellikleri göstermesi mümkün olmadığından sağlıklı test sonucu alınamamaktadır (Shimada ve ark., 2002).

2.9.3.3. Mikrogerilim Bağlanma Dayanım Testi

Bir cisme düz doğrultuda ve tam tersi yönde aksiyel kuvvetler uygulandığında cismin bu kuvvete karşı gösterdiği direnç “gerilim kuvveti” olarak tanımlanmaktadır. Mikrogerilim bağlanma dayanım testinde 0,25-1 mm² büyüklüğündeki örneklerdeki stresler ölçülebilmektedir (Shimada ve ark., 2002). Mikrogerilim bağlanma dayanım testinde, makaslama ve gerilim testlerine göre daha yüksek bağlanma dayanım değerleri elde edildiğinden daha güvenilir sonuçlara ulaşıldığı düşünülmektedir (Shimada ve ark., 2002).

2.9.3.4. Mikromakaslama Bağlanma Dayanım Testi

Örnekler, dişlerin uzun akslarına dik ve 1 mm kalınlığında dilimler olacak şekilde hazırlanır. Elde edilen bu dilimler tekrar kesilerek 1 mm²'lik çubuklar elde edilir. Daha sonra bu çubuklar mikromakaslama test aletine mekanik olarak sıkıştırılarak tutturulur. Çubuklar, kırma ucu bu çubukların kompozit ve mine birleşim yerine denk gelecek şekilde, mikromakaslama test düzeneğine yerleştirilir ve 1mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulanır. Newton olarak kaydedilen değerler örneklerin

yüzey alanına bölünmesi ile Mega Paskal (MPa) olarak hesaplanır (Shimada ve ark., 2002).

2.10. İn Vitro Yapay Yaşlandırma Metodları

Ağız içi ortamın kompleks yapıda oluşu, restorasyonların davranışlarının belirlenmesinde kullanılacak en iyi test ortamının yine ağız ortamının kendisi olduğu gerçeğini karşımıza çıkarmaktadır (Turssi ve ark., 2002). Ancak suda bekletme, termal ve mekanik yükleme, pH siklusu ve gıda simulasyonu yapan solusyonlar gibi uygulanabilecek olan in-vitro test metodları, braket, rezin ve diş dokuları arasındaki bağların yıkımı konusunda bizlere çok önemli bilgiler vermektedir (Turssi ve ark., 2002).

2.10.1. Suda Bekletme

Suda bekletme rezin materyallerin davranışlarının tespitinde kullanılan en genel yapay yaşlandırma metodudur (Hashimoto ve ark., 2003). Suda bekletme sonucunda arayüzde oluşacak olan yıkım iki şekilde açıklanmıştır. Birincisi hibrit tabakasının organik kısmının yapısının bozulmasıdır. Bu bozulma hidrolitik ataklar sonucu bağlanan veya bağlanmayan dentindeki kollojen fibrillerin kaybolması ile açıklanmaktadır. İkincisi ise hibrit tabakadan yok olan rezin materyalin oluşturduğu, rezin kısımdaki yıkımdır. Bunun neticesinde oral sıvıların, enzimlerin ve bakterilerin zaman içerisinde bağlantı ara yüzüne penetrasyonuna imkan veren mikro boşluklar oluşur. Hidroliz sonucunda rezin ve kollojende oluşan tüm bu morfolojik değişimler, bağlantı dirençlerinin düşmesine sebep olan yıkım sürecinden sorumludurlar (Hashimoto ve ark., 2003).

2.10.2 NaOCl Solüsyonunda Bekletme

Bağlantı ara yüzeyinin sıvı sodyum hipoklorit solüsyonuna maruz bırakılması olarak tarif edilmiştir. Bu metod da %10'luk NaOCl solüsyonu deproteinize edici ajan olarak kullanılmakta olup in-vivo yıkımın simüle edilmesinde hızlı bir teknik olarak değerlendirilmektedir (De Munck ve ark., 2007).

2.10.3 Konak Menşeyli Enzimler Yardımıyla Kollojen Yıkımı

Kollojen fibrillerin yıkımı sadece suda bekleterek olmamaktadır. Konak menşeyli matriks metalloproteinazları ağırlıklı olarak çinko ve kalsiyumdan oluşan endopeptidazlardır. MMPs sonucunda oluşan endojenik enzimatik aktiviteler de asit ile demineralize olmuş olan kollojen matriksinin ve dentin organik matriksinin yıkımından sorumludur (Pashley ve ark., 2004).

2.10.4. pH Siklusu

Bu metotta örnekler pH'ı 4,3 olan 37°C sıcaklığında bir asidik solüsyon içerisinde 6 saat bırakılmaktadır. Sonrasında 37°C sıcaklığında yapay tükürük içerisinde 17 saat bırakılıp, bir hafta sonunda örnekler idame solüsyonu olan yapay tükürükte saklanmaktadır. Bu teknik Serra ve Cury (1992) tarafından dinamik pH siklusu olarak modifiye edilmiştir.

2.10.5. Mekanik Yükleme

Dişler çiğneme, yutkunma ve bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar sırasında devamlı olarak oklüzal yüklere maruz kalırlar. Gıdaların çiğnenmesi esnasında karşılıklı dişler arasında oluşan bu vertikal oklüzal yükler, dişlerin oklüzal yüzeylerine iletilerek oluşan streslerin tüm oklüzal yüzeylere yayılmasına sebep olur (Price ve ark., 2004). Oluşan tüm bu oklüzal yükler adeziv ara yüzündeki bağları mekanik yıkıma uğratarak restorasyonların uzun dönem başarısını etkilemektedir (Toledano ve ark., 2006).

Yük uygulaması esnasında bağlantı ara yüzünün ortasında sıkışma dirençleri oluşurken bağlantı ara yüzünün her iki ucunda da gerilme dirençleri meydana gelmektedir. Bu durum in-vivo koşullarda çiğneme esnasında oklüzal ya da proksimal restorasyonlarda oluşan yüklenmeyi taklit etmektedir (Li ve ark., 2002).

Mekanik yükleme testlerinde uygulanan yük sayısı 1000'den 1.200.000'e kadar değişiklik göstermektedir (Li ve ark., 2002; Toledano ve ark., 2006). Uygulanan yükün miktarı ise ortalama 50 N ile 90 N arasında değişmekle beraber 150 N'a kadar

çıkabilmektedir (Li ve ark., 2002; Bedran-de-Castro ve ark., 2004; Toledano ve ark., 2006). Mekanik yüklerin frekansı ise 0,5 Hz civarındadır (Bates ve ark., 1975).

Farklı materyallerin kullanımı, uygulanan yükün yönü, yük miktarı ve yük sayısı, kavitenin tipi ve büyüklüğü, smear tabakasının karakteri ve operatörlerin yetenekleri gibi faktörler de göz önünde bulundurulmalıdır (Li ve ark., 2002; Nikaido ve ark., 2002; Bedran-de-Castro ve ark., 2004).

2.10.6. Termal Siklus

Marjinal veya termal sızıntının, diş dokuları ve rezin materyallerin termal ekspansiyon dereceleri arasındaki farklardan kaynaklandığı bildirilmiştir (Ostby ve ark., 2008). Kompozitlerin termal genleşme katsayısı (25-60 ppm $^{\circ}\text{C}^{-1}$) mine (11.4 ppm $^{\circ}\text{C}^{-1}$) ve dentinden (8 ppm $^{\circ}\text{C}^{-1}$) oldukça fazladır (Nikaido ve ark., 2002).

Laboratuvar ortamında bağlanma dayanımları test edilecek numuneler, 5 +/- 2 $^{\circ}\text{C}$ ile 55 +/- 2 $^{\circ}\text{C}$ ısılarıdaki banyolarda batırma süresi en az 20 sn, aktarım süresi 5 ile 10 sn arasında ve en az 500 siklus (tur)(cycle) olacak şekilde termal siklus işlemine maruz bırakılmalıdır (Gale ve Darvell, 1999).

Gale ve Darvell (1999) yaptıkları bir çalışma neticesinde, 10.000 siklus (cycle)'ün yaklaşık 1 yıllık in vivo koşulları sağladığını rapor etmişlerdir. Yapılmış olan bu çalışma göz önüne alındığında, daha önceden belirttiğimiz ISO standartlarının önerdiği en az 500 siklusluk laboratuvar deney protokolünün dental materyallerin uzun dönem performanslarının değerlendirilmesinde yetersiz kalabileceği düşünülebilir.

3. MATERYAL VE METOD

Bu tez çalışması için T.C. Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 20.12.2016 tarih ve 2016-63 sayılı etik kurul onayı alınmıştır.

3.1. Dişlerin Seçimi

Çalışmada toplam 135 adet çekilmiş küçük azı dişi kullanıldı. 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 oluşmaması,
5. Diş yüzeyinin herhangi bir kimyasal ajanla işlem görmemiş olması.

3.2. Örnek Büyüklüğünün Belirlenmesi

Örnek büyüklüğünü belirlemek amacı ile Silta ve ark. (2005) tarafından yapılmış olan çalışma dikkate alınmıştır. Makaslama kuvveti parametresi için etki büyüklüğü 0,9572, α (alfa)=0,05 ve testin gücü % 95 için yapılan güç analizi ve örnek büyüklüğü testine göre (Power and Sample Size) her bir grup için örnek büyüklüğü 10 olarak belirlenmiştir. Örnek büyüklüğünü hesaplamak için G*Power 3.1.9.2 istatistik programı ve t-tests Means: Difference between two independent means (two groups) modülü kullanılmıştır. Dolayısı ile 9 grup olarak belirlenen çalışmada toplam minimum 90 (10×9) numuneye ihtiyaç duyulmaktadır. Çalışmada, doğabilecek olası sorunlar için toplam 135 (15×9) numune üzerinde ölçüm yapılması planlanmıştır.

3.3. Çalışmada Kullanılan Dişlerin Saklanma Koşulları

Diş minesinin bozulmaması ve saklanılan solüsyonda bakteri ürememesi için dişler çekildikten sonra %0,1'lik timol solüsyonu içerisinde cam şişelerde oda sıcaklığında bekletildi. Solüsyonlar ayda bir yenilendi.

3.4. Çalışmada Kullanılacak Materyaller ve Cihazlar

3.4.1 Ortodontik Braket Yapıştırıcı Seti: Transbond XT, Asit, Primer

%37'lik jel şeklindeki fosforik asit (Liquid etchant, Reliance Ortho Products Inc, Itasca, USA),

Transbond XT Light cure Adhesive Primer (3M Unitek, Monrovia-California-USA),

Transbond XT Kompozit (3M Unitek, Monrovia-California-USA) kullanıldı. (Şekil 3.1.)



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan yapıştırıcı materyaller

3.4.2 Işıklı Cihaz: Valo (Ultradent INC. Products, Utah, USA)

Valo Ortho Kablosuz Işık Cihazı, ışıkla sertleşen dental materyallerin polimerizasyonunu sağlayan yüksek şiddette ışık üretmek için çok dalga boylu (395-480 nm) ışık yayan diyot kullanır. Bu şiddetteki ışık, porselenin içine geçebilir ve kaliteli halojen ışığına benzer biçimde altta bulunan rezin sementi sertleştirebilir (Şekil 3.2.).



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan poliwave LED ışıklı cihaz

Şarj edilebilir lityum demir fosfat pillerle çalışan cihazın Standart Güç (Valo SG), Yüksek Güç (Valo EG) ve Ekstra Güç modu olmak üzere üç ayrı polimerizasyon modu bulunmaktadır.

Standart güç modu: 1000 mW/cm² yoğunlukta ışık vermektedir ve her bir braket için polimerizasyon süresi 10 sn olarak belirtilmiştir.

Yüksek güç modu: 1400 mW/cm² yoğunlukta ışık vermektedir ve her bir braket için polimerizasyon süresi 8 sn olarak belirtilmiştir.

Ekstra güç modu: 3200 mW/cm² yoğunlukta ışık vermektedir ve her bir braket için polimerizasyon süresi 3 sn olarak belirtilmiştir.

Çalışmamızda test örneklerinin polimerizasyonunda standart güç modu 10 sn, yüksek güçte 8 sn ve ekstra güç modu 3 sn kullanmıştır (Şekil 3.3).

VALO SUGGESTED CURING TIMES			
POWER (mW/cm ²)	1000	1400	3200
POWER BUTTON	1000	1400	3200
TIMING INTERVAL LIGHTS	5 sec. 10 sec. 15 sec. 20 sec.	1 sec. 2 sec. 3 sec. 4 sec.	3 sec.
MODE/STATUS LIGHT	1000	1400	3200
TIME/MODE CHANGE BUTTON	1000	1400	3200
PER LAYER	1 X 10 SECONDS	2 X 4 SECONDS	1 X 3 SECONDS

Şekil 3.3. Valo LED ışıklı cihazın firma talimatları

3.4.3. Yaşlandırma Yöntemi (Termo saykıl)

Cihaz ardışık sıcak ve soğuk uygulamaları yapmak üzere tasarlanmıştır. Sistemde dişlerin içine konulacağı 1 adet en az 10 cm çapında, en az 10 cm yüksekliğinde silindir sepet mevcuttur. Banyo tankları en az 12 litredir. Cihazın sıcaklık sensörleri CE sertifikasına sahiptir ve cihaz EN ISO 12100, EN 953+A1, EN ISO 13849-1, EN 60204-1 standartlarına uygun CE belgelidir (Şekil 3.4.).



Şekil 3.4. Esetron Termo saykıl cihazı

Braketler yapıştırıldıktan sonra örnekler 24 saat süre ile oda sıcaklığında distile suda bekletildi. Sonrasında termal döngü uygulaması, Esetron Termo saykıl Cihazı ile yapıldı. Bu cihazda 2 adet su tankı bulunmaktadır. Termal döngü cihazında örnekleri bu sulara sıra ile batırarak şekilde bir düzenek mevcuttur. Hazırlanan örnekler 5°C ile 55°C sıcaklıktaki su banyolarına, sırayla 500 ve 10.000 kere batırıldı. Her örneğin her bir banyoda bekleme süresi 20 saniye olup banyolar arasındaki transfer süresi 10 saniye olacak şekilde ayarlandı.

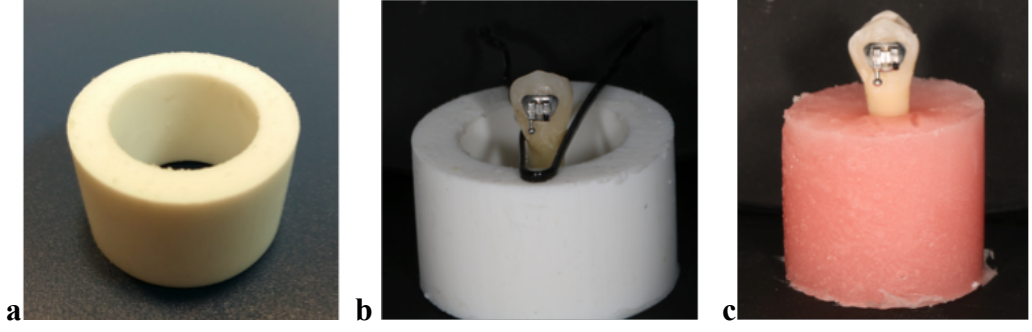
Bizim çalışmamızda 3 ayrı zaman diliminde testler uygulanmıştır.

1. Yaşlandırma yapılmadan immediate yapılan testler,
2. 500 Termo saykıl uygulanarak yaşlandırma yapılan örnekler (ISO standart),
3. 10.000 Termo saykıl uygulanarak yaşlandırma yapılan örnekler (1 yıl yaşlandırmaya denk gelen zaman dilimi).

3.5. Ortodontik Yapıştırıcının Bağlanma Dayanımları İçin Örneklerin Hazırlanması

3.5.1 Akrilik Blokların Hazırlanması ve Dişlerin Akrilik Bloklara Gömülmesi

Dişler, braketler yapıştırıldıktan sonra, test cihazına taşınabilmeleri için standart boyutta silindirik kalıplar kullanılarak bukkal yüzeyleri açıkta kalacak şekilde oda ısısında polimerize olan akrilik kalıplara gömüldü. Diş örnekleri hazırlanırken, 2 cm uzunluğunda, 1,5 cm genişliğinde plastik borular kullanıldı (Şekil 3.5-a). Kalıpların içerisine, akriliğin kolay çıkması için vazelin sürüldü. Gömülecek dişler solüsyonun içerisinden çıkarıldıktan sonra su ile yıkanıp kurutuldu. Akrilik sıvısı ve tozu karıştırılıp, kalıp içerisine döküldükten sonra, akril henüz tam olarak sertleşmeden dişlerin braketin konumlandırılacağı bukkal yüzeyleri silikon bloğun uzun aksına paralel olacak şekilde gömüldü ve akrilik sertleşirken dişlerin aksının bozulmaması için saç tokası yardımıyla sabitlendi (Şekil 3.5-b). Polimerizasyon işleminden sonra, dişler akrilik bloklarla birlikte kalıptan çıkartıldı (Şekil 3.5-c). Dişlerin kuronlarına akrilik temas etmemiştir. Akrilik bloklara gömülü olan dişler mine yüzeylerinin kurumaması için distile su içerisinde bekletildi.



Şekil 3.5. a,b,c. PVC bloklar, dişlerin sabitlenmesi, akrilik dökülmüş örnekler

Dişlerin bukkal yüzeyleri florid içermeyen polisaj patı (Şekil 3.6) ve lastik ile düşük devirde mikromotor kullanarak 10 sn süre ile temizlendi sonrasında hava-su spreyi ile 10 sn yıkandı ve 10 sn kurutuldu.



Şekil 3.6. Polisaj Patı

3.5.2. Çalışmada Kullanılan Braketler

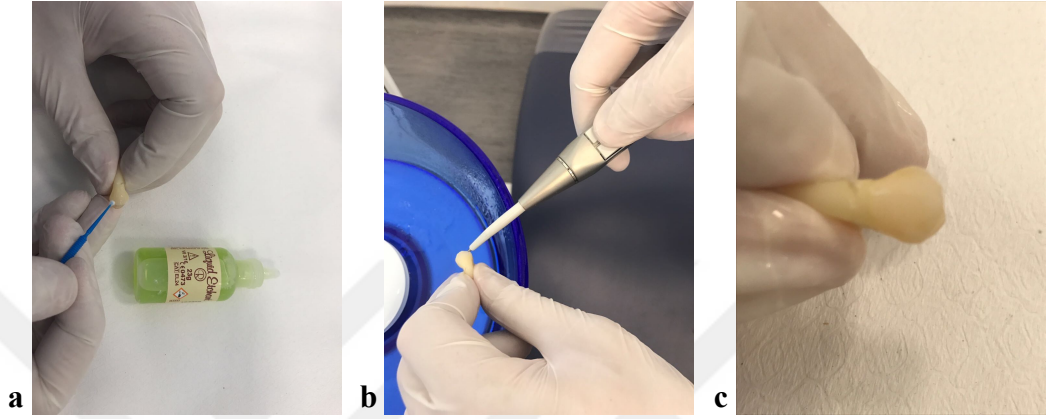
135 adet, Orto Sistem firmasına ait, paslanmaz çelik, .020'' oluklu, yüzey alanı 10,2645 mm² olan, aynı tip Roth Sistem Mini Master (Orto Sistem, American Orthodontics, USA) üst küçük azı braketleri kullanıldı (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Çalışmada Kullanılan Braketler

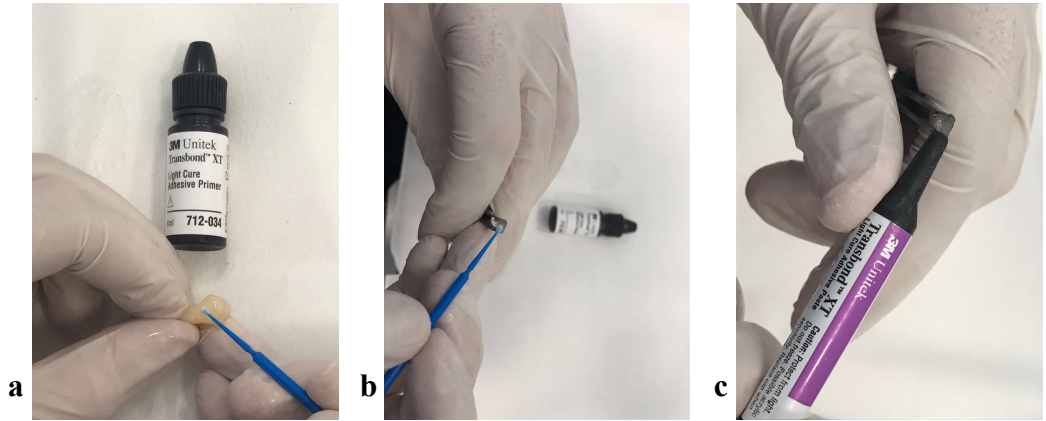
3.5.3. Braketlerin Yapıştırılması

Mine yüzeyi %37'lik jel şeklindeki fosforik asitle (Liquid etchant, Reliance Ortho Products Inc, Itasca, USA) 20 sn süre ile pürüzlendirildi. Pürüzlendirme sonrası dişler hava-su spreyi ile 10 sn yıkandı, sonrasında 10 sn hava ile kurutuldu (Şekil 3.8 a,b,c) .



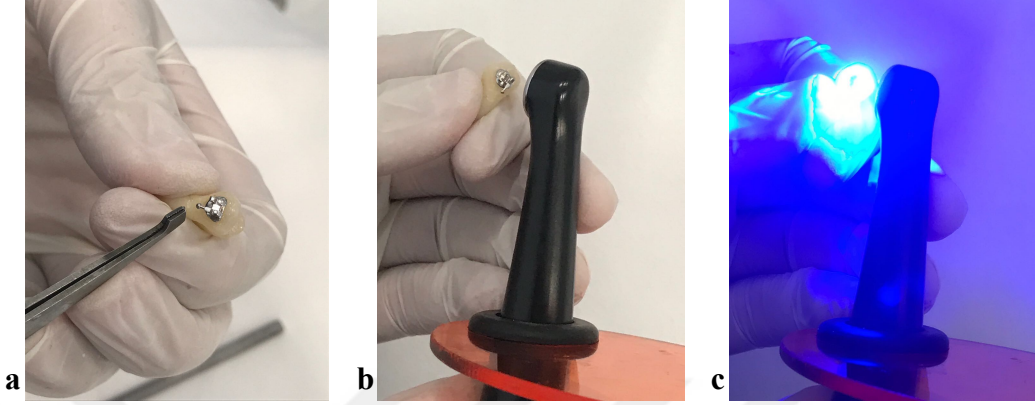
Şekil 3.8. a,b,c. Mine yüzeyinin asitlenmesi, yıkanması-kurutulması, asitlenmiş mine yüzeyi görüntüsü

Transbond XT Light cure Adhesive Primer (3M Unitek, Monrovia-California-USA), bir fırça yardımıyla dişin bukkal yüzeyine ince bir tabaka halinde uygulandı. Primerin yüzeyi hava ile inceltildi. Yapıştırıcı olarak Transbond XT (3M Unitek, Monrovia-California-USA) kompozit kullanıldı (Şekil 3.9 a,b,c).



Şekil 3.9. a,b,c. Primer Uygulanması, braket yapıştırıcının brakete uygulanması

Kompozit braket tabanına uygulandı. Braket mine yüzeyine kretuar ile sıkıca oturtularak, taşan fazla kompozit sond yardımıyla temizlendi. Braket dişin uzun eksenine paralel olacak şekilde yerleştirildi (Şekil 3.10 a,b,c).



Şekil 3.10. a,b,c. Braketin diş yüzeyine yapıştırılması ve polimerize edilmesi

Yapıştırıcı sertleştirilmeden önce her bir ışık cihazının başlangıç ışık yoğunluğu ölçüldü. Her bir braket için yeni başlık ve streç film kullanıldı. 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,

- Standart güçte (1000 mW/cm²) LED ışık cihazı ile 10 sn (5 sn mezial, 5 sn distal),
- Güçlendirilmiş (1400 mW/cm²) LED ışık cihazı ile 8 sn (4 sn mezial, 4 sn distal),
- Ekstra güçlendirilmiş (3200 mW/cm²) LED ışık cihazı ile 3 sn süre ile polimerize edildi.

3.5.4. Çalışma Gruplarının Sınıflaması

1: Standart LED ışık cihazıyla polimerize edilen örnekler (n=45)

1_a: Termo saykıl uygulanmayan örnekler (n=15)

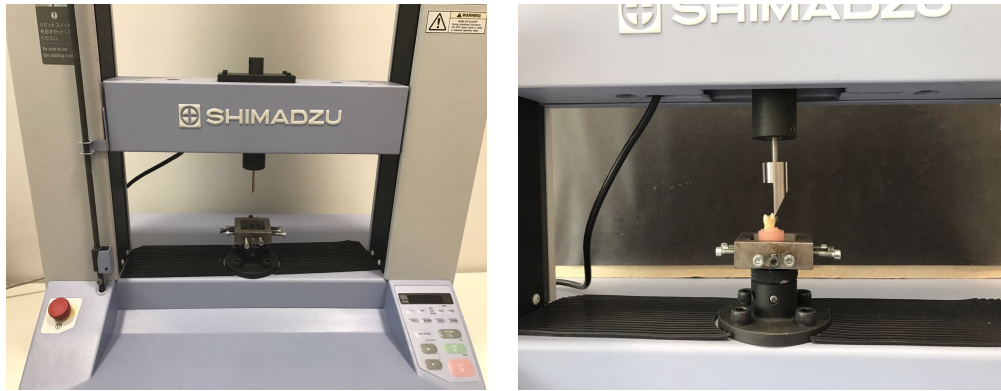
1_b: 500 Termo saykıl uygulanan örnekler (n=15)

1_c: 10.000 Termo saykıl uygulanan örnekler (n=15)

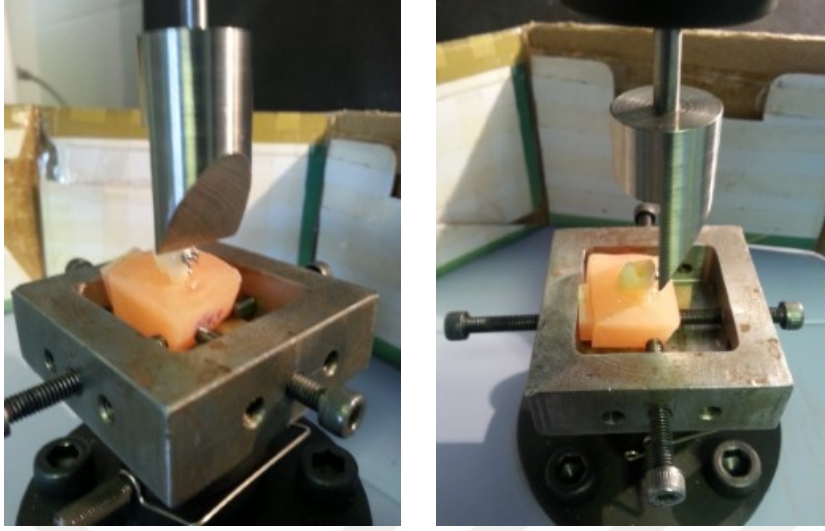
- 2: Yüksek güçte LED ışık cihazıyla polimerize edilen örnekler (n=45)
- 2_a: Termo saykıl uygulanmayan örnekler (n=15)
- 2_b: 500 Termo saykıl uygulanan örnekler (n=15)
- 2_c: 10.000 Termo saykıl uygulanan örnekler (n=15)
- 3: Ekstra yüksek güçte LED ışık cihazıyla polimerize edilen örnekler (n=45)
- 3_a: Termo saykıl uygulanmayan örnekler (n=15)
- 3_b: 500 Termo saykıl uygulanan örnekler (n=15)
- 3_c: 10.000 Termo saykıl uygulanan örnekler (n=15)

3.6. Shear Bond Strength Ölçüm için Cihaz:

Tüm örnekler 24 saat 37°C'de distile su içerisinde bekletildi. Hazırlanan numuneler braket ile diş arasındaki bağlantı noktasına kesici metal ucun dik olarak geleceği şekilde hazırlanıp cihaza sabitlendi. Makaslama testleri 'Shimadzu AGS-X Universal test cihazında (Shimadzu Corporation KYOTO, JAPAN)' Trapezium X (Shimadzu Corporation KYOTO, JAPAN) programı kullanılarak 0.5 mm/dk yaklaşma hızı ile uygulandı. Test sonuçları bilgisayar ekranında gerilim ve yüzde uzama grafiği olarak izlendi. Kopma gerçekleştiğinde test otomatik olarak bilgisayar tarafından durdurulup sonuçlar MPa cinsinden program tarafından hesaplandı. Test cihazında elde edilen veriler bilgisayara kayıt edildi (Şekil 3.11-3.12).



Şekil 3.11. Shimadzu AGS-X Universal test cihazı



Şekil 3.12. Örneklerin test edilişi

3.7. Stereo Mikroskop ile Kopma Tiplerinin Analizi

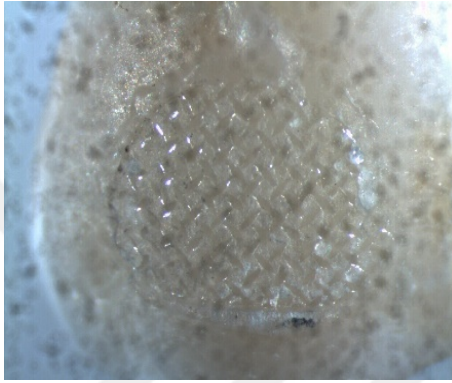
Braketler koptuktan sonra, dişlerin bukkal yüzeylerinin incelenebilmesi için Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi AR-GE laboratuvarında bulunan stereo mikroskopta (Leica M27.5, Heerbrugg, Switzerland) $\times 25$ büyütmede görüntüler alındı (Şekil 3.13). Stereomikroskopa bağlı kamera ile dişlerin bukkal yüzeyinin fotoğrafları çekildi ve kaydedildi.



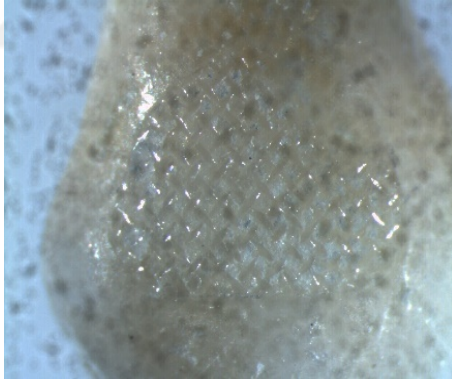
Şekil 3.13. Leica M27.5 Stereo mikroskop

Dişlerin üzerinde kalan artık adeziv, Modifiye ARI skoru kullanılarak sınıflama yapıldı (Şekil 3.14.). Buna göre:

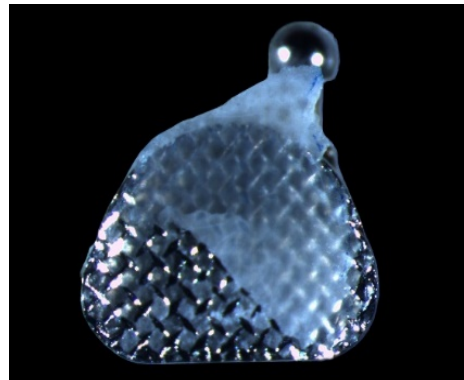
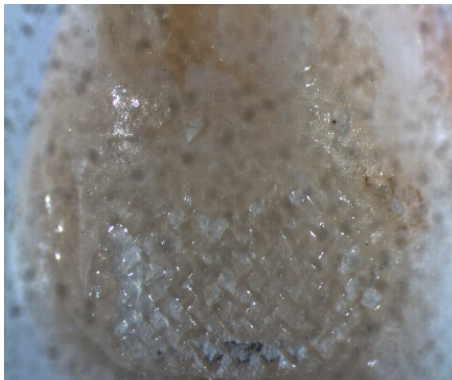
1. Diş üzerinde tümüyle kompozit mevcut,
2. Diş yüzeyinde kalan kompozit miktarı %90 ve daha fazla,
3. Diş yüzeyinde kalan kompozit miktarı %10-90 arasında,
4. Diş üzerinde %10' dan daha az kompozit kalıntısı var,
5. Kompozit hiç yok.



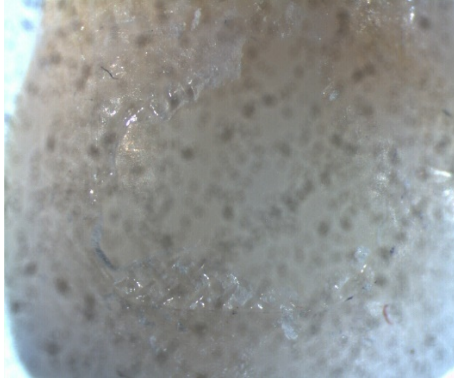
ARI 1



ARI 2



ARI 3



ARI 4



ARI 5

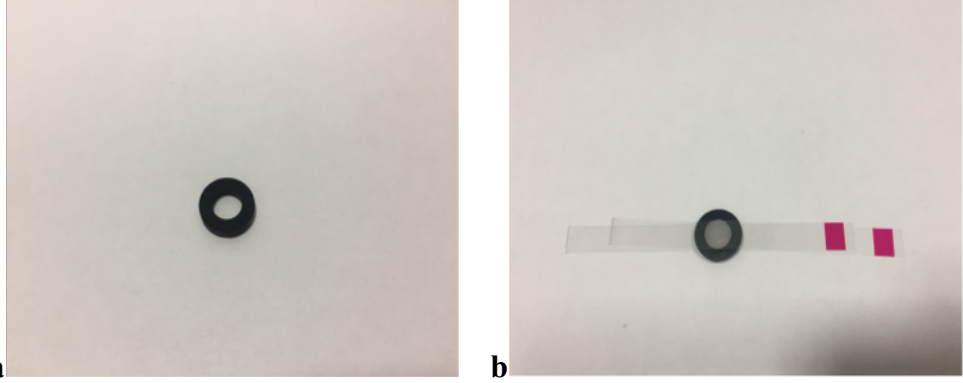
Şekil 3.14. Adezivin ARI skoruna göre sınıflandırılması

3.8. Mikrosertlik Testi ve Örneklerin Hazırlanması

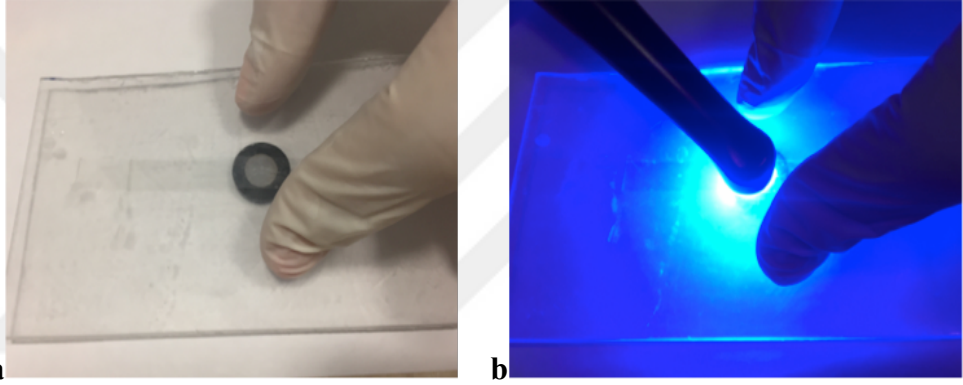
Ortodontik yapıştırıcı örneklerin mikro sertlik testi için hazırlanmasında 5,5 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde disk şeklinde plastik kalıplar kullanıldı (Şekil 3.15 a,b). Disklerin içine yerleştirilen rezinlerin her iki tarafı da cam lamel ile kapatıldı ve firma talimatlarında belirtildiği süre ve güçte yapıştırıcı rezinler polimerize edildi (Şekil 3.16 a,b).

Buna göre:

- Standart güçte (1000 mW/cm²) LED ışık cihazı ile 10 sn,
- Güçlendirilmiş (1400 mW/cm²) LED ışık cihazı ile 8 sn,
- Ekstra güçlendirilmiş (3200 mW/cm²) LED ışık cihazı ile 3 sn.

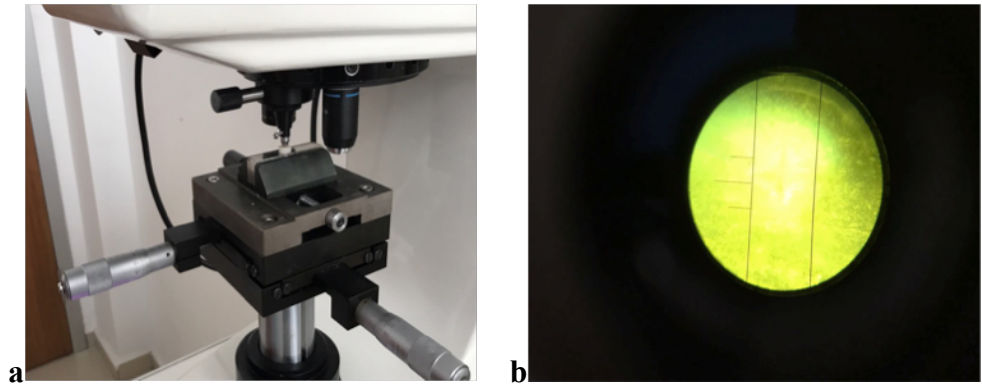


Şekil 3.15. a,b. Mikrosertlik örneklerinin hazırlanmasında kullanılan kalıplar ve şeffaf band



Şekil 3.16. a,b. Mikrosertlik örneklerinin hazırlanması ve polimerize edilmesi

Vickers Mikro sertlik değerleri için örneklere 2,942 N ve 10 sn süre ile yük uygulandı. Her bir örnekten 3 ayrı noktadan ölçüm yapılarak her bir örnek için ortalama değerler elde edildi (Şekil 3.17 a,b).



Şekil 3.17. a,b. Vickers mikrosertlik testi uygulaması ve örneğin görüntüsü

Vickers sertliği ölçme yöntemi diğer yöntemlere göre daha uzun zaman almakla beraber en duyarlı sertlik ölçüm yöntemidir. Malzeme sertliğini temsil edecek ortalama bir d değeri için çok sayıda izin ölçülmesi gerekir. Yük darbesiz olarak uygulanmalıdır. Numene yüzeyi parlak ve düzgün olmalıdır.

Elmas uç darbeden ve çarpmadan korunmalıdır. Numune üzerinde kalan izin merkezinin parça kenarına veya bir diğer izin kenarına olan uzaklığı en az 3d kadar olmalıdır. Piramid uç, P yükü ile deney parçasına düşey olarak batırılmalı, iz köşegenleri 0,002 mm hassaslıkla ölçülmelidir.

Vickers ölçümleri başlangıç (yaşlandırma yapılmadan), 500 Termo saykıl ve 10.000 Termo saykıl olmak üzere toplamda 3 ayrı zaman diliminde yapıldı.

3.9. Polimerizasyon Derecesinin Ölçülmesi (FTIR Spektral Analizi)

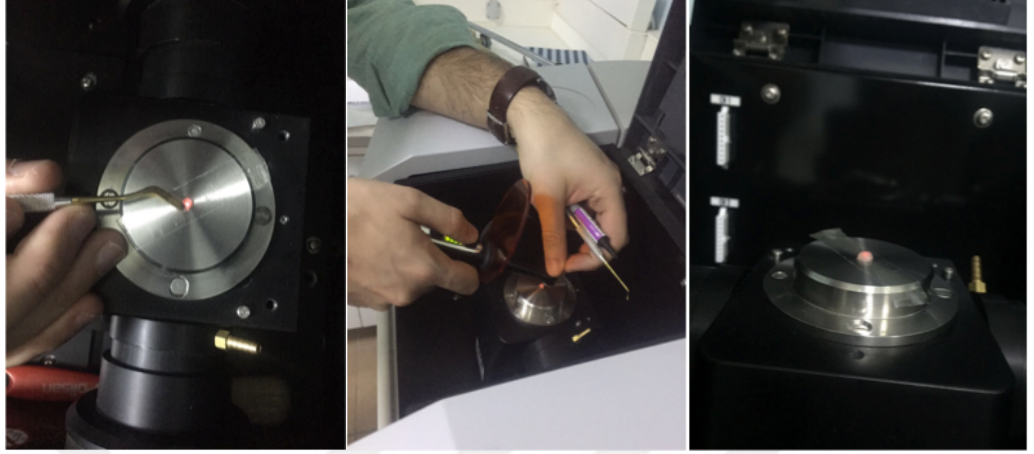
Kompozit materyellerden alınan FTIR analizlerinde özellikle iki absorpsiyon bandı dikkati çeker. Bunlar 1638 cm^{-1} dalga boyundaki metakrilat gruplarına ait çift karbon grupları ve 1605 cm^{-1} dalga boyundaki aromatik gruplardır. Polimerize edilmemiş örneklerden alınan analizden sonra polimerizasyona maruz bırakılan aynı örneklerdeki bu bantlardaki absorpsiyon değerleri kaydedilip formülize edilerek kompozitin FTIR uygulanan bölgesi için monomer dönüşüm derecesi belirlenir.

$$\text{RDB (Residual Double Bond)} = (\text{AxB}) / (\text{Cx D})$$

Monomer dönüşüm derecesi = $100 \times (1 - \text{RDB})$ formülü ile hesaplanır.

Bu formülde ;

- A: Polimerize olmuş örneklerde C=C gruplarının 1638 cm^{-1} 'deki absorpsiyon değerlerini,
- B: Polimerize olmuş örneklerde aromatik grupların 1605 cm^{-1} 'deki absorpsiyon değerlerini,
- C: C=C polimerize olmamış örneklerin 1638 cm^{-1} 'deki absorpsiyon değerlerini,
- D: Polimerize olmamış örneklerdeki aromatik grupların 1605 cm^{-1} 'deki absorpsiyon değerlerini belirtir.



Şekil 3.18. FTIR analizinde örnek yerleştirmesi ve ölçüm yapılması

Bizim çalışmamızda da, 3 farklı ışık gücü uygulanarak polimerize edilen yapıştırıcıların polimerizasyon dereceleri FTIR analizi ile ölçüldü (Şekil 3.18).

Yapılan ölçümler ve deney grupları:

- Polimerize edilmeden önce, yapıştırıcının FTIR analizi (n=5),
- Standart güçte (1000 mW/cm²) LED ışık cihazı ile 10 sn polimerize edildikten sonraki FTIR analizi (n=5),
- Güçlendirilmiş (1400 mW/cm²) LED ışık cihazı ile 8 sn polimerize edildikten sonraki FTIR analizi (n=5)
- Ekstra güçlendirilmiş (3200 mW/cm²) LED ışık cihazı ile 3 sn polimerize edildikten sonraki FTIR analizi (n=5)

4. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Çalışmada elde edilen dayanım ve sertlik verileri öncelikle normallik ve varyansların homojenliği varsayımları açısından sırası ile Shapiro-Wilk ve Levene testleri ile kontrol edildi ($P>0,05$). Gerekli varsayımların sağlanması sebebi ile dayanım ve sertlik verilerinin uygulama süreleri (3, 8, 10 sn) ve klinik termo saykıl uygulamaları (0, 500, 10.000 Termo Saykıl) açısından farklılık gösterip göstermediği iki yönlü varyans analizi ile belirlenmiştir. Ortalamalar arası farklılıklar ise Tukey çoklu karşılaştırma testi ile belirlenmiştir. Çalışmada bulgular n, ortalama, standart sapma şeklinde ifade edilmiş olup sonuçlar $\leq 0,05$ önem seviyesinde anlamlı kabul edilmiştir. Ayrıca, çalışmada uygulanan Adeziv Remnant İndeks (ARI skoru) sonuçlarının farklı termo saykıl uygulamalarına (kontrol, 500 ve 10.000 siklus) ve farklı ışınlanma sürelerine (10, 8, 3 sn) dağılımını incelemek amacı ile ki-kare analizi (Fisher'in kesin test) kullanılmıştır. Süreklilik varsayımının sağlanması için her bir hücreye düşen beklenen değer sayısının en az 5 olması gerekir. Herhangi bir hücrede bu sağlanmadığı takdirde bunun düzeltilmesi için iki yol vardır:

- a) Uygun satırları veya sütunları birleştirme,
- b) Yates düzeltilmesini uygulama (2x2'lik tablolarda).

Ancak çok gözlü düzenlerde, Yates düzeltilmesi yapılmaz. Bu nedenle çalışmada beklenen değer sayısı <5 olan satır veya sütunlar diğer satır ve sütunlar ile birleştirilmiştir (ARI skoru 1 olanlar 2 olan gruba, 5 olanlar ise 4 olan gruba dahil edilmiştir). Bulgular n ve yüzde olarak ifade edilmiştir. Tüm istatistiksel hesaplamalar SPSS 22.0 V. İstatistik paket programında yapılmıştır.

5. BULGULAR

5.1. Bağlanma Dayanımı Testi

Tablo 5.1. Dayanım verileri için İki-yönlü varyans analiz sonuçları (Two-way ANOVA)

Varyasyon Kaynakları	SD	KT	KO	F	P-değeri
Termo Saykıl (TC)	2,0	134,6	67,3	1,5	0,223
Time (T)	2,0	1043,2	521,6	11,8	<0,001
TC*T (İnteraksiyon)	4,0	68,3	17,1	0,4	0,819
Hata	126,0	5581,0	44,3		
Genel	135,0	57566,1			

Çalışmada dayanım verileri üzerine uygulama sürelerinin etkisi anlamlı bulunurken ($P<0,001$), Termo saykıl uygulamaları ile TC*T interaksiyon etkisi anlamlı bulunmamıştır ($P>0,05$) (Tablo 5.1). Yapılan Tukey çoklu karşılaştırma test sonucu ve tanımlayıcı istatistikler Tablo 5.2’de verilmiştir.

Tablo 5.2. Farklı Termo saykıl düzeyleri ve farklı zamandaki dayanım verileri (Ortalama \pm SD)

Termo saykıl	Zaman (sn)			Genel ortalama
	3	8	10	
0	17,68 \pm 8,99 a	20,65 \pm 7,77 a	23,45 \pm 5,94 a	20,59 \pm 7,8 A
500	15,95 \pm 5,34 ab	20,80 \pm 7,38 a	21,52 \pm 7,43 a	19,42 \pm 7,09 A
10.000	13,16 \pm 3,27 b	19,69 \pm 5,01 a	21,59 \pm 6,94 a	18,15 \pm 6,33 A
Genel Ortalama	15,60 \pm 6,46 B	20,38 \pm 6,69 A	22,18 \pm 6,70 A	19,39 \pm 7,14 A

A, B, a, b uygulama grupları ve uygulama süreleri arasındaki farklılıkları göstermektedir.

Tabloda termo saykılın bağlanma dayanımı üzerine etkisi incelendiğinde, genel ortalamaya göre kontrol grubu ile termo saykıl yapılmış gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmektedir ($P>0,01$).

Işınlama süresinin bağlanma dayanımı üzerine etkisine bakıldığında ise, genel ortalamaya göre 3 sn ışınlamanın, 8 ve 10 sn ışınlamaya göre daha düşük değerlerde çıktığı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluştuğu görülmektedir ($P<0,01$).

Tablo içindeki verilere detaylı bakıldığında, tüm gruplar içinde sadece 10.000 TC uygulanmış gruba 3 sn ışık verildiğinde bağlanma dayanımının diğer gruplara göre düşük olduğu, 3, 8 ve 10 sn ışık verilmiş tüm gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı çıktığı görülmüştür ($P<0,01$).

Buradan uygulama süreleri arasında oluşan farklılığın TC 10.000 uygulamasından kaynaklandığı 500 TC ve kontrol grubu için ise uygulama süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı anlaşılmaktadır.

5.2. Vickers Mikro Sertlik Testi

Tablo 5.3. Sertlik verileri için İki-yönlü varyans analiz sonuçları (Two-way ANOVA)

Varyasyon Kaynakları	SD	KT	KO	F	P-değeri
Termo Saykıl (TC)	2,0	459,3	229,6	13,3	<0,001
Time (T)	2,0	1791,2	895,6	51,7	<0,001
TC*T (İnteraksiyon)	4,0	276,8	69,2	4,0	0,005
Hata	81,0	1402,0	17,3		
Genel	90,0	239255,1			

Çalışmada sertlik verileri üzerine hem uygulama süreleri hem uygulama grupları hem de interaksiyon (TC*T) etkisi anlamlı bulunmuştur ($P=0.005$) (Tablo 5.3). Sertlik verileri üzerine uygulanan Tukey çoklu karşılaştırma test sonucu ve tanımlayıcı istatistikler Tablo 5.4'de verilmiştir.

Tablo 5.4. Farklı Termo saykıl düzeyleri ve farklı zamandaki sertlik verileri (Ortalama \pm SD)

Termo saykıl	Zaman (sn)			Genel ortalama
	3	8	10	
0	49,91 \pm 7,94 bcd	54,30 \pm 4,14 abc	57,08 \pm 2,67 a	53,76 \pm 6,01 A
500	47,02 \pm 4,61 b	51,43 \pm 2,21 a-d	55,72 \pm 1,95 ab	51,39 \pm 4,73 A
10.000	39,22 \pm 2,95 e	49,57 \pm 2,29 cd	55,96 \pm 4,96 a	48,25 \pm 7,82 B
Genel Ortalama	45,38 \pm 7,07 C	51,77 \pm 3,52 B	56,25 \pm 3,38 A	51,13 \pm 6,64

A, B, C, a, b, c, d, e uygulama grupları ve uygulama süreleri arasındaki farklılıkları göstermektedir.

Çalışmada en yüksek sertlik düzeyi, 10 sn'lik ışınlama yapılan gruptaki dişlerde (57,08); en düşük sertlik düzeyi ise 3 sn'lik ışınlama yapılan ve 10.000 termo saykıl uygulanmış (39,22) gruptaki dişlerde belirlenmiştir. Genel olarak çalışmada 3 sn'lik ışınlama yapılan farklı termo saykıl uygulamalarında sertlik düzeyi düşük bulunurken, 10'sn'lik ışınlama yapılan farklı termo saykıl uygulamalarında ise sertlik düzeyi yüksek bulunmuştur. Tüm ışınlama uygulamaları içerisinde ise sertlik düzeyi, 10.000 termo saykıl uygulanmış (48,25) deney grubundaki dişlerde, kontrol (53,76) ve 500 siklus termo saykıl uygulanmış (51,39) gruplara göre daha düşük bulunmuştur.

5.3. ARI Skoru

Çalışmada ışınlama süreleri içerisindeki ARI skorlarının termo saykıl uygulamalarına göre değişip değişmedi ki kare analizi (Fisher'in kesin testi) ile belirlenmiş ve sırası ile Tablo 5.5, 5.6, ve 5.7'de verilmiştir.

Tablo 5.5. 10 sn'lik ışınlamadaki farklı termo saykıl uygulamalarına ait ARI skorlarının dağılımı

Termo Saykıl	n	ARI Skoru n (%)		
		Diş Üstü	Orta	Braket Üstü
0	15	4 (26,7)	0 (0,0)	11 (73,3)
500	15	1 (6,7)	4 (26,7)	10 (66,7)
10.000	15	4 (26,7)	2 (13,3)	9 (60,0)

($\chi^2=6,118$; P=0,177)

Çalışmada 10 sn ışınlama süresi içerisindeki ARI skorlarının termo saykıl uygulamalarına göre değişmediği belirlenmiştir (P=0,177) (Tablo 5.5).

Tablo 5.6. 8 sn'lik ışınlamadaki farklı termo saykıl uygulamalarına ait ARI skorlarının dağılımı

Termo Saykıl	n	ARI Skoru n (%)		
		Diş Üstü	Orta	Braket Üstü
0	15	4 (26,7)	3 (20,0)	8 (53,3)
500	15	1 (6,7)	4 (26,7)	10 (66,7)
10.000	15	2 (13,3)	4 (26,7)	9 (60,0)

($\chi^2=2,316$; P=0,748)

Çalışmada 8 sn ışınlama süresi içerisindeki ARI skorlarının termo saykıl uygulamalarına göre değişmediği belirlenmiştir (P=0,748) (Tablo 5.6).

Tablo 5.7. 3 sn'lik ışınlamadaki farklı termo saykıl uygulamalarına ait ARI skorlarının dağılımı

Termo Saykıl	n	ARI Skoru n (%)		
		Diş Üstü	Orta	Braket Üstü
0	15	6 (40,0)	3 (20,0)	6 (40,0)
500	15	7 (46,7)	3 (20,0)	5 (33,3)
10.000	15	2 (13,3)	2 (13,3)	11 (73,3)

($\chi^2=5,885$; P=0,210)

Çalışmada 3 sn ışınlama süresi içerisindeki ARI skorlarının termo saykıl uygulamalarına göre değişmediği belirlenmiştir (P=0,210) (Tablo 5.7).

Çalışmada termo saykıl uygulamaları içerisindeki ARI skorlarının ışınlama sürelerine göre değişip değişmedi ki kare analizi (Fisher'in kesin testi) ile belirlenmiş ve sırası ile Tablo 5.8, 5.9, ve 5.10'da verilmiştir.

Tablo 5.8. Kontrol grubundaki farklı ışınlama uygulamalarına ait ARI skorlarının dağılımı, n (%)

Işınlama Süresi (sn)	n	ARI Skoru		
		Diş Üstü	Orta	Braket Üstü
10	15	4 (26,7)	0 (0,0)	11 (73,3)
8	15	4 (26,7)	3 (20,0)	8 (53,3)
3	15	6 (40,0)	3 (20,0)	6 (40,0)

($\chi^2=5,268$; P=0,255)

Çalışmada kontrol grubu içerisindeki ARI skorlarının ışınlama süreleri göre değişmediği belirlenmiştir (P=0,255) (Tablo 5.8).

Tablo 5.9. 500 termo saykıl grubundaki farklı ışınlama uygulamalarına ait ARI skorlarının dağılımı, n (%)

Işınlama Süresi (sn)	n	ARI Skoru		
		Diş Üstü	Orta	Braket Üstü
10	15	1 (6,7)	4 (26,7)	10 (66,7)
8	15	1 (6,7)	4 (26,7)	10 (66,7)
3	15	5 (33,3)	5 (33,3)	5 (33,3)

($\chi^2=6,725$; P=0,151)

Çalışmada 500 termo saykıl uygulama grubu içerisindeki ARI skorlarının ışınlama sürelerine göre değişmediği belirlenmiştir (P=0,151) (Tablo 5.9).

Tablo 5.10. 10.000 termo saykıl grubundaki farklı ışınlama uygulamalarına ait ARI skorlarının dağılımı, n (%)

Işınlama süresi (sn)	n	ARI skoru		
		Diş üstü	Orta	Braket üstü
10	15	4 (26,7)	2 (13,3)	9 (60,0)
8	15	2 (13,3)	4 (26,7)	9 (60,0)
3	15	2 (13,3)	2 (13,3)	11 (73,3)

($\chi^2=2,190$; P=0,777)

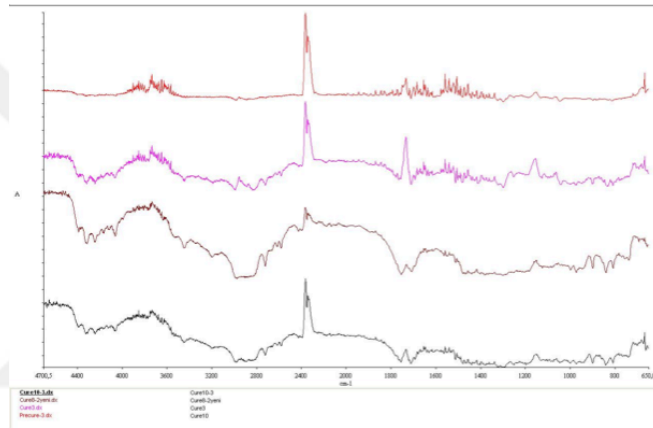
Çalışmada 10.000 termo saykıl uygulama grubu içerisindeki ARI skorlarının ışınlama sürelerine göre değişmediği belirlenmiştir (P=0,777) (Tablo 5.10).

5.4. FTIR Analizi

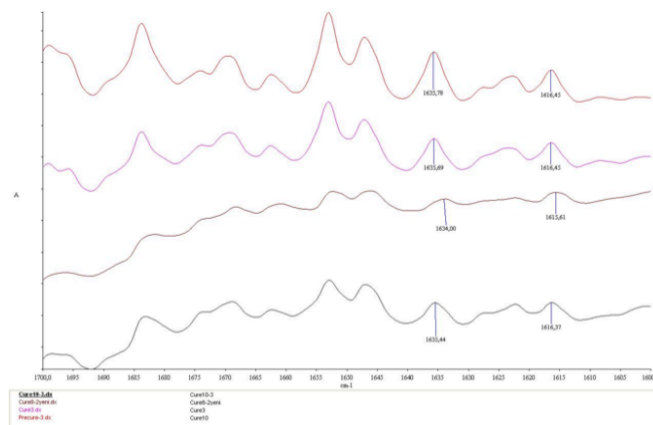
TransBond XT kompozit yapıştırıcının polimerizasyon öncesi, 10 sn, 8 sn ve 3 sn ışınlatma sonrası absorptans değerleri Tablo 5.11, Şekil 5.1 ve 5.2’de gösterilmektedir.

Tablo 5.11. Çalışmada kullanılan braket yapıştırıcısının absorptans değerleri

	1605	1608
Precure	0,001552	0,001713
10 sn ışınlatma	0,004126	0,004031
8 sn ışınlatma	0,007203	0,006699
3 sn ışınlatma	0,002813	0,002831



Şekil 5.1. Braket yapıştırıcının polimerizasyon öncesi, 10 sn, 8 sn ve 3 sn polimerizasyon sonucu geniş spektrumda (650-4700 bandında) absorptans değerleri grafiği



Şekil 5.2. Braket yapıştırıcının polimerizasyon öncesi, 10 sn, 8 sn ve 3 sn polimerizasyon sonucu dar spektrumda (1600-1700 bandında) absorptans değerleri grafiği

1638 band pikindeki değerler alınmıştır. DC% oranı arttıkça polimerizasyon oranı artmaktadır.

10 sn ışınlama 1000 mW/cm² ışık g¼c¼ ile polimerizasyon ger¼ekleřtirilmiřtir.

8 sn ışınlama 1400 mW/cm² ışık g¼c¼ ile polimerizasyon ger¼ekleřtirilmiřtir.

3 sn ışınlama 3200 mW/cm² ışık g¼c¼ ile polimerizasyon ger¼ekleřtirilmiřtir.

D¼n¼ř¼m derecesi ışığın g¼c¼ne ve uygulama s¼resine bağlı olarak değişmektedir. (Tablo 5.12)

D¼n¼ř¼m Derecesinin y¼zdesini hesaplamak i¼in absorbands değerli aşağıdaki form¼l ile hesaplanmıştır:

$$\text{RDB (Residual Double Bond)} = (A \times B) / (C \times D)$$

$$\text{Monomer D¼n¼ř¼m Derecesi Y¼zdesi} = 100 \times (1 - \text{RDB})$$

- A: Polimerize olmuş ¼rneklerde C=C gruplarının 1638 cm⁻¹'deki absorbsiyon değerlerini,
B: Polimerize olmamış ¼rneklerdeki aromatik grupların 1605 cm⁻¹'deki absorbsiyon değerlerini,
C: Polimerize olmamış ¼rneklerin C=C gruplarının 1638 cm⁻¹'deki absorbsiyon değerlerini,
D: Polimerize olmuş ¼rneklerde aromatik grupların 1605 cm⁻¹'deki absorbsiyon değerlerini belirtir.

Tablo 5.12. Braket yapıştırıcının 10 sn, 8 sn ve 3 sn polimerizasyonu sonucundaki d¼n¼ř¼m dereceleri

Curing time	DC(%) 1638
10 sn	52,45
8 sn	58,12
3 sn	38,14

FTIR sonu¼larına baktığımızda; en d¼ř¼k d¼n¼ř¼m derecesi 3 sn ışınlanan ¼rnekte g¼r¼lm¼řt¼r. 8 sn ışınlanan ¼rnekte elde edilen DC değeri, 10 sn ışınlanandan bir miktar daha y¼ksek bulunmuştur.

6. TARTIŞMA

Ortodontik tedavilerin büyük bir kısmını oluşturan sabit tedavilerde kuvvetler braketler aracılığı ile dişlere aktarılır. Braketler çeşitli yapıştırıcı sistemlerle dişlere yapıştırılır. Işıkla polimerize olan sistemler, kullanım kolaylığı ve ihtiyaca göre uzun çalışma zamanı sunmaktadır. Yapıştırıcıların uygulanma aşamaları (kullanılan adeziv sistem, kompozit tipi ve ışık kaynağı), tutuculukları, söküm sonrası diş üzerinde kalan adeziv miktarları ve bu adezivleri uzaklaştırma teknikleri tedavinin ilk aşamasından son aşamasına kadar geçen sürede önemini korumaktadır. Sıyırma kuvvetine karşı düşük direnç gösteren yapıştırıcılar, braketlerin kolay düşmesine sebep olarak tedaviyi aksatmakta, tekrar yapıştırılırken hekime zaman kaybettirmekte ve dişlerden az miktarda da olsa madde kaybına sebep olabilmektedir (Zachrisson ve Arthun., 1979). Gereğinden fazla bağlanma değerlerine sahip yapıştırıcı sistemleri ise tedavinin sonunda braket söküm aşaması ve mine yüzeyinin temizlenmesi işlemlerinde istenmeyen mine hasarlarının oluşmasına neden olabilir (Wang ve ark., 2004).

Bu çalışmanın amacı; poliwave LED ışık cihazının 3 farklı modu kullanılarak polimerizasyonu sağlanan ortodontik yapıştırıcının; polimerizasyon derecesinin, termo saykıl yöntemi kullanılarak yaşlandırılan örnekler üzerinde makaslama kuvvetinin ve mikro-sertliğinin ölçülmesidir.

6.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Çalışmamızda ortodontik ya da periodontal nedenlerle çekilmiş küçük azı dişleri kullanılmıştır. 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. Yapışma dayanıklılığı testleri; kesici dişler, köpek dişleri ve büyük azı dişleri kullanılarak da yapılır ve genellikle küçük azı dişleri kullanılır (Hobson ve ark., 2001; Manzo ve ark., 2004). Dişler %0,1'lik Timol solüsyonunda saklanmıştır (Signorelli ve ark., 2006).

Hobson ve ark. (2001) ve Ozturk ve ark. (2008) aynı tipteki alt ve üst dişlerin yapışma dayanıklılığı arasında anlamlı fark bulurken, Linklater ve Gordon (2003) anlamlı fark bulamamıştır. Aynı tipteki alt ve üst dişlerin aynı grup içerisinde birlikte kullanıldığı birçok çalışma da literatürde mevcuttur (Katona, 1997; Bishara, Vonwald, Zamtua, ve ark., 1998). Bizim çalışmamızda da alt ve üst küçük azı dişleri aynı grup içerisinde birlikte kullanılmıştır.

Literatür incelemelerinde, adezivlerin performanslarını değerlendirmek için en sık kullanılan in vitro testler germe ve makaslama tipi yapışma dayanıklılığı testleridir (Shimada ve ark., 2002). Bizim çalışmamızda, yapıştırılan braketleri koparmak için makaslama tipi test uygulanmıştır.

Test sonuçları; yapıştırma ve koparma işlemleri arasında geçen süre, kullanılan ışık cihazı (ışık gücü, süresi), 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 etkilemektedir (Bishara ve ark., 2005). Bizim çalışmamızda, ışık cihazı gücü ve süresinin braketlerin yapışma dayanıklılığına etkisi incelenmiştir.

Çekilen dişlerin braketler yapıştırılmadan önce saklanması amacıyla farklı solüsyonlar kullanılmaktadır. Kullanılan bütün solüsyonların amacı, minenin yapısının bozulmaması ve bakteriyel infiltrasyonun olmamasıdır. Solüsyonlar genelde ayda bir değiştirilmektedir. Birçok araştırmada, dişler timol (Cacciafesta ve ark., 2002; Cacciafesta ve ark., 2003; Sfondrini ve ark., 2004), salin (Sorel ve ark., 2002), kloramin T (Dorminey ve ark., 2003) veya oda sıcaklığında su (Buyukyılmaz ve ark., 2003) gibi solüsyonların içerisinde bekletilmiştir. Bizim çalışmamızda ise aynı amaçla %0,1'lik Timol solüsyonu kullanılmıştır.

Dişleri, sıyırma testlerinin yapıldığı cihazda sabitlemek amacıyla birçok çalışmada akrilik bloklar kullanılmıştır (Bishara, Gordan, ve ark., 1998; Bishara ve ark., 2001; Webster ve ark., 2001; Bishara ve ark., 2004; Bishara, Ajlouni, ve ark., 2006). Bunun amacı dişlerin cihazda sabit kalması ve uygulanan kuvvetin brakete doğru bir şekilde uygulanmasıdır.

Bizim çalışmamızda da akrilik bloklar kullanılmıştır. Dişlerin uzun akslarının kalıpların tabanına dik olarak yerleştirilmesine dikkat edilmiştir.

Mine yüzeyindeki artıklar, adeziv penetrasyonunu negatif yönde etkilemektedir. Bu organik artıkları uzaklaştırmak amacıyla, kıl fırça ve lastik kullanarak, mine yüzeyinin flor içermeyen pomza ile temizlenmesi tercih edilen bir yöntemdir. Önceki çalışmalarda (Bishara, Gordan, ve ark., 1998; Bishara ve ark., 1999; Bishara ve ark., 2001; Bishara ve ark., 2002; Romano ve ark., 2005) olduğu gibi bizim çalışmamızda da bu yöntem kullanılmıştır. Bazı çalışmalarda ise (Vicente, Bravo ve Romero, 2005; Vicente, Bravo, Romero, ve ark., 2005) flor içermeyen patlardan da yararlanılmıştır.

Asit ile pürüzlendirme, mine yüzeyinde rezinin penetre olabileceği boşluklar oluşturur. Bu boşluklara rezinin girmesiyle mekanik bağlantı sağlanmış olur. Ortodontide sıyırma testlerinin yapıldığı in vitro çalışmaların çoğunda, %35-%37 konsantrasyonlarında fosforik asit kullanılmıştır. Asitleme süresi ise farklılık göstermektedir. Literatürde 15 sn – 60 sn arasında uygulama süreleri mevcuttur. (Bishara ve ark., 1999; Bishara ve ark., 2002; Cacciafesta ve ark., 2002; Aljubouri ve ark., 2003; Buyukyılmaz ve ark., 2003; Cacciafesta ve ark., 2003). Çalışmamızda %37'lik fosforik asit kullanılmış ve firma talimatları doğrultusunda 20 saniye uygulanmıştır.

Çalışmamızda, kliniğimizde kullanılan Orto Sistem firmasına ait, paslanmaz çelik, .020'' oluklu, yüzey alanı 10,2645 mm² olan, aynı tip Roth Sistem Mini Master (Orto Sistem, American Orthodontics, USA) üst küçük azı braketleri ve Transbond XT primer-kompozit kullanıldı. Braketlerin diş yüzeyine yapıştırılması işlemleri üretici firmaların talimatları doğrultusunda yapıldı.

Işıkla polimerizasyon süreci başlatıcının (genellikle kamforkinondur) ve tersiyer amin gibi bir indirgeyicinin aktive edilmesiyle başlar. Ne kadar çok monomer birbiriyle çift bağ oluşturursa, rezinin dayanıklılığı o kadar artar.

Polimerizasyon miktarı, ışık yoğunluğu ve total ışık enerjisi ile doğru orantılı olarak artmaktadır. Çünkü polimerizasyon miktarı rezinin absorbe ettiği total ışık enerjisi ile doğrudan ilişkilidir. Total ışık enerjisi ise, ışığın gücü ve rezinin ışığa ne

kadar süre maruz bırakıldığına bağlıdır. Fazla ışık enerjisi, genellikle kopma ve bükülme dayanıklılığının artmasına sebep olur ve böylece braketin yapışma dayanıklılığı artar (Oesterle ve ark., 2001; Signorelli ve ark., 2006).

Işık kaynağı olarak önceki yıllarda yapılan birçok çalışmada halojen ışık cihazları kullanılmıştır (Buyukyılmaz ve ark., 2003; Arici ve ark., 2005). Fakat LED ışık cihazlarının kullanımının artması sebebiyle, son yıllarda yapılan in vitro çalışmalarda LED ışık cihazları daha çok tercih edilmektedir (Soderquist et al., 2006). Bizim çalışmamızda da Poliwave LED ışık cihazı kullanılmıştır. LED ışık cihazları ile 10 sn ışınlamanın klinik olarak yeterli bağlanma dayanımını sağladığını bildirmişlerdir. Ancak poliwave LED ışık cihazı kullanılarak braketin bağlanma dayanımını inceleyen çalışma sayısı azdır (Yagci ve Buyuk, 2013; Oz ve ark., 2016). Bizim çalışmamızda bu cihazın 3 farklı ışık gücü ve süresi (1000 mW/cm² - 10 sn, 1400 mW/cm² - 8 sn ve 3200 mW/cm² - 3 sn) uygulanmıştır.

Termal siklus uygulaması; ağız içerisinde meydana gelen ısı değişimlerine uygun şekilde, in vitro koşullarda, örneklerin belirli derecelerde yüksek ve düşük ısılarla maruz bırakılmasıdır. En çok tercih edilen maksimum ve minimum ısılar sırasıyla 55°C ve 5°C'dir. Örneklerin su banyolarında bekletilme süreleri 10 sn, 20 sn, 30 sn, 60 sn ve 120 sn arasında farklılık göstermektedir. Tercih edilen tur sayısı ise 1-1.000.000 arasında değişmektedir (Türkün., 2004). Bishara ve ark. (2007) termal siklus uygulamasının ağız ısısını taklit etmesi sebebiyle gerekli bir uygulama olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda 24 saat distile suda bekletilen örneklere 5°C ve 55°C ısı banyolarında 500 (ISO standartlarında belirtilen süre) ve 10.000 (1 yıla denk gelen süre) tur termal siklus uygulanmıştır.

Sıyırma testi için araştırmacıların çeşitli markalarda cihazlar kullandığını görmekteyiz. Instron; 10, 12, 15, 16, 35, 47, 53, 59, Zwick; 1, 60, Lloyd; 34, 36, 82, 97, 132, Testometrik model; 500, 17 ve Elektrottest; 500, 30 marka test cihazları bunlardan bazılarıdır. Çalışmamızda, Instron marka cihaz kullanılmıştır. Bu sıyırma cihazları aynı işi yapmakta olup, deneylerde önemli olan, sıyırıcı bıçağın açısı ve hızıdır (Jassem ve ark., 1981).

Çalışmamızda, bıçağın braketin tabanına paralel olmasına dikkat edilmiştir. Klocke ve Kahl-Nieke (2006), çalışmalarında açılı değişikliğinin bağlanma dayanımını etkilediğini, açılı arttıkça bağlanma dayanımının düştüğünü bildirmişlerdir. Çalışmalarda bıçak hızları farklılık göstermektedir. 1 mm/dk kullananlar (Arnold ve ark., 2002), 2 mm/dk kullananlar (Schaneveldt ve Foley, 2002) ve Eliades ve Brantley (2000) gibi 0,5 mm/dk'lık hızın kullanımını tavsiye eden çalışmalar da mevcuttur. Bizim çalışmamızda da bıçağın hızı 0,5 mm/dk olarak sabitlenmiştir.

Yapılan literatür taraması sonucunda, braket koştuktan sonra diş yüzeyinde kalan adeziv miktarını değerlendirmek amacıyla Artun ve Bergland (1984) ve Olsen ve ark. (1997) tarafından tanıtılan iki indeks kullanıldığı görülmüştür. Artun ve Bergland (1984) tarafından tanıtılan endekste değerler 0-3 arasında değişirken (0, diş üzerinde hiç yapıştırıcı yok; 1, yapıştırıcının %0'ı ile %50'si arası diş üzerinde; 2, yapıştırıcının %50'si ile %100'ü arası diş üzerinde; 3, yapıştırıcının tamamı diş üzerinde), Olsen ve ark. (1997) tarafından tanıtılan endekste skorlar 1-5 arasında değişmektedir (1, yapıştırıcının tamamı diş üzerinde; 2, yapıştırıcının %100'ü ile %90'ı arası diş üzerinde; 3, yapıştırıcının %90'ı ile %10'u arası diş üzerinde; 4, yapıştırıcının %10'u ile %0'ı arası diş üzerinde; 5, diş üzerinde hiç yapıştırıcı yok). Bizim çalışmamızda Olsen ve ark. (1997) tarafından oluşturulan indeks kullanılmıştır.

Sertlik değerlerinin ölçümü, kompozitteki karbon bağlarda oluşan değişimi gösterir (Park ve ark., 2002). Kompozit materyallerin fiziksel özellikleri, rezin matriksin dönüşüm derecesine bağlıdır. Dönüşüm derecesinin ölçümü indirekt olarak mikro-sertlik testleri ve direkt olarak FTIR analizi ile yapılır (DeWald ve Ferracane, 1987). Poskus ve ark. (2004) ve Uhl ve ark. (2004), mikro-sertlik testlerinin kompozitlerin polimerizasyon derecesini gösteren en basit yöntemlerden biri olduğunu bildirmişlerdir.

Sertlik, materyalin en önemli fiziksel özelliklerinden biri olarak kabul edilmektedir (Okada ve ark., 2001). Sertlikteki değişimler, materyalin sertleşme reaksiyonlarının devam eden aşamalarını veya restoratif materyalin ömrünü etkiler (Bourke ve ark., 1992). Resin kompozitlerin, polimerizasyondan sonra da sertleşmeye devam ettikleri gösterilmiştir (Martin ve ark., 2003).

Kompozitlerin mikro-sertlik testlerini inceleyen çalışmalar tarandığında en çok kullanılan mikro-sertlik testlerinden birinin Vickers mikro-sertlik testi olduğu bulunmuştur (David ve ark., 2007; Cekic ve ark., 2010; Topcu ve ark., 2010). Bizim çalışmamızda Vickers mikro-sertlik testini tercih etmemizin sebebi diğer sertlik testlerine nazaran daha güvenilir sonuçlar vermesidir (Smith ve Sandland, 1992).

Yesilyurt ve ark. (2006) kompozitlerin mikro-sertlik değerlerini inceledikleri çalışmalarında; LED ışık cihazının kullanıldığı örneklerin mikro-sertlik değerlerinin, QTH ışık cihazının kullanıldığı örneklerden anlamlı derecede yüksek bulunduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda kompozit rezinleri polimerize etmek için yeni teknoloji ile kullanıma sunulan Poliwave LED ışık cihazı kullanılmıştır.

Şeffaf bant altındaki kompozit yüzeyi, yoğun rezin matriks tabakası nedeni ile en pürüzsüz yüzey olarak çalışmalarda yer alır. Bu rezinden zengin tabakaya bağlı olarak rezinlerin yüzey sertliğinin azaldığını gösteren çalışmalar mevcuttur (Anfe ve ark., 2008). Şeffaf bant ile bitirilen rezin kompozitlerin mikro-sertlik değerlerinin rezinin kendi sertlik değerlerinin altında olduğu bildirilmiştir (Okte ve ark., 2006).

Çalışmamızda Vickers mikro-sertlik ölçümleri yapılacağı için bu yumuşak tabakanın kaldırılması gereklidir (Polydorou ve ark., 2006). Rezinden zengin tabakayı kaldırmak için çalışmamızda kompozit rezinlerin yüzeyi Kerr-Opti Disc cila disklerinin orta, ince ve süper ince diskleri ile firmanın talimatları doğrultusunda cilalanarak yapıştırıcı örneklerin üzerindeki rezinden zengin tabaka uzaklaştırılmıştır.

Ortodontik yapıştırıcı örneklerin mikro-sertlik testi için hazırlanmasında 5,5 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde disk şeklinde plastik kalıplar kullanıldı. Literatürde, kompozitin sertliğini ölçerken hazırlanan örnek boyutlarında bir standart yoktur. Yüzeyinin dümdüz, parlak ve pürüzsüz olması için mikroskop lamından yararlanılmıştır (Hofmann ve ark., 2002).

Bizim çalışmamızda, her üç modda ışık cihazının ucu mikroskop lamına tam temas edecek şekilde yapıştırıcılar polimerize edilmiştir. 24 saat distile suda bekletildikten sonra sertlikleri immediate (kontrol grubu), 500 ve 10.000 Termo saykıl uygulaması yapıldıktan sonra ölçülmüştür (Zhu ve Platt, 2009). Her bir kompozit

blokta farklı lokalizasyonlarda 3 ölçüm yapılarak ortalamaları alınmıştır (Correr ve ark., 2005; Cerveira ve ark., 2010). Kompozit rezinin sertliğinin değerlendirildiği birçok çalışmada olduğu gibi, yükleme ucundan 50 gr kuvvet uygulanmıştır (Correr ve ark., 2005; Dalli'Magro ve ark., 2008; Reges ve ark., 2009). Yükleme ucunun, kompozit üzerinde kuvvet uygulama süresi çoğu çalışmada 15 sn ya da 20 sn olarak bildirilmiştir. Yoldas ve ark. (2004) 15 sn yada 20 sn yükleme süreleri arasında anlamlı fark olmadığını göstermiş, 15 sn süreyle yüklemenin yeterli olduğunu bildirmiştir. Bizim çalışmamızda da, birçok çalışmada (Uhl ve ark., 2004; Correr ve ark., 2005; Reges ve ark., 2009; Cerveira ve ark., 2010) olduğu gibi Vickers Mikro-sertlik değerleri için örneklere 2,942 N ve 15 sn süre ile kuvvet uygulandı.

Günümüzde Attenuated Total Reflectance Fourier Transform Infrared (ATR-FTIR) ile, dental materyallerin sertleşme reaksiyonları sırasında ve sonrasındaki kimyasal yapılarındaki değişiklikler izlenebilmektedir (Thongnopkun ve Ekgasit, 2006). ATR kristali ile alınan ölçümlerde materyalin yapısına diğer yöntemlerdeki gibi bir müdahale olmadığı için daha sağlıklı sonuçlar almak mümkündür (Schmitt., 1998).

Çalışmamızda kompozit materyallerin monomer değişim derecesinin belirlenmesi için FTIR-ATR analiz yöntemi kullanılmıştır. FTIR analiz yönteminde hesaplama için 1638 cm^{-1} ve 1605 cm^{-1} dalga boyunda ortaya çıkan en üst değerler, formülde yerlerine koyularak her bir materyal için monomer değişim seviyesi belirlenmiştir (Nomoto ve ark., 1994; Imazato ve ark., 2001).

6.2. Bulguların Tartışılması

Literatürlerde, braketlerin bağlanma kuvvetinin ölçüldüğü bir çok çalışmada Transbond XT (3M/Unitek) ışıkla sertleşen yapıştırıcının, %37'lik fosforik asitle beraber uygulandığı gözlenmektedir (Buyukyılmaz ve ark., 2003; Cal-Neto ve ark., 2006; Bulut ve ark., 2007; Turk ve ark., 2007). Reynolds (1975) çalışmasında braketlerin mine yüzeylerine bağlanma kuvvetlerinin minimum 6-8 MPa gücünde olması gerektiğini ve bu değer altındaki değerlerin klinik olarak kabul edilemez olduklarını belirtmiştir.

Ozturk ve ark. (2008) çekilmiş insan dişleri üzerinde farklı diş gruplarının bağlanma kuvvetlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında üst premolar dişlere Transbond XT'nin bağlanma kuvvetini $25,6 \pm 3,9$ MPa olarak bulmuşlardır.

Sfondrini ve ark. (2001) sığır keser dişi kullandıkları çalışmalarında 12,4 mm taban alanına sahip metal braketleri, % 37'lik fosforik asit ile 30 sn uygulayarak pürüzlendirdikleri mine yüzeylerine, Transbond XT kullanarak yapıştırmışlardır. 550 mW/cm² ışık gücüne sahip geleneksel halojen ışık kaynağını toplam 20 sn uygulamışlardır (braketin mesial ve distalinden 10'ar sn). Braketlerin bağlanma kuvvetlerini değerlendirdikleri çalışmalarında metal braketlerin mine yüzeyine ortalama $24,1 \pm 5,5$ MPa gücünde bağlandıklarını belirtmişlerdir.

Webster ve ark. (2001) sığır keser dişi kullandıkları çalışmalarında ortodontik metal braketleri, % 35'lik fosforik asit ile 60 sn pürüzlendirdikleri mine yüzeylerine, Transbond XT kullanarak yapıştırmışlardır. Polimerizasyon için 50 sn halojen ışık uygulamışlardır. Metal braketlerin mine yüzeyine ortalama $26,88 \pm 6,89$ MPa gücünde bağlandıklarını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda kullanılan metal braketlerin bağlanma değerleri ışık gücüne ve süresine bağlı olarak ortalama $20,59 \pm 7,86$ MPa bulunmuş olup, yukarıda belirtilen literatürlerdeki metal braket kullanılarak elde edilen bağlanma kuvvet değerleri ile benzerlik göstermektedir.

Silta ve ark. (2005) halojen ve LED ışık cihazları ile yaptıkları çalışmalarında; her bir ışık cihazını 20, 10 ve 6 sn sürelerinde uyguladıkları braketlerin bağlanma dayanıklılıklarını sırasıyla $7,9 \pm 3,5$ MPa; $7 \pm 1,5$ MPa; $5,4 \pm 2,2$ MPa olarak rapor etmişlerdir. Bu çalışma bizim çalışmamızla örtüşmemektedir. Bunun sebebi Silta ve ark.'nın (2005) yaptıkları çalışmada self-etch primer kullanmalarından dolayı olabilir.

Zielinski ve ark. (2014) yaptıkları çalışmada self-etch primer kullanımının ortodontik braketlerin bağlanma dayanımını düşürdüğünü söylemişlerdir.

Işık uygulama süresinin, kompozit materyalinin polimerizasyonu üzerinde ana etken olduğu vurgulanmıştır (Price ve ark., 2005). Bu tez çalışmamızda kullanılan braket yapıştırıcısının sertleşmesi esnasında ışık kaynağının uygulama süreleri ve gücü

üretici firma talimatları doğrultusunda; 1000 mW/cm²'de 10 sn, 1400 mW/cm²'de 8 sn ve 3200 mW/cm²'de 3 sn şeklinde uygulanmıştır.

Swanson ve ark. (2004) LED ve halojen ışık cihazı ile polimerize edilen mineye bağlanan braketlerin bağlanma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında; üç farklı LED ışık cihazı (GC e-light, GC America, Alsip, Ill; Elipar FreeLight, 3M ESPE Dental Products, St Paul, Minn; UltraLume LED 2, Ultradent Products, South Jordan, Utah) ve bir halojen ışık cihazı (Ortholux XT, 3M Unitek, Monrovia, Calif) kullanmışlardır. 240 metal braket 12 ayrı gruba ayrılmıştır. Her bir gruptaki ışınlama süreleri 40 sn, 20 sn ve 10 sn olarak değişmektedir. Tüm deney gruplarındaki bağlanma değerleri 10 sn ışınlamada bile 8 MPa'nın üstünde olmakla beraber; en yüksek değer UltraLume LED 2 ile 40 sn ışınlama sonrası elde edilmiştir (12,3 MPa).

Oz ve ark. (2016)'ı, farklı LED ışık cihazları ve polimerizasyon zamanları ile sertleştirdikleri metal braketlerin in vivo ve in vitro bağlanma dayanımlarını 2 gruba ayırarak inceledikleri çalışmalarını in vivo olarak 40 hasta üzerinden yürütmüşler ve in vitro olarak da çekilmiş 40 adet premolar dişe braket yapıştırmışlardır. Birinci gruptakiler, LED ışık cihazı (Elipar S10; 3M Unitek, Monrovia, Calif) ile 10 sn; ikinci gruptakiler ise başka bir LED ışık cihazı (VALO Ortho; Ultradent Products, South Jordan, Utah) ile 3 sn polimerize edilmiştir. Klinik ortodontik tedavinin sürdüğü 12 ay boyunca braketlerin düşmesi kaydedilmiştir. Elipar (%2,9) ve Valo (%3,16) olmak üzere iki LED ışık cihaz arasında braketin kopması açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Braketlerin yapıştırılmasında hem 10 sn Elipar LED hem de 3 sn Valo LED cihazlarının klinik açıdan kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Yagci ve Buyuk (2013), 3 ayrı grupta ısı artışını ve bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında örnekleri 1. Grupta: Konvansiyonel halojen ışık cihazı (Hilux 350; Express Dental Products, Toronto, ON, Canada) ile 40 sn (20 sn mesial ve 20 sn distal kenardan), 2. ve 3. Gruplarda: Yüksek ışık gücüne sahip LED ışık cihazı (Valo Ortho, Opal Orthodontics, South Jordan, UT, US) ile sırasıyla 20 sn ve 3 sn ışınlamışlardır. Üçüncü Grupta Xtra Güç Kuadrant Mod (3200 mW/cm²) kullanılmıştır. Halojen (15,232 MPa) ve LED ışık cihazları (20 sn – 13,288 MPa ve 3 sn – 13,089 MPa) arasında bağlanma gücü değerleri açısından istatistiksel olarak fark bulunmadığını (p = 0,305) bulmuşlardır. Ayrıca, braketin kopma yüzeyi yönünden

gruplar arasında anlamlı fark bulunmadığını, pulpadaki ısı artışının sırasıyla azalarak QTH, LED (20 sn) ve LED (3 sn ekstra güç kuadrand modu) olarak gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Oluşan ısı artışlarının pulpada hasara neden olmayacak seviyede olduğunu belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda kontrol grubunda bağlanma gücü değerleri; 10 sn 1000 mW/cm²'de 23,45±5,94 MPa, 8 sn 1400 mW/cm²'de 20,65±7,77 MPa ve 3 sn 3200 mW/cm²'de 17,68±8,99 MPa olarak bulunmuştur. Bulduğumuz değerler yukarıda örneğini verdiğimiz literatürlerdeki bağlanma değerleri ile uyum sağlamaktadır. Kontrol grubunda 10 sn, 8 sn ve 3 sn uygulamalarında istatistiksel olarak bağlanma değerleri arasında bir fark bulunmamıştır.

Signorelli ve ark. (2006) plazma ark ışık cihazı (OrthoLite, 2000 mW/cm²) ile konvansiyonel halojen ışık cihazını (Ortholux XT, 400 mW/cm²) karşılaştırdıkları çalışmalarında plazma ark ışık cihazını 2, 6, 10 sn süre braketlere uygulamışlardır. Konvansiyonel halojen ışık cihazı ise 40 sn süre ile braketlere uygulanmıştır. Araştırmalarında plazma ark ışık cihazının 2 sn ışınlama süresinin braketlerin bağlanma dayanımını düşürdüğünü belirtmişlerdir.

Signorelli ve ark. (2006)'nın yaptıkları çalışma bizim çalışmamızla örtüşmemektedir. Bu durum plazma ark ışık cihazının 2000 mW/cm²'lik güç yoğunluğunun 2 sn gibi kısa süreli uygulamalar için yetersiz olmasıyla açıklanabilir.

Cerekja ve Cakirer (2011) termo saykıl öncesi ve sonrası metal braketlerin yüksek güçteki halojen ve LED ışık cihazları ile ışınlanması sonucunda bağlanma gücünü ölçtükleri araştırmalarında; 240 adet insan premolar dişi kullanmışlardır. 6 gruba ayırdıkları dişlerin tümünde Transbond XT ile braketler yapıştırılmıştır. Deney gruplarında örnekler; Grup 1'de 800 mW/cm² ışık gücüne sahip konvansiyonel halojen ışık cihazı (Hilux) ile 40 sn; Grup 2, 3, ve 4'te 3000 mW/cm² ışık gücüne sahip yüksek güçte halojen ışık cihazı (Swiss Master) ile sırasıyla 2 sn, 3 sn ve 6 sn; Grup 5 ve 6'da 1200 mW/cm² ışık gücüne sahip LED ışık cihazı (Bluephase) ile sırasıyla 10 sn ve 20 sn ışınlanmıştır. Işınlama sonrası örnekler termo saykıl uygulanan ve uygulanmayan olarak iki ana gruba ayrılmıştır. Bağlanma testinden sonra örnekler ARI skoruna göre sınıflandırılmıştır. Işınlama süresi ve termo saykıl uygulaması

sadece Grup 2 ve Grup 3 de braketin bağlanma dayanımını anlamlı derecede düşürmüştür. Diğer gruplar arasında termo saykıl uygulaması öncesi ve sonrası istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Braketin ışınlama süresini, yüksek güçte halojen ışık cihazı ile 6 sn ve LED ışık cihazı ile de 10 sn'ye kadar indirilebileceğini bildirmişlerdir.

Bu çalışma bizim çalışmamızla örtüşmektedir. Bizim çalışmamızda da gruplara genel olarak baktığımızda termo saykıl uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında braketin bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Fakat 10.000 termo saykıl uygulama yapılan gruplarda; uygulama süreleri arasında anlamlı farklılık tespit edilmiş olup 8 ve 10 sn uygulamalarının dayanım değerlerinin, 3 sn uygulamasına göre daha yüksek olduğu bulunmuştur ($P<0,01$). Ancak 3 sn uygulanan gruptaki değerler de ortodontik tedavide braketlerin yapıştırılmasında kabul edilebilir klinik değerlerdir.

Bu durum artık monomer miktarının fazla olmasıyla ilişkilendirilebilir ve çalışmamızda yaptığımız FTIR testi sonucunda bulunan değerlerle de teyit edilebilir. Artık monomer miktarının fazla olmasının termo saykıl ortamında veya klinik şartlarda braketin bağlanma dayanımını düşürmesi şu şekilde açıklanabilir. Kompozit rezinlerin sulu bir zemin, değişken ısı şartları ve tekrarlayan mekanik kuvvetlerin birleştiği kompleks bir ortam olan ağızda uzun süre ve en etkin şekilde fonksiyon görmesi beklenir (Karacaer O, 2001). Bununla birlikte kompozit rezinler polimerizasyondan sonra bile stabil değillerdir ve kendi ortamları ile sürekli etkileşim halindedirler. Temel etkileşim ise matriks içine diffüze olan su ile olmaktadır (Thonemann ve ark., 1997). Emilen su, polimerik yapıdaki çapraz bağ yoğunluğuna bağlı olarak polimerik zincirler arasındaki boşluklarda genişlemeye ve şişmeye neden olabilir. Polimerize olmayan artık monomerlerin materyal dışına salınımı restoratif materyallerin fiziksel özelliklerinde bozulmayla sonuçlanır (Yap., 1996). Kompozit rezinlerde, birbirini izleyen sıcaklık değişimleri nedeniyle tam bir ısıl dengelenme sağlanamaz ve termal genleşme katsayılarının diş dokularından farklı oluşu diş-kompozit arayüzeyinde stres oluşturur bu durum kompozitin mine ve dentinle yapmış olduğu bağlantıyı olumsuz yönde etkiler (Dayangaç., 2000).

Sonuç olarak su emilimi ve termal genişleme kompozit rezinin yüzey özelliklerinin ve kenar bütünlüğünün kaybına neden olarak klinik performanslarını önemli derecede etkilemektedir (Yap ve Lee., 1997) .

6.2.1. FTIR Bulguları

FTIR analiz yöntemi kompozit rezinlerin monomer dönüşüm derecesini belirlemede kolay olması yönünden en çok kullanılan yöntemlerden biridir (DeWald ve Ferracane, 1987; Shin ve Rawls, 2009).

Kopperud ve ark. (2013) FTIR analizinin kompozitlerdeki farklı kimyasal bağlar ve kompozit rezinlerin dönüşüm dereceleriyle ilgili sayısal veriler ortaya koyduğunu belirtmiştir.

Bis-GMA ve UDMA içeren kompozit rezinlerin monomer dönüşüm dereceleri %43-85 aralığındadır ancak TEGDMA gibi monomerlerin C=C bağları kendi C=C bağları ile birleşip diğer monomerler ile tepkiye girmediğinden dönüşüm derecesinde düşüş görülebilir (Durner ve ark., 2012).

Scherzer ve ark. (1999) monomer değişim seviyelerinin tespitinde ışık gücünün, foto başlatıcı konsantrasyonunun ve kalınlığının etkisini göstermek için FTIR-ATR tekniğinin diğer yöntemlere göre daha başarılı bir teknik olduğunu bildirmişlerdir.

Knobloch ve ark. (2004) FTIR ile yaptıkları çalışmada kompozit materyallerin kalınlıklarının artmasıyla dönüşüm derecelerinin azaldığını bildirmişlerdir. Biz de çalışmamızda kompozit materyalini kalınlığını 2mm den az olacak şekilde belirledik.

Polimerize edilmeden önce kalıp içerisinde ATR kristali üzerinde kondense edilen materyal, üst tarafından şeffaf band ile düzenlenerek okuyucu gözle arada hava kalmayacak şekilde kontakt sağlanmıştır ve polimerizasyon öncesi braket yapıştırıcısının FTIR analizi gerçekleştirilmiştir (Knobloch ve ark., 2004). Ardından yapıştırıcı 3 farklı ışık gücü ve süresinde polimerize edilerek tekrar analize tabi tutulmuştur. Bu şekilde, aynı koşullar altında örneğin polimerizasyon öncesi ve sonrası spektral analizi yapılan bölge değiştirilmeden analiz yapılmıştır (Lim ve ark., 2002).

Arrais ve ark. (2007) LED ve QTH ışık cihazları ile polimerize ettikleri iki farklı markadaki bondinglerin dönüşüm derecelerini FTIR analiz yöntemi ile karşılaştırdıkları çalışmalarında; kısa sürede yüksek dönüşüm derecesi sonucunda daha çok serbest radikal ve hızlı monomer dönüşümü oluştuğunu bildirmişlerdir. Ayrıca polimerizasyon süresinin uzaması ile kaliteli hibridizasyon tabakasının oluşacağına sonucuna varmışlardır.

Shinya ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada, Beauty Ortho Bond Shofu (Kyoto, Japan) ve Transbond XT (3M Unitek ,Monrovia, Calif) adezivlerini FTIR analiz yöntemi vasıtasıyla polimerizasyon dönüşüm dereceleri açısından karşılaştırmışlardır. Transbond XT adezivin polimerizasyon derecesini 54,7 bulmuşlardır bu değerler bizim çalışmamızla örtüşmektedir.

Kauppi ve Combe (2003) geleneksel ve iki yüksek ışık gücünde halojen ışık cihazı ile polimerize ettikleri polimer bazlı ve rezin modifiye cam ionomer ortodontik simanın spektral ve mikro-sertlik analizlerini karşılaştırdıkları araştırmalarında; kullanılan tüm ışık cihazlarının 30 sn sonunda güçlerinde düşüş olduğunu bildirmiştir. Sertlik testleri sonuçları da yüksek enerji gücüne sahip ışık cihazlarında daha kısa sürede polimerizasyon olduğunu göstermiştir. Ancak çalışmanın sonuçlarına göre FTIR ve sertlik testi sonuçları arasında her zaman bir korrelasyon sağlanamayacağı bildirilmiştir.

Buna karşın Leprince ve ark. (2012) genel olarak mikro-sertlik ve polimerizasyon dönüşüm dereceleri arasında doğrudan bir ilişki olduğunu belirtmiştir.

Bang ve ark. (2004) yüksek enerjili plazma ark ve geleneksel halojen ışık cihazı ile polimerize edilen üç farklı ortodontik yapıştırıcının polimerizasyon bütülmesini, dönüşüm derecesi ile korele ederek karşılaştırmışlardır. Toplam ışık güçlerini dengelemek amacıyla; plazma ark ile ışınlama süreleri 3-6 sn iken; halojende bu süre 8-16 sn olarak belirlenmiştir. Plazma ark ışık cihazı ile polimerize edilen ortodontik yapıştırıcılarda polimerizasyon bütülmesi halojen ışık cihazı ile polimerize edilen ortodontik yapıştırıcılara nazaran daha azdır. Halojen gruplarında polimerizasyon bütülmesi ve dönüşüm derecesi arasında anlamlı bir korelasyon bulunurken, plazma ark gruplarında bu korelasyon daha zayıftır.

Rueggeberg ve ark. (1994) dönüşüm derecesinin, materyalin ışık gücü ve ışınlama süresi logaritması ile ilişkili olduğunu bildirmiştir. Işık gücünü arttırarak ve ışınlama süresini azaltarak aynı dönüşüm derecesinin elde edilebileceğini belirtmişlerdir. Işık gücünün artması ile beraber polimerize edilen materyalin kırılma ve esneme direnci artacaktır. Tüm bu nedenlerden dolayı yüksek ışık gücünde polimerizasyonu tavsiye etmektedirler.

Yüksek ışık enerjisi polimerizasyon kontraksiyon kuvvetlerinin çabuk oluşmasına neden olabilir. Yapıştırıcı rezinin polimerizasyon büzülmesi ortodontik braketlerde yıkıcı kontraksiyon streslerinin oluşmasına yol açabilir. Polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörler; doldurucu oranı (Munksgaard ve ark., 1987), dönüşüm derecesi (Walls ve ark., 1988), ışınlama özellikleri (Krejci ve Lutz, 1991), su absorpsiyonu (Alster ve ark., 1992) ve ışık cihazının ışık gücü olarak sıralanabilir (Feilzer ve ark., 1995).

Ortodontik braketlerin bağlanma dayanıklılığını etkileyen en önemli faktörler polimerizasyon büzülmesine bağlı kontraksiyon stresleri ve polimerizasyonu tam olmamış rezinin mekanik zayıflığıdır (Bang ve ark., 2004).

Orefice L. (2003) kompozitlerin dönüşüm dereceleri ile yüzey sertlikleri arasındaki ilişkiyi incelediği çalışmasında FTIR ile analiz ettiği örneklerin dönüşüm derecesi oranlarının yüzey sertlik oranları ile doğru orantılı olduğunu belirtmiştir.

Buna karşın da Silva ve ark. (2008) kompozitlerin FTIR analizi ve Vickers mikro sertlik değerlerini inceledikleri çalışmalarında materyalin kalınlıkları arttıkça sertlik ve polimerizasyon derecesinde düşüş olduğunu gözlemlemişler fakat iki yöntem arasında direk bir ilişki olmadığını belirtmişlerdir.

Çünkü; dönüşüm derecesi polimerizasyon reaksiyon büyüklüğüne bağlıyken, sertlik değeri hem dönüşüm derecesine hem monomerlerin dönüşüm sırasında oluşturduğu çapraz bağ yapısına bağlı olarak değiştiğini bildirmişlerdir.

Yüzey sertliği ölçümleri, materyalin polimerizasyon dönüşüm derecesi ile ilgili bilgi veren indirek bir yöntemdir. Fakat materyalin doldurucu miktarı ve çapraz bağ yapısı dolayısıyla sertlik ile FTIR arasında direk bir ilişki kurulamaz (Yan, 2010).

FTIR ve yüzey sertliği ölçümlerinin monomer değişimini saptamada kullanılabilir olduğunu bildirmişlerdir. Bunun yanında yüzey sertliği analizleri FTIR analizlerine göre, kompozitin monomer değişimi konusunda daha hassas bilgi verdiğini bildirmişlerdir (Yan, 2010).

DeWald ve Ferracane (1987) bir materyalin dönüşüm derecesinin incelenmesinde yüzey sertliğinin kullanılabileceğini, ayrıca FTIR analizinin materyalin C=C bağlarının dönüşüm derecesini belirleyerek polimerizasyon derecesi hakkında daha güvenilir sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca her iki yöntem arasında bir ilişki olduğunu bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda; TransBond XT kompozit yapıştırıcının polimerizasyon öncesi, 10 sn, 8 sn ve 3 sn ışınlama sonrası absorban değerleri dar spektrumda (1600-1700 bandında) okunmuştur. Formüldeki yerlerine konulup dönüşüm dereceleri hesaplanmıştır. 1638 bandına göre hesap yapıldığında dönüşüm dereceleri sırasıyla; 10 sn ışınlama 1000 mW/cm² ışık gücü ile %52,45; 8 sn ışınlama 1400 mW/cm² ışık gücü ile %58,12; 3 sn ışınlama 3200 mW/cm² ışık gücü ile %38,14 olarak bulunmuştur. 1638 bandına göre 3 sn'de hesaplanan DC (Degree of cure) değerleri en düşük bulunmuştur, 8 sn ışınlanan örnekte, elde edilen DC değeri, 10 sn ışınlandıktan bir miktar daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca Vickers micro-sertlik testi ile FTIR testi negatif korelasyon göstermiştir.

6.2.2. Vickers Bulguları

Araştırmacılar; bir kompozit reçinenin fiziksel özelliklerinin, kompozitin polimerizasyonu ile ilişkili olduğunu ve sertlik ölçümünün polimerizasyon derinliğinin değerlendirilmesinde etkili bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir (F. A. Rueggeberg ve ark., 2000).

Cekic ve ark. (2010) çalışmalarında; yüksek ışık gücünde halojen ışık cihazını (1000 mW/cm², Blue Swan Digital, Dentanet, Ankara, Turkey) 20 sn, LED ışık cihazını (1200 mW/cm², Elipar Freelight 2, 3M Espe, USA) 20 sn ve plazma ark ışık cihazını (2250 ± 50 mW/cm², Plasma Star, SP-2000, Monitex, Taiwan) 10 sn uygulamışlar ve örnekleri karşılaştırmak için Vickers mikro-sertlik testini

kullanmışlardır. LED ışık cihazının mikrosertliğinin diğer ışık cihazlarından istatistiksel anlamda daha yüksek olduğunu bulmuşlardır.

Usumez ve ark. (2003) yaptıkları çalışmada plazma ark ışık cihazı (PowerPac, 800 mW/cm²), hızlı halojen ışık cihazı (the Optilux 501, 1000 mW/cm²) ve konvansiyonel halojen ışık cihazını (the Ortholux XT, 550 mW/cm²) farklı ışınlama sürelerinde karşılaştırmak için Vickers mikro-sertlik testini kullanmışlardır. Hızlı halojen ışık cihazının 5, 10, 20, 40, 60, 80, 100 sn süreleri arasında en yüksek mikro-sertlik değerinin 20 sn sürede elde edildiğini belirtmişlerdir.

Cerveira ve ark. (2010)'nın yaptığı çalışmada Transbond XT rezinin sertlik değerleri, halojen ışık cihazında 20-25 arasında bulunurken, LED ışık cihazında 18-21 arasında bulunmuştur.

Feng ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada, yüksek ışık gücüne sahip kaynakların düşük ışınlama süresinde kullanımının polimerizasyon sırasında serbest radikallerin oluşumunu arttırarak, polimerizasyonu olumsuz yönde etkilediğini bildirmişlerdir. Işınlama süresi arttıkça serbest radikal oluşumunun azaldığını ileri sürmüşlerdir.

Feng ve ark. (2009)'nın yaptıkları çalışmada olduğu gibi bizim çalışmamızın bulgularında da bu literatürü destekleyecek şekilde hem kontrol gruplarında hem de Termo saykıl uygulanan gruplarda uygulama süresi arttıkça Vickers Sertlik değerleri artmıştır.

Souza ve ark. (2010) indirek rezin kompozitlerin dönüşüm dereceleri ve termo saykılın fiziksel özelliklerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında; 5000 termo saykıl uygulamasının, esneklik dirençlerini anlamlı oranda değiştirdiğini ancak mikro-sertlik değerlerinde anlamlı değişikliğe yol açmadığını bildirmişlerdir.

Souza ve ark. (2010)'nın yaptıkları çalışmada 5000 termo saykıl uygulaması sonrasında mekanik özelliklerin değişmediği görülmüştür. Bu durum bizim çalışmamızla çelişmektedir, bunun sebebi uygulanan kompozit materyalinin farklı olması olabilir.

Çalışmamızda termo saykıl sonrası sertlik değerlerine baktığımızda; 10.000 siklus termo saykıl uygulanmış (48,25 VHN) deney grubundaki değerler, kontrol (53,76 VHN) ve 500 termo saykıl uygulanmış (51,39 VHN) gruplara göre daha düşük bulunmuştur. 10.000 siklus termo saykıl uygulanmış grubun düşük çıkmasının sebebi daha önceden de bahsettiğimiz 3 sn uygulamalarda oluşan artık monomer miktarının fazla olması sebebiyle termo saykıl siklus değerleri arttıkça absorbe edilen su miktarının artması ve termal genişlemenin kompozit üzerindeki olumsuz etkilerinden dolayı bağlanma değerinin düşmesiyle açıklanabilir.

6.2.3. ARI Bulguları

ARI skorları subjektif bir değerlendirme olmasına rağmen kopma sonrası dişin yüzeyinde kalan adeziv miktarının sınıflandırılması ile kopma bölgesinin yüzdesini belirleyen önemli bir indextir (Lalani ve ark., 2000).

Braketler koştuktan sonra diş yüzeyinde kalan artık adezivin değerlendirilmesinde iki görüş ileri sürülmüştür. Birinci görüşe göre kopmalar braket adeziv arayüzünde gerçekleşmektedir. Yapıştırıcının büyük çoğunluğu diş yüzeyinde kalmıştır. Bu durum yapıştırıcının mekanik retansiyonunun iyi olduğunu gösterir. Bu görüşe göre yüksek dolduruculu yapıştırıcılar kullanıldığında, mine yüzeyine uygulanan asitleme işlemi sonrasında oluşan mikroporozitelere yapıştırıcının dolmasıyla mekanik retansiyon artmaktadır (Proffit WR, 2000). Bu bulguyu destekleyen çalışmalar mevcuttur (Bishara ve ark., 2004; Eminkahyagil ve ark., 2005). İkinci görüşe göre kopmalar mine-adeziv arayüzünde gerçekleşmektedir. Diş yüzeyinde kalan artık yapıştırıcı miktarı azdır. Bu istenen bir durumdur. Çünkü braketler söküldükten sonra diş yüzeyinde kalan yapıştırıcının temizlenmesi sırasında minede hasar oluşabilir. Diş yüzeyinde kalan yapıştırıcı miktarının az olması oluşabilecek mine hasarını da azaltır (Trites ve ark., 2004).

Bizim çalışmamızda kullandığımız ARI indeksinde skorlar 1-5 arasında değişmektedir (1, yapıştırıcının tamamı diş üzerinde; 2, yapıştırıcının %100'ü ile %90'ı arası diş üzerinde; 3, yapıştırıcının %90'ı ile %10'u arası diş üzerinde; 4, yapıştırıcının %10'u ile %0'ı arası diş üzerinde; 5, diş üzerinde hiç yapıştırıcı yok) (Olsen ve ark., 1997).

Çalışmamızda kullanılan gruplar arasında ARI skor indeksinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Çalışma gruplarında sıyırma testi ile braketlerin diş yüzeyinden kopartılması sonucunda mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının skorlaması yapıldığında yapıştırıcının tamamı ya da büyük bir kısmının braketlerle beraber diş yüzeyinden ayrıldığı görülmüştür. Bu durumla benzer değerler gösteren birçok çalışma mevcuttur (Theodorakopoulou ve ark., 2004; Habibi ve ark., 2007; Tuncer ve ark., 2009). Bu duruma zıt görüşler öne süren çalışmalar da mevcuttur (Buyukyılmaz ve ark., 2003; Bishara, Ostby, ve ark., 2006; Soderquist ve ark., 2006).

Yapılan çalışmalarda, sonuçların farklı çıkmasının sebepleri ARI skorlarını etkileyen birçok faktörün olmasıdır. Bunlar arasında braketleri yapıştırırken izlenen yöntem, braketin koparılma tekniği, braket tabanının şekli, yapıştırıcının tipi, dişin arktaki pozisyonu gibi faktörler yer almaktadır (Bishara ve ark., 1997; Bishara ve ark., 2002; Theodorakopoulou ve ark., 2004)

7. SONUÇLAR

Bu çalışmada; poliwave LED olan Valo ışık cihazının 3 farklı modu (10 sn ışınlama 1000 mW/cm² ışık gücü, 8 sn ışınlama 1400 mW/cm² ışık gücü ve 3 sn ışınlama 3200 mW/cm²) kullanılarak polimerizasyonu sağlanan ortodontik yapıştırıcı Transbond XT'nin polimerizasyon derecesine bakılmış, Termo saykıl öncesi ve sonrası makaslama kuvveti ve mikrosertliği ölçülmüştür.

Bu çalışma koşulları içerisinde şu sonuçlar elde edilmiştir:

1. Çalışmamızda kullandığımız polivawe LED Valo ışık cihazının 3 farklı ışınlama modunun Termo saykıl uygulanmış ve Termo saykıl uygulanmamış gruplar arasında braketlerin bağlanma dayanıklılıkları açısından anlamlı bir farklılık oluşturmadığı görülmüştür.
2. Çalışma gruplarını kendi içinde değerlendirdiğimizde kontrol grubunda uygulama süreleri arasında braketlerin bağlanma dayanıklılıkları açısından anlamlı bir fark gözükmemektedir.
3. 10.000 Termo saykıl uygulanmış 8 sn ve 10 sn polimerize edilmiş gruplar arasında bağlanma dayanımı açısından birbirine yakın değerler elde edilmiş iken; 3 sn polimerize edilmiş grubun değerleri daha düşük bulunmuştur.
4. Kopma yüzeyleri açısından incelendiğinde; kontrol grubu, 500 ve 10.000 Termo saykıl uygulanmış grupların ARI skorlarının ışınlama sürelerine göre değişmediği belirlenmiştir.
5. Çalışmada 10 sn, 8 sn ve 3 sn ışınlama süresi içerisindeki ARI skorlarının termo saykıl uygulamalarına göre değişmediği belirlenmiştir.
6. Çalışmada sertlik düzeyi en yüksek 10 sn'lik ışınlama yapılan kontrol grubunda (57,08) ve 10.000 siklus termo saykıl uygulanmış (55,96) deney grubundaki dişlerde; en düşük sertlik düzeyi ise 3 sn'lik ışınlama yapılan ve 10.000 siklus termo saykıl uygulanmış (39,22) deney grubundaki dişlerde belirlenmiştir.

7. Genel olarak çalışmada 3 sn'lik ışınlama yapılan farklı termo saykıl uygulamalarında sertlik düzeyi düşük bulunurken, 10 sn'lik farklı termo saykıl uygulamalarında sertlik düzeyi yüksek bulunmuştur.
8. Tüm ışınlama uygulamaları içerisinde ise sertlik düzeyi, 10.000 siklus termo saykıl uygulanmış (48,25) deney grubundaki değerler, kontrol (53,76) ve 500 termo saykıl uygulanmış (51,39) gruplara göre daha düşük bulunmuştur.
9. 1638 bandına göre hesap yapıldığında 3 sn'de hesaplanan DC (Degree of cure) değerleri en düşük bulunmuştur, 8 sn ışınlanan örnekte, elde edilen DC değeri, 10 sn ışınlandıktan bir miktar daha yüksek bulunmuştur.
10. Vickers mikro-sertlik testiyle FTIR testi negatif korelasyon göstermiştir.
11. On sn ışınlama 1000 mW/cm² ışık gücü; 8 sn ışınlama 1400 mW/cm² ışık gücü ve 3 sn ışınlama 3200 mW/cm² ışık gücü ile polimerizasyon gerçekleştirilmiştir.

Sonuç olarak;

Polivawe LED ışık cihazının 10 sn, 8 sn ve 3 sn uygulandığı braket yapıştırılması işleminde in vitro koşullar altında Transbond XT'nin bağlanma dayanımı, mikro-sertlik ve dönüşüm derecesi değerleri açısından yeterli bağlanmayı sağladığı görülmüştür. Ancak 10.000 termo saykıl uygulanmış 3 sn ışınlama süresi bulunan grupta braketin bağlanma değeri düşük bulunmuştur. Bunun sebebi FTIR testi sonuçlarında görüldüğü gibi 3 sn ışınlama süresi uygulanan gruplarda artık monomer miktarının fazla olması olabilir. Daha çok klinik ve laboratuvar çalışmasına ihtiyaç vardır.

8. KAYNAKÇA

- Aljubouri Y. D., Millett D. T. ve Gilmour W. H. (2003). Laboratory evaluation of a self-etching primer for orthodontic bonding. *Eur J Orthod*, 25 (4), 411-415.
- Alster D., Feilzer A. J., De Gee A. J., Mol A. ve Davidson C. L. (1992). The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin resin layers. *J Dent Res*, 71 (9), 1619-1622.
- Anfe T. E., Caneppele T. M., Agra C. M. ve Vieira G. F. (2008). Microhardness assessment of different commercial brands of resin composites with different degrees of translucence. *Braz Oral Res*, 22 (4), 358-363.
- Arici S., Caniklioglu C. M., Arici N., Ozer M. ve Oguz B. (2005). Adhesive thickness effects on the bond strength of a light-cured resin-modified glass ionomer cement. *Angle Orthod*, 75 (2), 254-259.
- Arnold R. W., Combe E. C. ve Warford J. H., Jr. (2002). Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122 (3), 274-276.
- Arrais C. A., Pontes F. M., Santos L. P., Leite E. R. ve Giannini M. (2007). Degree of conversion of adhesive systems light-cured by LED and halogen light. *Braz Dent J*, 18 (1), 54-59.
- Artun J. ve Bergland S. (1984). Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod*, 85 (4), 333-340.
- Asmussen E. ve Munksgaard E. C. (1988). Bonding of restorative resins to dentine: status of dentine adhesives and impact on cavity design and filling techniques. *Int Dent J*, 38 (2), 97-104.
- Asmussen E. ve Peutzfeldt A. (2003). Two-step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer. *Dent Mater*, 19 (6), 466-470.

Aydın R. (2007). Farklı ışık kaynaklarının sıyırma kuvvetleri üzerindeki etkilerinin iki adeziv sistemi ile karşılaştırılması *Doktora Tezi, Yeditepe Üniversitesi, İstanbul.*

Bang H. C., Lim B. S., Yoon T. H., Lee Y. K. ve Kim C. W. (2004). Effect of plasma arc curing on polymerization shrinkage of orthodontic adhesive resins. *J Oral Rehabil*, 31 (8), 803-810.

Barkmeier W. W. ve Erickson R. L. (1994). Shear bond strength of composite to enamel and dentin using Scotchbond Multi-Purpose. *Am J Dent*, 7 (3), 175-179.

Bates J. F., Stafford G. D. ve Harrison A. (1975). Masticatory function-a review of the literature: (II) Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. *J Oral Rehabil*, 2 (4), 349-361.

Bayne SC F. J., Faison S. (1982). SEM-EDS analysis of macro and micro resin tags of laminates. *J Dent Res*, 61:304.

Bedran-de-Castro A. K., Pereira P. N., Pimenta L. A. ve Thompson J. Y. (2004). Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. *Oper Dent*, 29 (2), 150-156.

Bin Abdullah M. ve Rock W. P. (1996). The effect of etch time and debond interval upon the shear bond strength of metallic orthodontic brackets. *Br J Orthod*, 23 (2), 121-124.

Bishara S. E., Ajlouni R., Laffoon J. ve Warren J. (2002). Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod*, 72 (5), 464-467.

Bishara S. E., Ajlouni R., Laffoon J. F. ve Warren J. J. (2006). Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *Angle Orthod*, 76 (1), 123-126.

Bishara S. E., Gordan V. V., VonWald L. ve Olson M. E. (1998). Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 114 (3), 243-247.

Bishara S. E., Olsen M. E. ve Von Wald L. (1997). Evaluation of debonding characteristics of a new collapsible ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 112 (5), 552-559.

Bishara S. E., Oonsombat C., Ajlouni R. ve Laffoon J. F. (2004). Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 125 (3), 348-350.

Bishara S. E., Ostby A. W., Ajlouni R., Laffoon J. F. ve Warren J. J. (2006). Early shear bond strength of a one-step self-adhesive on orthodontic brackets. *Angle Orthod*, 76 (4), 689-693.

Bishara S. E., Ostby A. W., Laffoon J. F. ve Warren J. (2007). Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling. A new self-etch primer and a resin-modified glass ionomer. *Angle Orthod*, 77 (2), 337-341.

Bishara S. E., Soliman M., Laffoon J. ve Warren J. J. (2005). Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod*, 75 (5), 832-835.

Bishara S. E., VonWald L., Laffoon J. F. ve Warren J. J. (2001). Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119 (6), 621-624.

Bishara S. E., VonWald L., Olsen M. E. ve Laffoon J. F. (1999). Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 116 (6), 616-620.

Bishara S. E., VonWald L. ve Zamtua J. (1998). Effects of different types of light guides on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 114 (4), 447-451.

Bishara S. E., Vonwald L., Zamtua J. ve Damon P. L. (1998). Effects of various methods of chlorhexidine application on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 114 (2), 150-153.

- Blankenau R. J., Kelsey W. P., Powell G. L., Shearer G. O., Barkmeier W. W. ve Cavel W. T. (1991). Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *Am J Dent*, 4 (1), 40-42.
- Bourke A. M., Walls A. W. ve McCabe J. F. (1992). Light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cements: the setting reaction. *J Dent*, 20 (2), 115-120.
- Brantley W. A., Eliades, T. (2001). Orthodontic Materials. *Stuttgart- New York.: Thieme, .*
- Breschi L., Mazzoni A., Ruggeri A., Cadenaro M., Di Lenarda R. ve De Stefano Dorigo E. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*, 24 (1), 90-101.
- Bulut H., Turkun M., Turkun L. S. ve Isiksal E. (2007). Evaluation of the shear bond strength of 3 curing bracket bonding systems combined with an antibacterial adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 132 (1), 77-83.
- Buonocore. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34 (6), 849-853.
- Buonocore M. (1970). Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention, with use of ultraviolet light. *J Am Dent Assoc*, 80 (2), 324-330.
- Burgess S. M., Ireland AJ. (2006). Self-etching primers: is prophylactic pumicing necessary? A randomized clinical trial. *Angle Orthod*, 114-118.
- Buyukyilmaz T., Usumez S. ve Karaman A. I. (2003). Effect of self-etching primers on bond strength--are they reliable? *Angle Orthod*, 73 (1), 64-70.
- Cacciafesta V., Sfondrini M. F., De Angelis M., Scribante A. ve Klersy C. (2003). Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123 (6), 633-640.

Cacciafesta V., Sfondrini M. F., Klersy C. ve Sfondrini G. (2002). Polymerization with a micro-xenon light of a resin-modified glass ionomer: a shear bond strength study 15 minutes after bonding. *Eur J Orthod*, 24 (6), 689-697.

Cacciafesta V., Sfondrini M. F. ve Sfondrini G. (2000). A Xenon Arc Light-Curing Unit for Bonding and Bleaching. *Journal of Clinical Orthodontics*, 34 (2), 94-96.

Cal-Neto J. P., Carvalho F., Almeida R. C. ve Miguel J. A. (2006). Evaluation of a new self-etching primer on bracket bond strength in vitro. *Angle Orthod*, 76 (3), 466-469.

Cardoso M. V., Almeida Neves A., Mine A., Coutinho E., Van Landuyt K., De Munck J. ve ark. (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J*, 56 Suppl 1, 31-44.

Cardoso P. E., Braga R. R. ve Carrilho M. R. (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*, 14 (6), 394-398.

Caughman W. F. ve Rueggeberg F. A. (2002). Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent*, 27 (6), 636-638.

Cekic-Nagas I., Egilmez F. ve Ergun G. (2010). The effect of irradiation distance on microhardness of resin composites cured with different light curing units. *Eur J Dent*, 4 (4), 440-446.

Cerekja E. ve Cakirer B. (2011). Effect of short curing times with a high-intensity light-emitting diode or high-power halogen on shear bond strength of metal brackets before and after thermocycling. *Angle Orthod*, 81 (3), 510-516.

Cerveira G. P., Berthold T. B., Souto A. A., Spohr A. M. ve Marchioro E. M. (2010). Degree of conversion and hardness of an orthodontic resin cured with a light-emitting diode and a quartz-tungsten-halogen light. *Eur J Orthod*, 32 (1), 83-86.

- Chicri R. O., Sasaki R. T., Carvalho A. S., Nouer P. R. ve Lima-Arsati Y. B. (2010). Effect of enamel pretreatment on shear bond strength of brackets bonded with resin-modified glass-ionomer cement. *World J Orthod*, 11 (1), 11-15.
- Choo S. C., Ireland A. J. ve Sherriff M. (2001). An in vivo investigation into the use of resin-modified glass poly(alkenote) cements as orthodontic bonding agents. *Eur J Orthod*, 23 (4), 403-409.
- Christel P., Meunier A., Heller M., Torre J. P. ve Peille C. N. (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 23 (1), 45-61.
- Cilingir G. Y. (2008). Self Adeziv Reçine Simanlar. *İst Üniv Diş Hek Fak Dergisi*, 42, 31-40.
- Cohl G. L., Eick JD. (1972). Bonding of clear plastic orthodontic brackets using an ultraviolet-sensitive adhesive. *Am J Orthod*, 62 (4), 400-411.
- Compton A. M., Meyers C. E., Hondrum S. O. ve Lorton L. (1992). 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 Orthod Dentofacial Orthop*, 101 (2), 138-144.
- Correr A. B., Sinhoreti M. A., Sobrinho L. C., Tango R. N., Schneider L. F. ve Consani S. (2005). Effect of the increase of energy density on Knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and xenon plasma arc. *Braz Dent J*, 16 (3), 218-224.
- Craig R. G. (1997). Dental materials properties and manipulation. *Restorative Dental Materials. 10th Edition, St Louis, Mosby Year Book*, 57-78.
- Çakmakcioğlu T. B. (2005). Farklı ışık kaynaklarının kompozit polimerizasyonuna etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg*, 15 (1), 48-54.

Çerekja E. (2009). Comparison Of Shear Bond Strength Of Brackets Cured Using A Normal Halogen, New High Power Halogen And Light-Emitting Diode At Various Polymerization Times., *Doktora Tezi, Marmara University, İstanbul.*

Smith. M. (1969). Direct sementation of orthodontic brackets to dental enamel. *British Dental Journal*, 127 (371).

da Silva E. M., Poskus L. T., Guimaraes J. G., de Araujo Lima Barcellos A. ve Fellows C. E. (2008). Influence of light polymerization modes on degree of conversion and crosslink density of dental composites. *J Mater Sci Mater Med*, 19 (3), 1027-1032.

Dabanoğlu A. (2003). Farklı Polimerizasyon sistemlerinin yuzey sertliği uzerine etkisi. *T.D.B. Dishekimliğinde Klinik Dergisi*, 16, 84-88.

Dalli'Magro E., Sinhoreti M. A., Correr A. B., Consani R. L., Sicoli E. A., Mendoca M. J. ve ark. (2008). Effect of different modes of light modulation on the bond strength and knoop hardness of a dental composite. *Braz Dent J*, 19 (4), 334-340.

David J. R., Gomes O. M., Gomes J. C., Loguercio A. D. ve Reis A. (2007). Effect of exposure time on curing efficiency of polymerizing units equipped with light-emitting diodes. *J Oral Sci*, 49 (1), 19-24.

Dayangaç B. (2000). Kompozit Rezin Restorasyonlar. *Ankara: Güneş Kitabevi LTD. Şti.*

De Munck J., Ermis R. B., Koshiro K., Inoue S., Ikeda T., Sano H. ve ark. (2007). NaOCl degradation of a HEMA-free all-in-one adhesive bonded to enamel and dentin following two air-blowing techniques. *J Dent*, 35 (1), 74-83.

De Munck J., Mine A., Poitevin A., Van Ende A., Cardoso M. V., Van Landuyt K. L. (2012). Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *J Dent Res*, 91 (4), 351-357.

- De Munck J., Van Landuyt K., Coutinho E., Poitevin A., Peumans M., Lambrechts P. (2005). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dent Mater*, 21 (11), 999-1007.
- de Pulido L. G. ve Powers J. M. (1983). Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-plastic bracket systems in vitro. *Am J Orthod*, 83 (2), 124-130.
- DeWald J. P. ve Ferracane J. L. (1987). A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res*, 66 (3), 727-730.
- Dickinson P. T. ve Powers J. M. (1980). Evaluation of fourteen direct-bonding orthodontic bases. *Am J Orthod*, 78 (6), 630-639.
- Dorminey J. C., Dunn W. J. ve Taloumis L. J. (2003). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 124 (4), 410-413.
- Dunn W. J. ve Taloumis L. J. (2002). Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122 (3), 236-241.
- Durner J., Obermaier J., Draenert M. ve Ilie N. (2012). Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nano-hybrid dental composites. *Dent Mater*, 28 (11), 1146-1153.
- Silverman M. G., Dietz C. (1972). A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 62 (236-244).
- Eick J. D., Robinson, Chappell R.P., Cobb C.M. ve Spencer, P. (1993). The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. *its influence on dentinal adhesion. Part III. Quintessence International*, 24, 571-582.
- Ekgasit S. ve Thongnopkun P. (2005). Transflectance spectra of faceted diamonds acquired by infrared microscopy. *Appl Spectrosc*, 59 (9), 1160-1165.

- Eliades T. ve Brantley W. A. (2000). The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur J Orthod*, 22 (1), 13-23.
- Eliades T., Eliades G., Brantley W. A. ve Johnston W. M. (1995). Polymerization efficiency of chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives: degree of cure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 108 (3), 294-301.
- Eliades T., Viazis A. D. ve Eliades G. (1991). Bonding of ceramic brackets to enamel: morphologic and structural considerations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 99 (4), 369-375.
- Eminkahyagil N., Korkmaz Y., Gokalp S. ve Baseren M. (2005). Shear bond strength of orthodontic brackets with newly developed antibacterial self-etch adhesive. *Angle Orthod*, 75 (5), 843-848.
- Erickson R. L., Barkmeier W. W. ve Latta M. A. (2009). The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dent Mater*, 25 (11), 1459-1467.
- Esmaeili B., Safarcherati H. ve Vaezi A. (2014). Hardness Evaluation of Composite Resins Cured with QTH and LED. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, 8 (1), 40-44.
- Evans L. J., Peters C., Flickinger C., Taloumis L. ve Dunn W. (2002). A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light sources, light guides, and cure times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 121 (5), 510-515.
- Fajen V. B., Duncanson M. G., Nanda R. S., Currier G. F. ve Angolkar P. V. (1990). An in vitro evaluation of bond strength of three glass ionomer cements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 97 (4), 316-322.
- Faltermeier A., Burgers R. ve Rosentritt M. (2008). Bacterial adhesion of *Streptococcus mutans* to esthetic bracket materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 133 (4 Suppl), S99-103.

Feilzer A. J., Dooren L. H., de Gee A. J. ve Davidson C. L. (1995). Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci*, 103 (5), 322-326.

Feitosa V. P., Pomacondor-Hernandez C., Ogliari F. A., Leal F., Correr A. B. ve Sauro S. (2014). Chemical interaction of 10-MDP (methacryloyloxi-decyl-dihydrogen-phosphate) in zinc-doped self-etch adhesives. *J Dent*, 42 (3), 359-365.

Feldner J. C., Sarkar N. K., Sheridan J. J. ve Lancaster D. M. (1994). In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 106 (3), 265-272.

Feng L., Carvalho R. ve Suh B. I. (2009). Insufficient cure under the condition of high irradiance and short irradiation time. *Dent Mater*, 25 (3), 283-289.

Fernandez L. ve Canut J. A. (1999). In vitro comparison of the retention capacity of new aesthetic brackets. *Eur J Orthod*, 21 (1), 71-77.

Ferracane J. L. ve Greener E. H. (1984). Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins--methods comparison. *J Dent Res*, 63 (8), 1093-1095.

Fitzgerald I., Bradley G. T., Bosio J. A., Hefti A. F. ve Berzins D. W. (2012). Bonding with self-etching primers--pumice or pre-etch? An in vitro study. *Eur J Orthod*, 34 (2), 257-261.

Fleming G. J., Cara R. R., Palin W. M. ve Burke F. J. (2007). Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with resin-based filling materials cured using a 'soft-start' polymerisation protocol. *Dent Mater*, 23 (5), 637-643.

Fleming P. S., Eliades T., Katsaros C. ve Pandis N. (2013). Curing lights for orthodontic bonding: a systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 143 (4 Suppl), S92-103.

Flury S., Lussi A., Hickel R. ve Ilie N. (2013). Light curing through glass ceramics with a second- and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the

degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clin Oral Investig*, 17 (9), 2127-2137.

Frankenberger R., Strobel W. O., Lohbauer U., Kramer N. ve Petschelt A. (2004). The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 69 (1), 25-32.

Frentzen M. ve Koort H. J. (1990). Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *Int Dent J*, 40 (6), 323-332.

Frost T., Norevall L. I. ve Persson M. (1997). Bond strength and clinical efficiency for two light guide sizes in orthodontic bracket bonding. *Br J Orthod*, 24 (1), 35-40.

Newman G. V. (1964). Bonding plastic orthodontic attachments to tooth enamel. *Journal of New Jersey Dental Association*, 35, 346-358.

Gale M. S. ve Darvell B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 27 (2), 89-99.

Gange P. (2001). Orthodontic Bonding. In Needham Press. *Orthodontics and Dentofacial Orthopedics McNamara AJ and Brudon WL*, 169-187.

Ghauch A., Deveau P. A., Jacob V. ve Baussand P. (2006). Use of FTIR spectroscopy coupled with ATR for the determination of atmospheric compounds. *Talanta*, 68 (4), 1294-1302.

Gioka C., Bourauel C., Zinelis S., Eliades T., Silikas N. ve Eliades G. (2004). Titanium orthodontic brackets: structure, composition, hardness and ionic release. *Dent Mater*, 20 (7), 693-700.

Gioka C. ve Eliades T. (2004). Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 125 (3), 323-328.

Goormaghtigh E., Raussens V. ve Ruyschaert J. M. (1999). Attenuated total reflection infrared spectroscopy of proteins and lipids in biological membranes. *Biochim Biophys Acta*, 1422 (2), 105-185.

Grandhi R. K., Combe E. C. ve Speidel T. M. (2001). Shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets with a moisture-insensitive primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119 (3), 251-255.

Greenlaw R., Way D. C. ve Galil K. A. (1989). An in vitro evaluation of a visible light-cured resin as an alternative to conventional resin bonding systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 96 (3), 214-220.

Gronberg K., Rossouw P. E., Miller B. H. ve Buschang P. (2006). Distance and time effect on shear bond strength of brackets cured with a second-generation light-emitting diode unit. *Angle Orthod*, 76 (4), 682-688.

Grubisa H. S., Heo G., Raboud D., Glover K. E. ve Major P. W. (2004). An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 126 (2), 213-219; quiz 255.

Gwinnett A. J. (1992). Structure and composition of enamel. *Oper Dent*, Suppl 5, 10-17.

Habibi M., Nik T. H. ve Hooshmand T. (2007). Comparison of debonding characteristics of metal and ceramic orthodontic brackets to enamel: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 132 (5), 675-679.

Hanabusa M., Mine A., Kuboki T., Momoi Y., Van Ende A., Van Meerbeek B. ve ark. (2012). Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent*, 40 (6), 475-484.

Hansel C., Leyhausen G., Mai U. E. ve Geurtsen W. (1998). Effects of various resin composite (co)monomers and extracts on two caries-associated micro-organisms in vitro. *J Dent Res*, 77 (1), 60-67.

Hashimoto M. (2010). A review--micromorphological evidence of degradation in resin-dentin bonds and potential preventional solutions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 92 (1), 268-280.

Hashimoto M., Ohno H., Kaga M., Endo K., Sano H. ve Oguchi H. (2000). In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*, 79 (6), 1385-1391.

Hashimoto M., Ohno H., Sano H., Kaga M. ve Oguchi H. (2003). In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials*, 24 (21), 3795-3803.

Hashimoto M., Ohno H., Sano H., Tay F. R., Kaga M., Kudou Y. ve ark. (2002). Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *J Biomed Mater Res*, 63 (3), 306-311.

Hicks M. J., Westerman G. H., Flaitz C. M. ve Powell G. L. (2000). Surface topography and enamel-resin interface of pit and fissure sealants following visible light and argon laser polymerization: an in vitro study. *ASDC J Dent Child*, 67 (3), 169-175, 160.

Hobson R. S., McCabe J. F. ve Hogg S. D. (2001). Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dent Mater*, 17 (2), 184-189.

Hofmann N., Hugo B. ve Klaiber B. (2002). Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci*, 110 (6), 471-479.

Imazato S., McCabe J. F., Tarumi H., Ehara A. ve Ebisu S. (2001). Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dent Mater*, 17 (2), 178-183.

Ip T. B. ve Rock W. P. (2004). A comparison of three light curing units for bonding adhesive pre-coated brackets. *J Orthod*, 31 (3), 243-247; discussion 202-243.

Jassem H. A., Retief D. H. ve Jamison H. C. (1981). Tensile and shear strengths of bonded and rebonded orthodontic attachments. *Am J Orthod*, 79 (6), 661-668.

Jendresen M. D., Glantz P. O., Baier R. E. ve Eick J. D. (1981). Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. An in-vivo study. *Acta Odontol Scand*, 39 (1), 47-53.

- Jimenez-Planas A., Martin J., Abalos C. ve Llamas R. (2008). Developments in polymerization lamps. *Quintessence Int*, 39 (2), e74-84.
- Karacaer O. D., Gul Z.(2001). Kompozit rezin materyallerin su emilimi ve çözünürlüğü. *AÜ Diş Hek Fak Derg*, 11 (3), 7-10.
- Karamouzos A., Athanasiou A. E. ve Papadopoulos M. A. (1997). Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 112 (1), 34-40.
- Katona T. R. (1997). A comparison of the stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 112 (3), 244-251.
- Kauppi M. R. ve Combe E. C. (2003). Polymerization of orthodontic adhesives using modern high-intensity visible curing lights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 124 (3), 316-322.
- Klocke A. ve Kahl-Nieke B. (2006). Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129 (2), 261-265.
- Knobloch L., Kerby R. E., Clelland N. ve Lee J. (2004). Hardness and degree of conversion of posterior packable composites. *Oper Dent*, 29 (6), 642-649.
- Knoll M., Gwinnett A. J. ve Wolff M. S. (1986). Shear strength of brackets bonded to anterior and posterior teeth. *Am J Orthod*, 89 (6), 476-479.
- Komori A. ve Ishikawa H. (1997). Evaluation of a resin-reinforced glass ionomer cement for use as an orthodontic bonding agent. *Angle Orthod*, 67 (3), 189-195.
- Kopperud H. M., Johnsen G. F., Lamolle S., Kleven I. S., Wellendorf H. ve Haugen H. J. (2013). Effect of short LED lamp exposure on wear resistance, residual monomer and degree of conversion for Filtek Z250 and Tetric EvoCeram composites. *Dent Mater*, 29 (8), 824-834.

Koupis N. S., Eliades T. ve Athanasiou A. E. (2008). Clinical evaluation of bracket bonding using two different polymerization sources. *Angle Orthod*, 78 (5), 922-925.

Krejci I. ve Lutz F. (1991). Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. *J Dent*, 19 (1), 24-32.

Kurachi C., Tuboy A. M., Magalhaes D. V. ve Bagnato V. S. (2001). Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater*, 17 (4), 309-315.

Kusy R. P. (1991). Materials and appliances in orthodontics: brackets, arch wires, and friction. *Curr Opin Dent*, 1 (5), 634-644.

Kusy R. P. ve O'Grady P W. (2000). Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: Part II--The active configuration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 118 (6), 675-684.

Kusy R. P. ve Whitley J. Q. (2005). Degradation of plastic polyoxymethylene brackets and the subsequent release of toxic formaldehyde. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 127 (4), 420-427.

Küçükeşmen Ç. (2012). Farklı Işık Kaynakları ile polimerize edilen kompozit rezinlerin renk stabiliteilerinin değerlendirilmesi. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg*, 39 (2), 67-74.

Lalani N., Foley T. F., Voth R., Banting D. ve Mamandras A. (2000). Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. *Angle Orthod*, 70 (1), 28-33.

Lee S. Y. ve Greener E. H. (1994). Effect of excitation energy on dentine bond strength and composite properties. *J Dent*, 22 (3), 175-181.

Legler L. R., Retief D. H., Bradley E. L., Denys F. R. ve Sadowsky P. L. (1989). Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on the shear bond strength of an orthodontic bonding resin to enamel. An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 96 (6), 485-492.

- Leprince J. G., Leveque P., Nysten B., Gallez B., Devaux J. ve Leloup G. (2012). New insight into the "depth of cure" of dimethacrylate-based dental composites. *Dent Mater*, 28 (5), 512-520.
- Li H., Burrow M. F. ve Tyas M. J. (2002). The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater*, 18 (2), 111-119.
- Lim B. S., Ferracane J. L., Sakaguchi R. L. ve Condon J. R. (2002). Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dent Mater*, 18 (6), 436-444.
- Lindberg A., van Dijken J. W. ve Horstedt P. (2005). In vivo interfacial adaptation of class II resin composite restorations with and without a flowable resin composite liner. *Clin Oral Investig*, 9 (2), 77-83.
- Linklater R. A. ve Gordon P. H. (2003). Bond failure patterns in vivo. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123 (5), 534-539.
- Liu J. K., Chang L. T., Chuang S. F. ve Shieh D. B. (2002). Shear bond strengths of plastic brackets with a mechanical base. *Angle Orthod*, 72 (2), 141-145.
- Loney R. W. ve Price R. B. (2001). Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. *Oper Dent*, 26 (5), 516-520.
- Buonocore M. G. (1970). Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention with the use of ultraviolet light. *Journal of the American Dental Association*, 80 (324).
- MacColl G. A., Rossouw P. E., Titley K. C. ve Yamin C. (1998). The relationship between bond strength and orthodontic bracket base surface area with conventional and microetched foil-mesh bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 113 (3), 276-281.
- Mandall N. A., Millett D. T., Mattick C. R., Hickman J., Worthington H. V. ve Macfarlane T. V. (2002). Orthodontic adhesives: a systematic review. *J Orthod*, 29 (3), 205-210; discussion 195.

- Manzo B., Liistro G. ve De Clerck H. (2004). Clinical trial comparing plasma arc and conventional halogen curing lights for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 125 (1), 30-35.
- Marchesi G., Frassetto A., Mazzoni A., Apolonio F., Diolosa M., Cadenaro M. ve ark. (2014). Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *J Dent*, 42 (5), 603-612.
- Martin N., Jedynekiewicz N. M. ve Fisher A. C. (2003). Hygroscopic expansion and solubility of composite restoratives. *Dent Mater*, 19 (2), 77-86.
- Miguel J. A., Almeida M. A. ve Chevitarese O. (1995). Clinical comparison between a glass ionomer cement and a composite for direct bonding of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 107 (5), 484-487.
- Mills R. W., Jandt K. D. ve Ashworth S. H. (1999). Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J*, 186 (8), 388-391.
- Mills R. W., Uhl A., Blackwell G. B. ve Jandt K. D. (2002). High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials*, 23 (14), 2955-2963.
- Mills R. W., Uhl A. ve Jandt K. D. (2002). Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J*, 193 (8), 459-463; discussion 455.
- Mirabella D., Spina R., Scognamiglio G., Luca L., Gracco A. ve Siciliani G. (2008). LED vs halogen light-curing of adhesive-precoated brackets. *Angle Orthod*, 78 (5), 935-940.
- Munksgaard E. C., Hansen E. K. ve Kato H. (1987). Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. *Scand J Dent Res*, 95 (6), 526-531.

- Nakabayashi N., Kojima K. ve Masuhara E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*, 16 (3), 265-273.
- Neves A. D., Discacciati J. A., Orefice R. L. ve Yoshida M. I. (2005). Influence of the power density on the kinetics of photopolymerization and properties of dental composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 72 (2), 393-400.
- Newman G. V. (1965). Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod*, 51 (12), 901-912.
- Newman G. V. (1969). Adhesive and orthodontic plastic attachments. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 56, 573-578.
- Newman G. V., Snyder W. H. ve Wilson C. E., Jr. (1968). Acrylic adhesives for bonding attachments to tooth surfaces. *Angle Orthod*, 38 (1), 12-18.
- Niepraschk M., Rahiotis C., Bradley T. G., Eliades T. ve Eliades G. (2007). Effect of various curing lights on the degree of cure of orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 132 (3), 382-384.
- Nikaido T., Kunzelmann K. H., Chen H., Ogata M., Harada N., Yamaguchi S. ve ark. (2002). Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*, 18 (3), 269-275.
- Nishiyama N., Tay F. R., Fujita K., Pashley D. H., Ikemura K., Hiraishi N. ve ark. (2006). Hydrolysis of functional monomers in a single-bottle self-etching primer--correlation of ¹³C NMR and TEM findings. *J Dent Res*, 85 (5), 422-426.
- Nomoto R., McCabe J. F. ve Hirano S. (2004). Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Oper Dent*, 29 (3), 287-294.
- Nomoto R., Uchida K. ve Hirasawa T. (1994). Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dent Mater J*, 13 (2), 198-205.

O'Brien K. D., Read M. J., Sandison R. J. ve Roberts C. T. (1989). A visible light-activated direct-bonding material: an in vivo comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 95 (4), 348-351.

O'Reilly M. M. ve Featherstone J. D. (1987). Demineralization and remineralization around orthodontic appliances: an in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 92 (1), 33-40.

Obici A. C., Sinhoreti M. A., Correr-Sobrinho L., Goes M. F. ve Consani S. (2005). Evaluation of mechanical properties of Z250 composite resin light-cured by different methods. *J Appl Oral Sci*, 13 (4), 393-398.

Odegaard J. ve Segner D. (1990). The use of visible light-curing composites in bonding ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 97 (3), 188-193.

Oen J. O., Gjerdet N. R. ve Wisth P. J. (1991). Glass ionomer cements used as bonding materials for metal orthodontic brackets. An in vitro study. *Eur J Orthod*, 13 (3), 187-191.

Oesterle L. J., Newman S. M. ve Shellhart W. C. (2001). Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119 (6), 610-616.

Oesterle L. J., Newman S. M. ve Shellhart W. C. (2002). Comparative bond strength of brackets cured using a pulsed xenon curing light with 2 different light-guide sizes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122 (3), 242-250.

Ogaard B. (1989). Prevalence of white spot lesions in 19-year-olds: a study on untreated and orthodontically treated persons 5 years after treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 96 (5), 423-427.

Oh K. T., Choo S. U., Kim K. M. ve Kim K. N. (2005). A stainless steel bracket for orthodontic application. *Eur J Orthod*, 27 (3), 237-244.

Okada K., Tosaki S., Hirota K. ve Hume W. R. (2001). Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dent Mater*, 17 (1), 34-39.

- Okte Z., Villalta P., Garcia-Godoy F., Lu H. ve Powers J. M. (2006). Surface hardness of resin composites after staining and bleaching. *Oper Dent*, 31 (5), 623-628.
- Olsen M. E., Bishara S. E., Damon P. ve Jakobsen J. R. (1997). Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 111 (5), 498-501.
- Orefice. L. D., Neves, A.D., Mansur, H.S., Jansen W.C. (2003). In situ evaluation of the polymerization kinetics and corresponding evolution of the mechanical properties of dental composites. *Polym Test*, 22, 77-81.
- Osorio R., Toledano M. ve Garcia-Godoy F. (1999). Bracket bonding with 15- or 60-second etching and adhesive remaining on enamel after debonding. *Angle Orthod*, 69 (1), 45-48.
- Ostby A. W., Bishara S. E., Denehy G. E., Laffoon J. F. ve Warren J. J. (2008). Effect of self-etchant pH on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 134 (2), 203-208.
- Oyama N., Komori A. ve Nakahara R. (2004). Evaluation of light curing units used for polymerization of orthodontic bonding agents. *Angle Orthod*, 74 (6), 810-815.
- Oz A. A., Oz A. Z. ve Arici S. (2016). In-vitro bond strengths and clinical failure rates of metal brackets bonded with different light-emitting diode units and curing times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 149 (2), 212-216.
- Ozcan M., Finnema K. ve Ybema A. (2008). Evaluation of failure characteristics and bond strength after ceramic and polycarbonate bracket debonding: effect of bracket base silanization. *Eur J Orthod*, 30 (2), 176-182.
- Ozcan M., Vallittu P. K., Peltomaki T., Huysmans M. C. ve Kalk W. (2004). Bonding polycarbonate brackets to ceramic: effects of substrate treatment on bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 126 (2), 220-227.

Ozturk B., Malkoc S., Koyuturk A. E., Catalbas B. ve Ozer F. (2008). Influence of different tooth types on the bond strength of two orthodontic adhesive systems. *Eur J Orthod*, 30 (4), 407-412.

Özbilgen E. Ö. (2000). Farklı yapıştırıcı ve braket sistemlerinin sıyırma ve çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarının in vitro olarak karşılaştırılması. *Doktora tezi*.

Özcan S. (2009). Farklı Işık kaynakları ile Polimerize Edilen farklı kompozit

Rezin Restoratif Materyallerin Monomer değişim derecelerinin Mikrosertlik

Ölçümü ile değerlendirilmesi. *Gazi Üniversitesi, Ankara*.

Bektaş Ö. Ö., Eren D. (2006). Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *Ege Üniv Diş Hek Fak Derg*, 117-124.

Pansecchi D B. F., Ferrari P, Breschi L. (2012). Biological Aspects: Protection of The Pulp and Dentin Adhesion. *Restorative Dentistry. St. Louis: Elsevier*, 135-221.

Park S. H., Krejci I. ve Lutz F. (2002). Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent*, 27 (1), 30-37.

Pashley D. H., Sano H., Ciucchi B., Yoshiyama M. ve Carvalho R. M. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*, 11 (2), 117-125.

Pashley D. H., Tay F. R., Yiu C., Hashimoto M., Breschi L., Carvalho R. M. ve ark. (2004). Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res*, 83 (3), 216-221.

Perdigao J., Frankenberger R., Rosa B. T. ve Breschi L. (2000). New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent*, 13 (Spec No), 25D-30D.

Perez M. M., Ghinea R., Ugarte-Alvan L. I., Pulgar R. ve Paravina R. D. (2010). Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *J Dent*, 38 Suppl 2, e110-116.

- Pettemerides A. P., Sherriff M. ve Ireland A. J. (2004). An in vivo study to compare a plasma arc light and a conventional quartz halogen curing light in orthodontic bonding. *Eur J Orthod*, 26 (6), 573-577.
- Peumans M., De Munck J., Van Landuyt K. L., Poitevin A., Lambrechts P. ve Van Meerbeek B. (2010). Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater*, 26 (12), 1176-1184.
- Polydorou O., Hellwig E. ve Auschill T. M. (2006). The effect of different bleaching agents on the surface texture of restorative materials. *Oper Dent*, 31 (4), 473-480.
- Poskus L. T., Placido E. ve Cardoso P. E. (2004). Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater*, 20 (8), 726-732.
- Powers J. M., Kim H. B. ve Turner D. S. (1997). Orthodontic adhesives and bond strength testing. *Semin Orthod*, 3 (3), 147-156.
- Price R. B., Felix C. A. ve Andreou P. (2004). Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials*, 25 (18), 4465-4477.
- Price R. B., Felix C. A. ve Andreou P. (2005). Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomaterials*, 26 (15), 2631-2641.
- Proenca J. P., Polido M., Osorio E., Erhardt M. C., Aguilera F. S., Garcia-Godoy F. ve ark. (2007). Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. *Dent Mater*, 23 (12), 1542-1548.
- Proffit W. R. (2000). Contemporary Orthodontics *Contemporary fixed appliances In*, 385-417.
- Pus M. D. ve Way D. C. (1980). Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *Am J Orthod*, 77 (3), 269-283.

- Smith R. L. ve Sandland G. E. (1992). An Accurate Method of Determining the Hardness of Metals, with Particular Reference to Those of a High Degree of Hardness. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, I, 623-641.
- Radovic I., Monticelli F., Goracci C., Vulicevic Z. R. ve Ferrari M. (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent*, 10 (4), 251-258.
- Reges R. V., Costa A. R., Correr A. B., Piva E., Puppim-Rontani R. M., Sinhoreti M. A. ve ark. (2009). Effect of light-curing units, post-cured time and shade of resin cement on knoop hardness. *Braz Dent J*, 20 (5), 410-413.
- Rego E. B. ve Romano F. L. (2007). Shear bond strength of metallic brackets photo-activated with light-emitting diode (LED) at different exposure times. *J Appl Oral Sci*, 15 (5), 412-415.
- Reicheneder C. A., Gedrange T., Lange A., Baumert U. ve Proff P. (2009). Shear and tensile bond strength comparison of various contemporary orthodontic adhesive systems: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135 (4), 422 e421-426; discussion 422-423.
- Reynolds. I. (1975). A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod*, 2, 171-180.
- Rezk-Lega F. ve Ogaard B. (1991). Tensile bond force of glass ionomer cements in direct bonding of orthodontic brackets: an in vitro comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 100 (4), 357-361.
- Roberson.T.M., Edward J., Swift J.E. (2001). Dentin Permeability And Dentin Adhesion. *Sturdevant's Art & Science of Oper Dent*, 4, 190-207.
- Romano F. L., Tavares S. W., Nouer D. F., Consani S. ve Borges de Araujo Magnani M. B. (2005). Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with Self-Etching Primer. *Angle Orthod*, 75 (5), 849-853.
- Rueggeberg F. A. (1999). Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl* (25), S4-15; quiz S73.

- Rueggeberg F. A., Caughman W. F., Curtis J. W. ve Davis H. C. (1994). A predictive model for the polymerization of photo-activated resin composites. *Int J Prosthodont*, 7 (2), 159-166.
- Rueggeberg F. A., Ergle J. W. ve Mettenberg D. J. (2000). Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent*, 12 (6), 340-349.
- Schaneveldt S. ve Foley T. F. (2002). Bond strength comparison of moisture-insensitive primers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122 (3), 267-273.
- Scherzer T. D. U. (1999). Real-time FTIR-ATR spectroscopy to study the kinetics of ultrafast photopolymerization reactions induced by monochromatic UV light. *Vib Spectrosc.*, 19, 385-398.
- Schmitt J. F. (1998). FTIR-spectroscopy in microbial and material analysis. *Int. Biodeterioration & Biodegradation*, 41, 1-11.
- Scott B. A., Felix C. A. ve Price R. B. (2004). Effect of disposable infection control barriers on light output from dental curing lights. *J Can Dent Assoc*, 70 (2), 105-110.
- Serra M. C. ve Cury J. A. (1992). The in vitro effect of glass-ionomer cement restoration on enamel subjected to a demineralization and remineralization model. *Quintessence Int*, 23 (2), 143-147.
- Sfondrini M. F., Cacciafesta V., Pistorio A. ve Sfondrini G. (2001). Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119 (1), 30-35.
- Sfondrini M. F., Cacciafesta V., Scribante A., Boehme A. ve Jost-Brinkmann P. G. (2006). Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of resin-modified glass ionomer cured with high-intensity halogen, light-emitting diode, and plasma arc lights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129 (4), 541-546.

- Sfondrini M. F., Cacciafesta V., Scribante A. ve Klersy C. (2004). Plasma arc versus halogen light curing of orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 125 (3), 342-347.
- Sharkey S., Ray N., Burke F., Ziada H. ve Hannigan A. (2001). Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence Int*, 32 (5), 401-405.
- Shimada Y., Yamaguchi S. ve Tagami J. (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater*, 18 (5), 380-388.
- Shin D. H. ve Rawls H. R. (2009). Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems. *Dent Mater*, 25 (8), 1030-1038.
- Shinya M., Shinya A., Lassila L. V., Varrelä J. ve Vallittu P. K. (2009). Enhanced degree of monomer conversion of orthodontic adhesives using a glass-fiber layer under the bracket. *Angle Orthod*, 79 (3), 546-550.
- Sideridou I., Tserki V. ve Papanastasiou G. (2002). Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 23 (8), 1819-1829.
- Signorelli M. D., Kao E., Ngan P. W. ve Gladwin M. A. (2006). Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: an in-vitro and in-vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129 (2), 277-282.
- Silta Y. T., Dunn W. J. ve Peters C. B. (2005). Effect of shorter polymerization times when using the latest generation of light-emitting diodes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 128 (6), 744-748.
- Silverstone L. M. (1974). Fissure sealants. Laboratory studies. *Caries Res*, 8 (1), 2-26.
- Smith R. T. ve Shivapuja P. K. (1993). The evaluation of dual cement resins in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 103 (5), 448-451.

- Soderquist S. A., Drummond J. L. ve Evans C. A. (2006). Bond strength evaluation of ceramic and stainless steel bracket bases subjected to cyclic tensile loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129 (2), 175 e177-175 e112.
- Sokucu O., Siso S. H., Ozturk F. ve Nalcaci R. (2010). Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Cured with Different Light Sources under Thermocycling. *Eur J Dent*, 4 (3), 257-262.
- Sorel O., El Alam R., Chagneau F. ve Cathelineau G. (2002). Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122 (3), 260-266.
- Souza R. O., Michida, S. M., de Melo R. M., Pavanelli, C. A., Bottino, M. A., Soares, L. E., Martin, A. (2010). Conversion degree of indirect resin composites and effect of thermocycling on their physical properties. *Prosthodont*, Apr; 19 (3), 219-225.
- Staudt C. B., Krejci I. ve Mavropoulos A. (2006). Bracket bond strength dependence on light power density. *J Dent*, 34 (7), 498-502.
- Storm E. R. (1990). Debonding ceramic brackets. *J Clin Orthod*, 24 (2), 91-94.
- Summers A., Kao E., Gilmore J., Gunel E. ve Ngan P. (2004). Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: an in vitro and in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 126 (2), 200-206; quiz 254-205.
- Summit R. J., Schwartz R. S. (2001). Fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach. 2nd ed. *Quintessence Publishing, New York, Amerika Birleşik Devletleri*, 191-194.
- Swanson T., Dunn W. J., Childers D. E. ve Taloumis L. J. (2004). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 125 (3), 337-341.
- Swartz M. L. (1988). Ceramic brackets. *J Clin Orthod*, 22 (2), 82-88.

- Tagami J., Hosoda H. ve Fusayama T. (1988). Optimal technique of etching enamel. *Oper Dent*, 13 (4), 181-184.
- Taubock T. T., Oberlin H., Buchalla W., Roos M. ve Attin T. (2011). Comparing the effectiveness of self-curing and light curing in polymerization of dual-cured core buildup materials. *J Am Dent Assoc*, 142 (8), 950-956.
- Tavas M. A. ve Watts D. C. (1979). Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light activated composite: an in vitro study. *Br J Orthod*, 6 (4), 207-208.
- Tay F. R., Pashley D. H., Suh B. I., Carvalho R. M. ve Itthagarun A. (2002). Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent*, 30 (7-8), 371-382.
- Theodorakopoulou L. P., Sadowsky P. L., Jacobson A. ve Lacefield W., Jr. (2004). Evaluation of the debonding characteristics of 2 ceramic brackets: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 125 (3), 329-336.
- Thompson L. R., Miller E. G. ve Bowles W. H. (1982). Leaching of unpolymerized materials from orthodontic bonding resin. *J Dent Res*, 61 (8), 989-992.
- Thompson R. E. ve Way D. C. (1981). Enamel loss due to prophylaxis and multiple bonding/debonding of orthodontic attachments. *Am J Orthod*, 79 (3), 282-295.
- Thonemann B. M., Federlin M., Schmalz G. ve Hiller K. A. (1997). SEM analysis of marginal expansion and gap formation in Class II composite restorations. *Dent Mater*, 13 (3), 192-197.
- Thongnopkun P. ve Ekgasit S. (2006). Attenuated total reflection Fourier transform infrared spectra of faceted diamonds. *Anal Chim Acta*, 576 (1), 130-135.
- Toledano M., Osorio R., Albaladejo A., Aguilera F. S. ve Osorio E. (2006). Differential effect of in vitro degradation on resin-dentin bonds produced by self-etch versus total-etch adhesives. *J Biomed Mater Res A*, 77 (1), 128-135.

Topcu F. T., Erdemir U., Sahinkesen G., Yildiz E., Uslan I. ve Acikel C. (2010). Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 92 (2), 470-478.

Torii Y., Itou K., Nishitani Y., Ishikawa K. ve Suzuki K. (2002). Effect of phosphoric acid etching prior to self-etching primer application on adhesion of resin composite to enamel and dentin. *Am J Dent*, 15 (5), 305-308.

Trites B., Foley T. F. ve Banting D. (2004). Bond strength comparison of 2 self-etching primers over a 3-month storage period. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 126 (6), 709-716.

Tuncer C., Tuncer B. B. ve Ulusoy C. (2009). Effect of fluoride-releasing light-cured resin on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135 (1), 14 e11-16; discussion 14-15.

Turk T., Elekdag-Turk S. ve Isci D. (2007). Effects of self-etching primer on shear bond strength of orthodontic brackets at different debond times. *Angle Orthod*, 77 (1), 108-112.

Turssi C. P., Hara A. T., Serra M. C. ve Rodrigues A. L. (2002). Effect of storage media upon the surface micromorphology of resin-based restorative materials. *J Oral Rehabil*, 29 (9), 864-871.

Türkün L. S. (2004). Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *GÜ Dis Hek Fak Derg*, 21 (3), 151-243.

Uhl A., Sigusch B. W. ve Jandt K. D. (2004). Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater*, 20 (1), 80-87.

Unemori M., Matsuya Y., Akashi A., Goto Y. ve Akamine A. (2004). Self-etching adhesives and postoperative sensitivity. *Am J Dent*, 17 (3), 191-195.

Usumez S., Buyukyilmaz T. ve Karaman A. I. (2003). Effects of fast halogen and plasma arc curing lights on the surface hardness of orthodontic adhesives for lingual retainers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123 (6), 641-648.

Van Landuyt K. L., De Munck J., Snauwaert J., Coutinho E., Poitevin A., Yoshida Y. ve ark. (2005). Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res*, 84 (2), 183-188.

Van Landuyt K. L., Snauwaert J., De Munck J., Coutinho E., Poitevin A., Yoshida Y. ve ark. (2007). Origin of interfacial droplets with one-step adhesives. *J Dent Res*, 86 (8), 739-744.

Van Landuyt K. L., Snauwaert J., De Munck J., Peumans M., Yoshida Y., Poitevin A. ve ark. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28 (26), 3757-3785.

Van Meerbeek B., De Munck J., Yoshida Y., Inoue S., Vargas M., Vijay P. ve ark. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 28 (3), 215-235.

Van Meerbeek B., Inokoshi S., Braem M., Lambrechts P. ve Vanherle G. (1992). Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res*, 71 (8), 1530-1540.

Van Meerbeek B., Peumans M., Poitevin A., Mine A., Van Ende A., Neves A. ve ark. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*, 26 (2), e100-121.

Van Meerbeek B., Yoshihara K., Yoshida Y., Mine A., De Munck J. ve Van Landuyt K. L. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*, 27 (1), 17-28.

Versluis A., Tantbirojn D. ve Douglas W. H. (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*, 76 (6), 1298-1307.

- Vicente A., Bravo L. A. ve Romero M. (2005). Influence of a nonrinse conditioner on the bond strength of brackets bonded with a resin adhesive system. *Angle Orthod*, 75 (3), 400-405.
- Vicente A., Bravo L. A., Romero M., Ortiz A. J. ve Canteras M. (2005). A comparison of the shear bond strength of a resin cement and two orthodontic resin adhesive systems. *Angle Orthod*, 75 (1), 109-113.
- Walls A. W., McCabe J. F. ve Murray J. J. (1988). The polymerization contraction of visible-light activated composite resins. *J Dent*, 16 (4), 177-181.
- Wang L., D'Alpino P. H., Lopes L. G. ve Pereira J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci*, 11 (3), 162-167.
- Wang W. N., Li C. H., Chou T. H., Wang D. D., Lin L. H. ve Lin C. T. (2004). Bond strength of various bracket base designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 125 (1), 65-70.
- Wang W. N. ve Meng C. L. (1992). A study of bond strength between light- and self-cured orthodontic resin. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 101 (4), 350-354.
- Wang W. N. ve Tarng T. H. (1991). Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 100 (3), 209-211.
- Webster M. J., Nanda R. S., Duncanson M. G., Jr., Khajotia S. S. ve Sinha P. K. (2001). The effect of saliva on shear bond strengths of hydrophilic bonding systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119 (1), 54-58.
- Weisser J. I. (1973). A successful method for bonding stainless steel brackets and auxiliaries. *J Clin Orthod*, 7 (10), 637-645.
- Whitlock B. O., David E. J., Ackerman R. J., Glaros A. G. ve Chappell R. P. (1994). Shear strength of ceramic brackets bonded to porcelain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 106 (4), 358-364.

- Whittaker D. K. (1982). Structural variations in the surface zone of human tooth enamel observed by scanning electron microscopy. *Arch Oral Biol*, 27 (5), 383-392.
- Wilson A. D. ve Kent B. E. (1972). A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J*, 132 (4), 133-135.
- Wiltshire W. A. (1994). Shear bond strengths of a glass ionomer for direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 106 (2), 127-130.
- Yagci A., Buyuk S. K. (2013). Shear bond strength and temperature rise of orthodontic brackets bonding by using a new 3-second LED mode. *Turkish J Orthod*, 26, 45-50.
- Yan Y. K. ve Kwon Y. (2010). Changes in degree of conversion and microhardness of dental resin cements. *Oper Dent*, 35, 203-210.
- Yap A. ve Lee C. M. (1997). Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. *J Oral Rehabil*, 24 (4), 310-314.
- Yap A. U. (1996). Resin-modified glass ionomer cements: a comparison of water sorption characteristics. *Biomaterials*, 17 (19), 1897-1900.
- Yesilyurt. C. S., Kulacaoğlu N., Bulucu B. ve Tasdemir T. (2006). Rezin kompozitlerin polimerizasyonunda LED ışık kaynaklarının etkinliğinin incelenmesi. *E.Ü. Dişhek. Fak. Derg*, 27 (11), 25-30.
- Yoldas O., Dogan C. ve Seydaoglu G. (2004). The effect of two different calcium hydroxide combinations on root dentine microhardness. *Int Endod J*, 37 (12), 828-831.
- Yoshida Y., Nagakane K., Fukuda R., Nakayama Y., Okazaki M., Shintani H. (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*, 83 (6), 454-458.
- Yoshihara K., Yoshida Y., Nagaoka N., Hayakawa S., Okihara T., De Munck J. (2013). Adhesive interfacial interaction affected by different carbon-chain monomers. *Dent Mater*, 29 (8), 888-897.

- Zachrisson B. J. (1977). A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod*, 71 (2), 173-189.
- Zachrisson B. J. (1994). Current principles and techniques. *Graber T.M. and Vanarsdall R. L. Jr. second edition*, 542-626.
- Zachrisson B. U. ve Arthun J. (1979). Enamel surface appearance after various debonding techniques. *Am J Orthod*, 75 (2), 121-127.
- Zachrisson B. U. ve Brobakken B. O. (1978). Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *Am J Orthod*, 74 (1), 62-78.
- Zhu S. ve Platt J. A. (2009). Curing efficiency of three different curing lights at different distances for a hybrid composite. *Am J Dent*, 22 (6), 381-386.
- Zielinski V., Reimann S., Jager A. ve Bourauel C. (2014). Comparison of shear bond strength of plastic and ceramic brackets. *J Orofac Orthop*, 75 (5), 345-357.
- Zinelis S., Annousaki O., Eliades T. ve Makou M. (2004). Elemental composition of brazing alloys in metallic orthodontic brackets. *Angle Orthod*, 74 (3), 394-399.

EKLER

EK.1 Etik Kurul Onayı



T.C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Projenin Adı: Ortodontik braketlerin bağlanma dayanımının ve ortodontik yapıştırıcıların polimerizasyon derecesi ve mikrosertliğinin yeni nesil ışık cihazlarında farklı ışık gücü kullanılarak değerlendirilmesi

Proje yürütücüsü: Arş.Görevlisi Dt.Nuri Mert Topbaşı
Projedeki Araştırmacılar: Yrd.Doç.Dr.Yasin Atakan Benkli
Onay tarihi ve sayısı: 20.12.2016, 2016-63

Sayın Dt.Nuri Mert Topbaşı

2016-66 Protokol nolu: "Ortodontik braketlerin bağlanma dayanımının ve ortodontik yapıştırıcıların polimerizasyon derecesi ve mikrosertliğinin yeni nesil ışık cihazlarında farklı ışık gücü kullanılarak değerlendirilmesi " isimli retrospektif çalışmanız Marmara Üniversitesi Klinik araştırmalar Etik kurulu tarafından incelenmiş ve etik yönden uygunluğuna karar verilmiştir.

M.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi

Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı

Prof.Dr.Nimet Gençoğlu

İmza

Adı Soyadı

Prof. Dr. Nimet Gençoğlu

Prof. Dr. İlknur Tanboğa

Prof. Dr. Ali Recai Mentеш

Prof. Dr. Yaşar Özkan

Prof. Dr. Abu Acar

Prof. Dr. Zühre Hale Cimilli

Doç. Dr. Buket Evren

Prof. Dr. Şebnem Erçalık Yalçınkaya

Prof. Dr. Filiz Onat

Dr. Zerrin Kuşun

Doç. Dr. Tolga Güven

Doç. Dr. Afife Binnaz Hazar Yoruç

Avukat Bürçak Çopuroğlu

Gürol Pekel (sivil üye)



Marmara Üniversitesi
Başbütük Sağlık Yerleşkesi,
Diş Hekimliği Fakültesi
Başbütük
Maltepe/İSTANBUL

0 (216) 4210291 (Faks)
0 (216)4211621

dishekimligi@marmara.edu.tr
<http://dental.marmara.edu.tr>

Ayrıntılı bilgi için: İ.SOYADI Unvan

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Nuri Mert TOPBAŞI
Doğum Yeri : Eminönü
Doğum Tarihi : 12.06.1986
Yabancı Dili : İngilizce, Fransızca
E-posta : m_topbasi@hotmail.com
İletişim Bilgileri : Güzelyalı Mahallesi, Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi

Öğrenim Durumu :

Derece	Bölüm/ Program	Üniversite	Yıl
Lisans	Diş Hekimliği	Marmara Üniversitesi	2007- 2012
Y. Lisans	Uzmanlık	Ordu üniversitesi	2013-

İş Deneyimi:

Görev	Görev Yeri	Yıl
Arş. Gör.	Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı	2013-

Yayınlar/Bildiriler

- 1) Yasa Y., Büyük SK., Benkli YA., Arslan A., Topbasi NM., (2017) ‘Farklı Vertikal Büyüme Yönüne Sahip Adölesan Ortodonti Hastalarında Sella Tursikanın Boyut Ve Şekli.’ Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi: Cilt No: 41 Sayı No: 1
- 2) Benkli YA., Celik E., Koşgin S., Topbasi NM., Yavuz MC. ‘Orthodontic and Prosthetic Treatment Of Maxillary Lateral Incisors Agenesis With Single-Tooth Implant: A Case Report’. 22nd Bass Congress, Thessaloniki, 2017. (Poster Sunumu)
- 3) Benkli YA., Celik E., Topbasi NM., ‘THE CAMOUFLAGE TREATMENT OF CLASS III MALOCCLUSION IN AN ADULT PATIENT A CASE REPORT’ 22nd Bass Congress, Thessaloniki, 2017. (Poster Sunumu)

- 4) Buyuk SK., Topbasi NM., Benkli YA. 'Farklı Dik Yön Büyüme Yönü Olan Ortodonti Hastalarında Yumuşak Doku Profiline Değerlendirilmesi' XIV. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Sempozyumu, Eskişehir, 2015. (Poster Sunumu)

