



**T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI IŞIK KAYNAKLARININ SIYIRMA
KUVVETLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN İKİ
ADEZİV SİSTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Dt. RESAİ AYDIN

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Tülin Arun**

İSTANBUL – 2007

TEŞEKKÜR

Ortodonti eğitimim sırasında sunmuş olduğu olanaklar ve desteği için Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Sayın **Prof. Dr. Türker Sandallı**'ya,

Ortodonti eğitimim boyunca bana büyük emeği geçen ve her konuda destek ve yardımcı olan, değerli hocam ve tez danışmanım Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın **Prof. Dr. Tülin Arun**'a,

Tezimin hazırlanmasındaki içten yardımları ve doktora eğitimime yapmış olduğu katkılarından dolayı Sayın **Doç. Dr. Korkmaz Sayınsu**'ya,

Doktora eğitimim sırasında bana destek ve yardımcı olan **Doç. Dr. Fulya Işık Özdemir**'e Yrd. **Doç. Dr. Didem Nalbantgil Özdemir**'e, Yrd. **Doç. Dr. Göksu Trakyalı**'ya, Yrd. **Doç. Dr. Derya Germeç Çakan**'a ve **Uzm Dr. Oğuz Öztoprak**'a,

Tezimin hazırlanmasındaki teknik yardımlarından dolayı Sayın **Dr. Mesut Saraç** ve **Bülent Aydemir**'e,

4 yıllık doktora öğrenciliğim boyunca hep yanımda olup, yardım ve desteklerini esirgemeyen değerli arkadaşlarım **Dt. Ceren Ayözger**, **Dt. Gülçin Acun**, **Dt. Çiğdem Tabakoğlu**, **Dt. İdil Bozkuş**, **Dt. Sinan Atıcı**, **Dt. Berna Yüzbaş**, **Dt. Ufuk Demir** ve diğer çalışma arkadaşlarıma,

Tüm yaşamım boyunca bana hep destek olan ve yol gösteren değerli annem **Rasime Aydın**, babam **Hasan Aydın** ve ablam **Pelin Aydın**'a teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Bu çalışmada aynı koşullar altında 2 adeziv sistemi (Transbond XT [3M/Unitek, Monrovia, Calif], Pad Lock [Reliance Orthodontic Products]) ve 5 farklı ışın kaynağı kullanılarak braketler üzerinde sıyırma kuvveti dirençleri ve kopma bölgeleri değerlendirilmiştir.

170 adet sığır daimi mandibular kesici diş 10 gruba bölünmüştür. Her grupta 17 örnek bulunmaktadır. Dişlere 170 adet paslanmaz çelik braket (Dynalock [3M/Unitek, Monrovia, Calif]) yapıştırılmıştır. Her adeziv sistemi klasik halojen ışık (Ortholux XT, 3M/Unitek) ile 40 sn, hızlı halojen (Optilux 500, Demetron) ile 20 sn, yüksek güçlü halojen (Swissmaster, EMS) ile 6 sn, hızlı LED (bluephase, Ivoclar) ile 20 sn ve plazma (BC300) ile 6 sn ışınlanmıştır. Yapıştırmadan sonra tüm braketler 3 gün süre ile distile su içinde bekletilmiş ve test cihazı ile sıyırma modunda test edilmiştir.

Yapıştırma dirençleri değerlendirildiğinde ışın kaynakları ve adeziv sistemleri arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Yüksek güçlü halojenle yapıştırılan grubun kopma direnci diğer ışın kaynakları ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Pad Lock ile yapıştırılan grupların kopma direnci Transbond XT ile yapıştırılan gruplara göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Kopma bölgeleri incelendiğinde test edilen 10 grup arasında anlamlı farklar bulunmuştur.

Yapılan araştırma sonucunda plazma hasta başında geçirilen zamanı azaltması ve yüksek kopma dirençleri oluşturması bakımından ışın cihazları arasında iyi bir alternatif olarak tavsiye edilmektedir. Yeni piyasaya çıkan Pad Lock ise ortodontik braketler için gerekli olan minimum kopma direncini sağlamıştır fakat Transbond XT ile kıyaslandığında sağladığı kopma direnci beklenenden düşük bulunmuştur.

Anahtar sözcükler: Kopma direnci, ışık cihazı, yapıştırıcı, braket

SUMMARY

EFFECT OF DIFFERENT LIGHT SOURCES ON SHEAR BOND STRENGTH OF BRACKETS BONDED WITH 2 ADHESIVE SYSTEMS

This study assessed the shear bond strength and failure site of orthodontic brackets by using 2 adhesive systems (Transbond XT [3M/Unitek, Monrovia, Calif], Pad Lock [Reliance Orthodontic Products]) and 5 different light sources under same conditions.

One hundred and seventy permanent mandibular incisors were randomly divided into 10 groups. Each group consisted of 17 specimens. 170 stainless steel brackets (Dynalock [3M/Unitek, Monrovia, Calif]) were bonded to teeth. Each adhesive system was light cured with a halogen light (Ortholux XT, 3M/Unitek) for 40 seconds, high intensity halogen (Optilux 500, Demetron) for 20 seconds, high power halogen (Swissmaster, EMS) 6 seconds, high intensity LED (bluephase, Ivoclar) for 20 seconds and plasma arch (BC300) for 6 seconds. After bonding, all samples were stored in distilled water for 3 days and then tested in a shear mode on a universal testing machine.

Statistically significant differences were found between light sources and adhesive systems when shear bond strengths were evaluated. Shear bond strength of the group bonded with high intensity halogen found significantly lower when compared with the other light sources. Shear bond strength of the groups bonded with Pad Lock were found statistically lower than the groups bonded with Transbond XT. When failure sites were assessed significant differences were found between 10 groups.

The results of this study revealed that the plasma arch curing light is a good alternative for light curing polymerization and can be recommended for clinical use due to its reduced chairtime and high performance in terms of shear bond strength values. A new bonding adhesive, Pad Lock, achieved the adequate minimum bond strength for orthodontic brackets but showed lower bond strength than our expectations when compared with Transbond XT.

Key words: Shear bond strength, light source, adhesive, bracket

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
TEŞEKKÜR	I
ÖZET	II
SUMMARY	IV
İÇİNDEKİLER	VI
KISALTMALAR VE SİMGELER	VIII
RESİM LİSTESİ	IX
TABLO VE ŞEKİL LİSTESİ	X
GİRİŞ VE AMAÇ	3
GENEL BİLGİLER	3
2.1. Direkt Yapıştırma Nedir?	3
2.2. Direkt Yapıştırmanın Ortodontideki Önemi	3
2.3. Direkt Yapıştırmada Kullanılan Kompozitler	5
2.3.1. Kimyasal Yolla Sertleşen Kompozitler	5
2.3.2. Işıklı Sertleşen Kompozitler	5
2.4 Işık Tipleri	7
2.4.1 UV Işık	7
2.4.2 Görülebilir Işık	8
2.4.3 IR Işık	8
2.5 Fotoinisiyatörler	8
2.6 Fotopolimerizasyon	9
2.6.1 UV Işık ile Fotopolimerizasyon	9
2.6.2 Görülebilir Işık ile Fotopolimerizasyon	9
2.7. Direkt Yapıştırmada Kullanılan Işık Cihazları	10
2.7.1. Halojen Cihazları	11
2.7.2. LED (Light Emitting diode) Cihazları	12
2.7.3. Plazma Cihazları	15
2.7.4. Argon Lazer Cihazı	16
2.8. Kopma direncini Etkileyen Faktörler	18
2.8.1. Yapıştırıcıya Bağlı Faktörler	18
2.8.2. Işık Cihazına Bağlı Faktörler	18

2.8.3. Brakete Bağlı Faktörler	20
2.9. Farklı tip ışık kaynakları kullanılarak brakelerin kopma dirençlerini ölçen çalışmalar	21
GEREÇ VE YÖNTEM	
3.1. Sıyırma Kuvveti Testi ile İlgili Gereç	33
3.1.1. Dişler	33
3.1.2. Braketler	33
3.1.3. Yapıştırıcılar	33
3.1.4. Işık Cihazları	33
3.1.5. Sıyırma testi	36
3.1.6. Kopma Bölgesinin İncelenmesinde kullanılan cihazlar	36
3.1.7. Radyometre	36
3.2. Sıyırma Kuvveti ile İlgili Yöntem	42
3.2.1. Dişlerin Hazırlanması	42
3.2.2. Braketlerin Yapıştırılması	42
3.2.3. Dişlerin Bloklanması	42
3.2.4. Adaptörün Hazırlanması	43
3.2.5. Sıyırma Testinin Uygulanması	43
3.2.6. Mine Yüzeyinin Skorlanması	51
3.2.7. İstatistiksel değerlendirme	51
BULGULAR	55
TARTIŞMA	60
SONUÇLAR	73
KAYNAKLAR	74
ÖZGEÇMİŞ	87

KISALTMALAR ve SİMGELER

1. Cm : Santimetre
2. Cn : Santinewton
3. Dk : Dakika
4. ° : Derece
5. < : ' den küçüktür
6. > : ' den büyüktür
7. EDX : Energy dispersive X-ray analysis
8. F : Kuvvet
9. Grt : Grit
10. Gr : Gram
11. $\bar{\text{kg}}$: Kilogram
12. Mm : Milimetre
13. Mm : Mikrometre
14. Nm : Nanometre
15. N : Newton
16. NK : Normal kuvvet
17. SEM : Scanning elektron mikroskopisi

18. Θ_c : Kritik temas açısı
19. TMA : Titanyum molibdenyum alaşımı
20. % : Yüzde
21. Mw : Miliwatt
22. IR : Infrared
23. UV : Ultraviole
24. CPQ : Kamforokinon
25. PPD : 1-phenyl-1 ve 2-propanedione
26. mPa : Megapaskal

RESİM LİSTESİ

- Resim 3.1.** İntegral kaideli metal braket (DynaLock, Unitek)
- Resim 3.2.** Braket kaide alanlarının hesaplanması
- Resim 3.3.** Çalışmada kullanılan yapıştırıcılar
- Resim 3.4.** Çalışmada kullanılan halojen bazlı ışık kaynakları
- Resim 3.5.** Çalışmada kullanılan Bluephase LED ışık cihazı
- Resim 3.6.** Çalışmada kullanılan BC 300 plazma ışık cihazı
- Resim 3.7.** Radyometre
- Resim 3.8.** Çalışmada kullanılan üniversal test cihazı
- Resim 3.9.** Çalışmada kullanılan sığır dişi
- Resim 3.10.** Braket kadesinin sıyırma kuvvetine paralel olabilmesi için hazırlanan özel düzenek
- Resim 3.11.** Braket yapıştırılan deney örneğinin akril blok içerisine alınması
- Resim 3.12.** Akril blok içine alınmış ve adaptöre yerleştirilmeye hazır örnek
- Resim 3.13.** Hazırlanan özel adaptör
- Resim 3.14.** Akril bloklara gömülmüş dişlerin adaptöre yerleştirilmiş hali
- Resim 3.15.** Braketi sıyırma kuvvetine tabi tutacak 16 x 22 ss telin uygulandığı
- Resim 3.16.** Adaptörün cihaza yerleştirilmesi
- Resim 3.17.** ARI skoru 0 olan diş yüzeyi görüntüsü
- Resim 3.18.** ARI skoru 0 olan braket kadesinin görüntüsü
- Resim 3.19.** ARI skoru 1 olan diş yüzeyi görüntüsü

Resim 3.20. ARI skoru 1 olan braket kaidesinin görüntüsü

Resim 3.21. ARI skoru 2 olan diş yüzeyi görüntüsü

Resim 3.22. ARI skoru 2 olan braket kaidesinin görüntüsü

TABLO VE ŞEKİL LİSTESİ

Tablo 3.1. Araştırmamızda kullanılan ışın cihazları, yapıştırıcılar, ve braketlerin firma isimleri ve özellikleri

Tablo 4.1. Yapıştırıcıların sıyırma kuvvetlerine olan dirençlerinin ortalaması (MegaPascal), standart sapmaları ve Kruskal Wallis istatistik sonuçları.

Tablo 4.2. Işık cihazlarının kendi aralarında aralarında istatistiksel anlamlılık değerlendirmesi

Tablo 4.3. Yapıştırıcıların ARI skorlamasına göre oransal dağılımı ve ki-kare istatistik sonuçları

Şekil 2.1. Işık tipleri

Şekil 2.2. CQ ve PPD'nin abzorbsiyon spektrumu

Şekil 2.3. QTH spektral emisyonu ile CQ abzorbsiyonunun karşılaştırılması

Şekil 2.4. LED spektral yayılımının CQ ve PPD abzorbsiyonu ile karşılaştırması

Şekil 2.5. PAC spektral yayılım eğrisi

Şekil 2.6. Argon Lazer spektral profili ile CQ abzorbsiyonu karşılaştırılması

Şekil 2.7. CQ abzorbsiyon eğrisinin farklı ışık yoğunluklarına sahip cihazlar ile karşılaştırılması

Şekil 4.1. Farklı ışık cihazlarıyla ışınlanan yapıştırıcıların sıyırma kuvvetlerine olan dirençlerinin ortalaması (MegaPascal)

Şekil 4.2. Mine yüzeylerinin ARI değerlerine göre oransal dağılımı

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Restoratif diş hekimliğinde ışıkla sertleşen kompozitlerin kullanılmaya başlanması ile ortodonti alanında da bu uygulamaya ilgi uyanmıştır. Önceki yıllarda yapıştırıcıların polimerizasyonu için ultraviyole ışıktan yararlanılmıştır (1). 1979 yılında Watts ve Tavas ilk defa çalışmalarında görülebilir ışıkla -transiluminasyon (ışığın bir cismin içinden geçerek o cisimi aydınlatması) metoduyla- polimerize olan yapıştırıcıların ortodontik kuvvet aktarıcılarının diş yüzeyine tutunmasında kullanılabileceğini belirtmişlerdir (2, 3).

Işıkla sertleşen adeziv materyaller kullanım kolaylığı ve braketin yerleştirilmesi sırasında sağladığı uzun zaman açısından ortodontistler arasında çok popüler olmuştur. Işıkla sertleşen adeziv materyallerin kullanımının dezavantajı adezivi polimerize etmek için gerekli zamandır. Konvansiyonel tungsten-quartz halojen ile braket başına tavsiye edilen 40 saniye ışınlama zamanı ile maxiller ve mandibuler arkların her ikisi için ışınlama zamanı 15 dakikaya yaklaşmaktadır. Işınlama zamanının azaltılması ortodontist ve hastaya büyük bir avantaj sağlamaktadır (4).

Son yıllarda piyasaya çeşitli özelliklerde farklı teknolojilere sahip ışık cihazları çıkmaktadır. Ortodonti pratiğinde en çok kullanılanlar halojenler, LED'ler ve plazma arklardır. Konvansiyonel halojenler uzun yıllardır kullanılmaktadır, ancak ışınlama süresini kısaltmak amacıyla üretici firmalar daha gelişmiş cihazların üretimini gerçekleştirmişlerdir. Günümüzde, ışınlama süresi kısa olan ve 1000 mw/cm² nin üzerinde güç üreten yüksek performanslı halojen lambalar üretilmektedir. Bu lambalar da konvansiyonel olanlarla aynı prensiplere sahiptir . Daha yoğun ışık yaymaları ışığı daha küçük ışın ucuna odaklayan özel ışık rehberleri sayesinde gerçekleşir (5).

LED'ler ilk kez 1995 yılında, daha yüksek yoğunlukta ışık yayan polimerizasyon kaynağı olarak tanıtıldı (6,7). LED cihazları 10000 saatin

üzerinde potansiyel ömrü olan, mekanik şok veya vibrasyonlara maruz kaldığında düşük hata oranları veren katı fazlı ışık kaynaklarıdır (1).

Plazmalar ise kısa sürede polimerizasyon sağlamaları ile ön plana çıkmaktadırlar. Diğer cihazlara göre biraz daha maliyetli olmaları ve cihazın hacimce büyük olması dezavantajlarıdır, fakat hasta başında geçen zamanı önemli şekilde azaltmaktadırlar.

Işıkla sertleşen yapıştırıcıların, çalışma sürelerinin hekim tarafından kontrol edilebilmesi, daha hızlı sertleşebilmesi, yüzey porozitelerinin az olması, polimerizasyon öncesi braket kaidesinin etrafına taşan tüm yapıştırıcı artıklarının temizlenebilmesi gibi avantajları vardır. Işık teknolojisi ile birlikte adezivlerin içeriklerinde de sürekli yeni gelişmeler olmakta ve farklı özelliklere sahip yapıştırıcılar piyasaya çıkmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, aynı koşullar altında 5 farklı ışık kaynağının braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı olan dirençleri ve kopma bölgeleri üzerine etkilerini 2 farklı adeziv sistemi ile değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

1-Direkt Yapıştırma Nedir?

Sabit ortodontik tedavide kuvvetin dişe aktarılması için kullanılan braketler ve ataşmanlar ilk olarak Buonocore'un (6) 1955 yılında asit-etch tekniğini uygulaması ve 1965'de Newman'ın (7) bu tekniği geliştirmesi ile 1970'li yıllardan itibaren dişe doğrudan yapıştırılmaya başlanmış, buna da direkt yapıştırma (direct bonding) yöntemi denilmiştir.

2-Direkt Yapıştırmanın Ortodontideki Önemi

Ortodontik kuvvet aktarıcılarının diş yüzeyine direkt yapıştırılmasının (direct bonding) band uygulamasına göre bazı üstünlükleri vardır:

-Bantlama işlemi öncesi gerekli olan separasyon safhasını ortadan kaldırır.

-Braket seviyeleri daha kolay ve doğru ayarlanabilir.

-Tam sürmemiş dişlere uygulanabilir.

-Bantlar kadar büyük bir envanter gerektirmez.

-Uygulaması kolaydır ve daha az zaman alır.

-Tedavi sonunda bantların oluşturduğu diastemalar oluşmaz.

-Daha hijyeniktir.

-Bantlara kıyasla daha az irritasyon oluştururlar.

-Hastalar daha rahat kabul ederler.

-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 (1,2).

Direkt yapıştırma yöntemi ile ilgili in vivo ve in vitro olmak üzere birçok araştırma yapılmıştır. In vitro çalışmaların çoğunun ortak amacı, yapıştırılan braket, buton gibi ataşmanların çekme veya sıyırma kuvvetlerine karşı olan tutuculuk dirençlerini ölçmektir. Ayrıca yapıştırma esnasında tükürük ve kan kontaminasyonunu inceleyen çalışmalar da vardır (80,85).

Direkt yapıştırma ile ilgili ilk çalışma 1955 yılında Buonocore'un (6) diş yüzeyine 30 saniye boyunca %85'lik fosforik asit uygulaması ile akril esaslı dolgu maddelerinin yüzeye daha iyi tutunma sağladığını kanıtlayan çalışması olmuştur. Daha sonra 1965 yılında Newman (7) bu metottan yararlanarak pleksiglas, polikarbonat ve soğuk akril esaslı ataşmanları diş yüzeyine bir epoksi reçine olan Bisfenol A ve epikloridin bileşimi ile yapıştırmış ve tutuculuk açısından başarılı sonuçlar elde ettiğini bildirmiş ve sistemin kullanımı yaygınlaşmıştır

Direkt yapıştırma işleminde kullanılan yapıştırıcılarda ağız ortamındaki nem, tükürük, ısı değişimleri, çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu farklı yönlerdeki çekme ve baskı gerilimleri ve ortodontik tedavi sırasında uygulanan kuvvetlere karşı dayanıklılık gibi bazı fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerin bir arada olması beklenmektedir. Ayrıca kullanılan yapıştırıcıların çevre dokular için iritan olmaması, toksik etki göstermemesi gibi doku uyumu ile ilgili özellikleri de önem kazanmaktadır.

3- Direkt Yapıştırırmada Kullanılan Adezivler

Braketlerin ve ataşmanların yapıştırılmasında kullanılan yapıştırıcılar kompozit veya siyanoakrilat esaslı olabilirler. Kompozit yapıştırıcılar da kendi aralarında akril ve diakrilat reçine esaslı olarak ikiye ayrılırlar. Diakrilat reçineler; epoksi reçineler, dimetakrilatlar ve akrilikle modifiye edilmiş epoksi reçineler gibi bazı şekillerde bulunabilmektedirler. Diakrilat reçineler arasında en çok kullanılanı akrilikle modifiye bir epoksi reçine olup 1962 yılında Bowen tarafından kullanıma sunulan ve Bowen akriliği olarak da isimlendirilen BisGMA'dır (Bis fenol A glycidyl dimetakrilat). Kompozit reçineler sert inorganik partiküller (quartz, silika, aluminyum, aluminyum silikat, fosfat vb), yumuşak reçine matriks ve kuvvetli inorganik doldurucuların reçine matrikse tutunmasını sağlayan birleştirici ajandan oluşurlar (1). Reçine matriksi bir monomer, polimerizasyonu sağlayan bir inisiyator ve kompozit reçinenin sertleşmeden saklanabilmesini sağlayan bir stabilize edici olmak üzere üç bölüm oluşturur.

Kompozitler polimerizasyon şekillerine bağlı olarak kimyasal yolla veya ışıkla sertleşen olarak ikiye ayrılmaktadırlar.

3.1 Kimyasal Yolla Sertleşen Kompozitler

Kimyasal yolla sertleşen kompozitler de kendi aralarında çift patlı ve pasta-likit (no-mix) sistemler olarak ayırmak mümkündür. Her iki sistemde de yer alan primerlerin (sealant) görevinin mine yüzeyinin daha iyi ıslanmasını, yapıştırıcı patın daha kolay tutunmasını, asitlenen mine yüzeyinin nemden korunmasını sağlamak veya braket kaidesi ve mine yüzeyi arasında kimyasal bir bağlantı kurmak olduğu belirtilmektedir. Primerler genellikle doldurucu içermeyen kompozitlerdir (2).

3.2 Işıkla Sertleşen Kompozitler

Restoratif dişhekimliğinde ışıkla sertleşen kompozitlerin kullanılmaya başlanması ile ortodonti alanında da bu uygulamaya ilgi uyanmıştır. Önceki yıllarda yapıştırıcıların polimerizasyonu için ultraviyole ışıktan yararlanılmıştır (1). **Watts ve Tavas** 1979 yılında gerçekleştirdikleri çalışmalarında ilk kez görülebilir

ışıkla transiluminasyon (ışığın bir cismin içinden geçerek o cismi aydınlatması) metoduyla- polimerize olan yapıştırıcıların ortodontik kuvvet aktarıcılarının diş yezeyine tutunmasında kullanılabileceğini belirtmişlerdir. (2,3)

Fotoinisiatrler dental materyallerin içindeki özellikleri belirleyen ve ışıkla sertleşmeyi başlatan kimyasallardır. Dental materyallerde kullanılan fotoinisiatrler ışığı 400-500 nm aralığında abzorbe ederler. Doğada bu aralıktta bulunan ışık mavi renktedir ve bu sebeple tüm dental fotoinisiatrler mavi ışığı kullanırlar.

Dişhekimliğinde bugün piyasada kullanılan materyaller arasında % 90'dan fazla kullanılan fotoinisiatör kamforokinondur (CPQ). Kullanılan dental materyallerin içinde hangi fotoinisiatrn olduğunu bilmemiz materyali düzgün bir şekilde sertleştirmemizi sağlar. İmalatçılar materyallerinin içinde hangi fotoinisiatr kullandıklarını belirtmelidirler. Her fotoinisiatör nanometre (nm) cinsinden ölçülen abzorbsiyon spektrumuna sahiptir. Kamforokinon mavi ışığa denk gelen 400 ve 500 nm arasında abzorbsiyon spektrumuna sahiptir ve maximum verimliliği 460 ve 480 nm aralığında sağlanır.

ışıkla sertleşen yapıştırıcıların kimyasal yolla sertleşenlere nazaran bir takım üstünlükleri vardır:

-Çalışma süresinin hekim tarafından kontrol edilebilir olması ve braketlerin istenilen konumlara yerleştirilmesine olanak sağlaması

-İyi sertleşerek i kopmaları en aza indirmesi

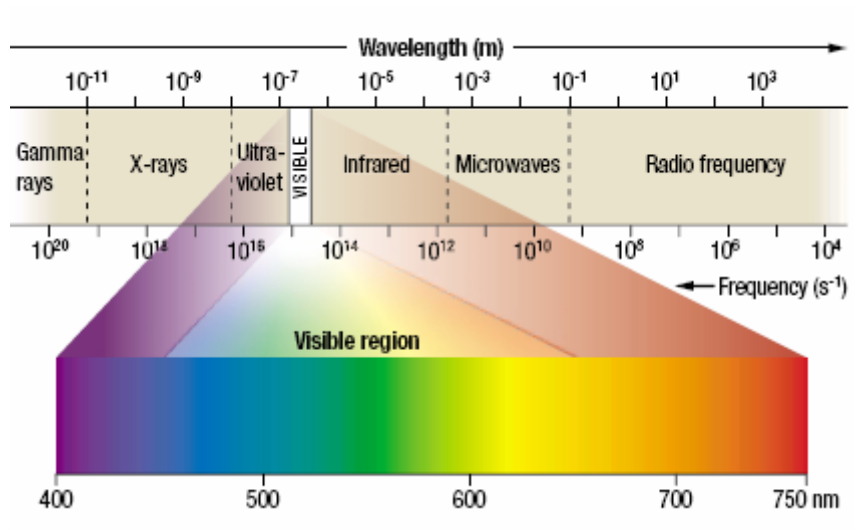
-Daha hızlı sertleşmesi

-Yüzey porozitesinin az olması

-Polimerizasyon ncesi braket kaidesinin etrafına taşan tüm yapıştırıcı temizlenebildiği için plak birikiminin dolayısıyla da demineralizasyonun az olması gibi avantajları mevcuttur (2, 3,8).

4. Işık Tipleri

Işık, dalga boyu tarafından belirlenen geniş bir enerji spektrumundan oluşan elektromagnetik bir ışıdır. Elektromanyetik spektrum, dalga boylarına bağılı olarak birçok farklı bölgeden oluşan kategorilere ayrılır (Şekil 2.1). Dental polimerizasyon cihazları için en önemli 3 bölge infrared (IR), görülebilir ve ultraviyole (UV) bölümleridir.



Şekil 2.1. Işık tipleri (3M ESPE)

4.1. Ultraviyole (UV) Işık

Ultraviyole ışık 10 nm ve 400 nm arasında dalga boyları olan fotonları içerir. Bu fotonlar çok enerji yüklüdürler. Kimyasal bağların içindeki elektronları hareket ettirebildikleri gibi bağları tamamen de kopartabilirler (10). Sonuç olarak UV fotonlar birçok kimyasal reaksiyon oluşturabilirler fakat güçlü absorbe edilen yüksek enerjili fotonlar kolaylıkla kontrol edilemeyen gelişigüzel bağ kopmalarına ve istenmeyen yan etkilere yol açabilirler (10). Böylelikle, sertleştirilen polimerde küçülme olabileceği gibi dikkatsiz kullanıldığında ağız dokularında zarar oluşturabilirler. Buna ek olarak, insan gözü UV fotonları algılayamamasına rağmen uzun dönemde bu ışığa maruz kaldığında hasar

görebilir. Bu sebeplerle medikal ve dental uzmanlar UV ışınlarını dikkatli kullanmalıdırlar.

4.2 Görülebilir Işık

Görülebilir ışık insan gözü tarafından algılanabilen elektromagnetik ışımadır. Genellikle 400 nm ve 750 nm arasında olan düşük enerjide uzun dalga boylarında kırmızı, yüksek enerjideki kısa dalga boylarında menekşe rengi olan dalga boylarını içerir. Birçok materyal, görülebilir ışığı sadece zayıf olarak abzorbe eder ve onlarla ilişkiye geçen fotonları geçirme, yansıtma ya da dağıtma eğilimindedirler. Bu nedenle, görülebilir ışık fotonları genellikle ısıtma ile alakalı değillerdir (11). Materyaller tarafından abzorbe edilen görülebilir ışık fotonları, kimyasal bağlar oluşturan elektronların hareketlenmelerini sağlarlar ve sonuç olarak moleküller arasında ve içinde kimyasal reaksiyonlar oluşmasını sağlarlar.

4.3 Infrared (IR) Işık

Infrared ışık 750 nm ve 1 mm arasında dalga boyları olan fotonları içerir. Bu fotonlar çok güçlü bir şekilde iç moleküler titreşim sağlayarak madde ile ilişkiye girer (12). İç titreşimler çok hızlı bir şekilde genel bir moleküler hareketlilik sağlayarak ısı açığa çıkarır ve bu sebeple IR ışık normal olarak ısı artışına yol açar. Bu nedenle, dental pulpa gibi ısı artışına hassas dokulara karşı zararlı olabilir (13). IR fotonlar atomlar arasındaki kimyasal bağların kırılmasını ya da tekrar oluşmasını başlatan yeterli enerjiye çok nadiren sahip olurlar ve bu sebeple kimyasal reaksiyonlara katılmazlar.

5. Fotoinisiatörler

Dental materyaller içinde kullanılan fotoinisiatör sistemler genellikle iki bileşen içerirler. İlki, fotonu yakalayan ve elektron çıkmasına sebep olan fotosensitizerdir. İkinci bileşen ise, uyarılmış elektronu kabul eden ya da serbest radikal oluşturabilmesi için aktaran bir ivmelendiricidir. Oluşan serbest radikal, rezin pasta içindeki monomerler ile reaksiyona girebilir (10).

Fotopolimerizasyon sisteminin ana içeriği dental restoratif materyaller içinde bulunan ve fotosensitizerin absorpsiyon özelliklerine özgü dalga boyunda ışık absorbe eden fotoinisiyator sistemdir (14). Böylece fotosensitizer sistemin doğasına bağlı olarak, karşılık gelen spektral aralıktaki ışık enerjisi absorbe edilir. Bu spektral enerji, serbest radikaller şeklinde reaksiyona girebilen ara bir form içinde kimyasal enerjiye dönüştürülür ve bu serbest radikaller daha sonra monomerler ve oligomerler ile reaksiyona girerler (14).

6. Fotopolimerizasyon

6.1 Ultraviyole Işık ile Fotopolimerizasyon

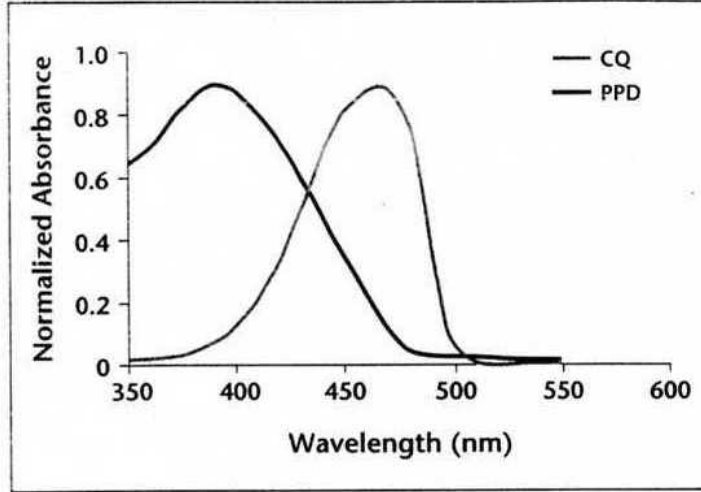
Benzoin Alkyl Ether' ler UV ışık ile polimerize edilen kompozitler içinde kullanılan ilk ışıkla aktive olan fotosensitizer materyallerdir (15). Restoratif dişhekimliğinde ki önemli ilerlemeler, UV ışık ile polimerizasyonunu modern dişhekimliğinden uzaklaştıran birçok dezavantaj ortaya çıkarmıştır. UV kaynaktan elde edilen ışık hem hekimin, hem de hastanın gözlerine zararlıdır. Bunun yanında, UV fotonlar, sertleştirilen polimerde kırılmalara yol açabilmekte ve bu sebeple restoratif materyalin ulaşacağı son dayanıklılık noktasında azalma olabilmektedir.

6.2 Görülebilir Işık ile Fotopolimerizasyon

Ultraviyole bölgedeki ışığın kullanımının sebep olduğu dezavantajlar, görülebilir ışık bölgesi içinde 400–500 nm arasındaki daha uzun ve daha güvenli dalga boylarına hassas fotoinisiyatorlerin keşfine ve geliştirilmesine yol açmıştır (16). UV ışıktan görülebilir ışığa geçiş, görülebilir ışıkla aktive olan dental restoratif materyalleri aktive eden ışığın yapısında değişikliği gerekli kılmıştır.

Görülebilir ışık spektrumu ile aktive olan dental restoratif materyallerde en çok kullanılan fotoinisiyator kamforokinon'dur (CPQ). Kamforokinon, 375 nm ve 500 nm aralığında görülebilir ışığı absorbe eder ve 470 nm civarında maximum absorpsiyon noktasıdır (17). 1-phenyl-1 ve 2-propanedione (PPD) alternatif fotoinisiyator olarak tanıtıldı (18). PPD'nin absorpsiyon profili,

maksimum abzorbsiyon noktası 400 nm olan daha kısa dalga boylarındadır. Işık enerjisi abzorbe eden fotoinisiyatörün etkin dalga boyu ve oluşturduğu serbest radikaller fotoinisiyatörler arasında değişmektedir. Dolayısıyla, serbest radikale dönüşen abzorbe edilen ışık enerjisinin verimliliği, her fotoinisiyatörün kendi spesifik quantum mekanik karakterine bağlıdır (9).



Şekil 2.2. CQ ve PPD'nin abzorbsiyon spektrumu (38)

7. Direkt Yapıştırırmada Kullanılan Işık Cihazları

Dental uygulamalarda fotopolimerizasyonu başlatmak için ışık polimerizasyon cihazları geliştirildi. UV ışık cihazlarının diş hekimliğindeki kullanımı kısa bir süre sürdükten sonra yerini görülebilir ışık yayan polimerizasyon cihazlarına bıraktı.

7.1 Halojen Cihazları

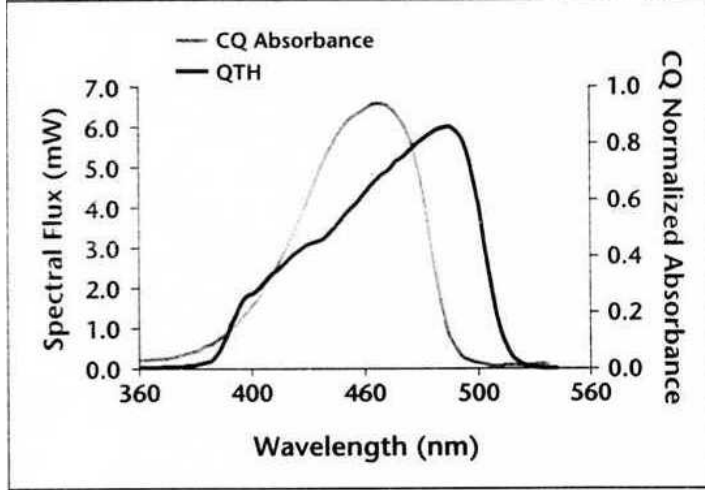
Diş hekimliğinde en çok kullanılan görülebilir ışık kaynağı halojendir. Filtre edilmiş halojen ışığın spektral emisyonu en çok kullanılan fotoinisiatör olan kamforokinonun abzorbsiyon eğrisiyle birbirlerine çok yakındır ve bu durum kamforokinon içeren materyallerin polimerizasyonunda halojen ışığın kullanımını çok etkili kılmaktadır. PPD'nin abzorbsiyon eğrisi halojen ışığın emisyon eğrisi ile iyi çakışmamaktadır. Fakat yinede, PPD tipindeki fotoinisiatörlerin polimerizasyonunu sağlamak için 400-450 nm arasındaki bölgede oluşan örtüşme yeterli olmaktadır.

Kamforokinon ile verimli şekilde örtüşen bir spektral dağılıma sahip olmanın yanında halojen cihazların birçok avantajı daha vardır. İlk olarak bu teknoloji uzun yıllardır güvenilir ve istikrarlı bir şekilde kullanılmaktadır. İkinci olarak, yıllar geçtikçe daha güçlü halojen ampullerin geliştirilmesi bu spektral aralıkta daha yoğun ışığın üretilmesini sağlamıştır ve böylece restoratif materyaller daha kısa sürelerde polimerize edilebilmektedir. Üçüncü olarak, uca doğru incelen tarzda ışığı yönlendiren fiber-optik uçların geliştirilmesi ile daha çok ışığın toplanıp daha küçük bir alana taşınmasını ve gücün arttırılmasını sağlamıştır.

Halojenlerin birkaç dezavantajı da vardır (19). Önemli bir dezavantajı ışık kaynağının toplam verimliliğidir. Bu methodla elde edilen ışığın spektral dağılımı, elektromanyetik spektrumun derin IR bölgesinden UV bölgeye kadar çok geniş bir alanı kapsamaktadır. Bu sebeple, halojen cihazdan elde edilen ışığın büyük bir bölümü filtre edilir ve spektral emisyonun sadece küçük bir kısmı ışıkla sertleşen materyallerin polimerizasyonu için kullanılır. Halojen ampulden yüksek miktarda IR ışık yayıldığı için oluşan yüksek miktardaki ısı filtre edilmeli ve yok edilmelidir. Bu nedenle, her halojen cihaz yoğun bir şekilde soğutma fanı kullanır.

Halojen teknolojisinin ikinci dezavantajı ise ampul ve filtre güvenilirliğidir. Ampuller zamanla yıpranırlar ve bu nedenle ışık gücü giderek azalır. Düzenli kontrolleri yapılmadığı takdirde restoratif materyalleri polimerize etmek için

yeterli ışık gücü olup olmadığını anlamak mümkün değildir. Aniden ampulde bir bozulma olabilir ve ışık üretimi tamamen durabilir. Filtreler ise sürekli ısıya maruz kaldıkları için yıpranabilirler. Bu durumda hasta veya hekim istenmeyen dalga boylarında ışığa maruz kalabilir (20).



Şekil 2.3. QTH spektral emisyonu ile CQ absorpsiyonunun karşılaştırılması (38)

7.2 LED (Light Emitting Diode) Cihazları

Işıyla sertleşen materyalleri polimerize etmek için gerekli fotonları üretmek için kullanılan son teknoloji LED'lerin kullanımınıdır (21,22). Diode, "N-tip" ve "P-tip" adında birbirlerine bağlı iki yarı iletken madde içeren katı fazlı bir aygıttır. 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. Bağlantı noktasında delikler ve elektronlar, her ikisinden de yoksun dar bir bölge oluşturabilmek için kombine edilirler. Voltaj uygulandığında N-tip madde ve P-tip maddenin oluşturduğu bağlantıya yönlendirilen elektronlar bir akım oluştururlar. Bir LED aygıtında elektronların ve deliklerin kombine edilmesi yarı iletken maddenin tipine, bağlantı noktasına ve diode'un diğer faktörlerine bağlı dalga boyu karakterinde fotonlar oluşturulmasını sağlar.

İlk LED'ler 1960'ın ilk yıllarında kırmızı, sarı ve yeşil dalga boyu aralıklarında ışık üretmişlerdir. Son on yıldır ise, ışık spektrumunun mavi bölgesinde ışık yayan LED'ler mevcuttur. Bu LED'lerin dental cihazlarda kullanılabilmesi için yeterli ışık yoğunluğuna ulaşması ise son 4-5 yıl içinde gerçekleşmiştir. Mavi LED'den elde edilen ışığın dalga boyları oldukça dardır. Bu avantajlı bir durumdur çünkü UV ve IR aralıkta ışık oluşmaz ve dolayısıyla plazma ve halojenlerde olduğu gibi filtreye ihtiyaç yoktur. IR dalga boyunda ışık üretilmediği için ağız dokularındaki ısınma etkisi minimaldir.

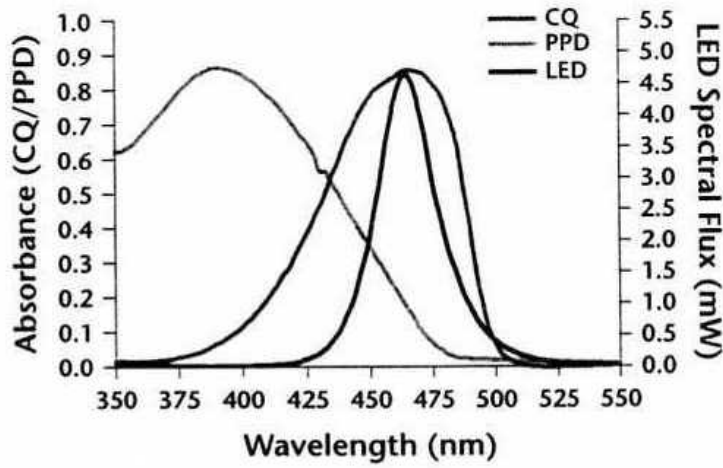
Mavi LED'in spektral emisyonu kamforokinonun maksimum absorpsiyon noktası ile benzerlik göstermektedir. Bu durum LED cihazlarını kamforokinon içeren dental materyallerin polimerizasyonu için ideal kılmaktadır. Fakat LED'in yaydığı ışınların dalga boylarının dağılımı kısa bir aralıkta (60 nm) olduğu için PPD içeren materyallerin polimerizasyonunda verimli olamamaktadır ve bu sebeple LED'ler PPD içeren materyaller için tavsiye edilmezler. Piyasadaki LED cihazlarının hepsi aynı dalga boyu aralığında ışık yayarlar fakat yoğunlukları farklılık gösterebilir. Daha yoğun ışık yayanlar daha verimli polimerizasyon başlatmaktadırlar.

LED'lerin diğer konvansiyonel ışık kaynaklarına göre birçok farklı avantajları vardır. Bu avantajlarından ilki 470 nm civarında ışık yaymalarıdır ki bu dalga boyu dental materyallerin çoğunda kullanılan kamforokinonun maksimum absorpsiyon noktası ile çakışmaktadır. Bundan başka, yayılan ışık en yüksek çıkış noktasında lazer ışığı kadar dar bir dağılım aralığı göstermemesine rağmen halojen ve plazma ışık kaynaklarından daha dar bir dağılım göstermektedir. Sonuç olarak, diğer bütün mevcut ışık kaynaklarından kamforokinonun absorpsiyon spektrumuna çok daha yakın özellikler göstermektedir. Mavi LED'lerden yayılan fotonların hepsi kamforokinonun duyarlı olduğu dalga boyunda olduğu için bu cihazlardan yayılan ışık kamforokinon içeren dental materyaller için en verimli kaynaktır.

Bunlara ek olarak, LED'ler elektrik enerjisini doğru dalga boyundaki ışığa çeviren en verimli cihazlardır (23). Diğer cihazlar %1'den daha az verimli iken LED'ler yaklaşık %10 oranında verimlidirler. Bu, LED cihazlarında diğerlerine

göre çok daha az ısı açığa çıkması demektir ve el aleti pil gücüyle ve kablosuz olarak çalışabilir. Bu, ışık cihazları arasında çok önemli bir gelişmedir, çünkü el aleti artık bir elektrik kablosuyla ya da pahalı ve kırılabilir bir çubuk ile büyük bir cihaz gövdesine bağlı kalmak zorunda değildir.

LED cihazlarının diğer bir avantajı ise katı-fazlı bir ışık kaynağı olmasıdır. Bu durum halojen ve plazma ampulleri ile lazer tüplerine oranla daha az kırılabilir ve daha sağlam olmalarını sağlar. Ek olarak, LED'lerin çalışma zamanları binlerce saat sürerken yüksek çıkışlı halojen ampullerin ömrü yüz saatten daha azdır.

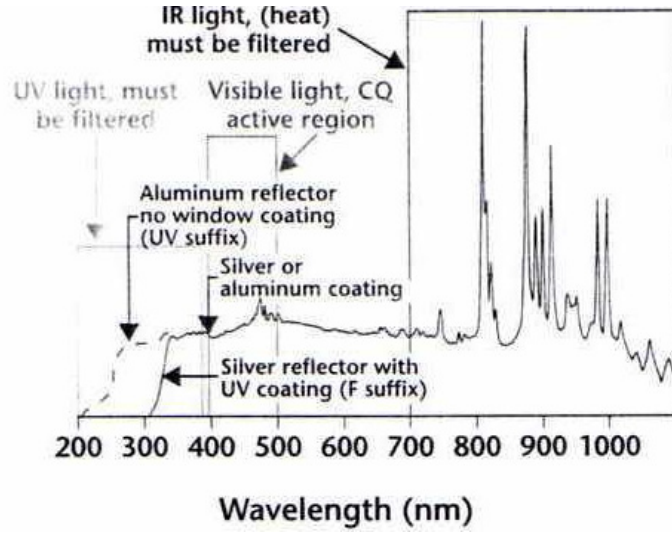


Şekil 2.4. LED spektral yayılımının CQ ve PPD absorpsiyonu ile karşılaştırılması (38)

7.3 Plazma Cihazları

Daha hızlı polimerizasyon sağlamak için yoğun ışık emisyonlarına ihtiyaç duyulmuştur. Bu sebeple, plazma ark ışık teknolojisinin polimerizasyon amaçlı kullanımı incelenmiştir. Plazma ark teknolojisinde, iki elektrot arasında yüksek akımlı elektrik geçişi ile maddenin yüksek enerjili formu olarak adlandırılan plazma oluşturulur. Bu sistem ile elde edilen ışık emisyonu yoğun olmakla birlikte, üretilen ışığın çoğu fotoinisiyatör olarak kamforokinon içeren materyaller için yararlı olmayan dalga boylarından oluşur. Halojenlerde olduğu gibi plazma ışık cihazlarında da ışık emisyonunu kontrol edebilmek için fazla filtrasyon ve soğutma sistemi gerekmektedir. Normalde, plazma ışık cihazları özellikle farklı noktalarda çok yoğun ışık demetleri üretirler. Bu nedenle plazmalar ile polimerize edilen dental restoratif materyallerin sertleşme zamanları oldukça kısadır (24).

Fakat plazmaların ideal bir polimerizasyon cihazı olmalarını engelleyen bazı yan etkileri mevcuttur. Plazma cihazları son derece pahalı cihazlardır. Buna ek olarak filtre edilen dalga boyu bandı halojenlerdeki gibi genellikle 400-500 nm arasındadır. Kamforokinonun 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 olasılığı oluşur. Aynı zamanda ısı artışı sebebiyle lambanın kendi içinde zarar görmesini engellemek için ışınlamanın 3-5 sn arasında değişen kısa aralıklarla yapılması gerekmektedir. Her ışınlama arasında da dinlenme zamanı ayrılmalıdır. Böylece, polimerizasyon için çok sayıda ışınlama gerektiren durumlarda yüksek ışık yoğunluğunun avantajları azalmaktadır. Bunlardan başka, plazmaların elektrik gücüne ihtiyaç duymalarından dolayı kablosuz dizaynlarının üretilmesi mümkün değildir.



Şekil 2.5. PAC spektral yayılım eğrisi (38)

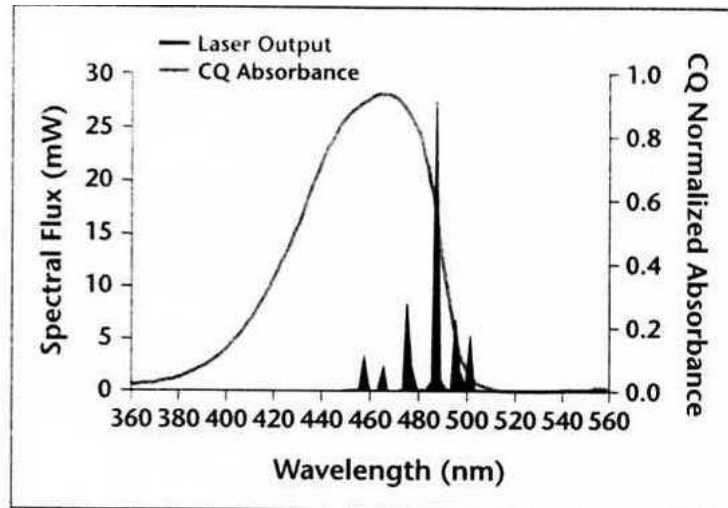
7.4 Argon Lazer Cihazı

Işıkla polimerize olan dental restoratif materyaller için geliştirilmiş diğer bir teknoloji de lazer teknolojisidir (25). Lazerde elektrik enerjisi direkt olarak devamlı ışık demetine dönüştürülür. Lazerden yayılan fotonlar kullanılan gazın spesifik enerji seviyelerine özgüdür ve bu nedenle yayılan ışık sadece birkaç belirli dalga boyunda yayılır. Argon lazerden üretilen iki güçlü dalga boyu 514 nm (yeşil) ve 488nm (mavi)'dir. Filtrasyon aynalarının doğru seçimi ile kamforokinonun abzorbsiyon bölgesine denk gelen 488 nm dalga boyunda ışık yayılımı sağlanabilir ve böylece polimerizasyon reaksiyonu başlayabilir.

Lazer ışığın spektral yayılım gücü (mw) halojene oranla 3-4 kat daha fazladır. Bu sebeple argon lazerden elde edilen ışığın dalga boyu çok dar bir aralıkta olmasına rağmen oldukça yoğundur. Argon lazerden elde edilen ışık kamforokinonun abzorbsiyon spektrumunun içinde olmasına rağmen iyi bir şekilde örtüşmez. Lazer, kamforokinonun maksimum abzorbsiyon noktasının

dışında bir dalga boyunda ışık yayar ve bu durum polimerizasyonun daha az verimli olmasına yol açar.

Lazer cihazlarının en güçlü yanı, sahip oldukları yüksek dalga boylu ışık dağılımıdır. Böylece, argon lazerden yayılan fotonların hepsi kamforokinonun aktivasyonunda hemen hemen aynı derecede etkilidir. Fakat, bu cihazları muhafaza etmek ve satın almak oldukça yüksek maliyet gerektirmektedir. Çalışmak için yüksek akıma ihtiyaç duymaları ve lazer tübünün yıpranmasını önlemek için aktif soğutma sistemine ihtiyaç duymalarından dolayı kablosuz olamamaktadırlar. Bu cihazların ışık yayan uçları oldukça kırılmalıdır. Lazer cihazın ana gövdesi büyüktür ve hareket ettirmesi zordur. El aletine hasta etrafında manevra yaptırmak güçtür. Sonuç olarak lazer kullanırken doğru yoldan sapan ışınların ve yansımaların dokulara ve gözlere zarar vermesini engellemek için sıkı güvenlik önlemleri gereklidir (25).



Şekil 2.6. Argon Lazer spektral profili ile CQ absorpsiyonu karşılaştırılması (38)

8- Kopma Direncini Etkileyen Faktörler

8.1 Yapıştırıcıya Bağlı Faktörler

Ortodonti pratiğinde braketlerin direkt teknikle yapıştırılması sırasında çeşitli yapıştırıcı tipleri kullanılmaktadır; bu yapıştırıcılar pasta-pasta, pasta-likit (no-mix) veya toz-likit kombinasyonunda bulunmaktadırlar. Bir pasta ve primerden oluşan pasta-likit (no-mix) yapıdaki yapıştırıcılar, iki pastalı veya toz-likitten oluşanlar gibi önceden karıştırılmadıkları için klinik uygulaması en kolay olanlardır. Buna karşın, yapıştırıcının brakete ve braketin de dişe peş peşe koyulmasının, hem karışım hem de polimerizasyon işlemlerini aynı anda başlattığı ve reçine içinde stres oluşmasına neden olduğu, bunun da tutuculuğu olumsuz etkilediğini belirten araştırmalar bulunmaktadır (26). Delport ve Grobler (27) ise pasta-likit (no-mix) ve iki pastalı yapıştırıcıların tutuculukları arasındaki farkın önemli olmadığını belirtmektedir.

Diğer yandan, tutuculuk açısından karşılaştırıldığında ışıkla sertleşen yapıştırıcıların, iki pastalı ve pasta-likit (no-mix) yapıştırıcılardan daha az tutuculuk gösterdiğini ileri süren araştırmacılar vardır (29,30). Joseph ve Rossouw (28), Pender ve ark. (31) ise tutuculuk açısından aralarında fark olmadığını bildirmektedir.

8.2 Işık Cihazına Bağlı Faktörler

Işık teknolojileri son yıllarda çok gelişme kaydetmiştir ve diş hekimleri için daha karmaşık ve fazla seçenek sunmaktadır. Halojenler uzun zamandır kullanılmaktadır fakat, plazma, lazer ve LED teknolojilerindeki son gelişmeler ışık cihazlarına yeni bir boyut getirmiştir. Aralarındaki farklılıklara rağmen bu ışıkların ortak yanı hepsinin bugün dental materyallerin sertleştirilmesi için uygun olan mavi ışık üretmeleridir. Fakat, bu ışık cihazlarının çalışma mekanizmasını bilmek gerekir. Hangisi birini diğerinden üstün kılar? Sonuçta hangisi ihtiyaçlarınız için en doğrusudur? Bu soruların cevabını birçok faktör etkilemektedir. Klinik pratiğinde ve ihtiyaçların doğrultusunda hangi ışık

cihazının sizin için uygun olduğuna karar vermek için her ışık cihazının arkasındaki teknolojiyi anlamak gerekir.

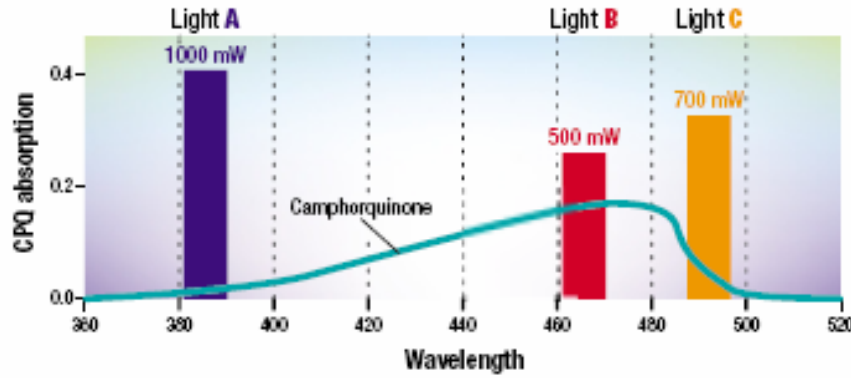
Işık, ışık cihazından belirli bir dalga boyu aralığında dağılır. Bu dalga boyu aralığı ışık tipine göre farklılık gösterir. Amaç, ışık cihazının dalga boyunu ve kompozit materyalin kamforokinonunun abzorbsiyon spektrumunu çakıştırmak olmalıdır.

Eğer bir malzeme fotoinisiyatör olarak CPQ kullanıyorsa en verimli abzorbsiyon aralığı 460-480 nm aralığıdır. Eğer fotoinisiyatörün abzorbsiyon spektrumunun biraz bile dışındaysanız, ışık boşa harcanıyor ve gereksiz yere ekstra enerji kaybı oluyor demektir. Dalga boyu 400 nm'den az ya da 500 nm'den fazla olan yüksek yoğunluklu ışık cihazları, CPQ'nun optimal dalga boyu aralığı olan 460-480 nm'nin dışında ışık ürettikleri için ışık enerjisinin büyük bir bölümü boşa harcanmaktadır. Bu bilgi kullandığımız ışık cihazından toplam ne kadar yararlı ışık elde ettiğimizi anlamamıza yardımcı olacaktır.

Dişhekimleri belirli bir spektral aralıktaki toplam enerjiyi ölçen radyometre kullanarak ışık cihazlarını test ederler. Işık yoğunluğu santimetrekareye düşen milliwatt cinsinden hesaplanır (mw/cm^2). Mesela 3M ESPE's Elipar™ yaklaşık $400 \text{ mw}/\text{cm}^2$ güç üretir. Tipik bir halojenin güç yoğunluğu $400\text{-}800 \text{ mw}/\text{cm}^2$ civarındadır. Bir dişhekimini $1000 \text{ mw}/\text{cm}^2$ gücünde bir ışık cihazına sahip olabilir fakat ışığın dalga boyu CPQ'nun abzorbsiyon spektrumuna iyi denk gelmeyebilir. Daha güçlü bir ışık cihazına sahip olmak dişhekimine daha yararlı bir ışık cihazına sahip olduğunu düşündürebilir. Aslında sahip olduğu şey yoğun bir ışıktır ve ışığın dalga boyu abzorbsiyon spektrumuna tam karşılık gelmediği için ışık boşa harcanmaktadır. Bu durumda önemli olan ne kadar ışık olduğu değil ışığın dalga boyunun fotoinisiyatörün abzorbsiyon spektrumu ile ne kadar çakıştığı önemlidir.

Mesela, bir LED cihazının ürettiği daha düşük güçteki ışık daha verimli olabilir çünkü materyalin içindeki fotoinisiyatörle daha yakın eşleşmektedir. Dental materyalleri sertleştirirken en önemli etkenlerden biri ışığın dalga boyu ve fotoinisiyatörün abzorbsiyon spektrumunu çakıştırmaktır. Ancak bu doğru bir

şekilde sağlandığı takdirde ışığın yoğunluğu da polimerizasyonu etkileyecektir. Işık yoğunluğu dental materyallerin başarılı bir şekilde sertleştirilmesinde en önemli faktörlerden biridir. Aynı absorpsiyon dalga boylarına sahip ışık cihazlarından daha yoğun ışık üreten az yoğun ışık gücüne sahip olandan daha iyi polimerizasyon sağlamaktadır. Işık kaynakları arasındaki farkları anlamak için bu prensibi iyi anlamak gerekmektedir.



Şekil 2.7. CQ absorpsiyon eğrisinin farklı ışık yoğunluklarına sahip cihazlar ile karşılaştırılması (3M ESPE)

8.3 Brakete Bağlı Faktörler

Braketlerin yapışma dayanıklılığını braket tabanının dizaynı ve büyüklüğü gibi birçok faktör etkilemektedir. Metal aygıtların yapıştırılması esnasında yapışma dayanıklılığının yanı sıra estetik gereksinimlerin de ortaya çıkması braketlerin büyüklüğünde ve tabanlarında küçülmeyi gerekli hale getirmiştir (32). Braket tabanı ve yapıştırıcı arasındaki bağlantı ortodontik kuvvetleri ve çiğneme kuvvetlerini dağıtabilmeli, tedavi sonunda kolayca çıkartılabilmelidir (33). Braket tabanlarının çoğu mine ya da rezine kimyasal olarak bağlanmadığı için mekanik retansiyonu arttırmak amacıyla çeşitli dizaynlar oluşturmak için çaba harcanmıştır (34). Braket tabanındaki mekanik girintiler polimerizasyondan önce ortodontik adeziv için yer oluşturur.

Ortodontik metal braketlerin tabanı, retansiyon olukları içeren tek parça döküm halinde ya da ayrı ayrı iki parça olan ağ örgülü braket tabanı ile braketin

gövdesinin birbirlerine lehimlenmesi ile üretilirler. Ancak retansiyon oluklu tek parça döküm braketleri üretmek için gereken teknik daha zor ve pahalıdır. Metal braketlerin çoğunun retansiyonu ince ağ örgülü bir yapıya sahip braket tabanları ile sağlanır (35,36). Diğer braket tabanları ise oluklu bir yapıya sahiptir ya da kumlanmış, kimyasal dağlanmış ya da pöröz metal tozu ile sinterlenmişlerdir (33,37).

9. Farklı Tip Işık Kaynakları Kullanılarak Braketlerin Kopma Dirençlerini Ölçen Çalışmalar

Oesterle ve arkadaşları (4) 2001 yılında yaptıkları araştırmada ortodontik braketlerin kopma dirençlerini geleneksel tungsten quartz halojenlere karşı xenon plazma arkları kullanarak karşılaştırmışlardır. Araştırmada braketler 3 farklı ortodontik yapıştırıcı kullanılarak sığır minesini yüzeyine yapıştırılmıştır. Yapıştırıcılar tungsten quartz halojen ışıkla 40 sn. ve xenon ışıkla 3, 6, ve 9 sn. süreyle ışınlanmıştır. Kopma dirençleri ışınlamadan 30 dakika ve 24 saat sonra test edilmiştir. Daha uzun ışınlama sürelerinde Xenon ışık cihazı daha yüksek kopma dirençleri ortaya çıkarmıştır. 3,6 ve 9 sn süre ile Xenon ışığa maruz bırakılan ve 40 sn süre ile tungsten quartz halojen ışığa maruz bırakılan braketlerin yapışma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmamıştır. Fakat tungsten quartz halojen ışık tarafından meydana çıkan değerlere eşit yapışma değerleri elde edebilmek için 6 ya da 9 saniyelik Xenon ışınlamalar gerekmiştir. Xenon plazma ışık çok kısa ışınlama sürelerinde eşit yapışma dirençleri meydana çıkarmıştır.

Sfondrini ve arkadaşları (39) 2001 yılında yaptıkları araştırmada iki farklı ışın cihazı olan mikro-xenon ışık (Aurys) ve klasik halojen ışık (Visilux 2) ile ışınlanan klasik braketlerin (Victory) ve adeziv kaplı braketlerin (APC) yapışma dirençlerini değerlendirmişlerdir. Araştırmada her biri 15'er numunedan oluşan 4 gruba rastgele dağıtılmış olan yeni çekilmiş 60 adet sığır daimi mandibuler kesici diş kullanılmıştır. 20 sn süreyle halojen ışık ile ışınlanan iki grup (her braket tipinden birer tane) kontrol grubu olarak belirlenmiştir. Kalan 2 grup ise 2 sn. boyunca mikro-xenon ışık ile ışınlanmıştır. 24 saat sonra tüm örneklerin Instron cihazı kullanılarak sıyırma testleri yapılmıştır. Visilux 2 ile

ışınlanan klasik braketlerin çekme kuvveti test edilen diğer grupların hepsinden daha yüksek bulunmuştur. Visilux 2 ile ışınlanan her iki grup bunlara karşılık gelen Aurys ile ışınlanan gruplardan anlamlı derecede daha yüksek kopma direnci göstermişlerdir. Aurys ile ışınlanan iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Sfondrini ve arkadaşları (40) 2001 yılında yaptıkları çalışmada Xenon ark ışın cihazı (Plasma Arz Curing [PAC] System; American Dental Technologies, Corpus Christi, Texas) ve klasik görülebilir ışık cihazı (Ortholux XT; 3M Dental Products, St Paul, Minn) ile ışınlanan rezin modifiye cam iyonomer (Fuji Ortho LC; GC America Inc, Alsip, Ill) ve Transbond XT kompozit rezinin kopma dirençlerini değerlendirmişlerdir. 120 adet yeni çekilmiş sığır mandibuler daimi kesici dişleri 15'erli 8 grup halinde rasgele bölünmüştür. İki grup (her adeziv tipi için bir grup) 20 sn (Transbond XT) ve 40 sn (Fuji Ortho LC) olmak üzere görülebilir ışığa maruz bırakılmıştır ve kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Kalan 6 grup (her adeziv için 3 grup) Xenon ark ile 2, 5 ve 10'ar sn ışınlanmıştır. Yapıştırma işleminden sonra tüm örnekler 24 saat boyunca oda sıcaklığında distile su içinde saklanmıştır ve sonrasında Instron universal test cihazında (Instron Corp, Canton, Mass) sıyırma modunda testleri yapılmıştır. Transbond XT ile yapıştırılan gruplarda 2, 5 ve 10 sn PAC sistem ile ışınlanan gruplardakiler ve Ortholux XT ile ışınlanan kontrol grubundakilerin kopma dirençleri arasında istatistiksel olarak ($P = .087$) anlamlı farklar bulunamamıştır. Fuji Ortho LC ile yapıştırılan grupların kopma dirençleri değerlendirildiğinde PAC sistem ile ışınlananlar ile Ortholux ile ışınlanan kontrol grubu arasında istatistiksel olarak ($P = .087$) anlamlı farklar bulunmamıştır. Kompozit rezinin kopma direnci tüm test edilen gruplarda rezin modifiye cam iyonomerden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu bulgular göstermiştir ki görülebilir ışıkla ışınlananlarla kıyaslandığında Xenon ark ışığı klinisyene kopma dirençlerini etkilemeden yapıştırma ajanlarının ışınlama süresini azaltmada önemli derecede katkı sağlar. Bu durumda Xenon ark ışınları kompozit rezinlerin ve rezin modifiye cam iyonomerlerin sertleştirilmesinde avantajlı bir alternatif olarak tavsiye edilebilir.

Klocke ve arkadaşları (41) 2002 yılında yaptıkları araştırmada piyasadaki mevcut iki plazmanın azaltılmış ışınlama zamanlarında ortaya çıkardıkları kopma dirençlerini değerlendirmişlerdir. Braketler 150 adet çekilmiş insan dişine (75 premolar, 75 kesici) kompozit adeziv (Transbond XT) ile yapıştırılmıştır. Plazma ile 2 ve 6 sn'lik intervaller halinde ışınlamalar yapılmıştır; kontrol grubu ise halojen ışın kaynağı ile yapıştırıldıktan sonra braket başına 20 sn ışınlanmıştır. Kopma direnci testi Zwicki Z 2.5 üniversal test cihazı (Zwick, Ulm, Germany) ile yapılmıştır. Plazma ark cihazları ile 2 sn süre ile ışınlanan premolar braketlerinin kopma dirençleri, halojenle ve plazma ile 6 sn ışınlanan örneklere oranla anlamlı derecede düşük bulunmuştur. 2 sn'lik ışınlama süresi kesiciler için kabul edilebilir kopma direnci sağlamasına rağmen, Weibull analizi premolar braketleri için daha yüksek yapışma hatası olasılığı göstermiştir.

Dunn ve Taloumis (42) 2002 yılında, halojenler ve LED cihazları ile yapıştırılan braketlerin kopma dirençlerini karşılaştırmak amacıyla bir araştırma yapmışlardır. Bu araştırmada iki LED ışın cihazı (LumaCure ve VersaLux) ve iki halojen bazlı ışın cihazı (Optilux 501 ve ProLite) test edilmiştir. 100 adet çekilmiş standart metal braket çekilmiş insan 3. molar dişlerine ışınla sertleşen adeziv ile yapıştırılmıştır. Örnekler 25'şerli 4 gruba bölünmüştür. Her grup farklı ışın cihazı ile 40'ar sn ışındandıktan sonra örnekler 24 saat boyunca 37 °C suda bekletilmiştir ve hızı 1 mm/dk olan Instron üniversal test cihazında braketler kopana kadar sıyırma testine tabi tutulmuştur. Araştırma sonucunda 4 grup arasında anlamlı fark tespit edilmemiştir. 4 grubun Arı skorları arasında da anlamlı fark izlenmemiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre araştırmada kullanılan halojen ve LED ışık kaynakları arasında bir fark bulunmamıştır.

James ve arkadaşları (43) 2003 yılında yaptıkları araştırmada 3 ışın cihazının (plazma ark, argon lazer ve klasik halojen ışık) yapışma hatasını ve kopma direncini farklı dolduruculara sahip olan 2 ortodontik braket adeziviyle (Transbond XT ve Adhesive Precoated [APC]) değerlendirmişlerdir. Araştırmada ayrıca mikrosızıntı gözlemleri de rapor edilmiştir. 90 yetişkin insan premolar dişi rasgele 6 gruba bölündükten sonra bu dişlerin yüzeyine standart braketler yapıştırılmıştır. Plazma ark Transbond XT kullanıldığı zaman halojen

ya da argon lazerden önemli derecede yüksek kopma direnci meydana getirmiştir. APC kullanıldığında plazma ark ve halojen ışık benzer sonuçlar ortaya çıkarırken, her ikisi de argon lazerden önemli derecede ($P \leq 0.015$) daha yüksek kopma dirençleri göstermişlerdir. Hepsinin ötesinde APC kopma dayanıklılığında Transbond XT'den daha az sapma göstermiştir. Tüm ışınlama metotları önemli derecede mikrosızıntı göstermesine rağmen ($p < .001$), 3 ışın cihazı arasındaki fark sadece APC kullanıldığında oluşmuştur. Mikroskopik değerlendirmelere göre örneklerin %95'indeki kopma braket veya diş yüzeyindeki bağlanmadan olmuştur; argon lazer en yüksek ARI skorlarını vermiştir. Mikrosızıntı ve kopma direnci sonuçlarına göre plazma ark ışığı kullanılan adeziv tipine göre diğer ışın cihazlarıyla aynı ya da daha üstün özellikler sergilemektedir.

Üşümez ve arkadaşları (44) 2004 yılında LED cihazlarının etkilerini değerlendirmek için yaptıkları araştırmada dişlere yapıştırılan ortodontik braketlerin kopma direncini değerlendirmişlerdir. Kontrol grubu olarak 40 sn ışınlanan klasik halojen bazlı ışın cihazı kullanılmıştır. 80 adet insan premolar dişi 20'şerli 4 gruba bölünmüştür. Braketler asitlenmiş dişlere Transbond XT ile yapıştırıldıktan sonra, birinci grupta adeziv 40 sn süre ile klasik halojen cihaz (XL 3000, 3M) ile ışınlanmıştır. Diğer 3 grupta, adeziv 10, 20 ve 40 sn süreyle LED cihazı (Elipar, Freelight 3M ESPE) ile ışınlanmıştır. Braketlerin kopma direnci üniversal bir test cihazı ile ölçülüp megapaskal cinsinden kaydedilmiştir. Braketler koparıldıktan sonra ARI skoruna bakılmıştır. Halojenle ışınlananlar ile 20 ve 40 sn LED ile ışınlanan örnekler arasında istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmamıştır. Fakat 10 sn LED cihazı ile ışınlanan örnekler istatistiksel olarak daha düşük kopma direnci göstermiştir. İstatistiksel olarak ARI skorları arasında anlamlı farklılıklar bulunmamıştır.

Ip ve Rock (45) 2004 yılında yaptıkları araştırmada 3 farklı ışık cihazının etkilerini kıyaslamışlardır. 9 gruba ayırdıkları çekilmiş premolar dişlere adeziv kaplı ortodontik braketleri 3 farklı ışık cihazı ile 3 farklı sürede ışınlayarak yapıştırmışlardır. Dişler plazma ile 2 sn, yüksek yoğunluklu quartz halojen ile 10 sn ve standart halojen ile 20 sn ışınlanmıştır. Bu ışınlama süreleri ile ortalama

kopma stresleri bulunmuştur. Plazma ışınlama süresinin 4 sn' ye çıkarılması ortalama kopma stresini arttırmıştır ve diğerleriyle yakın bir sonuç elde edilmiştir. Sonuç olarak plazma cihazı halojen ile eşit miktarda kopma direnci ortaya çıkartmakta ve braketlerin yapıştırılması esnasında oldukça zaman kazandırmaktadır.

Wendl ve Droschl (5) 2004 yılında braketlerin direkt yapıştırılması için çeşitli polimerizasyon cihazları (halojen, yüksek performans halojen, xenon ve diode lazer) kullanarak ışınla sertleşen cam iyonomer siman GIC (Fuji Ortho LC) ve ışınla sertleşen rezin bazlı yapıştırıcının (Enlight) 1 saat ve 24 saat sonraki kopma dirençlerini sıyırma testi ile karşılaştırmışlardır. Kimyasal olarak sertleşen rezin (Concise) kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Tüm polimerizasyon cihazları minimum kopma direnci olan 5-8 Mpa sağlamıştır. Enlight ile kopma direnci ışınlama süresine ve ışınlama moduna bağlı olarak cam iyonomer yapıştırıcıyla benzer değerler göstermiştir. Fuji Ortho LC ile ortaya çıkan sonuçlar ışınlama süresinden ve kullanılan cihaz tipinden bağımsız bulunmuştur. Resin modifiye cam iyonomer simanın kopma direnci kısa polimerizasyon süreleri kullanıldığında ışınla sertleşen kompozit rezine göre biraz daha yüksek veya aynı seviyede ($p < 0.039$) bulunmuştur; fakat kimyasal sertleşen kompozitle kıyaslandığında anlamlı derecede düşük bulunmuştur. 24 saat sonra tüm adezivlerin yapışma dayanıklılıkları anlamlı derecede artış göstermiştir: (Enlight %19, Fuji Ortho LC % 6.6, Concise %16). Enlight için braket-kompozit arasında kopma olması %90 oranında ve Concise için %57 oranında olmuştur. Fuji Ortho LC ise daha çok kohezyon göstermiş ve braket siman arasında daha yüksek yapışma meydana gelmiştir. Konvansiyonel halojen ışık ile 40 sn süreyle ışınlanan Enlight yapıştırıcı 1 saat sonunda anlamlı derecede yüksek kopma direnci göstermiştir ($p < 0.001$). Hızlı halojen ile ışınlanan gruplar daha düşük kopma direnci göstermişlerdir.

Swanson ve arkadaşları (47) 2005 yılında yaptıkları araştırmada LED'ler ve konvansiyonel halojenlerle ışınlayarak yapıştırdıkları braketlerin kopma dirençleri ve ışıkla polimerizasyon süreleri arasındaki ilişkiyi değerlendirmek amacıyla 3 LED ışın cihazını (GC e-light, GC America, Alsip, Ill;

Elipar FreeLight, 3M ESPE Dental Products, St Paul, Minn; and UltraLume LED 2, Ultradent Products, South Jordan, Utah) ve bir halojen bazlı ışın kaynağını (Ortholux XT, 3M Unitek, Monrovia, Calif) değerlendirmişlerdir. 240 adet metal braket çekilmiş molar dişlere yapıştırılmıştır. Örnekler 20'şerli 12 gruba ayrılmıştır. Her grup farklı ışın cihazı ile 40, 20 ve 10 sn süreyle ışınlanmıştır. Braketler 37°C suda 24 saat bekletildikten sonra üniversal test cihazı ile braketler kopana kadar sıyırma kuvveti uygulanmıştır. 10 ve 40 sn'lik sürelerde GC e-light ile anlamlı derecede daha düşük ($p < .001$) ve 40 sn ışınlanan Ultralume LED 2 ile daha yüksek ($p < .001$) kopma dirençleri tespit edilmiştir. Tüm deney grupları 10 sn'lik ışınlamalarda bile laboratuvar ortamında 8 MPa'dan daha yüksek sonuçlar ortaya koymuşlardır. GC e-light 10 ve 40 saniye ışınlama zamanlarında anlamlı derecede düşük kopma dirençleri göstermiştir. Ultralume LED 2 ile 40 saniye ışınlanarak yapıştırılan braketler diğer deney gruplarına nazaran anlamlı derecede daha yüksek kopma dirençleri göstermişlerdir.

Thind ve arkadaşları (48) 2005 yılında yaptıkları çalışmada, 3 farklı ortodontik ışık kaynağı ile ışınlanan bir yapıştırıcının ARI skoru ve kopma stresleri arasındaki farklılıkları araştırmışlardır. 60 sağlam premolar dişi 20'şerli 3 gruba bölünmüştür. Her bir dişe, ışıkla sertleşen ortodontik yapıştırıcı (Transbond XT) kullanılarak standart edgewise küçük azı braketleri (Victory Series) yapıştırılmıştır. Grup 1'deki örnekler (kontrol grubu) 20 sn boyunca Ortholux XT ile (tungsten quartz halojen ampul), Grup 2'dekiler 6 sn boyunca Ortho lite ile (plazma ark), Grup 3'dekiler 10 sn boyunca Ortholux LED ile (LED) ışınlanmışlardır. Örnekler 24 saat sonra üniversal bir test cihazı (Model 4469, Instron Ltd, High Wycombe,Bucks,UK) kullanılarak dakikada 0.5 mm hız ile kopartılmıştır. Weibull modülü ve Logrank testi kopma stresleri açısından istatistiksel olarak önemli farklılıklar göstermemiştir. ARI $\times 10$ büyütme ile değerlendirilmiştir. Grup 2'nin ARI skoru grup 1 ve grup 3'ten anlamlı derecede farklı çıkmıştır. Grup 1 ve grup 3' ün ARI skorları arasında anlamlı bir farka rastlanmamıştır. Diğer iki gruba göre grup 2' de kopma adeziv ile diş yüzeyi arasındaki bölgede gerçekleşmiştir. Sonuç olarak konvansiyonel ışın

kaynaklarıyla elde edilen polimerizasyondaki etkinlik daha kısa ışınlama süresi tavsiye edilen plazma ark ve LED ışın kaynakları ile de sağlanmıştır.

Signorelli ve arkadaşları (49) 2006 yılında yaptıkları araştırmada halojenle ya da plazma ile yapıştırılan braketlerin kopma dirençlerini değerlendirdiler. 90 adet çekilmiş premolar dişi her bir grupta 15 tane olmak üzere 6 gruba ayrılmıştır. Paslanmaz çelik braketler dişlere 20 sn halojen ile, 2, 6, ve 10 sn süreyle plazma ile yapıştırılmıştır. Halojen ile 20 sn ve plazma ile 2, 6 ve 10 sn ışınlanan gruplar arasında 30 dk sonra ölçülen kopma dirençleri arasında anlamlı farklılıklar bulunmamıştır. 24 saat sonunda plazma ile 6 sn ışınlanan grup ile halojen ile 20 sn ışınlanan grup arasında benzer yapışma dayanıklılıkları bulunmuştur. Halojen ve plazma ile ışınlanan tüm grupların ARI skorları arasında anlamlı farklılıklar bulunmamıştır. Bu araştırma sonuçlarına göre 6 sn süre ile ışınlama yapan plazma daha uzun ışınlama süresi gerektiren halojen ile benzer kopma direnci ve braket kopma oranları göstermiştir.

Silta ve arkadaşları (50) 2005 yılında yaptıkları araştırmada daha düşük polimerizasyon zamanlarında son jenerasyon QTH ve LED ışın cihazlarının braketleri dişlere yapıştırma özelliklerini değerlendirmişlerdir. İki LED cihazı (Ortholux LED, 3M Unitek, Monrovia, Calif; UltraLume LED 5, Ultradent Products, South Jordan, Utah) ve bir QTH cihazı (Optilux 501, Demetron, Danbury, Conn) değerlendirilmiştir. 180 adet metal ortodontik APC braket çekilmiş insan dişlerine yapıştırılmıştır. Örnekler 20'şerli 9 gruba (3 ışık ve 3 ışınlama zamanı) bölünmüştür. Her grup 3 tip ışın cihazıyla 20, 10 ve 6 sn ışınlandıktan sonra polimerizasyondan 30 dakika sonra örnekler universal bir test cihazında braketler kopana kadar sıyırma kuvvetine maruz bırakılmışlardır. Araştırma sonuçları ışının tipi ve ışınlama zamanının ana etkileri arasında anlamlı farklılıklar göstermiştir. Araştırmacılar farklı ışın tipleri ile yapıştırılan braketlerde 6 sn süreyle ışınlananların 20 sn süreyle ışınlanarlardan daha az kopma direnci sağladığını göstermişlerdir. En yüksek yapışma dayanıklılıkları Optilux 501 ve Ultralume LED 5 ile 20 sn ışınlama sürelerinde elde edilmiştir. Sonuç olarak, araştırmacılar ark telleri bağlanmadan önce ortodontik braket

yapıştırıcılarının QTH veya LED LCU ile en azından 20 sn süreyle ışınla polimerize edilmesi gerektiğini tavsiye etmişlerdir.

Wang ve arkadaşları (51) 2004 yılında yaptıkları çalışmada çeşitli braket tabanı dizaynlarının kopma direncine etkilerini belirlemek amacıyla farklı büyüklüklerdeki 6 çeşit metal interlock braket ve farklı taban dizaynlarını değerlendirmişlerdir. Kullanılan braket tabanı tipleri ve mesh boyutları şu şekildedir: Dynalock, 3M Unitek, Monrovia, Calif (retansiyon oluklu taban), Accuarch appliance Formula-R, Tomy, Tokyo, Japan (dairesel konkav taban), Ultratrimm, Dentaurem, Ispringen, Germany (double mesh: $5.1 \times 10^{-2} \text{mm}^2$ mesh), Minidiagonal Roth, Leone, Florence, Italy (double mesh, $3.1 \times 10^{-2} \text{mm}^2$), Tip-edge Rx-I, TP Orthodontics, LaPorte Ind (double mesh, $3.1 \times 10^{-2} \text{mm}^2$) ve Mini Diamond, Ormco, Glendora, Calif (double mesh, $2.9 \times 10^{-2} \text{mm}^2$). Dynalock braket tek parça halinde dökülmüştür; diğer braketlerde ise taban ve üst yapı birbirlerine lehimlenmiştir. Braketler insan dişlerine yapıştırılmış ve daha sonra universal test cihazı ile kopartılmıştır. Kopma ara yüz bölgesi elektron mikroskopisi ve energy-dispersive x-ray spectrometry ile analiz edilmiş ve kaydedilmiştir ve ara yüz bölgelerinin dağılımı belirlenmiştir. Birim alana düşen kopma direnci (MPa) en yüksekten en düşüğe doğru Tomy, Dentaurem, Leone, Unitek, TP Orthodontics, ve Ormco sıralanmaktadır. Ara yüzlerdeki kopma braket ve rezin arasında, rezinin içinde ve rezin mine arasında oluşmuştur. En fazla kopma ise braket ve rezin arasında ve rezin mine arasında gerçekleşmiştir. Tomy braket dairesel konkav tabanı ile mesh base'li braketlerden daha yüksek kopma direnci göstermiştir; mesh-baseli braketler arasında, Dentaurem, daha geniş mesh boyutuyla daha küçük mesh boyutuna sahip braketlere oranla daha yüksek kopma direnci göstermiştir. Unitek braket tek parça dökümlü retansiyon oluklu tabanı ile kopma direncinde orta sıralarda yer almıştır.

Cacciafesta ve arkadaşları (52) 2005 yılında yaptıkları çalışmada 2 adeziv sistemi (Quick Cure; Reliance Orthodontic Products, Itasca, Ill ve Transbond XT; 3M/Unitek, Monrovia, Calif]) ile farklı ışın kaynakları ve ışın rehberleri kullanılarak yapıştırılan braketler üzerinde sıyırma kuvveti dirençlerini

ve kopma bölgelerini değerlendirmişlerdir. Kullanılan adeziv sistemlerine ve ışın kaynaklarına göre 90 sığır daimi mandibuler kesici dişı rastgele 6 gruba ayrılmıştır. Her grupta 15 örnek bulunmaktadır. Dişlere 90 adet paslanmaz çelik braket yapıştırılmıştır. Kontrol grubu olarak her adeziv sistemi halojen ışık (Ortholux XT, 3M/Unitek) ve klasik ışın ucu ile 20 sn ışınlanmıştır. Kalan gruplar bir halojen ışık (Ortho 2000 [Reliance Orthodontic Products, Itasca, Ill]) ve power slot ışın ucu (Reliance Orthodontic Products) ile 6 ve 10 sn ışınlanmıştır. Yapıştırmadan sonra tüm örnekler 24 saat süreyle distile su içinde bekletilip üniversal test cihazının sıyırma modunda test edilmiştir. Yapıştırma direnç değerleri açısından 6 grup arasında anlamlı farklılıklar bulunamamıştır, fakat kopma bölgeleri incelendiğinde test edilen 6 grup arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Araştırma sonucunda Power Slot ışın uçları ortodontik yapıştırma esnasında kompozit rezinlerin hızlı sertleştirilmesi için avantajlı alternatifler olarak tavsiye edilmiştir.

Staudt ve arkadaşları'nın (53) 2005 yılında yaptıkları araştırmanın amacı braketleri yeni ve fiyatı uygun yüksek güçlü halojen ışığı ile yapıştırarak gerekli en kısa zamanı tespit etmektir. Her biri 15 sığır dişı içeren 5 grupta farklı ışık cihazları ve ışınlama süreleri kullanılarak paslanmaz çelik braketler (Mini Diamond Twin, Ormco, Orange, Calif) Transbond XT (3M Unitek) ile yapıştırılmıştır. Grupların 3 tanesi yüksek güçlü halojen ışık kaynağı (Swiss Master Light, Electro Medical Systems, Nyon, Switzerland) ile 2 ,3 ve 6 sn ışınlanarak yapıştırılmıştır. 4. grup pozitif kontrol grubu olarak hızlı halojen ışık (Optilux 501, Sybron Dental Specialties, Danbury, Conn) ile 40 sn ışınlanmıştır. 5. grup kıyaslama grubu olarak plazma ile 4 sn ışınlanmıştır. Numuneler 24 saat boyunca karanlıkta 37°C suda bekletilip üniversal test cihazı ile kopma direnci ölçülmüştür. Yüksek güçlü halojen ışık ile yapılan 2 sn'lik ışınlama süresi kopma direncini ve kopma olasılığını olumsuz yönde etkilemiştir. Gruplar arasındaki arı skoru anlamlı farklılıklar göstermemiştir. Kırılma veya kopmaların %60'ından çoğu braket tabanı ve adeziv arasında oluşmuştur. Yüksek güçlü halojen ışığı ışınlama zamanını azaltmada maliyet açısından faydalı bulunmuştur. Paslanmaz çelik braketlerin yapıştırılması için tavsiye edilen ışınlama zamanları 6 sn veya dikkatli şekilde yapıldığı takdirde 3 sn olarak belirtilmiştir.

Sfondrini ve arkadaşları (54,55) 2005 ve 2006 yılında 3 farklı tipte ışık cihazı ile yaptıkları araştırmalarda (hızlı halojen, LED ve plazma ark) ışın ucu mesafesinin kopma direnci ve braketlerin kopma bölgesine etkisini değerlendirmişlerdir. 135 adet sığır mandibuler daimi kesici dişi rasgele 15'erli 9 gruba bölünmüştür. Paslanmaz çelik braketler (Victory Series, Unitek/3M, Monrovia, Calif) dişlere 2006 yılındaki araştırmada rezin bazlı modifiye cam iyonomer (Fuji Ortho LC, GC Europe, Leuven, Belgium) ile 2005 yılındaki araştırmada ise kompozit rezin (Transbond XT, 3M Unitek) ile yapıştırılmıştır ve ışın cihazları braketlere 3 farklı mesafede test edilmiştir: 0, 3 ve 6 mm. Yapıştırmadan sonra tüm örnekler oda sıcaklığında 24 saat boyunca bekletilmiştir ve daha sonra sıyırma testine tabi tutulmuştur. 0 mm. mesafede 3 ışın cihazı kıyaslandığında kopma dirençleri arasında anlamlı bir farka rastlanmamıştır. 3 mm mesafede halojen ve plazma arasında anlamlı farklar bulunmamıştır ve her iki ışın cihazı da LED den anlamlı derecede daha yüksek kopma dirençleri göstermişlerdir. 6 mm mesafede halojen ve LED cihazlar arasında anlamlı farklar bulunmamıştır; fakat her ikisi de plazmadan anlamlı derecede daha düşük kopma dirençleri göstermişlerdir. Işın ucu mesafesi ışın cihazlarına göre değerlendirildiğinde, halojen ve LED cihazları 3 mesafede de anlamlı farklar göstermemiştir. Fakat daha fazla ışın ucu mesafelerinde plazma ark anlamlı derecede daha yüksek kopma dirençleri göstermiştir. 3 mm mesafeden LED ile yapılan ışınlama dışında diğer grupların ARI skorları arasında anlamlı farklar bulunmamıştır. Araştırmacılar ulaşılması güç bölgelerde optimal verimlilik için plazma ışık cihazı önermişlerdir.

Oesterle ve arkadaşları (56) 1998 yılında yaptıkları araştırmada, ortodontik yapıştırıcı (Transbond XT, Unitek 3M) kullanarak insan dişi, sığır süt dişi ve daimi sığır dişleri üzerinde braketlerin mineye yapışma direncini kıyaslamışlardır ve aynı zamanda sığır dişleri üzerinde braketlerin kopartılıp tekrar yapıştırılması işleminin kopma direncine olan etkisini incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları, sığır minesine yapışma direncinin insan minesinden % 21 ila %44 arasında daha zayıf olduğunu ve sığır süt dişi minesine yapışma direncinin ise daimi sığır dişi minesinden anlamlı derecede daha yüksek olduğunu göstermiştir. Daimi ya da sığır süt dişlerinin her ikisi de araştırma

gruplarında kullanılabilir hatta gruplara ikisi birlikte de dağıtılabilir. Sığır minesine tekrar yapıştırma işlemi 5 defa uygulanmış ve kopma direnci etkilenmemiştir. Bu durumda sığır minesi kopma direnci çalışmalarında sonuçları etkilemediği için tekrar kullanılabilir.

Legler ve arkadaşları (57) 1989 yılında fosforik asit (H_3PO_4) konsantrasyonunun ve asitleme süresinin ortodontik yapıştırıcıların kopma direnci üzerine etkilerini belirlemek amacıyla bir araştırma yapmışlardır. Bu çalışmada her biri 18 çekilmiş daimi maxiller insan kanin dişleri içeren 9 yapıştırma prosedürü uygulanmıştır. Mine yüzeyleri 37%'lik H_3PO_4 solüsyonu, 15%'lik jel veya 5%'lik H_3PO_4 solüsyonu ile 15, 30 ve 60 saniye asitlenmiştir. Ortodontik yapıştırıcı (Concise) özel bir cihaz içinde silindirler haline getirilmiştir. Test örnekleri yapıştırıldıktan sonra 24 saat boyunca 37 C° distile suda bekletilmiştir. Hazırlanan silindir şeklindeki örneklere Instron test cihazında 0.02 inc/dk hızla sıyırma kuvveti uygulanmıştır. Araştırma sonuçları H_3PO_4 konsantrasyonunun kopma direnci üzerine anlamlı etkisi olmadığını fakat asitleme süresinin istatistiksel olarak anlamlı farklar ortaya koyduğunu göstermiştir. Asitleme süresinin 15 saniyeye düşürülmesinin kopma direncini azalttığı ve braket kopma oranını arttırabileceği görülmüştür. Kopartılan örneklerin mine sahası mikroskop ile incelenmiştir ve kopma alanlarında yapıştırıcı içindeki kopma oranları tahmin edilmiştir. Kopma direnci ve kopma oranları arasında anlamlı bir farka rastlanmamıştır.

Büyükyılmaz ve arkadaşları (58) 2003 yılında yaptıkları çalışmada 3 farklı self-etch primeri; Clearafil SE Bond (CSE), Etch&Prime 3.0 (EP3), ve Transbond Plus (TBP) kullanarak sıyırma kuvvetleri karşısında gösterdikleri dirençleri karşılaştırmışlardır. Tüm gruplarda kompozit rezin olarak Transbond XT kullanılmış, kontrol grubunda (AE) ise % 37'lik fosforik asit 30 saniye süre ile uygulanmış ve Transbond XT primeri kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılmak üzere toplanan 80 adet insan küçük azı dişi 20' şerli 4 gruba ayrılmış, braketler seçilen materyal ile yapıştırıldıktan sonra dişler kendi kendine sertleşen bir akrilik içine, yapıştırıcı yüzeyi sıyırma kuvvetine dik gelecek şekilde yerleştirilmiş ve distile su içerisinde 37° C de 24 saat süre ile

bekletilmişlerdir. Sıyırma kuvvetlerine karşı direncin ölçümü Testometrik Universal test cihazında ve 0.5mm/dak hızda yapılmış, ölçülen kuvvetler braket kaide alanına bölünerek sonuçlar birim alandaki yük (MegaPascal) cinsinden değerlendirilmiştir. Diş yüzeyleri ve braket kaideleri $\times 10$ büyütme stereo mikroskopta incelenmiş ve kopma bölgeleri ARI indeksi yapılarak belirlenmiştir. Çalışmada elde edilen sonuçlara göre kopma dirençleri sırasıyla; TBP (16.0 MPa), AE (13.1 MPa), SE Bond (11.5 MPa) ve EP3 (9.9 MPa) olarak bildirilmiştir. ARI indeksine göre kopma bölgelerinin değerlendirilmesinde, 4 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur. TBP ve AE gruplarında kopma genelde 1 skoru, CSE grubunda 2,3 ve 4, EP3 ile yapıştırılan grupta ise genelde 4 ve 5 skorları görülmüştür.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1.Sıyırma Kuvveti Testi ile İlgili Gereç

3.1.1. Dişler

Araştırmamızda sığırlardan toplanan 170 adet kesici diş kullanılmıştır. Dişlerin formunda herhangi bir morfolojik bozukluk olmamasına, çürüksüz ve herhangi bir kimyasal işlemde geçmemiş olmasına, mine yüzeyinin herhangi bir nedenle zedelenmemiş olmasına dikkat edilmiştir.

3.1.2. Braketler

Çalışmada 0.018 inch slotlu Standart Edgewise 'medium twin' santral braketler (Dynamlock tipinde 3M Unitek) kullanılmıştır (Resim 3.1). Braketler oluklu kaide tipinde olup, kaide alanı 15.9 mm² olarak hesaplanmıştır (Tablo 3.1, Resim 3.2).

3.1.3. Yapıştırıcılar

Çalışmamızda 2 farklı yapıştırıcı kullanılmıştır. Bunlardan biri 3M Unitek firmasına ait Transbond XT diğeri ise Reliance firmasına ait Pad Lock' dır (Tablo 3.1, Resim 3.3).

Transbond XT kompozit rezin: 3M Unitek firmasının ürünüdür. Işıkla sertleşen ve flor salgılamayan pasta-likit (no-mix) yapıda bir kompozit yapıştırıcıdır. %14 Bis GMA, %9 Bis EMA'dan oluşup içinde %77 oranında quartz ve sub-mikron silika partikülleri vardır (103).

Transbond XT Primer: 3M Unitek firmasının ışıkla sertleşen bir ürünüdür. İçeriğinde %45-55 Bis EMA, %45-55 Trietilen-GMA bulunmaktadır (104).

Pad Lock kompozit rezin: Reliance firmasının ışıkla sertleşen bir ürünüdür. İçeriğinde % 30-70 cam partikülleri, %3-12 amorf silika, % 8-20 bisfenol a diglisidmetakrilat bulunmaktadır.

Pad Lock Primer: Reliance firmasının ışıkla sertleşen bir ürünüdür. İçeriğinde bisfenol a diglisidmetakrilat, trietilen glikol dimetakrilat, üretan dimetakrilat ve tetrahidrofürföril metakrilat bulunmaktadır.

3.1.4. Işık Cihazları

Materyallerin sertleştirilmesi için kullanılan ışık cihazları Ortholux XT (3M Unitek)(Resim 3.4-A), Optilux 501 (Demetron Research Co.)(Resim 3.4-B), Swismaster (EMS)(Resim 3.4-C), Bluephase (Ivoclar)(Resim 3.5), ve BC 300 (B&B Systems)(Resim 3.6) markadır (Tablo 3.1)

Ortholux XT: Halojen bazlı bir ışık kaynağıdır. Radyometre ile yapılan ölçüme göre 503 mw/cm^2 yoğunluğunda ışık üretmektedir.

Optilux 501: Halojen bazlı bir ışık kaynağıdır. Radyometre ile yapılan ölçüme göre 1215 mw/cm^2 yoğunluğunda ışık üretmektedir.

Swissmaster: Halojen bazlı bir ışık kaynağıdır. Radyometre ile yapılan ölçüme göre 1634 mw/cm^2 yoğunluğunda ışık üretmektedir.

Bluephase: LED teknolojisi ile üretilen bir ışık kaynağıdır. Radyometre ile yapılan ölçüme göre 1337 mw/cm^2 yoğunluğunda ışık üretmektedir.

BC 300: Plazma teknolojisi ile üretilen bir ışık kaynağıdır. Radyometre ile yapılan ölçüme göre 1580 mw/cm^2 yoğunluğunda ışık üretmektedir.

Tablo 3.1. Araştırmamızda kullanılan ışın cihazları, yapıştırıcılar, braketlerin firma isimleri ve özellikleri

Materyal	Ürün adı	Firma	Tip	Özellik		
				Işık Yoğunluğu (mW/cm ²)	Dalga Boyu(nm)	Işınlama Süresi(sn)
Işık Cihazı	Ortholux XT	3M Unitek	Halojen	503	400-500	2×20
	Optilux 501	Demetron (Kerr Corp)	Halojen	1215	400-515	2×10
	Swissmaster	EMS	Halojen	1634	400-510	2×3
	Blue Phase	Ivoclar Vivadent	LED	1337	430-490	2×10
	BC 300	B&B Systems	Plazma	1580	380-520	2×3
	Yapıştırıcı	Transbond XT	3M Unitek	Işıkla sertleşen	Pasta-likit yapıda, hidrofobik kompozit rezin	
Pad Lock		Reliance	Işıkla sertleşen	Pasta-likit yapıda, hidrofobik, metale bağlanma özelliği olan kompozit rezin		
Braket						
	Dynalock	3M Unitek	Metal	Tek parça döküm, oluklu kaideli, santral braket		

3.1.5. Sıyırma Testi

Sıyırma testi Tübitak Gebze Araştırma Bölümünde Z250 model no'lu Zwick/Roel Test cihazıyla yapılmıştır (Resim 3.8). Bu aygıtın biri sabit diğeri hareketli birbirine paralel konumda bulunan iki tablası vardır. Hareketli olan üst parça dik yönde hareket edebilmektedir. Böylece sabit olan alt parça üzerine yerleştirilen herhangi bir maddeye hareketli olan üst parça yardımıyla dik yönde gerilme veya sıkışma basıncı uygulayabilmektedir. Çalışmada hareketli parçanın hızı 3 mm/dk olarak belirlenmiştir. Ayrıca alete bağlı olan bilgisayar yardımıyla bu hareketler kaydedilebilmektedir. Bu şekilde her deney örneğine ait kopma değerleri kaydedilmiştir.

3.1.6. Kopma bölgelerinin incelenmesi

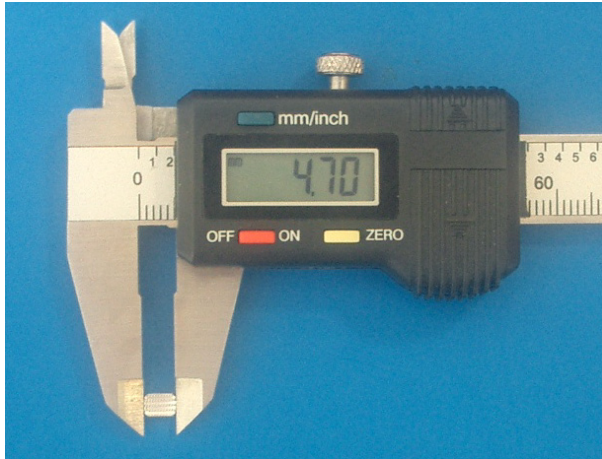
Braketler koptuktan sonra, ayrıldıkları mine yüzeyleri ve braketlerin incelenmesi için tüm örneklerin, makroskopik fotoğraf yöntemiyle fotoğrafları çekilmiş ve $\times 10$ büyütme ile büyütülüp skorlandırılmıştır.

3.1.7. Radyometre

Araştırmada kullanılan ışık cihazlarının güçlerini ölçmek için Hilux marka dijital göstergeli radyometre kullanılmıştır (Resim 3.7).



Resim 3.1. İntegral kaideli metal braket (DynaLock, Unitek)



Resim 3.2. Braket kaide alanlarının hesaplanması



Resim 3.3. Çalışmada kullanılan yapıştırıcılar

A. Transbond XT, **B.** Pad Lock



A



B



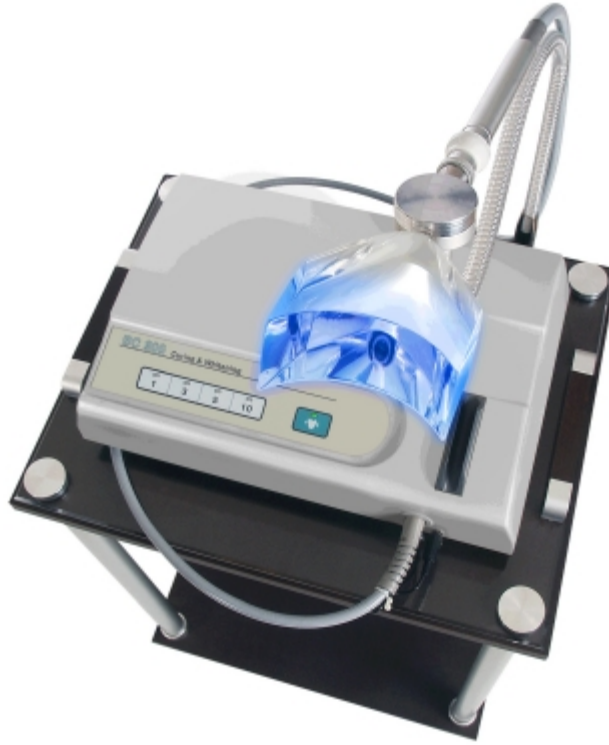
C

Resim 3.4. Çalışmada kullanılan halojen bazlı ışık kaynakları

A. Ortholux XT **B.** Optilux 501 **C.** Swissmaster



Resim 3.5. Çalışmada kullanılan Bluephase LED ışık cihazı



Resim 3.6. Çalışmada kullanılan BC 300 plazma ışık cihazı



Resim 3.7. Radyometre

3.2. Sıyırma Kuvveti ile İlgili Yöntem

3.2.1. Dişlerin Hazırlanması:

Yapıştırıcıların sıyırma kuvvetlerine olan dirençlerinin ölçüleceği bu çalışmada yeni çekilmiş ve %0.1 lik timolde saklanmış 170 adet sıgır kesici diş kullanılmıştır (Resim 3.9). Dişler kullanılan yapıştırıcı tipine göre 17 dişten oluşan 10 gruba ayrılmıştır. Dişlerin seçiminde anomalisiz olmasına, çürüksüz ve herhangi bir kimyasal işlemde geçmemiş olmasına, mine yüzeyinin herhangi bir nedenle zedelenmemiş olmasına dikkat edilmiştir. Braketlerin yapışacağı diş yüzeyleri düşük devirde çalışan bir mikromotorun ucuna takılan kıl fırça yardımı ile floridsiz pomza kullanılarak 10 saniye temizlenmiş ve yıkanmıştır.

3.2.2. Braketlerin Yapıştırılması:

Dişler 10 saniye pomza ile cilalanmış ve yıkanmış, mine yüzeyi tamamen kurutulmuştur. Mine yüzeyi 30 saniye %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirildikten sonra basınçlı su ile tekrar yıkanıp kurutulmuştur. Dişe ince bir kat primer sürüldükten sonra yeterli miktarda pasta braketin tabanına konup hafifçe bastırılarak dişe yerleştirilmiştir. Yapıştırıcının sertleştirilmesi esnasında ışınlamalar farklı ışık cihazları ile farklı sürelerde uygulanmıştır. Konvansiyonel halojen ile 40 sn, hızlı halojen ile 20 sn, yüksek güçlü halojen ile 6 sn, LED ile 20 sn ve plazma ile 6 sn toplam ışınlama süreleri uygulanmıştır. Her bir ışık cihazı için toplam ışınlama süresinin yarısı mesialden yarısı ise distalden uygulanmıştır.

3.2.3. Dişlerin Bloklanması:

Braketler yapıştırıldıktan sonra braket kaidelerinin çekme eksenine paralel olabilmeleri için özel bir düzenek hazırlanmıştır (Resim 3.10). Hazırlanan metal düzeneğin yer düzlemine 90° olmasına dikkat edilmiş, braketin yatay oluşuna girecek kenar Zwick/Roel Test cihazının alt tablasına paralel olacak şekilde dişe bağlanmıştır. Böylece sıyırma kuvvetinin braketin yatay oluşuna dik gelmesi sağlanmıştır.

Çelik manşetin içi vazelin ile izole edildikten sonra, özel hazırlanan düzenek sayesinde braket oluşu yer düzlemine paralel halde duran dış manşetin içine yerleştirilmiştir. Kök yüzeyine vazelin gelmemesine dikkat edilmiştir. Sıvı kıvamda hazırlanan soğuk akrilik (Fortex) kole hizasına kadar (braket seviyesinden 1-2mm aşağıda olacak şekilde) doldurulmuştur (Resim 3.11). Akrilik sertleştikten ilk önce paralel konumlandırmayı sağlayan düzeneden daha sonra ise çelik manşetten çıkarılmıştır (Resim 3.12). Numuneler etrafındaki çapaklar temizlendikten sonra sıyırma testi uygulanana kadar 72 saat süre ile distile su içerisinde, $37.4 \pm 0.1^\circ\text{C}$ 'lik etüvde bekletilmiştir.

3.2.4. Adaptörün Hazırlanması:

Hazırlanan braketli örneklerin sıyırma dirençlerini ölçebilmek için Zwick/Roel Test Cihazında özel bir adaptör hazırlanmıştır. Dişler akrilik bloklar içine tespit edildikten sonra bu adaptör yardımı ile test cihazına bağlanmış ve sıyırma kuvvetlerine olan dirençleri ölçülmüştür.

Adaptör paslanmaz çelikten olup üç parçadan oluşmaktadır (Resim 3.13). Alt parçanın iç çapı 25 mm derinliği 20 mm'dir. Bu parçaya vidalanan kapağın yüksekliği 17 mm ortasındaki deliğin çapı 20 mm'dir. Alt parçanın çapının kapaktaki orta delikten geniş tutulmasının nedeni hazırlanan akrilik blokların Zwick/Roel Test cihazı'nın çekme eksenine paralel gelebilmesi ve hareket serbestliğini sağlamak içindir. Adaptörün üçüncü parçası ise 25 mm çapında çelik bir manşettir. Bloklanan dişler bu çelik manşet içinde hazırlanmıştır (Resim 3.14).

3.2.5. Sıyırma Testinin Uygulanması:

Sıyırma testi genellikle İnşaat ve Makine Mühendislerinin uyguladıkları mukavemet testleri için kullanılan Zwick/Roel Test cihazında (Resim 3.8) gerçekleştirilmiştir. Cihazın biri sabit diğeri hareketli iki tablası bulunmaktadır. Sabit olan alt tablaya adaptör yardımı ile deneyi yapılacak örnek yerleştirilmiş ve hareketli olan ve hareket hızı ayarlanabilen üst parçaya bağlanan kuvvet

aktarıcılar yardımı ile braket diş yüzeyinden ayrılana kadar kuvvet uygulanmıştır.

Braketlerin sökülmesi için gereken sıyırma kuvvetini üst parçadan braket kaidesine iletmek için 0.016x0.022 inch kalınlığında dikdörtgen kesitli kalın ark teline bir “ U “ bükümü yapılmış U'nun alt ucu braketin gingival kanatları altından geçirilmiş (Resim 3.15) ve telin serbest uçları da hareketli üst parçaya bağlanmıştır (Resim 3.16). Çalışmada hareketli üst tablanın hızı 3 mm/dak olarak, aygıtın uygulayacağı maksimum kuvvet ise 500 Newton olarak ayarlanmış ve ölçümler 0.2 Newton hassasiyetle yapılmıştır.

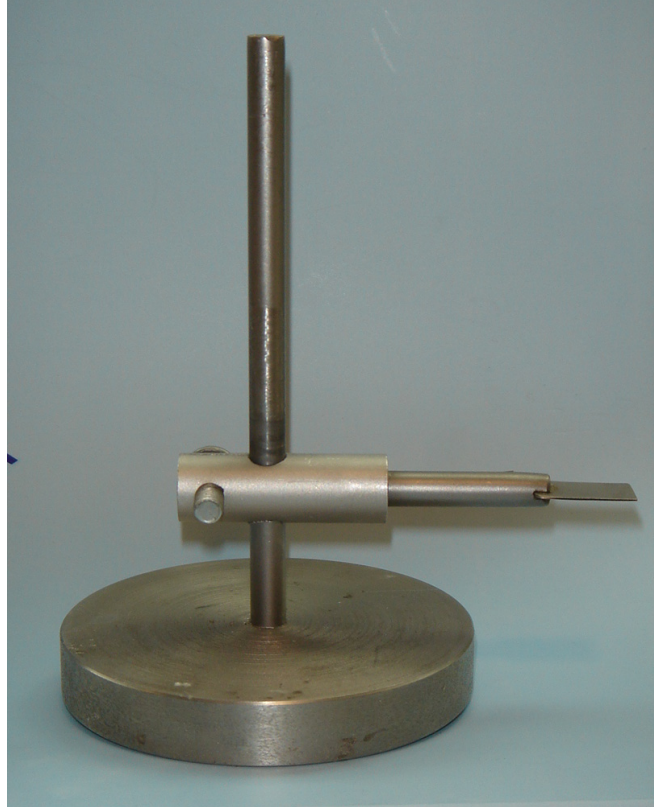
Kopma gerçekleştiği anda ortaya çıkan maksimum kuvvet üst tablaya bağlı olan sabit bir kuvvet ölçer yardımı ile okunmuş ve test cihazına bağlı bulunan bilgisayar yardımı ile kaydedilmiştir. İn vitro çalışmaların birçoğunda tutuculuk değeri olarak birim alana gelen yük miktarından söz edilmektedir. Bu çalışmada da ölçülen kuvvetler kullanılan braketlerin kaide alanlarına bölünerek birim alana gelen yük miktarı hesaplanmış ve istatistiksel değerlendirmeler bu değerler üzerinden yapılmıştır.



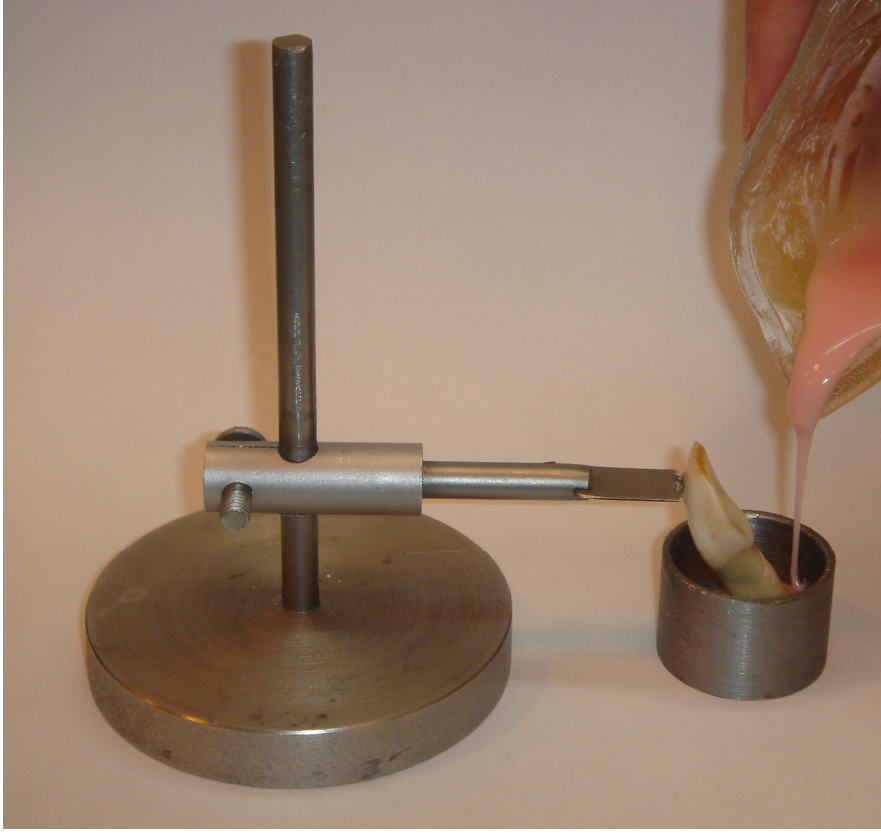
Resim 3.8. Çalışmada kullanılan universal test cihazı



Resim 3.9. Çalışmada kullanılan sığır dişi örneği



Resim 3.10. Braket kaidesinin sıyırma kuvvetine paralel olabilmesi için hazırlanan özel düzenek



Resim 3.11. Braket yapıştırılan deney örneğinin akril blok içine alınması



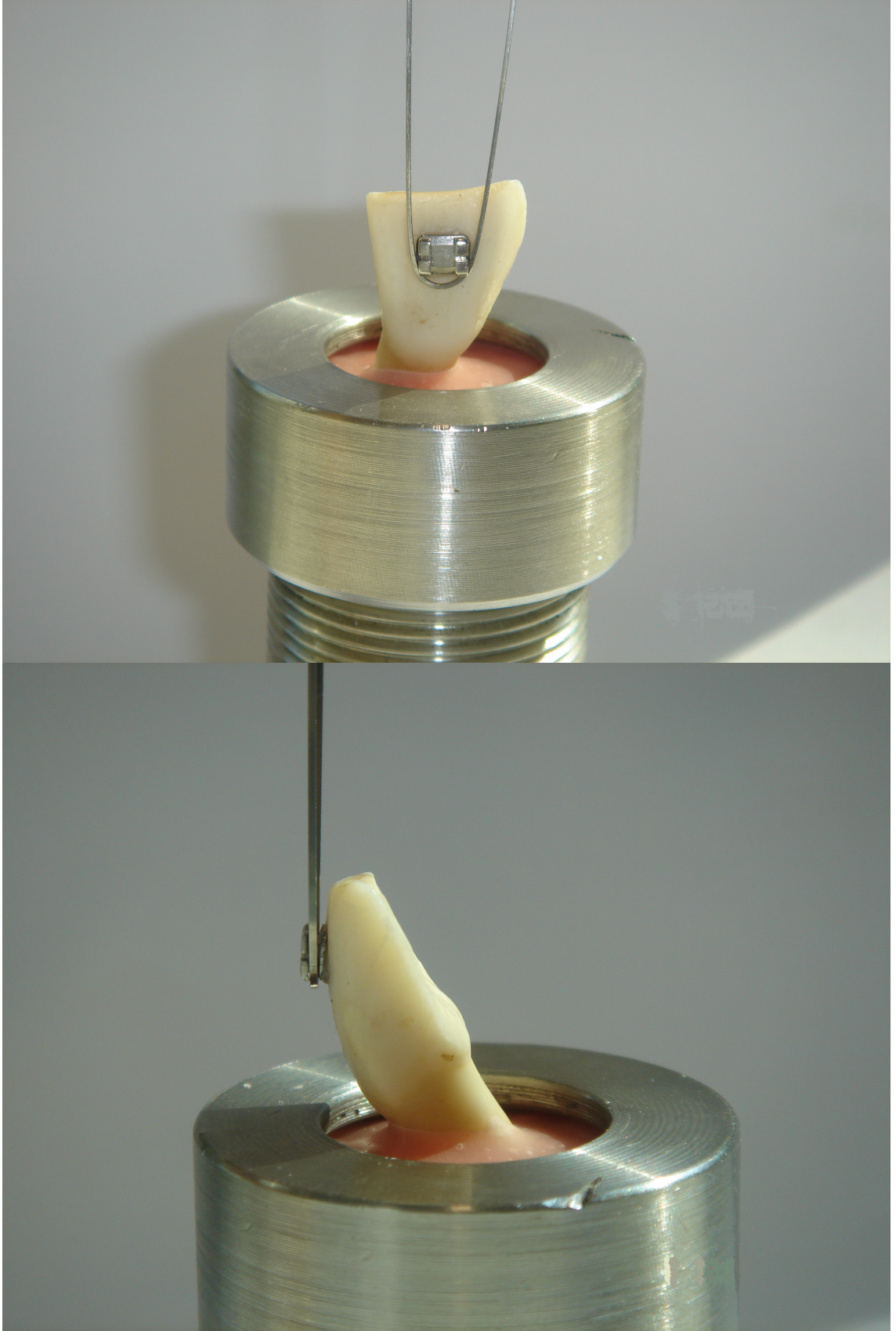
Resim 3.12. Akril blok içine alınmış ve adaptöre yerleştirilmeye hazır örnek.



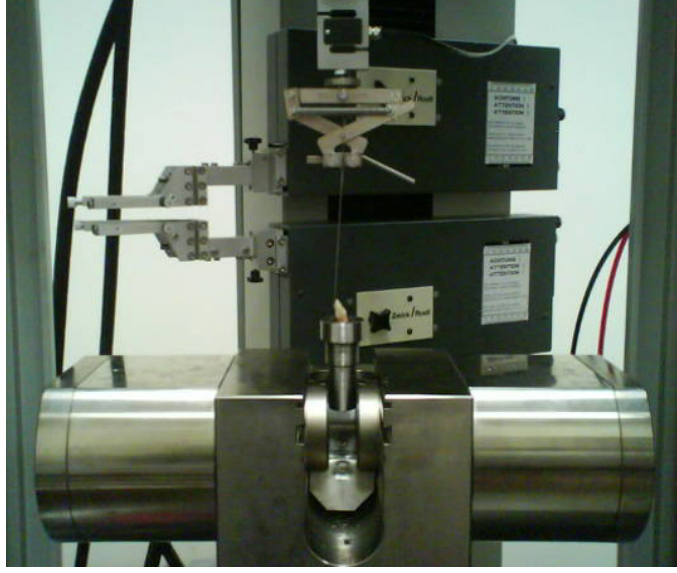
Resim 3.13. Hazırlanan özel adaptör



Resim 3.14. Akril bloklara gömülmüş dişlerin adaptöre yerleştirilmiş hali



Resim 3.15. Braketi sıyırma kuvvetine tabi tutacak 16 x 22 ss telin uygulanişı



Resim 3.16. Adaptörün cihaza yerleştirilmesi

3.2.6. Mine Yüzeylerinin Skorlanması:

Çalışmada sıyırma kuvvetlerinin uygulanması sonucunda tutuculuk değerlerinin belirlenmesinin ardından dişle diş yüzeyleri ayrılan braketler kopma bölgelerinin incelenmesi amacıyla bir arada saklanmışlardır. Tüm deneyler tamamlandıktan sonra dişlerin mine yüzeyi ve braketlerin kaidesinin fotoğrafları makroskopik fotoğraf yöntemiyle çekilmiş ve görüntüler 10 defa büyütülmüş ve skorlandırılmıştır. (Resim 3.17-3.22).

Kullandığımız ARI (Adhesive Remnant Index) skorlaması Artun ve Bergland (59) skorlaması ile aynıdır. Değerlendirme şu şekilde yapılmıştır:

0→ Diş üzerinde hiç yapıştırıcı kalmamıştır (Resim 3.17,3.18).

1→ Diş üzerindeki yapıştırıcı miktarı %50'den azdır (Resim 3.19,3.20).

2→ Diş üzerinde kalan yapıştırıcı miktarı %50'den fazladır (Resim 3.21,3.22).

3→ Tüm yapıştırıcı braket kaidesinin izi ile mine yüzeyinde kalmıştır.

3.2.7. İstatistiksel değerlendirme

Bu çalışmada istatistiksel analizler GraphPad Prisma V.3 paket programı ile yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi alt grup karşılaştırmalarında Dunn's çoklu karşılaştırma testi, ikili grupların karşılaştırmasında Mann-Whitney-U testi, nitel verilerin karşılaştırmalarında ki-kare testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.



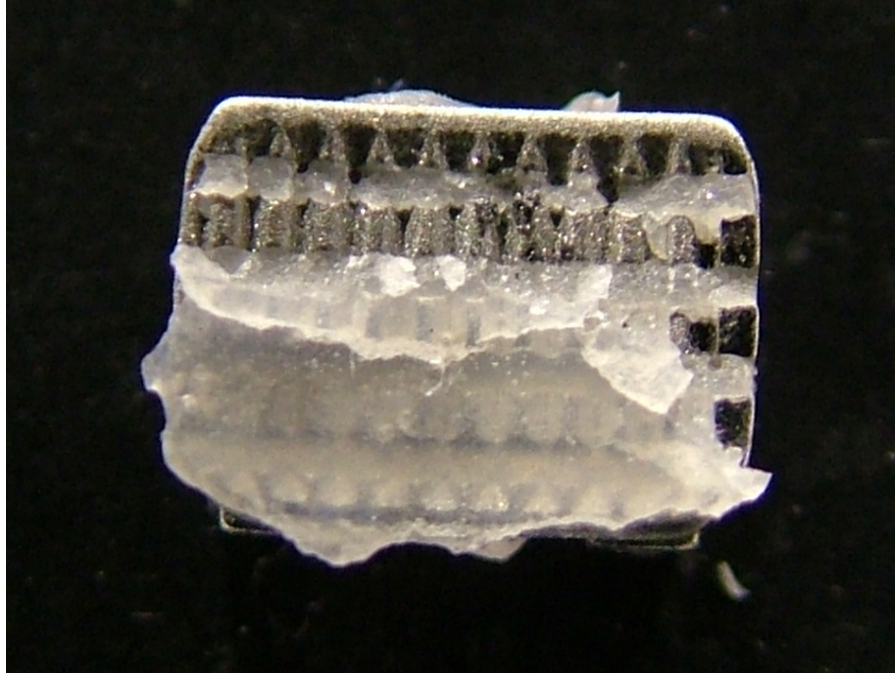
Resim 3.17. ARI skoru 0 olan diş yüzeyi görüntüsü



Resim 3.18. ARI skoru 0 olan braket kaidesinin görüntüsü



Resim 3.19. ARI skoru 1 olan diş yüzeyi görüntüsü



Resim 3.20. ARI skoru 1 olan braket kaidesinin görüntüsü



Resim 3.21. ARI skoru 2 olan diş yüzeyi görüntüsü



Resim 3.22. ARI skoru 2 olan braket kaidesinin görüntüsü

4. BULGULAR

4.1. Sıyırma Testi ile İlgili Bulgular

Bu çalışmada iki farklı yapıştırıcıyı beş farklı ışın cihazı ile farklı zamanlarda ışınlayarak yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı kopma değerleri (MegaPascal) Tablo 4.1’de verilmiştir.

Transbond XT ile yapıştırılan gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur. Swissmaster ile polimerize edilen grup diğer ışın cihazları ile polimerize edilen gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük kopma değeri gösterirken diğer ışık cihazları arasında anlamlı bir farka rastlanmamıştır.

Pad lock ile yapıştırılan gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Transbond XT ve Pad Lock ile yapıştırılan gruplar birbirleri ile karşılaştırıldığında Pad Lock ile yapıştırılan tüm gruplar Transbond XT ile yapıştırılan gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük kopma değerleri göstermişlerdir.

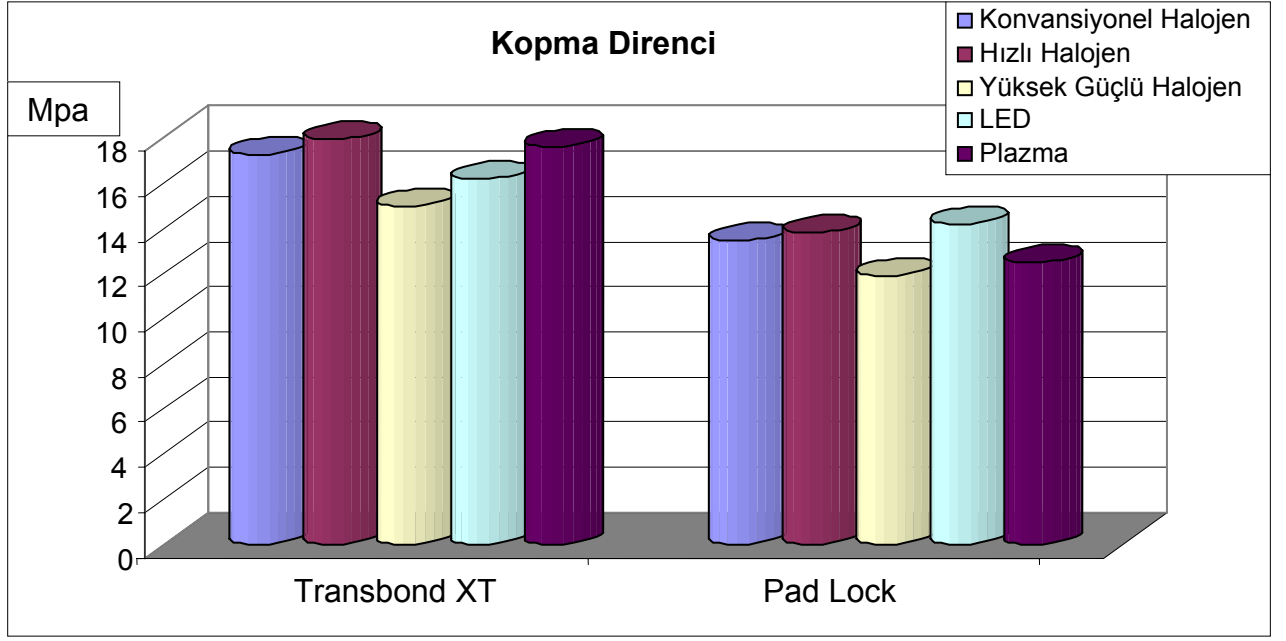
Tablo 4.1. Yapıştırıcıların sıyırma kuvvetlerine olan dirençlerinin ortalaması (MegaPascal), standart sapmaları ve Kruskal Wallis istatistik sonuçları.

	Transbond XT	Pad Lock	MW	p
Konvansiyonel Halojen	17.24±2.89	13.41±2.96	49	0.001
Hızlı Halojen	17.91±1.91	13.76±1.7	22	0.0001
Yüksek Güçlü Halojen	14.98±3.12	11.87±3.11	55	0.002
Led	16.17±2.14	14.17±2.24	77	0.02
Plazma	17.6±2.87	12.46±2.44	23	0.0001
KW	16.65	6.72		
p	0.002	0.151		

MW : Mann-Whitney-U testi KW: Kruskal Wallis testi

Tablo 4.2. Işık cihazlarının kendi aralarında istatistiksel anlamlılık değerlendirmesi

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	Transbond XT
Konvansiyonel Halojen / Hızlı Halojen	$p > 0.05$
Konvansiyonel Halojen / Yüksek Güçlü Halojen	$p < 0.05$
Konvansiyonel Halojen / LED	$p > 0.05$
Konvansiyonel Halojen / Plazma	$p > 0.05$
Hızlı Halojen / Yüksek Güçlü Halojen	$p < 0.05$
Hızlı Halojen / LED	$p > 0.05$
Hızlı Halojen / Plazma	$p > 0.05$
Yüksek Güçlü Halojen / LED	$p < 0.05$
Yüksek Güçlü Halojen / Plazma	$p < 0.05$
LED / Plazma	$p > 0.05$



Şekil 4.1. Farklı ışık cihazlarıyla ışınlanan yapıştırıcıların sıyrma kuvvetlerine olan dirençlerinin ortalaması

4.2. Kopma Bölgeleri ile ilgili bulgular

Kopma bölgelerinin skorlandırılmasında **Artun ve Bergland (59)** tarafından tanımlanan ARI (Adhesive Remnant Index) indeksi kullanılmıştır. ARI, kopma bölgesinde mine yüzeyinde kalan yapıştırıcının belli bir skorlama ile değerlendirilmesidir. Mine yüzeyi ya da braket kaidesinde kalan yapıştırıcının miktarı yüzdesel olarak değerlendirilmektedir. Çalışmada 0, 1 ve 2 skorları gözlenmiştir. Bu skorlamaya göre;

0→ Diş üzerinde hiç yapıştırıcı kalmamıştır (Resim 3.17,3.18).

1→ Diş üzerindeki yapıştırıcı miktarı % 50'den azdır (Resim 3.19,3.20).

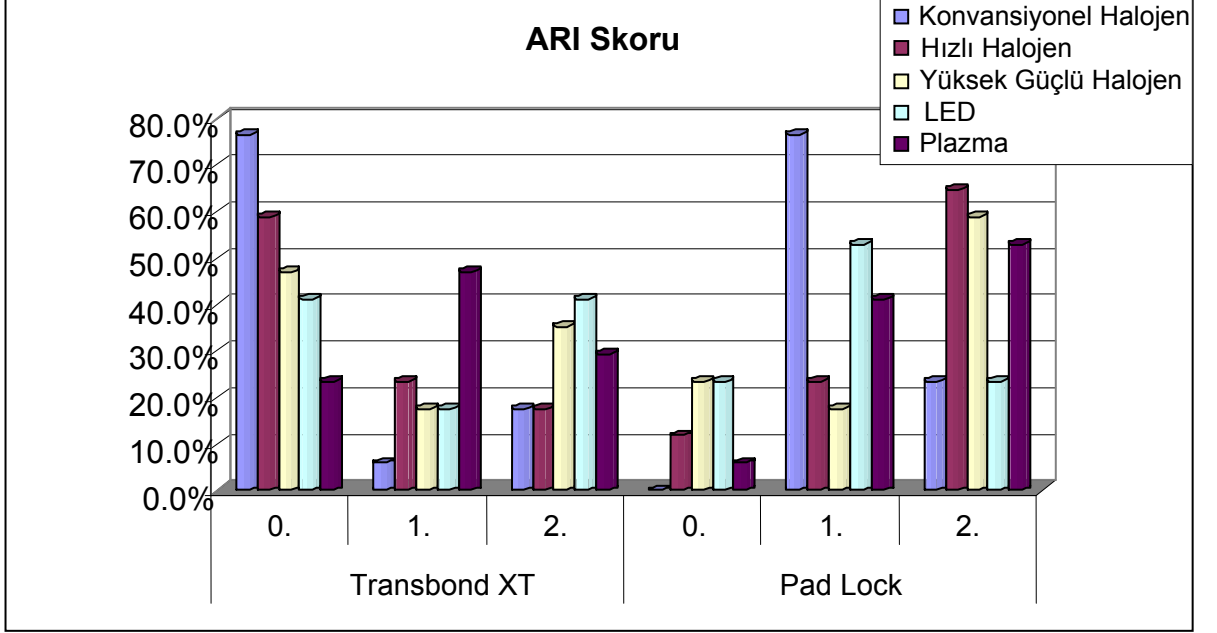
2→ Diş üzerinde kalan yapıştırıcı miktarı %50'den fazladır (Resim 3.21,3.22).

3→ Tüm yapıştırıcı braket kaidesinin izi ile birlikte mine yüzeyinde kalmıştır.

Kopma bölgeleri incelendiğinde Transbond XT ile yapıştırılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmamasına rağmen konvansiyonel halojen ve hızlı halojen ile yapıştırılan gruplarda kopma daha çok mine ve yapıştırıcı arasında olmuş ve yapıştırıcının çoğu braket tabanında kalmıştır. Pad lock ile yapıştırılan gruplar ile kıyaslandığında ise konvansiyonel halojen ve hızlı halojen ile yapıştırılan gruplar arasında anlamlı farklar bulunmuştur. Transbond XT kullanılan gruplarda kopma daha çok braket tabanı ve yapıştırıcı arasında olurken Pad Lock kullanılan gruplarda kopma daha çok yapıştırıcı içinde gerçekleşmiştir. Pad lock kullanılan gruplar kendi içlerinde değerlendirildiğinde de anlamlı farklar bulunmuştur. Hızlı halojen, yüksek güçlü halojen ve plazma ile yapıştırılan gruplarda kopma daha çok yapıştırıcı içinde gerçekleşirken yapıştırıcının yarısından fazlasının mine yüzeyinde kaldığı görülmüştür.

Tablo 4.3. Yapıştırıcıların ARI skorlamasına göre oransal dağılımı ve ki-kare istatistik sonuçları

	Konvansiyonel					Yüksek Güçlü						
	Halojen		Hızlı Halojen		Halojen		LED		Plazma			
Transbond XT	0	13	76.5%	10	58.8%	8	47.1%	7	41.2%	4	23.5%	
	1	1	5.9%	4	23.5%	3	17.6%	3	17.6%	8	47.1%	$\chi^2:15.10$
	2	3	17.6%	3	17.6%	6	35.3%	7	41.2%	5	29.4%	p=0.057
Pad Lock	0	0	0.0%	2	11.8%	4	23.5%	4	23.5%	1	5.9%	
	1	13	76.5%	4	23.5%	3	17.6%	9	52.9%	7	41.2%	$\chi^2:20.76$
	2	4	23.5%	11	64.7%	10	58.8%	4	23.5%	9	52.9%	p=0.008
	$\chi^2:23.42$		$\chi^2:9.9$		$\chi^2:2.33$		$\chi^2:4.63$		$\chi^2:3.01$			
	p=0.0001		p=0.007		p=0.311		p=0.09		p=0.222			



Şekil 4.2. Mine yüzeylerinin ARI değerlerine göre oransal dağılımı

5. TARTIŞMA

5.1. Amacın ve Yöntemin Tartışılması

Bu çalışmada; 5 farklı ışık cihazı ve 2 adeziv sistemi ile in vitro ortamda yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı gösterdikleri tutuculuk değerleri ve bu kuvvetlerin etkisi sonucu oluşan kopma bölgelerinin araştırılması amaçlanmıştır.

Bu amaçla ortodonti pratiğinde kullanılan piyasadaki 5 ışık cihazı belirlenmiştir. Bu ışık cihazları 3 halojen bazlı, 1 LED ve 1 plazmadan oluşmaktadır. Bu ışık cihazları ile piyasaya yeni çıkan yapıştırıcı Pad Lock ve Transbond XT kombine edilerek paslanmaz çelik braketler yapıştırılmış ve tutuculuk değerleri kıyaslanmıştır.

Ortodonti pratiğinde hasta başında geçen zaman çok değerlidir. Hasta başında geçen zamanı azaltmak ve aynı zamanda klinik olarak yeterli tutuculuk değeri sağlamak amacıyla her yıl piyasaya yeni ışık cihazları ve yapıştırıcılar çıkmaktadır. Halojen teknolojisi hala gelişmekte ve her geçen gün daha güçlü cihazlar piyasaya sürülmektedir. Bu çalışmada halojen bazlı ışık cihazı olarak Ortholux XT, Optilux 501 ve son zamanlarda piyasaya çıkan Swissmaster kullanılmıştır. LED cihazı olarak son jenerasyon hızlı LED'lerden Blue Phase ve plazma olarak da BC 300 kullanılmıştır.

Işık cihazları için kıyaslanan ışınlama süreleri daha önce yapılan birçok araştırmada (39-41,43-45,50,53) gösterdikleri yüksek performansa ve araştırmacıların önerilerine göre belirlenmiştir. Yapılan literatür taramasında farklı ışık cihazları ve yapıştırıcı kombinasyonlarının farklı kuvvetlere karşı tutuculuklarının in vitro ortamda incelendiği birçok çalışma olduğu görülmüştür (39,40,42,46-48,52,54,55). Ancak tüm araştırmalar arasında, bu çalışmada incelenen ışık kaynağı-yapıştırıcı kombinasyonlarının tümünün birlikte aynı koşullar altında ele alındığı bir araştırmaya rastlanmamıştır.

Dişlerin anatomik formları, mine yapısının insan dişleri ile benzer özellikler göstermesi, kolay bulunabilmesi konusundaki bilgiler dikkate alınarak (56) bu çalışmada sığır kesici dişlerinden yararlanılmıştır. In vitro çalışmalarda materyal olarak plastik veya akrilik bloklar (60) ve insan dişlerinden yararlanılmıştır (41,43,50). Çalışmamızda minenin organik yapısının mümkün olduğunca korunması, kullanılacak yapıştırıcı malzeme ile saklama solüsyonu arasında bir etkileşme olmaması, bakteriyel infiltrasyon görülmemesi gibi kriterler göz önüne alınmış, bu amaçlara uygun olarak ve birçok çalışmada olduğu gibi örnekler timol içinde saklanmıştır. Farklı araştırmacılar dişleri %70'lik alkol (112,62), formaldehit (63), timol (64-68), distile su (69-71) ve serum fizyolojik (72-74) gibi solüsyonlar içinde saklamışlardır. Bunun yanı sıra Özbilgen ve ark. (2) yaptıkları çalışmanın sonucunda dişleri farklı koşullarda saklamanın tutuculuk üzerine etkisi olmadığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda klinikte izlenen prosedürlere yakın bir yol izlemek için minede düzleştirme işleminden kaçınılmış ve mine yüzeyleri düşük devirde çalışan bir mikromotorun ucuna takılan kıl fırça yardımı ile floridsiz pomza kullanılarak temizlenmiştir. Diş yüzeyindeki organik artıkların yapıştırıcının tutuculuğunu azaltabileceğini düşünen bazı araştırmacılar braketlerin doğrudan yapıştırılması işlemine geçilmeden önce, mine yüzeylerini sulandırılmış floridsiz pomza ile temizlerken (63,68,75,76), diğer araştırmacılar bu işlem için değişik firmalara ait floridsiz patlardan yararlanmışlardır (60). Sözü edilen bu yöntemlerden farklı olarak bazı araştırmacılar braketin uygulanacağı diş yüzeyini, uygulanacak kuvvetin tam dik ve/veya paralel gelmesini sağlamak veya braket kaidesinin diş yüzeyine daha iyi adaptasyonunu sağlamak amacıyla özel bir cila makinesinin ucuna yerleştirdikleri farklı kalınlıklarda silikon karbid disklerle düzleştirmişlerdir (62,74).

Doğrudan yapıştırma sırasında yapılan asitleme, mine prizması sonlanmalarında parsiyel olarak çözümlerle mikroporlar oluşmasını sağlar ve mine ile yapıştırıcı arasında mekanik bir bağlantı oluşturur. Asitleme işlemi sırasında etkilenen minenin derinliğinin kullanılan asidin tipine, konsantrasyonuna, asitlemenin süresine ve minenin kimyasal yapısına bağlı

olarak değişiklik gösterdiği belirtilmektedir (12,61,62,65,70,78,79). Çalışmamızda Transbond XT ve Pad Lock gruplarında 3M firmasına ait jel formunda % 37 oranında H₃PO₄ içeren asit, mine yüzeyine 30 saniye süreyle uygulanmıştır. Birçok araştırmacı farklı konsantrasyon ve sürede uyguladıkları fosforik asit ile başarılı sonuçlar elde ettiklerini bildirmişlerdir (12). Bryant ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, % 5 H₃PCVİ 15 saniye ve % 15 fhPCVi 30 saniye boyunca diş yüzeyine uyguladıkları çalışmalarının sonucunda elde edilen tutuculuk değerinin farklı olmadığını bildirmişlerdir (62). Günümüzde, genellikle asitleme işlemi için % 30-60 arasında konsantrasyona sahip H₃PO₄ mine yüzeyine 10-90 saniye arasında değişen sürelerle uygulanmaktadır. Son yıllarda yapılan araştırmalarda asit ve primerin tek solüsyon içinde bulunduğu ve tükürük ve nemli ortamlardan etkilenmediği söylenen Self-Etch Primerler araştırmacıların büyük ilgisini çekmiştir (58,80-89,94,96,97,105,116).

Ortodonti klinik pratiğinde farklı şekillerde üretilmiş değişik metal braketler kullanılmaktadır. Çalışmamızda kullandığımız DynaLock braketler, pürüzlendirilmiş döküm oluklu kaide yapısına sahip olup, kliniğimizde rutin olarak kullanılmaktadırlar. Daha önce yapılan araştırmalarda, kaidenin ve braketin st yüzeyinin ayrı ayrı üretildiği metal braketlerde, birleştirme işlemleri sırasında braket kaidesinde oluşabilen punto veya lehim çıkıntılarının, braketin diş yüzeyine adaptasyonunu ya da kaide altındaki yapıştırıcı kalınlığının homojen dağılımını engelleyerek bu bölgeye gelen yapıştırıcı içinde stres oluşmasına neden olarak yapıştırıcının tutuculuğunu azalttığı belirtilmiştir. Bu nedenle, kaidesi ile birlikte tek parça dökülerek üretilen braketlerin tercih edildiği bildirilmiştir (20,90). Araştırmacılar, tutuculuk değerlerinin braketin kaide alanından ve kaidedeki retansiyon sayısından bağımsız olduğunu ve tutuculuk değerleri üzerinde kaide yapısının etkili olduğunu, ayrıca kafes örgülü (foil mesh) ve oluklu (integral) tipte kaide yapısına sahip braketlerin tutuculuklarının delikli (perforated) kaide yapısındaki braketlerden daha iyi olduğunu bildirmişlerdir (20). Araştırmacılar, kafes örgülü ve oluklu kaideli braketlerin tutuculuk değerlerinin kombine olarak kullanıldıkları yapıştırıcılardan etkilendiğini ve buna bağlı olarak bu braketlerin tutuculuk değerlerinin karşılaştırıldığı farklı çalışmalarda değişik sonuçlar elde edilebildiğini bildirmişler

ve döküm oluklu kaideli braketlerin tutuculuklarının kafes örgülü ve olukları makine ile sonra açılan oluklu kaideli braketlerin tutuculuklarından daha iyi olduğunu belirtmişlerdir (91).

Çalışmamızda diş yüzeylerine braketlerin yapıştırılmasından deneylerin yapılmasına kadar geçen 72 saatlik sürede, ağız ortamındaki sürekli sıvı varlığının taklit edilmesi amacıyla örnekler distile su içinde ve ağız içi ısıyı taklit edecek şekilde $37\pm 1^\circ$ deki etüvde bekletilmişlerdir. Örneklerin, braketlerin yapıştırılmasından deneyler yapılana kadar geçen sürede saklanması için araştırmacılar su (62,92), distile su (3,20,25,58,60,62,67,70,71,73,76,77,79,93-100,102,103), suni tükürük (94,103,104) ve serum fizyolojisi (3) tercih etmiştir. Ayrıca bazı araştırmacılar, örnekleri ağız içi ısıyı taklit eden bir ortamda saklamak için etüvden yararlandıklarını belirtirken, bazıları ağız içi ısının $4^\circ - 55^\circ$ C arasında değiştiği düşüncesi ile bu ısıyı taklit edebilmek için örneklere ısı değişimi banyosu (Termocycle) işlemi uyguladıklarını bildirmişlerdir (70,79,93,105). Kittipibul ve Godfrey (93) çalışmalarında ısı banyosu işleminden geçirilen ve 37° C banyoda bekletilen örneklerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları arasında fark olmadığını belirtmiştir.

Çalışmamızda örneklerin hazırlanması sırasında, kuvvetin dişlerin yüzeyine yapıştırılan braket kaidelerine paralel gelmesinin sağlanması amacıyla, braket yapıştırılmış örnekler hazırlanan özel adaptör (çelik manşet) içine özel aktarıcılar yardımıyla yerleştirilmişler ve soğuk akrilik kullanılarak sabitlenmişlerdir. Birçok araştırmada benzer şekilde diş yüzeyine önce braketlerin yapıştırıldığı ve daha sonra örneklerin taşıyıcı bloklar içine alındığı belirtilmiştir (66,67,95,106). Bazı araştırmacılar kopma deneylerini gerçekleştirirken dişleri herhangi bir taşıyıcı olmadan doğrudan test cihazına bağladıklarını bildirmişlerdir (25,73). Kopma deneylerinin gerçekleştirileceği test cihazlarına, örneklerin taşıyıcı olmadan bağlanması, kuvvetlerin uygulanması sırasında standardizasyon eksikliğine neden olmakta ve cihazın her örnek için yeniden kalibre edilmesini gerektirmektedir. Bazı çalışmalarda ise, dişler kullanılan taşıyıcılar içine braketlerin yapıştırılmasından önce, vestibül yüzeyleri yer düzlemine paralel olacak şekilde gömülmüşlerdir (10,14,18,66,69,70), fakat

bu şekilde bir yerleştirme ile uygulanan kuvvetin braket kaidesine değil diş yzeyine paralel gelmesi sağlanmış olmakta ve bu da sıyırma ve çekme kuvvetlerinin uygulanması sırasında istenilmeyen yönde kuvvetlerin de ortaya çıkmasına neden olmaktadır (63,106).

Çalışmamızda, braketlerin ağız ortamında karşı karşıya kaldıkları sıyırma kuvvetlerine karşı gösterdikleri tutuculuk miktarlarının değerlendirilmesine karar verilmiştir. Yapılan literatür incelemesinde çalışmaların birçoğunda sadece sıyırma (12,22,63,68,69,71,107) veya sadece çekme kuvveti (73,108,109,110) uygulandığı az sayıda çalışmada ise her iki tür kuvvetin uygulandığı görülmüştür (2,102).

Yapılan araştırmaların birçoğunda tutuculuk değerlerinin ölçülmesinin ardından, kopan braketlerin kaideleri ve uzaklaştıkları mine yzeyi incelenmiş ve kopmanın meydana geldiği bölgenin belirlenmesine çalışılmıştır. Çalışmamızda kopma bölgelerinin belirlenmesinde Artun ve Bergland'a ait olan ARI indeksinden yararlanılmıştır (59). Braketler koparıldıktan sonra, ayrıldıkları mine ve braket yzeylerinin incelenmesi için tüm örneklerin, makroskopik fotoğraf yöntemiyle fotoğrafları çekilmiş ve elde edilen görüntüler 10 defa büyütülerek incelenmiş ve skorlandırılmıştır. Araştırmacıların birçoğu, kopma bölgelerini bu indeksin modifikasyonlarından yararlanarak belirlerken (66-68,111), bazı araştırmacılar sadece kopmanın yapıştırıcı içinde, kaide ile yapıştırıcı arasında veya mine ile yapıştırıcı arasında olduğunu belirtmekle yetinmişlerdir (79,112,113). Tutuculuk kuvvetlerinin değerlendirilmesinden sonra kopma bölgelerini inceleyen bazı araştırmalarda, kopma bölgelerinin belirlenmesinde sadece optik değerlendirme yapıldığı bildirilirken (110), birçok araştırmacı kopma bölgelerini ve mine yzeyinde meydana gelen değişiklikleri belirlemek için stereo ışık mikroskobundan yararlanmışlardır (12,13,16,22,58,61,63,79,92,99,100,114,115,116). Bu araştırmaların bazılarında mine yzeyinde meydana gelen topografik değişikliklerin daha detaylı incelenmesi için seçilen örneklerin SEM ile değerlendirildiği bildirilmiştir (2,20,58,63,61,74,93,104,113)

5.2.1 Transbond XT ile yapıştırılan grupların değerlendirilmesi

Transbond XT ile yapıştırılan grupların hepsi Pad Lock ile yapıştırılan gruplardan anlamlı derecede daha yüksek kopma direnci göstermiştir.

Işık cihazları arasında karşılaştırma yapıldığında Konvansiyonel Halojen ile ışınlanan grup (17.24+-2.89 Mpa) ile Hızlı Halojen (17.91+-1.91), LED (16.17+-2.14), ve Plazma (17.6+-2.87) ile ışınlanan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Yüksek Güçlü Halojen ile ışınlanan grup (14.98+-3.12) ise anlamlı derecede düşük kopma direnci göstermiştir ($p<0.05$).

Yapılan literatür incelemesinde Transbond XT ile metal braketlerin kombine edildiği ve çeşitli ışın kaynaklarının kullanıldığı çalışmalardan elde edilen sonuçlar, çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlarla karşılaştırmalı olarak değerlendirildiğinde;

Oesterle ve arkadaşlarının (4) yaptıkları araştırmada, geleneksel tungsten quartz halojenlere karşı xenon plazma arkları test etmek amacıyla 3 farklı ortodontik yapıştırıcı kullanarak sığır minesine standart braketleri yapıştırmışlardır. Yapıştırıcılar tungsten quartz halojen ışıkla 40 saniye ve xenon ışıkla 3, 6, ve 9 saniye sürelerce ışınlanmışlardır. Kopma dirençleri ışınlamadan 24 saat ve 30 dakika sonra test edilmiştir. Daha uzun ışınlama sürelerinde Xenon ışık daha yüksek kopma dirençleri ortaya çıkarmıştır. 3,6 ve 9 sn süre ile Xenon ışığa maruz bırakılan ve 40 sn süre ile tungsten quartz halojen ışığa maruz bırakılan braketlerin yapışma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmamıştır. Çalışmamızda elde edilen tutuculuk değerleri Oesterle ve arkadaşlarının elde ettikleri tutuculuk değerleri ile uyumludur.

Sfondrini ve arkadaşları (40) 2001 yılında yaptıkları araştırmada iki farklı ışın cihazı olan mikro-xenon ışık (Aurys) ve klasik halojen ışık (Visilux 2) ile ışınlanan klasik braketlerin (Victory) ve adeziv kaplı braketlerin (APC) yapışma dirençlerini değerlendirmişlerdir. Visilux 2 ile ışınlanan klasik braketlerin çekme kuvveti test edilen diğer grupların hepsinden daha yüksek

bulunmuştur. Visilux 2 ile ışınlanan her iki grup da bunlara karşılık gelen Aurys ile ışınlanan gruptakilerden anlamlı derecede daha yüksek kopma direnci göstermişlerdir. Aurys ile ışınlanan iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Plazma ile ışınlanan grubun daha düşük kopma direnci göstermesinin sebebinin ışınlama süresinin 2 saniye olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Klocke ve arkadaşları (41) yaptıkları araştırmada piyasadaki mevcut iki plazmanın azaltılmış ışınlama zamanlarında meydana çıkardıkları kopma dirençlerini değerlendirmişlerdir. Braketler 150 adet çekilmiş insan dişine (75 premolar,75 kesici) kompozit adeziv (Transbond XT, 3M Unitek) ile yapıştırılmıştır. Plazma ile 2 ve 6 sn lik intervaller halinde ışınlamalar yapılmıştır; kontrol grubu halojen ışın kaynağı ile yapıştırılmış ve braket başına 20 sn ışınlanmıştır. Plazma ark cihazları ile 2 sn süre ile ışınlanan premolar braketlerinin kopma dirençleri halojenle ve 6 sn lik plazma ile ışınlanan örneklere oranla anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Araştırmacılar Xenon plazma arklarla ışınlanan paslanmaz çelik braketler için 6 sn ışınlama süresi tavsiye etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da plazma ile 6 sn yapılan ışınlama sonucu elde edilen bulgular Klocke ve arkadaşlarının sonuçlarıyla uyumluluk göstermektedir.

Signorelli ve arkadaşları (49) 2006 yılında yaptıkları araştırmada halojenle ya da plazma ile yapıştırılan braketlerin kopma dirençlerini değerlendirmişlerdir. Konvansiyonel halojen olarak Ortholux XT, plazma olarak da Ortholite ışın kaynağını kullanmışlardır. 90 adet çekilmiş küçükazı dişi her bir grupta 15 tane olmak üzere 6 gruba ayrılmıştır. Paslanmaz çelik braketler dişlere halojen ışık cihazı ile 20 sn ışınlanarak ya da plazma ile 2, 6, ve 10' ar sn ışınlanarak yapıştırılmıştır. Bu araştırmanın sonuçlarına göre 6 sn süre ile ışınlama yapan plazma daha uzun ışınlama süresi gerektiren halojen ile benzer yapışma dayanıklılığı ve braket kopma oranları göstermiştir. Sonuçlar genel olarak bizim çalışmamızdakilerle uyumlu bulunmuştur. Bizim çalışmamızda farklı olarak halojen ve plazma ile ışınlanan örneklerin kopma dirençleri arasında onların çalışmasına oranla daha yakın sonuçlar çıkmıştır. Bunun

sebebinin de bizim çalışmamızdaki örneklerin Ortholux XT ile 40 saniye ışınlanması olduğunu düşünmekteyiz.

Silta ve arkadaşları (50) daha düşük polimerizasyon zamanlarında yeni nesil QTH ve LED ışık cihazlarının (LCUs) braketleri dişlere yapıştırma kabiliyetini araştırdıkları çalışmalarında iki LED LCUs (Ortholux LED, 3M Unitek, Monrovia, Calif; UltraLume LED 5, Ultradent Products, South Jordan, Utah) ve bir QTH LCU (Optilux 501, Demetron, Danbury, Conn) değerlendirdiler. Her grup 3 tip ışın cihazıyla 6, 10 ve 20 sn ışınlandı. Polimerizasyondan 30 dakika sonra örnekler universal bir test cihazında braketler kopana kadar sıyırma kuvvetine maruz bırakıldılar. En yüksek yapışma dayanıklılıkları Optilux 501 QTH LCU ve Ultralume LED 5 LCU ile 20 sn ışınlama sürelerinde elde edilmiştir. Sonuç olarak ark telleri bağlanmadan önce ortodontik braketlerin QTH veya LED LCU ile en azından 20 sn ışınla polimerize edilmesi gerektiğini tavsiye etmişlerdir. Bu sonuçlar çalışmamızdaki sonuçlarla uyumluluk göstermektedir.

Wendl ve Droschl (5) 2004 yılında braketlerin direk yapıştırılması için çeşitli polimerizasyon cihazları (konvansiyonel halojen, hızlı halojen, plazma ve LED) kullanarak ışıkla sertleşen cam ionomer siman GIC (Fuji Ortho LC) ve ışıkla sertleşen kompozit rezinin (Enlight) 1 saat ve 24 saat sonraki kopma dirençlerini sıyırma testi ile karşılaştırmışlardır. Kendiliğinden sertleşen rezin (Concise) kontrol olarak kullanılmıştır. Bu araştırmada farklı ışınlama sürelerinde kopma dirençlerinde meydana gelen değişiklikler kaydedilmiştir. Halojenle 40 sn, hızlı halojenle 10 sn, plazma ile 2, 4 ve 6 sn, LED ile ise 18 ve 24 sn süreli ışınlamalar gerçekleştirilmiştir. Araştırma sonucunda en yüksek kopma dirençleri en uzun süreli ışınlamalar sonucunda elde edilmiştir. Fakat hızlı halojenle ışınlanan grupların kopma dirençleri diğer gruplara kıyasla daha düşük değerler ortaya çıkarmıştır. Bizim çalışmamızda da 5 çeşit benzer özelliklerdeki ışın cihazları kullanılmış ve birbirine çok yakın kopma dirençleri meydana çıkmıştır. Bu farkın bizim çalışmamızda hızlı halojen ile yapılan ışınlama süresinin 20 sn olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Staudt ve arkadaşları (53) 2005 yılında yaptıkları araştırmada ortodontik braketleri piyasaya yeni çıkmış ve fiyatı uygun yüksek güçlü halojen ışık cihazı ile yapıştırarak yeterli kopma direnci elde etmek için gerekli en kısa zamanı tesbit etmeye çalışmışlardır. Herbiri 15 sığır dişi içeren 5 gruba farklı ışın cihazları ve ışınlama süreleri kullanılarak paslanmaz çelik braketler (Mini Diamond Twin, Ormco, Orange, Calif) yapıştırıldı. Grupların 3 tanesi yüksek güçlü halojen ışık kaynağı (Swiss Master Light, Electro Medical Systems, Nyon, Switzerland) ile 2, 3 ve 6 sn ışınlanarak yapıştırılmıştır. 4. grup pozitif kontrol grubu olarak hızlı halojen ışık (Optilux 501, Sybron Dental Specialties, Danbury, Conn) ile 40 sn ışınlanmıştır. Yüksek güçlü halojen ışığı ışınlama zamanını azaltmada maliyet açısından faydalı bulunmuştur. Bizim çalışmamızda Swissmaster ışık kaynağının Transbond XT ile yapıştırılan gruplarda oluşturduğu kopma dirençleri diğer ışık cihazları ile kıyaslandığında anlamlı derecede düşük çıkmıştır. Pad Lock ile yapıştırılan gruplarda ise istatistiksel olarak bir fark bulunmamasına rağmen diğer ışık cihazları ile yapıştırılan gruplara kıyasla daha düşük kopma direnci göstermiştir. Sonuç olarak elde edilen tüm değerler braketler için gerekli olan minimum kopma direncinin üzerindedir fakat maliyet fayda oranı olarak baktığımızda plazmanın daha avantajlı olduğunu düşünmekteyiz.

Sfondrini ve arkadaşları (54,55) 2005 ve 2006 yılında 3 farklı tipte ışık cihazı ile yaptıkları araştırmada (high-intensity halogen, light-emitting diode, and plasma ark) ışın ucu mesafesinin kopma direnci ve braketlerin kopma bölgesine etkisini değerlendirmişlerdir. 135 sığır mandibuler daimi kesici rastgele 15'erli 9 gruba bölünmüştür. Paslanmaz çelik braketler (Victory Series, Unitek/3M, Monrovia, Calif) dişlere 2006 yılındaki araştırmada rezin modifiye cam iyonomer (Fuji Ortho LC, GC Europe, Leuven, Belgium) ile 2005 yılındaki araştırmada ise kompozit rezin ile yapıştırılmış ve ışık cihazları braketlere 3 farklı mesafede test edilmiştir: 0, 3 ve 6 mm. 0 mm mesafede 3 ışın cihazı kıyaslandığında kopma dirençleri arasında anlamlı bir farka rastlanmamıştır. M.F. Sfondrini ve arkadaşlarının sonuçları ile çalışmamız uyumlulukları göstermektedir.

Ip ve Rock (45) 2004 yılında 3 farklı ışın cihazının etkilerini kıyaslamak için yaptıkları araştırmalarında adeziv kaplı ortodontik braketleri çekilmiş küçük azılardan oluşan 9 gruba yapıştırılmışlardır. Her bir grup 3 farklı sürede 3 farklı ışık cihazı ile ışınlanmıştır. Araştırma sonuçlarına göre, 40 sn halojen, 20 sn hızlı halojen ve 4 sn plazma ile yapıştırılan örnekler birbirlerine yakın kopma dirençleri göstermişlerdir. Araştırmacıların 4 sn plazma ile yapılan ışınlama süresini 10 sn ye çıkarması plazma ile yapıştırılan örneklerin kopma dirençlerini arttırmıştır. Bizim çalışmamızda da plazma ile 6 sn süreyle ışınlanan örnekler ile 40 sn klasik halojen ve 20 sn hızlı halojen ile ışınlanan örnekler arasında çok yakın kopma dirençleri elde edilmiştir. Çalışmamızda ortaya çıkan sonuçlar Ip ve Rock in sonuçlarıyla uyumluluk göstermektedir.

Thind ve arkadaşları (48) 2005 yılında yaptıkları çalışmada, 3 farklı ortodontik ışık kaynağı ile ışınlanan bir yapıştırıcının ARI skoru ve kopma stresleri arasındaki farklılıkları araştırmışlardır. 60 sağlam küçük azı dişi 20 şerli 3 gruba bölünmüştür. Standart edgewise bir küçük azı braket (Victory Series) her bir dişe ışınla sertleşen bir ortodontik yapıştırıcı (Transbond XT) kullanılarak yapıştırılmıştır. Grup 1'deki örnekler (kontrol grubu) 20 sn boyunca Ortholux XT ile (tungsten quartz halojen ampul), Grup 2'dekiler 6 sn boyunca Ortho lite ile (plazma ark), Grup 3'dekiler 10 sn boyunca Ortholux LED ile (LED) ışınlanmışlardır. Örnekler 24 saat sonra üniversal bir test cihazı (Model 4469, Instron Ltd, High Wycombe ,Bucks,UK) kullanılarak dakikada 0.5 mm ile sökülmüştür. Araştırma sonuçlarına göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklara rastlanılmamıştır. Plazma ile ışınlanan grup diğerlerine göre daha yüksek kopma direnci göstermiştir. Sonuçlar çalışmamızla uyumludur. Bizim çalışmamızda gruplar arasında daha yakın sonuçlar çıkmasının sebebinin konvansiyonel halojen Ortholux XT ile 20 yerine 40 sn, Ortholux LED ile aynı güçteki Blue Phase LED ile 10 yerine 20 sn ışınlama yapılması olduğunu düşünmekteyiz

5.2.2 Pad Lock ile yapıştırılan grupların değerlendirilmesi

Pad Lock, en ince ağ örgülü tabanlı braketlere bile iyi bağlanabilen bir ortodontik yapıştırıcı elde edebilmek için Reliance firması tarafından üretilmiştir. Firmanın iddaasına göre, yapıştırıcının pasta kısmı, bağlantıyı artıran, metal braket tabanlarına mekanik olduğu kadar kimyasal olarak da bağlanan bir monomer içermektedir. Dolayısıyla pastanın mekanik olarak braket tabanına tutunma özelliği, bağlantının artması dışında kopma durumunda yapıştırıcı artığının daha çok braket tabanında kalmasına yol açabilir.

Yaptığımız araştırma sonucunda Pad Lock ile yapıştırılan grupların kopma direncinin Transbond XT ile yapıştırılan tüm gruplardan anlamlı derecede düşük çıkması bağlantının beklenenden daha zayıf olduğunu göstermektedir. Fakat tüm gruplar kabul edilen minimum kopma direnci olan 5-8 MPa' ı (Reynolds, 1975) geçmişlerdir.

Pad Lock ile birlikte kullanılan ışık cihazlarının oluşturduğu kopma dirençleri arasında anlamlı farka rastlanmamıştır. Fakat bu gruplar arasında da yüksek güçlü halojen cihazla ışınlanan grup diğerlerine kıyasla daha düşük kopma direnci göstermiştir.

5.2.3 Arı Skorlarına ait Bulguların Değerlendirilmesi

Kopma bölgeleri incelendiğinde Transbond XT ile yapıştırılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmamasına rağmen normal halojen ve hızlı halojen ile yapıştırılan gruplarda kopma daha çok mine ve adeziv arasında olmuş ve adezivin çoğu braket tabanında kalmıştır. Pad lock ile yapıştırılan gruplar ile kıyaslandığında ise normal halojen ve hızlı halojen ile yapıştırılan gruplar arasında anlamlı farklar bulunmuştur. Transbond XT kullanılan gruplarda kopma daha çok braket tabanı ve adeziv arasında olurken Pad Lock kullanılan gruplarda kopma daha çok adeziv içinde gerçekleşmiştir. Pad lock kullanılan gruplar kendi içlerinde değerlendirildiğinde de anlamlı farklar bulunmuştur. Hızlı halojen, yüksek güçlü halojen ve plazma ile yapıştırılan

gruplarda kopma daha çok adeziv içinde gerçekleşirken adezivin yarısından fazlasının mine yüzeyinde kaldığı görülmüştür.

Yapılan literatür incelemesinde, çalışmamızda kullandığımız adeziv Transbond XT ve metal braketlerin birlikte kullanıldığı kopma bölgelerini inceleyen birçok çalışmaya rastlanmıştır. **Signorelli ve arkadaşlarının (49)** halojenle ya da plazma ile yapıştırılan braketlerin kopma dirençlerini değerlendirdikleri araştırmada paslanmaz çelik braketler ve adeziv olarak da Transbond XT kullanmışlardır. Araştırma sonucunda kopma bölgelerini incelediklerinde, halojen ile yapıştırılan grupta plazma ile yapıştırılan gruba nazaran yapıştırıcı artığı anlamlı derecede daha çok braket tabanında kalmıştır. Çalışmamızdaki fark istatistiksel olarak anlamlı çıkmasa da oransal olarak Signorelli ve arkadaşlarının sonuçlarıyla uyumludur.

Sfondrini ve arkadaşlarının (40) araştırmasında konvansiyonel halojen ve plazmanın Transbond XT ile birlikte kullanıldığı gruplarda ARI skorları farklılık göstermiştir. Konvansiyonel halojen ile ışınlanan grupta kopma daha çok braket ve yapıştırıcı arasında olurken plazma ile ışınlanan grupta yapıştırıcı içinde olmuştur. Bizim çalışmamızda ise tam tersine klasik halojenle ışınlan grupta kopma yapıştırıcı ile mine arasında olmuştur. Bunun sebebinin bizim çalışmamızda klasik halojen ile yapılan ışınlama süresinin onlarınkinden iki katı uzun sürede olmasına bağlamaktayız. Işınlama süresinin uzatılmasının braket kaidesinin altındaki yapıştırıcının polimerizasyonunu ve dolayısıyla tutuculuğu arttırdığı bilinmektedir. (71). Plazma ile elde ettikleri sonuç çalışmamızla uyumluluk göstermektedir.

Staudt ve arkadaşlarının (53) yeni yüksek güçlü halojen (Swissmaster, EMS) ile hızlı halojen (Optilux 501) ve plazmayı (Remecure) kıyasladıkları araştırmalarında ARI skorlarını incelemişler ve kopmanın daha çok braket ve yapıştırıcı arasında gerçekleştiği ve yapıştırıcı artıklarının diş yüzeyinde kaldığı saptanmıştır. Bu sonucun çalışmamızdaki sonuçla uyumlu olmamasının sebebini kullanılan diş materyalindeki farklılığa bağlamaktayız. Staudt ve arkadaşları çalışmalarında sığır süt dişi kullanmışlardır. Bilindiği gibi sığır minesini

insan minesinden daha zayıftır fakat sığır süt dişleri insan minesine daha yakın özellikler göstermektedir (56).

Oesterle ve arkadaşlarının (4) konvansiyonel halojen ile 40 sn ve plazma ile 6 sn ışınladıkları ve Transbond XT kullandıkları sığır dişleriyle yaptıkları araştırmalarında 30 dakika ve 24 saat sonunda değerlendirilen ARI skorlarında kopma bölgelerini daha çok yapıştırıcı ve mine arasında bulmuşlar yapıştırıcı artığının çoğu braket tabanında kaldığını belirtmişlerdir. Çalışmamızdaki sonuçlar Oesterle ve arkadaşlarının sonuçlarıyla uyumludur.

Bazı araştırmacılar ise ışık cihazları ve etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında yaptıkları ARI skorlarında kopmanın daha çok yapıştırıcı içinde ve yapıştırıcı ile braket arasında gerçekleştiğini ve yapıştırıcı artığının çoğunun mine yüzeyinde kaldığını belirtmişlerdir (50,44,48,42,41,43,47). Bu araştırmacıların hepsi bizim çalışmamızdan farklı olarak deney gruplarında insan dişi kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda ise sığır dişi kullanılmış, genellikle kopma daha çok yapıştırıcı içinde ve mine ile yapıştırıcı arasında gerçekleşmiş ve yapıştırıcı artığının çoğu braket tabanında kalmıştır. Sonuçlar arasındaki farkın çalışmalarda kullanılan dişi tipinin farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

6. SONUÇLAR

1. Transbond XT ile yapıştırılan tüm grupların kopma direnci Pad Lock ile yapıştırılan gruplardan anlamlı derecede yüksek çıkmıştır.
2. Yeni piyasaya çıkan Pad Lock, ortodontik braketler için gerekli olan minimum kopma direncini sağlamakla beraber, Transbond XT ile kıyaslandığında sağladığı kopma direnci beklenenden düşük bulunmuştur.
3. Transbond XT ile yapıştırılan gruplar arasında yüksek güçlü halojen ile yapıştırılan grup diğer ışık cihazlarıyla yapıştırılanlardan anlamlı derecede düşük kopma direnci göstermiştir.
4. Pad Lock ile yapıştırılan gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamasına rağmen, yüksek güçlü halojen ile yapıştırılan grup en düşük kopma direncini göstermiştir.
5. Plazma ışık kaynağı, hasta başında geçirilen zamanı azaltması ve yüksek kopma dirençleri oluşturması bakımından ışık cihazları arasında iyi bir alternatif olarak öne çıkmaktadır.
6. Transbond XT kullanılan gruplarda ARI skorları değerlendirildiğinde yapıştırıcı artığının çoğu braket tabanında kalmıştır.
7. Pad Lock kullanılan gruplarda ARI skorları değerlendirildiğinde kopma daha çok yapıştırıcı içinde gerçekleşmiş ve yapıştırıcı artığının çoğu mine yüzeyinde kalmıştır.

7.KAYNAKLAR

1. Zachrisson BU. Bonding in orthodontics. In Mosby. Current principles and techniques. Graber T.M. and Vanarsdall R. L. Jr. second edition 1994 542-626.
2. Özbilgen EÖ. Farklı yapıştırıcı ve braket sistemlerinin sıyırma ve çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarının in vitro olarak karşılaştırılması. Doktora tezi İstanbul 2000.
3. Joseph VP, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. Am J Orthod. Dentofac. Orthop. 1990;97:121-5.
4. Larry J. Oesterle, Sheldon M. Newman, W. Craig Shellhart, Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;119:610-6.
5. Wendl B. and Droschl H. A comparative in vitro study of the strength of directly bonded brackets using different curing techniques. Eur J Orthodontics 26 (2004) 535-544.
6. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J. D. Res 1955;34:849-53.
7. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: Progress report. Am J Orthod 1965; 51: 901-12.
8. Evrenol BI. Farklı yapıştırıcıların flor salınımlarının ve sıyırma kuvvetlerine olan dirençlerinin karşılaştırılması. Doktora tezi. Marmara Üniversitesi, İstanbul, 1998.
9. Olayan H, Hamid HS, Owen E: Photochemical and thermal crosslinking of polymers. J M S-Rev Macromol Chem Phys C 36(4):671-719, 1996.
10. Gruber HF: Photoinitiators for free radical polimerizations. Prog Polym Sci 17:953-1044, 1992.

- 11.** Jakubiak J, Babek J: Photoinitiators for visible light polymerization. *Polimery* 44:447-570, 1999.
- 12.** Anusavice K (ed): *Philips' Science of Dental Materials* 10th ed. Philadelphia, WB Saunders Co., p218, 1996.
- 13.** Kurachi C, Eduardo CP, Magalhães DV, et al: Human teeth exposed to argon lazer irradiation: determination of power-time-temperature working conditions. *J Clin Laser Med Surg* 17(6):255-259, 1999.
- 14.** Harrington E, Wilson HJ: Determination of radiation energy emitted by light activation units. *J Oral Rehabil* 22(5):377-385, 1995.
- 15.** Crivello JV, Dietliker K, Bradley G: *Photoinitiators for Free Radical Cationic and Anionic Photopolimerization*, 2nd ed.
- 16.** Bassiouny MA, Grant AA: A visible light-cured composite restorative. Clinical open assessment. *Br Dent J* 145(11): 327-330, 1978.
- 17.** Nomoto R: Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Master J* 16(1):60-73, 1997.
- 18.** Park YJ, Chae KH, Rawls HR: Development of a new photoinitiation system for dental light-cured composite resins. *Dent Master* 15(2):120-127, 1999.
- 19.** Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, et al: Light-emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. *Biomaterials* 21(13):1379-1385, 2000.
- 20.** Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y, et al: Evaluation of curing units used in private dental offices. *Oper Dent* 23(2):50-54, 1998.
- 21.** Whitters Cj, Girkin JM, Carey JJ: Curing of dental composites by use of InGaN light-emitting diodes. *Optics Letters* 24(1):67-68, 1999.

- 22.** Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH: Dental composite depth of cure of halogen lamp and blue light emitting diode technology. *Brit Dent J* 186(8):388-391, 1999.
- 23.** Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, et al: Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes. *Dent Mater* 16(1):41-47, 2000.
- 24.** Kurachi C, Tuboy A, Magalhães D, et al: Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater* 17(4):309-315, 2001.
- 25.** Cobb DS, Vagas MA, Rundle T: Physical properties of composites cured with conventional light or argon laser. *Am J Dent* 9(5):199-202, 1996
- 26.** Ferguson JW, Read MJF, Watts DC. Bond strengths of integral bracket-base combination: an in vitro study. *Eur J Orthod* 1984;6:267-76.
- 27.** Delport A, Grobler SR.: A laboratory evaluation of the tensile bond strength of some orthodontic bonding resin to enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 93:133-7, 1988.
- 28.** Joseph VP, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990;97:121-5.
- 29.** Wright WL, Power JM: In vitro tensile bond strength of reconditioned brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 87:247-52, 1985.
- 30.** Greenlaw RW, Way DC, Galil KA, An in vitro evaluation of a visible light cured resin as an alternative to conventional resin bonding systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 96: 214-20, 1989.
- 31.** Pender N, Dresner E, Wilson S. Shear strength of orthodontic bonding agents. *Eur J Orthod* 1988;10: 374-9.

- 32.** Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, Olson ME. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;114:243-7.
- 33.** Knox J, Hubsch P, Jones ML, Middleton J. The influence of bracket base design on the strength of the bracket-cementinterface. *Br J Orthod* 2000;27:249-54.
- 34.** Seema K, Sharma-Sayal, Rossouw PE, Gajanan V. Kulkarni, Keith C. Titley The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:74-82.
- 35.** Smith DC, Maijer R. Improvement in the bracket base design. *Am J Orthod* 1983;83:277-88.
- 36.** Matasa CG. Direct bonding metallic brackets: where are they heading? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;101:552-60.
- 37.** Siomka LV, Powers JM. In vitro bond strength of treated direct-bonding metal bases. *Am J Orthod* 1985;88:133-6.
- 38.** Hammesfahr PD, O'Connor MT, Wang X. Light-curing technology: past, present and future. *Compend Contin Educ Dent.* 2002 Sep;23(9 Suppl 1):18-24.
- 39.** Sfondrini MF, Cacciafesta V, Klersy C. Halogen versus high-intensity light-curing of uncoated and pre-coated brackets: a shear bond strength study. *Journal of Orthodontics*, Vol 29, 2002, 45-50.
- 40.** Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glassionomer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:30-5.
- 41.** Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG, Kahl-Nieke B. Plasma arc curing lights for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:643-8.

- 42.** Dunn WJ, Taloumis LJ. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122:236–241.
- 43.** James JW, Miller BH, English JD, Tadlock LP, Buschang PH. Effects of high-speed curing devices on shear bond strength and microleakage of orthodontic brackets *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123:555-61.
- 44.** Üşümez S, Büyükyılmaz T, Karaman A.İ. Effect of Light-Emitting Diode on Bond Strength of Orthodontic Brackets *Angle Orthod* 2004;74:259–263.
- 45.** Ip TB, Rock WP. A comparison of three light curing units for bonding adhesive pre-coated brackets. *Journal of Orthodontics*, Vol. 31, 2004, 243-247.
- 46.** Shamsi AA, Cunningham JL, Lamey PJ, Lynch E, Shear bond strength and residual adhesive after orthodontic bracket debonding. *Angel Orthod* 2006;76:694-699.
- 47.** Swanson T, Dunn WJ, Childers DE, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125:337-41.
- 48.** Thind BS, Stirrups DR, Lloyd CH. A comparison of tungsten-quartz-halogen, plasma arc and light-emitting diode light sources for the polymerization of an orthodontic adhesive. *Eur J Orthod* 28 (2006) 78-82.
- 49.** Signorelli MD, Kao E, Ngan PW, Gladwin MA. Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: An in vitro and in-vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:277-82.
- 50.** Silta YT, Dunn WJ, Peters CB. Effect of shorter polymerization times when using the latest generation of light emitting diodes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:744-8.

- 51.** Wang WN, Li CH, Chou TH, Wang DDH, Lin LH, Lin CT. Bond strength of various bracket base designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125:65-70.
- 52.** Cacciafesta V, Sfondrini MF, Barina E, Scribante A, Garino F, Klersy C. Effect of different light sources and guides on shear bond strength of brackets bonded with 2 adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:99-102.
- 53.** Staudt CB, Mavropoulos A, Bouillaguet S, Kiliaridis S, Krejci I. Light-curing time reduction with a new high-power halogen lamp. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:749-54.
- 54.** Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Boehme A, Jost-Brinkmann PG. Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of resin modified glass ionomer cured with high-intensity halogen, light-emitting diode, and plasma arc lights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:541-6.
- 55.** Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Boehme A, Jost-Brinkmann PG. Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of composite resin. *Angel Orthod* 2005;75:386-391.
- 56.** Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;113:514-9.
- 57.** Legler LR, Retief DH, Bradley EL, Denys FR, Sadowsky PL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on the shear bond strength of an orthodontic bonding resin to enamel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:485-92.
- 58.** Büyükyılmaz T, Üşümez S, Karaman Ai. Effect of self-etching primers on bond strength-are they reliable? *Angle Orthod.* 2003 Feb;73(1):64-70.
- 59.** Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1984 Apr;85(4):333-40.

- 60.** Buzzitta JVA, Hallgren SE, Powers JM. Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-bracket systems as studied in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1982;81:87-92.
- 61.** Harris AMP, Joseph VP, Rossouw PE. Sheer peel bond strengths of esthetic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992;102:215-9.
- 62.** Bryant S, Retief DH, Russel CM, Denys FR. Tensile bond strengths of orthodontic bonding resins and attachments to etched enamel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987;92:225-31.
- 63.** Evrenol Bİ, Arun T, Küçükkeleş N. Comparison of shear bond strength of fluoride releasing materials. *J Clin. Ped. Dent.* 1999;23(4):315-9.
- 64.** Olsen ME, Bishara SE, Boyer DB, Jacobsen JR. Effect of varying etching times on the bond strength of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109:403-9.
- 65.** Alexandre P, Young J, Sandrik JL, Bowman D. Bond strength of three orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1981;79:653-60.
- 66.** Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. Evaluation of Scotchbond multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111:498-501.
- 67.** Olsen ME, Bishara SE, Jakobsen JR. Evaluation of the shear bond strength of different bracket base designs. *Angle Orthod.* 1997;67:179-82.
- 68.** Bishara SE, Olsen ME, Von Vald L. Comparisons of shear bond strength of precoated and uncoated brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112:617-21.
- 69.** Mc Court JW, Cooley RL, Barnwell S. Bond strength of light-cure fluoride-releasing base-liners as orthodontic bracket adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;100:47-52.

- 70.** Coreil MN, McInnes P, Ledoux WR, Weinberg R. Shear Bond strength of four orthodontic bonding systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;97:126-129.
- 71.** Bryant S, Retief DH, Russel CM, Denys FR. Tensile bond strengths of orthodontic bonding resins and attachments to etched enamel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987;92:225-31.
- 72.** Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: An in vitro report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98:214-21.
- 73.** Miles PG, Pontier JP, Bahiraei D, Close J. The effect of carbamide peroxide bleach on the tensile bond strength of ceramic brackets: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;106:371-375.
- 74.** Lindauer SJ, Browning H, Shroff B, Marshall F, Anderson HB, Moon PC. Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111:599-605.
- 75.** Maijer R, Smith DC. Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1981;79:20-34.
- 76.** Mascia VE, Chen SR. Shearing strengths of recycled direct bonding brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1982;82:211-6.
- 77.** Joseph VP, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel orthodontic brackets bonded to teeth with orthodontic composite resin and various fissure sealants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(1):66-71.
- 78.** Arnold RW, Combe EC, Warford JH Jr. Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002 Sep; 122(3):274-6.

- 79.** Britton JC, McInnes P, Weinberg R, LeDoux WR, Retief DH. Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98:348-53.
- 80.** Türk T, Elekdağ-Türk S, İşçi D, Çakmak F, Özkalaycı N. Saliva contamination effect on shear bond strength of self-etching primer with different debond times. *Angle Orthod.* 2007 Sep;77(5):901-6.
- 81.** Ostby AW, Bishara SE, Lafoon J, Warren JJ. Influence of self-etchant application time on bracket shear bond strength. *Angle Orthod.* 2007 Sep;77(5):885-9.
- 82.** Vicente A, Bravo LA. Shear bond strength of precoated and uncoated brackets using a self-etching primer. *Angle Orthod.* 2007 May;77(3):524-7.
- 83.** Attar N, Taner TU, Tülümen E, Korkmaz Y. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded using conventional vs one and two step self-etching/adhesive systems. *Angle Orthod.* 2007 May;77(3):518-23.
- 84.** Bishara SE, Ostby AW, Lafoon JF, Warren J. Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling. A new self-etch primer and a resin-modified glass ionomer. *Angle Orthod.* 2007 Mar;77(2):337-41.
- 85.** Öztoprak MO, Işık F, Sayınsu K, Arun T, Aydemir B. Effect of blood and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with 4 adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007 Feb;131(2):238-42.
- 86.** Amra I, Samsodien G, Shaikh A, Lalloo R. Xeno III self-etching adhesive in orthodontic bonding: the next generation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007 Feb;131(2):160.e11-5.

- 87.** Türk T, Elekdağ-Türk S, İşçi D. Effects of self-etching primer on shear bond strength of orthodontic brackets at different debond times. *Angle Orthod.* 2007 Jan;77(1):108-12.
- 88.** Korbmacher H, Huck L, Adam T, Kahl-Nieke B. Evaluation of an antimicrobial and fluoride-releasing self-etching primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Eur J Orthod.* 2006 Oct;28(5):457-61.
- 89.** Cal-Neto JP, Carvalho F, Almeida RC, Miguel JA. Evaluation of a new self-etching primer on bracket bond strength in vitro. *Angle Orthod.* 2006 May;76(3):466-9.
- 90.** Ülgen M. Ortodontik tedavi prensipleri. Dilek Örünç Matbaası. İstanbul, 1993
- 91.** Ferguson JW, Read MJF, Watts DC. Bond strengths of integral bracket-base combination: an in vitro study. *Eur J Orthod* 1984;6:267-76.
- 92.** Gwinnett AJ, Gorelick L. Microscopic evaluation of enamel after debonding: Clinical application. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1977;71:651-65.
- 93.** Kittipibul P, Godfrey K. In vitro shearing force testing of the Australian zirconia-based ceramic Begg bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;108:308.
- 94.** Kimura T, Dunn WJ, Taloumis LJ. Effect of flourid varnish on the in vitro bond strength of orthodontic brackets using a self etching primer system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004 Mar;125(3):351-6.
- 95.** Ostertag AJ, Dhuru VB, Ferguson DJ, Meyer RA. Shear, torsional and tensile bond strength of ceramic brackets using three adhesive filler concentration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;100:251-8.
- 96.** Sirirungrojying S, Saito K, Hayakawa T, Kasai K. Efficacy of using self-etching primer with a 4-META/MMA-TBB resin cement in bonding orthodontic brackets to human enamel and effect of saliva contamination on shear bond strength. *Angle Orthod.* 2004 Apr;74(2):251-8.

- 97.** Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001 Jun;119(6):621-4.
- 98.** Webster MJ, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Khajotia SS, Sinha PK. The effect of saliva on shear bond strengths of hydrophilic bonding systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001 Jan;119(1):54-8.
- 99.** Damon PL, Bishara SE, Olsen ME, Jakobsen JR: Effect of fluoride application on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 1996;66:61-4.
- 100.** Gia K. Yi, Dunn WJ, Taloumis LJ. Shear bond strength comparison between direct and indirect bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124:577-81.
- 101.** Alexandre P, Young J, Sandrik JL, Bowman D. Bond strength of three orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1981;79:653-60.
- 102.** Egan FR, Alexandre SA, Cartwright GE. Bond strength of rebonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109:64-70.
- 103.** Dorminey JC, Dunn WJ, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003 Oct;124(4):410-3.
- 104.** Nkenke E, Hirschfelder U, Martus P, Eberhard H. Evaluation of the bond strength of different bracket-bonding systems to bovine enamel. *Eur J Orthod.* 1997;19:259-70.
- 105.** Grubisa HS, Heo G, Raboud D, Glover KE, Major PW. An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004 Aug;126(2):213-9; quiz 255.

- 106.** Merrill SW, Oesterle LJ, Hermes CB. Ceramic bracket bonding: a comparison of shear, tensile, and torsional bond strengths of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994 Sep;106(3):290-7.
- 107.** Weinberger SJ, Foley TF, McConnell RJ, Wright GZ. Bond strengths of two ceramic brackets using argon laser, light, and chemically cured resin systems. *Angle Orthod.* 1997;67(3):173-8.
- 108.** Wang Wn, Meng C. A study of bond strength between light- and self-cured orthodontic resin. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992 Apr;101(4):350-4.
- 109.** Evans LB, Powers JM. Factors affecting in vitro bond strength of no-mix cements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1985;87:508-12.
- 110.** Siomka LV, Powers JM. In vitro bond strength of treated direct-bonding metal bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1985:Aug (133-136).
- 111.** Sinha PK, Nanda RS. The effect of different bonding and debonding techniques on debonding ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112:132-7.
- 112.** Harris AMP, Joseph VP, Rossouw PE. Shear peel bond strengths of esthetic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992;102:215-9.
- 113.** Blalock KA, Powers JM. Retention capacity of the bracket bases of new esthetic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;107:596-603.
- 114.** Sinha PK, Nanda RS, Duncanson Jr MG, Hosier MJ. In vitro evaluation of matrix-bound fluoride-releasing orthodontic bonding adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;111:276-82.
- 115.** Cacciafesta V, Sfondrini MF, De Angelis M, Scribante A, Klersy C. Use of a self-etching primer in combination with resin-modified glass ionomer: Effect of water and saliva contamination on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124:420-6.

116. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, De Angelis M, Klersy C. Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional and self-etching primers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004 Mar;125(3):357-60.

ÖZGEÇMİŞ

15 Ağustos 1979'da Samsun'da doğmuş, 1997 yılında lise eğitimini Samsun Anadolu Lisesi'nde tamamlamıştır. 1997 yılında yüksek öğrenimine başladığı Marmara Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesini 2003 yılında bitirmiş ve aynı yıl Yeditepe Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başlamıştır.