



Derleme (Review)

Cilt 1 - Sayı 3: 58-69 / Eylül 2018

(Volume 1 - Issue 3: 58-69 / September 2018)

ORTODONTİDE KULLANILAN MATERYALLERİN VE ADEZİV SİSTEMLERİN TUTUCULUKLARINA GENEL BİR BAKIŞ

Alev AKSOY^{1*}, Şevki ŞAHİN¹

¹Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Ana Bilim Dalı, 32000, Isparta, Türkiye

Gönderi: 11 Ocak 2018; **Yayınlanma:** 01 Eylül 2018

(Submission: January 11, 2018; **Published:** September 01, 2018)

Özet

Ortodontik tedavi ile düzgün sıralanmış dişlere ve güzel bir gülümsemeye sahip olmak birçok birey için arzu edilen bir durumdur. Ortodontik tedaviye olan isteğin her geçen gün artması birçok yeniliği de beraberinde getirmiştir. Eskiden dişler üzerine siman ile yapıştırılıp kuvvet uygulanabilen bantlar hem estetik değildi hem de detaylı diş hareketleri yaptırmak zor ve yorucuydu. Yıllar içinde bantlar yerini braket sistemlerine bıraktı ve ortodonti alanında braketlerin diş yüzeyine tatmin edici bir şekilde bağlanabilmesi önemli bir konu haline geldi. Yeni geliştiren adeziv sistemler, braket çeşitleri, braket taban yapıları, farklı mine yüzeyi pürüzlendirme yöntemleri, kullanılan polimerizasyon cihazlarındaki gelişmeler diş braket arasındaki bağlanma kuvvetini daha ileri seviyelere taşımaya yardımcı oldu. Bütün bu gelişmeler ortodontistin tedavi sürecinde daha az sıkıntı ile karşılaşmasını ve daha hızlı tedaviler yapabildiğini sağladı.

Anahtar Kelimeler: ortodontik materyaller, Adeziv materyaller, Tutuculuk

An Overview of the Bonding Strength of Orthodontic Materials and Adhesive Systems

Abstract: Having properly aligned teeth and a beautiful smile with orthodontic treatment is desirable for many individuals. The demand for orthodontic treatment has increased with every passing day and brought many innovations together. In the past, the bands that were pasted with cement on the teeth and applied force were not both aesthetic and difficult to get detailed tooth movements and tired. Over the years, the bands have left their place to bracket systems and it has become an important issue to be able to connect the brackets to the tooth surface satisfactorily in the field of orthodontics. New developments in adhesive systems, bracket types, bracket base structures, different enamel surface etching methods, improvements in the used polymerizers have helped to improve the bonding strength between tooth and bracket. All these developments enabled the orthodontist to meet less difficulty in the treatment process and to perform faster treatments.

Keywords: Orthodontic materials, Adhesive materials, Bonding strength

*Corresponding author: Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Ana Bilim Dalı, 32000, Isparta, Türkiye

Email: alevak2000@yahoo.com (A. AKSOY)

1. Giriş

Günümüzde estetiğe verilen önemin artmasıyla ortodontik tedaviye olan istek de artmaktadır. Ortodonti kliniğinde kuvvet uygulayabilmek için ilk geliştirilen yöntem dişlerin etrafına bantlar yerleştirilmesi olmuştur. 1900'lerin başında molar dişlerine vidalarla sıkıştırılan bantlar kullanılmaya başlanmıştır. Sonrasında ise kişiye özel hazırlanan altından yapılmış bantlar gündeme gelmiştir. Altın zaman içinde yerini, dişlere özel olarak puntolama yöntemi ile hazırlanan çelik bantlara bırakmıştır. 1960'lı yıllarda ise anatomik olarak tüm dişlere uyabilen hazır paslanmaz çelik bantlar piyasaya sürülmüştür (Proffit, 1993).

Günümüzde bu bantların yerini, dişlere direkt yapıştırılan braketler almıştır. Ortodontik tedavinin önemli bir bölümünü oluşturan sabit tedavide kullanılan braketlerin dişe yapıştırılması ve diş ile braket arasındaki bağlanmanın güçlü olması, ortodontik tedavinin başarısını etkileyen faktörlerden biridir. Sabit apareyler ile etkili bir ortodontik tedavi; dişin mine yüzeyi ile braket arasında yeterli bağlanmanın olmasını gerektirir. Braketlerin mine yüzeyine bağlantısındaki başarısızlık, ortodontik tedavinin başarısını azaltmakta, tedavi süresini ve maliyetini arttırmakta ve hastayı rahatsız etmektedir. Braketlerin kopma sebeplerinin bilinmesi; yapıştırma tekniğinin değiştirilmesi veya modifiye edilmesi konusunda hekime yardımcı olmaktadır. Çünkü bağlantıdaki yetersizlik çok çeşitli sebeplere dayandırılmaktadır. Bu da klinik uygulamalarda hekime, bağlanma dayanımının önemli olduğunu göstermektedir (Powers ve ark., 1997).

Dişleri düzgün şekilde sıralayıp seviyeleyebilmek için kullanılan müteahharik aygıtlardan, sabit aygıtlara geçiş ortodonti tarihinde önemli bir kademe olmuştur. Sabit elemanlar olan braketler ve molar tüpler başlangıçta hastanın dişleri üzerine bantlar yardımı ile yapıştırılmıştır. Bu yöntemin en büyük sıkıntısı, bantlar dişlere yapıştırıldığında braketlerin dişler üzerinde her zaman doğru konumda yerleştirilememesidir. 1970'lerde meydana gelen iki gelişme sabit apareylerin geleceğine ışık tutmuştur. Bunlardan birincisi daha detaylı diş hareketi sağlayabilen torklu ve açılı braketlerin geliştirilmesi, bir diğeri ise braketleri dişler üzerine yapıştırırken bantlara ihtiyacı ortadan kaldıran direkt yapıştırma tekniğinin tanıtılmasıdır (Sondhi, 2005).

2. Direkt Yapıştırma Tekniği

Sabit ortodontik tedavide kuvvetin dişe aktarılması için kullanılan braketler ve aygıtlar 1970'li yıllar itibarıyla dişe doğrudan yapıştırılmaya başlanmış, buna da direkt yapıştırma (direkt bonding) yöntemi denilmiştir.

2.1. Direkt Yapıştırma Tekniğinin Gelişimi

Diş ile braket arasındaki bağlantıyı arttırmaya yönelik ilk çalışma, 1955'de Buonocore tarafından gerçekleştirilmiştir. Buonocore mine yüzeyine %85'lik fosforik asit uygulayarak bağlantı kuvvetinin

arttırıldığını göstermiştir. Akrilik dolgu materyallerinin diş yüzeyine tutunmasını sağlamak için araştırılan bu uygulama mine yüzeyinin kimyasal olarak değiştirilebileceğini ortaya çıkarmıştır (Buonocore, 1955). Ancak bu yöntemin 1970'li yılların sonlarına kadar rutin ortodonti işlemlerinin bir parçası olmadığı, bunun sebebinin de dönemin ortodonti camiasının diş minesinin asitlenmesini kabul edememelerinden kaynaklandığı literatür incelenmesinde görülmektedir (Schaneveldt ve Foley, 2002).

1962 yılında da Bowen, bisfenol A-glisidil dimetakrilat (bis-GMA) rezinin patentini almıştır. Bis-GMA rezin, özellikle içeriğine inorganik doldurucu eklendiğinde, o zamanın koşullarında kullanılan diğer rezinlere göre daha kuvvetli ve güvenilir bir bağlantı sağlamıştır (Bowen, 1962). 1965 yılında Newman ortodontik kuvvetlere dayanabilen epoksi rezin sistemi ile ortodontik ataçmanları direkt olarak diş yüzeyine yapıştırmıştır (Newman, 1965). 1968 yılında ise Smith çinko poliakrilat (karboksilat) simanları tanıtmış ve bu simanla braketlerin yapıştırılabildiğini bildirmiştir (Mizrahi ve Smith, 1969).

Ortodontistler 1970'li yıllardan bugüne uzanan yaklaşık 40 senelik bir zaman diliminde 'direkt yapıştırma yöntemi' konusunda oldukça başarılı bir duruma gelmişlerdir. Günümüzde, braketleme için genellikle ışıkla polimerize olan adezivlerin ve hızlı ışık kaynaklarının kullanıldığı direkt yapıştırma tekniği yaygın olarak kullanılmaktadır (Keim ve ark., 2002)

2.2. Direkt Yapıştırmanın Ortodontideki Önemi

Direkt yapıştırma tekniğinin geliştirilmesiyle braketleme için klinikte harcanan zaman kısalmış, braketlerin bantlara göre diş üzerinde daha az yer kaplaması sonucu hem daha estetik hem de daha hijyenik bir ortodontik tedavi uygulama şansı elde edilmiştir (Harari ve ark., 2000). Ayrıca, bu teknikte kullanılan kimyasal yolla polimerize olan rezinlere alternatif olarak üretilen ışıkla polimerize olan rezinler, uzun olan çalışma süreleri sayesinde braketleme sırasında bir diş üzerine yerleştirilen braketin konumunun doğruluğunu kontrol etmek için ortodontiste zaman kazandırmıştır. Ancak, posterior dişleri doğrudan görmek mümkün olmadığı için braketleri bu dişlere uygun ve doğru bir şekilde yerleştirmek sorun oluşturmıştır (Sondhi, 1999).

2.3. Direkt Yapıştırmanın Avantajları ve Dezavantajları

Avantajları;

- Braket seviyeleri daha kolay ve doğru ayarlanabilir.
- Bantlama işlemi öncesi gerekli olan separasyon aşamasını ortadan kaldırır.
- Erüpsiyonu tamamlanmamış dişlere uygulanabilir.
- Uygulaması kolaydır ve zamandan kazanç sağlar.
- Tedavi sonunda bantlardan kaynaklı boşluklar oluşmaz.

- Bantlara göre daha hijyeniktirler.
- Hastalar tarafından bantlara göre daha kolay kabul edilir.
- Bantlara kıyasla iritasyon oluşumu daha azdır.
- Hareket eden bantların altında oluşan dekalsifikasyon sorunu braketerlerde yoktur.
- Görüntüsü bantlara göre daha estetikdir.
- Direkt yapıştırma yöntemi tedavi esnasında dişlerin mezio-distal yüzeylerinden minenin kaldırılmasına (stripping) imkan tanır.

Dezavantajları;

- Tutuculuk miktarı bantlara göre daha azdır.
- Braketlerin çıkarılması işlemi sırasında minede kırık ve çatlaklar oluşabilir.
- Kullanılan yapıştırıcıya bağlı olarak sitotoksik ve alerjik etkileri bulunabilir.
- Diş yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi sırasında minenin flor bakımından en zengin tabakası zarar görebilir (Zachrisson, 1994).

3. Bağlanma Kuvvetlerinin Ölçülmesi

Bağlanma kuvvetlerinin ölçülmesi birbirine paralel alt ve üst tablası olan test cihazında yapılır. Üst tablanın aşağıya ve yukarıya doğru hareket etmesi, sabit olan alt tablaya yerleştiren çeşitli deney materyalleri üzerine çekme ya da baskı kuvvetleri uygulamaktadır. Sabit olan alt tablaya deney örnekleri, adaptör yardımı ile sabitlenir.

Hareketli olan ve hareket hızı ayarlanabilen üst parçaya bağlanan kuvvet aktarıcılar yardımı ile braket diş yüzeyinden ayrılan kadar kuvvet uygulanır.

Kopma gerçekleştiği anda ortaya çıkan maksimum kuvvet üst tablaya bağlı olan sabit bir kuvvetölçer yardımı ile okunur ve test cihazına bağlı bulunan bilgisayar yardımı ile kaydedilir.

4. Direk Yapıştırma Tekniğinde Tutuculuğu Etkileyen Faktörler

Yapılan çalışmalarda çiğneme kuvvetlerinin 40 ile 120 Newton arasında olduğu görülmektedir. Oklüzal kuvvetler sebebi ile braketerlerin kopmaya uğramaması için tutuculuğun en az 120 N (12.2 kg) olması gerekmektedir (Singh, 2004).

Literatürde braketerlerin tutuculuğu MPa şeklinde ifade edilmektedir ($MPa = N/mm^2$). Normalde braket kaide alanları ortalama $16 mm^2$ olup, tutuculuğun en az 120 Newton olması için, $7,5 N/mm^2$ ya da $7,5 MPa$ yapışma kuvvetine sahip olması gerekmektedir. Kullanılan yapıştırıcının da en az 6 - 8 Megapascal strese dayanması gerekmektedir (Brantley, 2001).

4.1. Dişler

Yapılan araştırmalara göre, kesici, küçük azı ve büyük azı dişlerinin braket tutuculuk değerleri arasında fark yoktur. Lingual ve bukkal braket uygulama tekniklerinde, braket tutuculuk değerleri arasında fark bulunmamaktadır. Yaşlı bireylerin diş mineleri morfolojik ve kimyasal farklılıklarından dolayı, genç bireylerin daimi dişlerine göre, daha yüksek tutuculuk göstermektedir (Singh, 2004).

4.2. Florozis

Florozisli ve normal dişleri kıyaslayan çalışmalarda ise florozisin tutuculuğa negatif bir etkisi olduğu görülmüştür. Adanir ve ark. (2009) yaptığı çalışmada 30 florozisli dişle 15 normal diş standart asit-etch primer uygulamasıyla braketerleri yapıştırmış ve sıyırma kuvvetleri uygulayarak kopma dayanımını ölçmüşlerdir. Sonuçta florozisli dişlerin kopma dayanımı belirgin bir şekilde diğer dişlerden düşük bulunmuştur.

Güngör ve ark. (2009) yaptığı çalışmada, 24 florozisli 24 normal insan premolar dişi toplanış ve bunlar 12'şerli 4 gruba bölünmüştür. Bu dişlerden bir kısmına standart asitle pürüzlendirme sonrası primer bond diğer kısmına ise self etch primer (transbond plus self-etch primer all in one bottle) uygulanmıştır. Braketler yapıştırılmış ve sıyırma kuvvetlerine tabi tutulmuştur. Sonuç olarak standart asitle pürüzlendirilen florozisli dişlerde kopma dayanımı anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Yazarlar, florozisli dişlere standart asitleme tekniği uygulanırsa sıyırma kuvvetlerine karşı direncin düştüğünü belirtmişlerdir. Florozisli dişlere self-etch primerler uygulanırsa tatmin edici bir bağlanma dayanımı olduğu kanısına varmışlardır.

4.3. Mine Yüzeyini Pürüzlendirme Teknikleri

Diş minesini %95 hidroksiapatit, %4 su ve yaklaşık %1 kollajen içermektedir. Diş yüzeyi pürüzsüz olduğu için, braketerleri yapıştırmadan önce minede mekanik olarak retansiyon oluşabilmesi için, önce minenin pürüzlendirilmesi gerekmektedir. Yapıştırıcı ajanın mine ile mekanik bağlanması pürüzlendirmeden sonra oluşan mikroporoziteler sayesinde sağlanmaktadır (Brantley, 2001).

Mine asitlemesi için fosforik asitten başka asitler de kullanılmıştır. Triolo ve ark. (1993) %10'luk maleik asitin 30 saniye ve 60 saniye uygulamalarında elde edile bağlanma kuvvetinin, %37'lik fosforik asitin bağlanma kuvvetine yakın olduğunu ve uygulama süresinin arttıkça bağlanma kuvvetinin de arttığını rapor etmişlerdir. Ancak taramalı elektron mikroskobu incelemelerinde her iki asitin benzer morfolojik yapı oluşturmalarına rağmen maleik asitin daha sığ bir yüzey oluşturduğu görülmüştür.

Yapılan çalışmalar %10'luk maleik asitin bağlanma kuvvetinin %37'lik fosforik asitten çok farklı olmadığını göstermiştir (Olsen ve ark., 1997; Barkmeier ve Erickson, 1994).

Adezivlerin retansiyonu için mineyi asitlemenin diğer bir yöntemi de mine yüzeyinde kristal oluşturmaktır. Bu

yöntem kristal bağlanma (crystal bonding) olarak adlandırılır. Kristal bağlanmanın potansiyel avantajları adezivin kolay sökülmesi, söküm sonrası diş üzerinde az miktarda yapıştırıcı kalması ve minenin az zarar görmesidir. Kristal bağlanma mineye sülfat iyonu içeren poliakrilik asit solüsyonlarının uygulanması sonucu, mine yüzeyinde kalsiyum sülfat dihidrat kristallerinin oluşmasıyla elde edilir. Bu kristaller adezivin tutunması için retantif bir yüzey oluştururlar. Kristal bağlanma yöntemiyle elde edilen tutuculuk fosforik asit ile asitleme yöntemine göre oldukça azdır (Artun ve Bergland, 1984). Maskeroni ve ark. (1990) çekilmiş insan premolar dişlerinin mine yüzeylerini 3 farklı şekilde pürüzlendirmiş ve seramik braketleri kompozit rezinler ile yapıştırmışlardır. Çalışmanın 1. grubundaki dişlere %37'lik fosforik asit uygulanırken, 2. gruba sülfat eklenmiş poliakrilik asit uygulanarak mine yüzeyinde kristal oluşumu sağlanmıştır. Diğer gruptaki dişlerin mineleri ise sülfatlı poliakrilik asit uygulaması sonrası birçok kez yıkanmış ve kristal oluşumu engellenmiştir. Çalışmada seramik braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı dirençleri ölçülmüştür. Sülfat içeren poliakrilik asit ile mine yüzeyinde kristal oluşumunun yapıldığı dişlere yapıştırılan seramik braketlerin bağlanma kuvvetinin, fosforik asit grubundan %50 daha az olduğu bulunmuştur. Araştırmacılar düşük bağlanma kuvveti nedeniyle poliakrilik asitin büyük restorasyonlu dişlerin braketlenmesinde kullanılabileceğini önermişlerdir. Fosforik asite göre daha zayıf olan bu bağlantı, braketlerin sökümü sırasında restorasyonlu dişte oluşabilecek çatlama ve kırılmaları engellemeye yardımcı olabilir (Maskeroni ve ark., 1990).

4.3.1. Asit konsantrasyonu

Silverstone fosforik asitin %30-40 arasındaki konsantrasyonlarının mine yüzeyinde oluşturduğu morfoloji nedeniyle kuvvetli bir mine-rezin retansiyonu için en ideal konsantrasyon olduğunu bildirmiştir. Ayrıca %40'ın üzerindeki fosforik asit konsantrasyonları düşük konsantrasyonlara göre daha az kalsiyum çözer bu nedenle asitleme daha az başarılı olur (Silverstone, 1975).

Literatürde bazı çalışmalarda daha düşük konsantrasyonlarda da aynı bağlanma değerine ulaşıldığı gösterilmekle birlikte, günümüzdeki fosforik asit jellerinin çoğunun konsantrasyonun %30-40 arasındadır (Manson ve Rahemtulla, 1984).

Carstensen (1995) farklı konsantrasyonlardaki fosforik asitlerin kopma dayanımına etkisini ölçmek istemişlerdir. Yüzde 37, 2 ve yüzde 3'lük 3 konsantrasyonla mine yüzeyi pürüzlendirilmiş ve kopma dayanımı ölçmüşlerdir. Yüzde 37'lik konsantrasyonun kopma dayanımı anlamlı bir şekilde diğerlerinden yüksek bulunmuştur.

4.3.2. Asitleme süresi

Fosforik asitin %30-40 arasındaki konsantrasyonları ile minenin ideal asitleme süresini bulmak amacıyla birçok araştırma yapılmıştır. Bazı çalışmalarda bu süre 60

saniye olarak önerilmiş olsa da (Mardaga ve Shannon, 1982) Nordenvall ve ark. (1980) 15 saniyelik asitleme süresinin de minede aynı yüzey özelliklerini sağladığını göstermiştir. Yapılan çalışmalar 15 saniye ve 60 saniye asitleme sürelerinin bağlanma kuvveti ve mikrosızıntı açısından benzer sonuçlara sahip olduğunu bildirmişlerdir (Shaffer ve ark., 1987; Gilpatrick ve ark., 1991).

Wang ve ark. (1991) ise 60 saniye asitlemenin mine yüzeyinde fazla çözülmeye yol açtığı ve bağlanma kuvvetini düşürdüğünü rapor etmişlerdir. Olsen ve ark. (1996) her biri 10 adet çekilmiş insan premolarından oluşan altı grup diş 0 sn, 5 sn, 10 sn, 15 sn, 20 sn ve 30 sn süreyle %37'lik fosforik asit ile asitlemiş ve seramik ortodontik braketleri kompozit rezin ile yapıştırmışlardır. Braketler daha sonra universal test cihazı ile kopartılarak sıyırma kuvvetlerine karşı dirençleri ölçülmüştür. Çalışma sonunda asitleme süresini 30 saniye ile 10 saniye arasında değiştirmenin kompozitlerin bağlantı kuvvetini etkilemediğini (11 MPa) ve 0-5 saniye arası uygulamaların çok düşük bağlanma kuvvetine yol açtığını (3 MPa) bildirmişlerdir.

4.3.3. Başka yöntemlerle mine pürüzlendirilmesi

Kumlama yöntemleri (hava basıncı ile alüminyum dioksit püskürtülmesi), birçok firmanın braket ve band üretimi sırasında, geniş yer almaktadır. Yapıştırılacak metal yüzeylerin üretim sırasında kumlama tekniği ile pürüzlendirilmesi, belirgin seviyede tutuculuklarının artmasına neden olmaktadır. Kumlama yöntemi kopmuş olan braketlerin temizlenerek geri kazanılmasında da kullanılmaktadır (Tosun, 1999).

Hava basıncı ile birlikte alüminyum oksit kullanımı, mine üzerinde mikroetcing etkisi yaratmaktadır. Hava basıncı ile alüminyum oksit püskürtmesi, asitleme öncesi diş yüzeyinin temizlenmesine alternatif bir yöntem olarak kullanılabilir. Araştırmalar göstermiştir ki, geleneksel asitleme yöntemlerine göre, bu yöntem %50'den daha az tutuculuk sağlamaktadır (Brantley, 2001).

Canay ve ark. (2000) yaptıkları çalışmada, geleneksel mine asitleme yöntemlerini, mine kumlama yöntemleri ile karşılaştırmışlardır. 80 adet insandan çekilmiş küçük azı dişleri distile su içinde toplanmış. Tüm dişler akrilik bloklara horizontal şekilde gömüldükten sonra, her birinde 20 adet diş olacak şekilde dört gruba ayrılmıştır. Birinci gruptaki dişlerin bukkal yüzeyine Microetcher ER cihazı ile 5 sn, 10 mm uzaklıktan, 45° açı ile alüminyum oksit (50µ), 80 psi basınç ile kumlama yapılmıştır. İkinci gruptaki dişlerin bukkal yüzeyine 15 sn, jel şekilde olan % 37'lik fosforik asit uygulanmıştır. Asit 30 sn su ile yıkandıktan sonra mine yüzeyi 20 sn hava sprey ile kurutulmuştur. Üçüncü gruptaki dişlere önce kumlama, sonra % 37'lik fosforik asit uygulanmıştır. Dördüncü gruptaki dişlerin bukkal yüzeyleri florür içermeyen pat ile temizlendikten sonra, %37'lik fosforik asit uygulanmıştır. Tüm dişlere no-mix kompozit ile metal braketler yapıştırılmıştır. Braketlerin kopma

kuvvetlerine karşı gösterdikleri tutuculuk değerleri Newton (N) olarak ölçülmüştür. Önce kumlama, sonra %37'lik fosforik asit uygulanan grubun tutuculuk değerleri diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Sadece kumlama yapılmış grubun tutuculuk değeri en düşük ölçülmüştür ve braket uygulamada bu yöntemin tek başında yetersiz tutuculuk sağladığı için klinikte kullanımının uygun olmadığı sonucuna varılmıştır (Canay ve ark., 2000).

Lazer mine yüzeyindeki su moleküllerini mikro-eksploziv etkisi ile yıkıma uğratmaktadır. Oluşan mekanik retansiyonlar, normal asitleme yöntemlerine göre daha düşük oranda tutuculuk sağlamaktadır. Lazer kullanımı, yeterli braket tutuculuğu sağlamadığı için ve uygulama sırasında dişler üzerinde termal etki yarattığından dolayı, ortodonti pratiğinde geniş kullanım alanı bulmamaktadır. Halen bu konuda araştırmalar devam etmektedir (Brantley, 2001).

Sağır ve ark. (2013) yaptığı çalışmada konvansiyonel asit-etch yöntemi ile 2 farklı modda kullanılmak üzere er-yag lazerin kopma dayanımına etkisini karşılaştırmışlardır. Lazerle pürüzlendirilen dişlerdeki kopma dayanımı asit-etch yöntemine göre anlamlı derecede yüksek çıkmıştır.

Çokakoğlu ve ark. (2016) yaptığı çalışmada 108 premolar dişi 9 gruba ayırmışlardır. Konvansiyonel asit-etch primer, self-etch primer ve farklı güçlerde er-yag lazer self etch primer kombinasyonunun kopma dayanımına etkisini karşılaştırmışlardır. En düşük kopma dayanımı sadece self-etch primer uygulanan grupta bulunmuş, en yüksek kopma dayanımı ise en güçlü er-yag lazer-self etch primer kombinasyonunda bulunmuştur.

Pompeo ve ark. (2016) yaptıkları çalışmada hidroflorik asitin kopan braketlerin tekrar yapıştırabilmek için kullanılıp kullanılmayacağını araştırmışlardır. Kontrol grubunu kullanılmamış metal braketler,2.grubu tabanındaki kompozit silikon karbid disk ile temizlenip hidroflorik asit solusyonuna tabi tutulan braketler,3.grubu ise tabanındaki kompozit alüminyum oksit püskürtülerek temizlenen braketler oluşturmuştur. Tekrar yapıştırılarak sıyırma testine tabi tutulan gruplarda; en yüksek kopma dayanımı kontrol grubunda oluşurken en düşük değerler hidroflorik aside tabi tutulan braketlerde görülmüştür. Hidroflorik asit uygulanmasının klinik kullanım için yeterli olmadığı bildirilmiştir.

4.4 Adezivlerin Türü

Adezivlerin bağlanma kuvvetinin; çiğneme kuvvetlerine, ark tellerinin ve hastanın kötü alışkanlıklarının oluşturduğu gerilimlere dayanabilecek güçte olmaları gerekmektedir.

Reynolds (1975)'a, göre ortodontik tedavi için bağlanma kuvvetinin 5.9 ve 7.8 MPa arasında olması yeterlidir. Aynı zamanda braketlerin sökümü aşamasında mineye zarar veremeyecek miktarda bağlanma kuvvetine ihtiyaç vardır (Bowen ve Rodriguez, 1962). Bu nedenle en fazla

bağlanma kuvveti minenin kırılma gücünden (14 MPa) daha az miktarda olması gerektiği yorumu yapılmıştır (Retief, 1974).

Metal ve seramik braketlerin yapıştırılmasında en sık kullanılan adezivler, ışık ile sertleşen veya kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinlerdir. Cam iyonomer simanların flor salgılama avantajına rağmen düşük bağlanma kuvveti problem olmaktadır. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar hem flor salgılama hem de yeterli bağlanma kuvveti oluşturma özellikleri nedeniyle özellikle demineralize alanların izlendiği dişlere braket yapıştırılmasında kompozitlere alternatif olabilmektedir (Reicheneder ve ark., 2009).

Rezk-Lega ve Øgaard (1991) yaptıkları çalışmada iki konvansiyonel cam iyonomer ile (Ketac-Cem ve Aqua-Cem), ışık ile sertleşen cam iyonomer (Vitrabond) ve kontrol grubu olarak da kompozit rezin (Concise) ile premolar dişlere yapıştırılan metal braketlerin gerilme kuvvetlerine karşı dirençlerini ölçmüşlerdir. Deney sonucunda kompozit rezinin bağlanma kuvvetinin (Ortalama 152.5 N), diğer tüm cam iyonomer simanlardan (en düşük 5.5 N ve en yüksek değer 27.53 N olmak üzere) önemli derecede fazla olduğu belirtilmiştir. Çalışmada kullanılan cam iyonomer simanlar arasında, sadece ışık ile sertleşen cam iyonomer simanın klinik kullanıma uygun olabileceği bildirilmiştir.

Millet ve McCabe (1996) 1988-1995 yılları arasında yapılmış konvansiyonel ve rezin modifiye cam iyonomer simanların bağlanma kuvvetlerini ölçen 37 in vitro ve in vivo çalışmanın sonuçlarını incelemiştir. Sonuç olarak araştırmacılar, konvansiyonel cam iyonomer simanların rutin klinik uygulamalar için tavsiye edilemeyeceğini, ancak rezin modifiye cam iyonomer simanların klinik kullanımının artırılabilceğini bildirmişlerdir.

Literatürde birçok çalışmada konvansiyonel cam iyonomer simanların bağlanma kuvvetinin ortodontik tedaviler için yeterli olmadığını bildirilmiştir. Bu çalışmaların büyük çoğunluğu 1990'lı yıllara ait çalışmalardır Daha sonraki yıllarda yapılan çalışmalar kompozit rezinler ve rezin modifiye cam iyonomerler üzerinde yoğunlaşmıştır (Toledano ve ark., 2003).

Owens ve Miller (2000) yaptıkları çalışmada; metal braketleri, çekilmiş 75 premolar dişe iki ışıkla sertleşen kompozit rezin (Transbond XT, 3M Unitek ve Enlight, Ormco) ve rezin modifiye cam iyonomer siman ile yapıştırmışlardır. Braketler yapıştırılmadan önce tüm dişler %37'lik fosforik asit ile asitlenmiştir. Fuji Ortho LC grubunda dişler daha sonra distile su ile hafifçe ıslatılmış, kompozit rezin gruplarında ise primer uygulanıp 10 saniye ışınlanmıştır. 450 nm dalgaboyundaki ışık ile tüm braketler mezial ve distal yönlerden 20'şer saniye ışınlanmıştır. Universal test cihazı ile braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı dirençleri ölçülmüştür. Bu sonuçlara göre ışık ile sertleşen kompozitlerin sıyırma kuvvetlerine dirençleri arasında önemli bir farklılık bulunmadığı; fakat rezin modifiye cam iyonomer simanın daha düşük kopma

direnci gösterdiği bulunmuştur.

Summers ve ark. (2004) yaptıkları çalışmada, rezin modifiye cam iyonomer siman ve ışık ile sertleşen kompozit rezin kullanarak 50 premolar dişe yapıştırılan metal braketlerin bağlanma kuvvetini ölçmüştür. Bu sonuçlara göre, rezin modifiye cam iyonomer siman ile yapıştırılan braketlerin bağlanma kuvvetinin kompozit rezinle yapıştırılan braketlerden anlamlı derecede az olduğu gözlenmiştir.

Ortodontik adeziv olarak kullanılan, kompozit rezinlerin ve rezin modifiye cam iyonomer simanların bağlanma kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığını veya eşit olduğunu bildiren çalışmalar da yayınlanmıştır.

Chitnist ve ark. (2006) yaptıkları çalışmada cam iyonomer siman, poliasit modifiye kompozit rezin, rezin modifiye cam iyonomer siman ve standart rezin bazlı kompozit ile yapıştırılan metal braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı dirençlerini karşılamışlardır. Çalışmada 80 adet insan molar dişi 4 gruba ayrılmıştır. Her dişe 2 adet premolar braket 4 farklı adezivden biriyle yapıştırılmıştır. Standart kompozit rezin ve rezin modifiye cam iyonomer simanın sıyırma kuvvetlerine karşı dirençleri diğer adezivlerden anlamlı derecede fazla bulunmuştur. Kendi aralarında ise anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Mine demineralizasyonunu önlemek amacıyla piyasaya sürülen amorf kalsiyum fosfat içeren kompozite olan ilginin artmasıyla birlikte, bu kompozit ile yapıştırılan braketlerin bağlanma kuvvetini inceleyen çalışmalar da bulunmaktadır.

Dunn (2007) yaptığı araştırmasında, amorf kalsiyum fosfat içeren kompozit ve konvansiyonel kompozit rezin ile yapıştırılan braketlerin bağlanma kuvvetlerini karşılamıştır. Braketler 1. grupta konvansiyonel kompozit rezin ile herhangi bir kurala bağlı kalmadan yapıştırılmıştır. Bu grupta diş yüzeylerine braket yerleştirilmeden önce 30 sn boyunca Transbond XT asit jel uygulanmış ve sonrasında Transbond XT primer uygulanarak 10 sn ışınlanmıştır. Diğer 30 adet braket, dişlerin birinci grup tarafından kullanılmayan bukkal kasplarına %35'lik fosforik asit ile pürüzlendirildikten sonra amorf kalsiyum fosfat (ACP) içeren kompozit ile yapıştırılmıştır. Böylece her dişin bukkal yüzeyinde 1 adet konvansiyonel kompozit rezin ile yapıştırılan, 1 adet de ACP içeren kompozit ile yapıştırılmış braket bulunmaktadır. Çalışma sonunda Transbond XT ile yapıştırılan braketlerin bağlanma kuvveti ortalama 119 N, amorf kalsiyum fosfat (ACP) içeren kompozit ile yapıştırılan braketlerin ise 14.2 N olarak bulunmuştur. İki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Amorf kalsiyum fosfat (ACP) içeren kompozit grubunun bağlanma kuvvetinin 1.2 MPa olduğunu ve bu değer normal ortodontik kuvvetler karşısında yetersiz kaldığını bildirmişlerdir. Sonuç olarak, metal braketlerin yapıştırılmasında ACP içeren kompozitin kullanılmaması gerektiği açıklanmıştır.

Uysal ve ark. (2010) yaptıkları çalışmada ortodontik nedenlerle çekilmiş maksiller premolar dişlere, seramik braketleri amorf kalsiyum fosfat içeren kompozit (Aegis Ortho) ve konvansiyonel kompozit rezin ile yapıştırmış ve sıyırma kuvvetlerine karşı dirençlerini karşılamıştır. Braketlerin dişlere yapıştırılmasını takiben universal test cihazında sıyırma kuvvetlerine karşı dirençleri ölçülmüştür. Araştırmacılar, Aegis Ortho ile yapıştırılan seramik braketlerin bağlanma kuvvetinin Transbond XT'den az olduğunu, fakat ortodontik tedavi için gerekli minimum bağlanma kuvvetinden fazla olduğunu açıklamıştır. Özellikle mine dekalsifikasyonları izlenen hastalarda seramik braketlerin yapıştırılmasında bu adezivin kullanılması önerilmiştir.

Xie ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada beyaz nokta lezyonlarını önleme amacıyla reşarj edilebilir amorf kalsiyum fosfat partikülleri içeren rezin ile normal kompozit rezin ve rezin modifiye cam iyonomer simanların kopma dayanımlarını karşılamışlardır. Sıyırma testlerinin sonucunu göre normal kompozit ile partikül içeren gruplar benzer sonuçlar vermiştir. Ezin modifiye cam iyonomer grubunun kopma dayanımı ise daha düşük bulunmuştur.

Arnold ve ark. (2002) yaptıkları çalışmada self etch primer kullanarak metal braketlerin mine üzerinde tutuculuklarını in vitro ortamda incelemişlerdir. 48 adet insan dişi, her grup içinde 12 diş olacak şekilde, 4 gruba ayrılmıştır. Birinci gruptaki dişlere asitleme ve bonding yapılarak metal braketler mine üzerine yapıştırılmıştır. İkinci gruptaki dişlere self etching primer uygulanarak 15 sn sonra kompozit ile metal braketler yapıştırılmıştır. Üçüncü gruptaki dişlere, ikinci gruptaki dişlerle aynı uygulama yapılmış, sadece self etching primer kullanıldıktan sonra 2 dakika bekleyip kompozit kullanılmıştır. Dördüncü gruptaki dişlere self etching primer kullandıktan sonra 10 dakika bekleyip kompozit kullanılmıştır. Yapılan istatistiksel analize göre 4 grup arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Self etching primer kullanıldıktan sonra 10 dakika beklenmesinin braket tutuculuğu üzerine etkisi bulunmamıştır.

Scougall ve ark. (2009) yaptıkları bir çalışmada konvansiyonel asit etch tekniği ile 6 farklı self etch primerin sıyırma kuvvetlerine karşı direncini karşılamışlardır. Konvansiyonel asit etch tekniği ile yapıştırılan braketlerin kopma dayanımları anlam derecede yüksek bulunmuştur. Self-etch primerlerin ise klinik için yeterli dayanım gösterdiği bildirilmiştir.

Çehrel ve ark. (2005) yaptıkları çalışmada 4 self-etch primer ile konvansiyonel asit-etch sistemi kullanarak braketleri yapıştırmışlar ve kopma testine tabi tutmuşlardır. Konvansiyonel asit-etch primer kullanılarak yapıştırılan braketlerin kopma dayanımı diğerlerinden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Romano ve ark. (2005) yaptığı çalışmada 40 insan premolar dişini 4 gruba ayırmışlardır. 1.gruptaki braketleri konvansiyonel asit etch primer yaparak yapıştırmışlardır. Diğer gruptaki braketleri ise self etch

primer ile yapıştırılmışlardır. 1.gruptaki braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı dirençleri diğer gruplardan anlamlı şekilde yüksek çıkmıştır.

Hellak ve ark. (2016) yaptığı çalışmada 60 insan premolar dişini 3 gruba ayırmışlardır. 1.gruptaki braketleri konvansiyonel asit etch primer ile yapıştırmışlardır. Diğer 2 gruptaki braketleri ise self etch primer uygulayarak yapıştırmışlardır. 3 grup arasında bağlanma kuvveti bakımından anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Hammad ve ark. (2017) yaptığı çalışmada çekilmiş 96 premolar diş 4 gruba ayırmışlardır; ilk gruba konvansiyonel asit-etch primer 2.gruba transbond plus self etch primer 3.gruba yüzde 1 silikadioksit nano-dolduruculu self etch primer (futurabond) 4.gruba yüzde 7 silikadioksit nano-dolduruculu self-etch primer (optibond) uygulanmış. Nano dolduruculu self etch primerler en düşük tutuculuk göstermiş, genel olarak self etch primerler arasında anlamlı bir fark bulunamamış ancak konvansiyonel asit etch primer uygulanan gruptan tutuculukları anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Zope ve ark. (2016) yaptığı çalışmada 100 adet çekilmiş insan premolarını 5 gruba ayırmışlardır.1.gruptaki dişlere konvansiyonel asit etch primer uygulamış diğer gruptaki dişlere farklı markalarda self etch primer uygulamıştır.1.gruptaki braketlerin kopma dayanımı diğer gruptakilerden anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Cantekin ve Buyuk (2014) yaptıkları çalışmada 150 çekilmiş insan premolar dişini 5 gruba ayırmışlardır. Tüm gruptaki dişlere konvansiyonel asit etch primer uygulaması yapılmış, kontrol grubundaki braketler ışıkla sertleşen kompozitle yapıştırılmış, diğer grup yeni jenerasyon akışkan kompozitle kalan 3 grup ise normal akışkan kompozitle dişlere yapıştırılmıştır. Kontrol grubundaki dişlerin kopma dayanımı belirgin bir şekilde diğerlerinden yüksek çıkmıştır.

Güngör ve ark. (2016) yaptığı çalışmada 45 çekilmiş insan dişini 3 gruba ayırmışlardır. İlk gruptaki braketleri kullanım tarihi geçmemiş ışıkla polimerize olan bir kompozit rezinle yapıştırmışlardır.2. Gruptaki braketleri son kullanım tarihi 1 yıl geçmiş, 3.gruptaki braketleri,2 yıl geçmiş aynı kompozitle yapıştırmışlardır. Braketleri sıyırma testine tabi tutmuşlardır ve gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır

Hofmann ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada 4 farklı metal ve seramik braketi 4 farklı yapıştırıcı ile test etmişlerdir. Yapıştırıcıların 3'ü flor salınımı yapan adezivlerden, biri ise kontrol grubu olarak flor salınımı yapmayan adezivden belirlenmiştir. En düşük kopma dayanımı flor salınımı yapan adeziv-seramik braket kombinasyonunda en yüksek değerler ise metal braket-flor salınımı yapan primerde bulunmuştur. Ancak tüm gruplar klinik için yeterli yapışma dayanıklılığı göstermiştir.

Sodagar ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada

%0,%1,%5,%10 titanyum dioksit kullanılarak hazırlanan kompozit rezinlerin antibakteriyel ve tutuculuk özelliklerini araştırmışlardır. En yüksek kopma direnci %0 titanyum dioksit içeren grupta bulunurken, en düşük değer %10 içeren grupta bulunmuştur. Diğer gruptaki örneklerin değerlerinin ise klinik kullanım için yeterli olduğu bildirilmiştir.

4.5. Brakete Bağlı Faktörler

Braketlerin yapışma dayanıklılığını, braketin taban 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 (Bishara ve ark., 1998).

Braket tabanı ve yapıştırıcı arasındaki bağlantı ortodontik kuvvetleri ve çiğneme kuvvetlerini dağıtabilmeli, tedavi sonunda kolayca çıkartılabilmelidir (Knox ve ark., 2000). Braket tabanlarının çoğu mine ya da rezine kimyasal olarak bağlanmadığı için mekanik retansiyonu arttırmak amacıyla çeşitli dizaynlar oluşturmak için çaba harcanmıştır (Seema ve ark., 2003). 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 (Smith ve Maijer, 1983).

Haydar ve ark. (1999) yaptıkları araştırmada ışıkla sertleşen kompozit rezin, ışıkla sertleşen rezin modifiye cam iyonomer siman ve ışıkla sertleşen kompomer kullanılarak yapıştırılan metal ve silan içeren seramik braketlerin bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmışlardır. Kompozit rezin kullanılan gruplarda dişler %37'lik fosforik asit ile asitlendikten sonra primer sürülüp fotopolimerize edilmiştir. Kompomer kullanılan gruplarda dişler asitlenmiş fakat primer uygulaması yapılmamıştır. Resin modifiye cam iyonomer gruplarında braketler yapıştırılmadan önce asitleme yapılmamış mine yüzeyi su ile nemlendirilmiştir. Tüm test gruplarında seramik braketlerin bağlanma kuvveti metal braketlerden anlamlı derecede fazla bulunmuştur. Metal braketlerin kompomer ve rezin modifiye cam iyonomer ile yapıştırıldığında elde edilen bağlanma kuvvetinin, kompozit ile yapıştırıldığında bağlanma kuvvetinden istatistiksel olarak anlamlı derecede az olduğu görülmüştür. Seramik braketlerin rezin modifiye cam iyonomer ile yapıştırıldığında bağlanma kuvveti ortalaması, kompozit rezin ile yapıştırıldığında elde edilen sonuçtan azdır. Ancak bu sonuç (8.39±3.24 MPa) klinik kullanım için gerekli minimum bağlantı kuvvetine yakındır. Ayrıca seramik braketler için en ideal yapıştırıcının rezin modifiye cam iyonomer siman olduğu açıklanmıştır.

Theodorakopoulou ve ark. (2004) yaptıkları araştırmada, polycrystalline (Clarity, 3M, Unitek,

Monrovia, Calif) ve monocrystalline (Inspire, Ormco, Orange, Calif) seramik braketlerin tutuculuk değerlerini ve kopma bölgelerini incelemişlerdir. 80 adet premolar dişin 40'ına Clarity, diğer 40'ına Inspire braket aynı bonding sistemi ile yapıştırılmıştır. 40 adet seramik braket örneğinden 20'sine Universal test cihazı ile debonding yapılmıştır. Test cihazında kopma kuvveti Clarity braketler için 21.67 ± 5.19 MPa, Inspire braketler için 20.32 ± 8 MPa olarak ölçülmüştür. Braketlerin kopma dayanımı arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Sorel ve ark. (2002) yaptıkları çalışmada, foil mesh braket kaideleri ile lazerle yapılandırılmış braket kaidelerinin tutuculuklarını kıyaslamışlardır. İn vitro olarak yapılan çalışmada 60 adet premolar diş iki gruba ayrılmıştır. İki farklı metal braket kullanılmıştır. Kopma testleri yapılmıştır. Lazerle yapılandırılmış kaideli braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı gösterdikleri tutuculuk değerleri, foil-mesh kaideli braketlerin tutuculuk değerlerinden iki kat fazla bulunmuştur.

Joseph ve Rossouw (1990) yaptıkları çalışmada 48 çekilmiş kanin dişi 4 gruba ayırmışlardır. Paslanmaz çelik ve seramik braketleri ışıkla ve kimyasal yolla polimerize olan kompozitle dişlere yapıştırmışlardır. Bütün gruplarda kabul edilebilir klinik kopma dayanımına ulaşılmıştır. Seramik braketlerin kopma dayanımı paslanmaz çelik braketlerden anlamlı bir şekilde yüksek çıkmıştır. Ayrıca kimyasal olarak polimerize olan kompozitle yapıştırılan seramik braketlerin grubunda yüzde kırk mine kırığı meydana gelmiştir.

Sharma-Sayal ve ark. (2003) yaptığı çalışmada 6 farklı taban dizaynına sahip braketleri karşılaştırmışlardır.

1.grup: 60 gauge, mikropürüzlendirilmiş foil-mesh taban,
2.gup: İntegral tabanlı mikropürüzlendirilmiş mekanik undercutli taban,

3.grup: 80 gauge foil-mesh taban,

4.grup: 150 gauge telin üzerine katmanlandırılmış 80 gauge foil-mesh mikropürüzlü taban,

5.grup: 100 gauge mikro pürüzlü foil-mesh taban,

6.grup: Püskürtmeyle kalıplandırılmış 100 gauge foil mesh mikropürüzlü taban.

1. gruptaki braketlerin tutuculukları diğerlerinden anlamlı derecede yüksek çıkmıştır.

Arash ve ark. (2017) yaptığı çalışmada 120 çekilmiş insan maksiler premolar dişini 4.gruba ayırmışlardır. Metal ve seramik braketleri konvansiyonel asit etch primer ve self etch primer kullanarak dişlere yapıştırmışlardır. Konvansiyonel asit primer ve self etch primer ile yapıştırılan metal braketler en yüksek kopma dayanımını göstermiştir. Kendi içinde ise konvansiyonel asit-primer uygulanarak yapıştırılan grup daha yüksek kopma dayanımı göstermiştir

Arima ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada kişiselleştirilmiş rezin pad ve metal padli lingual braketleri dişlerinin lingual yüzeylerine yapıştırmışlar ve kopma dayanımı ölçmüşlerdir. Metal padli lingual braketler rezin grubundan anlamlı derecede yüksek

kopma dayanımı göstermişlerdir.

Ansari ve ark. (2016) yaptıkları çalışmada 4 farklı taban dizaynına sahip seramik braket ve 1 çeşit metal braketin kopma dayanımlarını araştırmışlardır. En yüksek değerler micro-crystalin tabana sahip seramik braketlerde ölçülürken en düşük değerler polimer-mesh tabana sahip seramik braket grubunda ölçülmüştür.

4.6. Işık Faktörü

Bazı yapıştırıcıların polimerizasyonu ışıkla gerçekleşmektedir (Civelek ve Özel, 2004). Braket tutuculuğu ışık kaynağının tipinden, ışınlama süresinden ve ışık yönünden etkilenmektedir (Oesterle ve ark., 2002)

Braketleme için gereken zamanı azaltmak amacıyla konvansiyonel halojen ışık kaynaklarına alternatif olarak hızlı halojen, argon lazer, plazma ark ve LED ışık kaynakları üretilmiştir (Mills ve ark., 1999). Hızlı halojenler ile konvansiyonel halojen ışık kaynakları için gereken ışınlama süresi yarıya indirilmiştir (Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005)

Argon lazerler 1980'lerin sonlarına doğru ortodontide kullanılmaya başlanmıştır. Bu cihazlar ile ışınlama süresi oldukça azaltılmıştır (Lalani ve ark., 2000). Ancak kolay taşınamamaları ve pahalı olmaları argon lazerlerin rutin ortodontik kullanıma girmesini engellemiştir (Keim ve ark., 2002).

Plazma ark ışık kaynakları ise 1990'ların ortalarında restoratif diş hekimliği için geliştirilmiştir (Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005). Bu ışık kaynaklarının en büyük avantajı kompozit rezinin sertleşmesi için gereken ışığı kısa sürede üretmesidir (Cacciafesta ve ark., 2000)

LED ışık kaynağı da Mills (1995) tarafından tasarlanmıştır. LED ışık kaynaklarının kullanım ömrü 10,000 saatten fazladır (Haitz ve ark., 2009). Bu kullanım süresi aşıldığında performanslarında çok az bir düşme görülmektedir (Rea, 1993). LED ışık kaynakları mavi ışık üretmek için filtreye ihtiyaç duymaz, sarsıntıya ve çarpmaya dirençlidir ve bu tip ışık kaynaklarının enerji kullanımı oldukça düşüktür (Stahl ve ark., 2000).

Oesterle ve ark. (2001) yaptıkları çalışmada ortodontik braketlerin kopma dirençlerini geleneksel tungsten quartz halojenlere karşı xenon plazma arkları kullanarak karşılaştırmışlardır. Araştırmada braketler kompozit rezin kullanılarak sığır minesini yüzeyine yapıştırılmıştır. Yapıştırıcılar tungsten quartz halojen ışıkla 40 sn. ve xenon ışıkla 3, 6 ve 9 sn. süreyle ışınlanmıştır. 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.

Klocke ve ark. (2002) yaptıkları çalışmada 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. 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.

Dunn ve Taloumis (2002) yaptıkları çalışmada, farklı ışık veren cihazların polimerizasyon etkisini kıyaslamışlardır. Işık kaynağı olarak 2 adet light-emitting diyote-LED (Luma Cure ve Verasa Lux) ve 2 adet halogen ışık lambası (Otilux 501 ve Pro Lite) kullanılmıştır. 100 metal braket (Ormco, Glendora, Calif), farklı ışık kaynakları kullanılarak Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, Calif) ile çekilmiş molar dişlerin üzerine yapıştırılmıştır. Sonuç olarak grupların tutuculuk değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır.

Üşümez ve ark. (2004) LED cihazlarının etkilerini değerlendirmek için yaptıkları çalışmada 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. 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.

Thind ve ark. (2006) yaptıkları çalışmada, 3 farklı ortodontik ışık kaynağı ile ışınlanan bir yapıştırıcının 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 braketi (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. Kopma stresleri açısından istatistiksel olarak önemli farklılıklar bulunmamıştır.

Sfondrini ve ark. (2005) ve Cacciafesta ve ark. (2006) 3 farklı tipte ışık cihazı ile yaptıkları çalışmalarda (hızlı halojen, LED ve plazma ark) ışın ucu mesafesinin kopma direncine etkisini değerlendirmişlerdir. 135 adet sığır mandibuler daimi kesici dişi rastgele 15'erli 9 gruba bölünmüştür. Paslanmaz çelik braketler dişlere 2006

yılındaki çalışmada rezin bazlı modifiye cam iyonomer ile 2005 yılındaki çalışmada ise kompozit rezin ile yapıştırılmıştır ve ışın cihazları braketlere 3 farklı mesafede test edilmiştir: 0, 3 ve 6 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 mm mesafede de anlamlı farklar göstermemiştir. Fakat daha fazla ışın ucu mesafelerinde plazma ark anlamlı derecede daha yüksek kopma dirençleri göstermiştir. 3 mm mesafeden araştırmacılar ulaşılması güç bölgelerde optimal verimlilik için plazma ışık cihazı önermişlerdir.

Chalipa ve ark. (2016) yaptığı çalışmada 40 sığır maksiler santral dişini 4 gruba ayırmışlardır. Bütün gruptaki dişlere konvansiyonel asit-etch primer yapılmıştır. Dişlere yapıştırılan metal ve seramik braketler yüksek güçte ve normal güçte led ışıkla polimerize edilmiştir. Sonuç olarak led ışığın kuvvetinin kopma dayanımına anlamlı bir etkisi olmadığı bulunmuştur. Ancak metal braketlerin sıyırma kuvvetlerine direnci seramik braketlerden anlamlı derecede yüksek çıkmıştır.

Tiwari ve ark. (2016) yaptıkları çalışmada dental unit ışığının bonding kuvvetine etkisini araştırmışlardır. Metal braketler 2 gruba ayrılmış ve kompozit rezin ile yapıştırılmıştır. Led ışıkla 1.grubun polimerizasyonu yapılırken dental unit ışığı kapalı 2.grubunkini yapılırken unit ışığı açık tutulmuştur. Sıyırma testleri sonucuna göre unit ışığı açık olarak polimerizasyonu yapılan braketlerin tutuculuk değerleri anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur.

5. Sonuç

Braketlerin mine yüzeyine tatmin edici bir şekilde bağlanması; tedavinin başarısını, süresini ve tedavinin maliyetini olumlu yönde etkilemektedir. Işıklı sertleşen rezinler çalışma süreleri sayesinde, braketin konumunun doğruluğunu kontrol etmek için ortodontiste zaman kazandırmıştır.

Braketlerin direk diş yüzeyine yapıştırılabilmesi, dişlerin mezo-distal yüzeylerinden mine kaldırılabilmesine (stripping) imkan tanımıştır. Tatminkar bir bağlantı için, kullanılan yapıştırıcının en az 6-8 mpa strese dayanması gerekmektedir. En fazla bağlanma kuvveti minenin kırılma gücünden 14 MPa daha az miktarda olması gerekmektedir. Florozisli dişlere standart asitleme tekniği uygulanırsa tutuculuğun düştüğü belirtilmiştir. Bu dişlere self-etch primer uygulanması önerilmiştir.

Fosforik asitin %30-%40 konsantrasyonlarının mine yüzeyinde oluşturduğu morfoloji nedeniyle kuvvetli bir

mine-rezin retansiyonu için en ideal konsantrasyon olduğu bildirilmiştir. Minenin asitlenme süresi için 15 saniyenin yeterli olduğu bildirilmiştir. Özellikle mine dekalsifikasyonları izlenen hastalarda seramik braketlerin yapıştırılmasında amorf kalsiyum fosfat içeren kompozitler önerilmiştir. Konvansiyonel asit etch primer yöntemleri, self etch primer yöntemlerine göre tutuculuk açısından genel olarak daha başarılıdır. Ancak self etch primer yöntemleri de klinik açıdan yeterli tutuculuğa sahiptir.

Seramik braketler için en ideal yapıştırıcının rezin modifiye cam iyonomer siman olduğu bildirilmiştir. Ulaşılması güç bölgelerde optimal verimlilik için plazma-ark ışık cihazı önerilmiştir. Işınlama cihazlarının, önerilen ışılama sürelerinde tutuculuk açısından bir fark yaratmadığı bildirilmiştir.

Kaynaklar

Adanir N, Turkkahraman H, Yalcin Gungor A. 2009. Effects of adhesion promoters on the shear bond strengths of orthodontic brackets to fluorosed enamel. *Eur J Orthod*, 31(3): 276-80.

Ansari MY, Agarwal DK, Gupta A, Bhattacharya P, Ansari J, Bhandari R. 2016. Shear Bond Strength of Ceramic Brackets with Different Base Designs: Comparative In-vitro Study. *J Clin Diagn Res*, 10(11): ZC64-ZC68.

Arash V, Naghipour F, Ravadgar M, Karkhah A, Barati MS. 2017. Shear bond strength of ceramic and metallic orthodontic brackets bonded with self-etching primer and conventional bonding adhesives. *Electron Physician*, 9(1): 3584-3591.

Arima VO, Vedovello M Filho, Valdrighi HC, Lucato AS, Santamaria M Jr, Vedovello SAS. 2017. Debonding forces of different pads in a lingual bracket system. *Dental Press J Orthod*, 22(4):34-40.

Arnold WR, Combe EC, Warford JH. 2002. Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self etching primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 122: 274-276.

Artun J, Bergland S. 1984. Clinical trials with cristal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod*, 85: 333-340.

Barkmeier WW, Erickson RL. 1994. Shear bond strength of the composite to enamel end dentin using Scotchbond multi-purpose. *Am J Dent*, 7: 175-179.

Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, Olson ME. 1998. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 114(3): 243-247.

Bowen RL, Rodriguez MS. 1962. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J Am Dent Assoc*, 64: 378-387.

Bowen RL. 1962. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of bisphenol and glycidyl acrylate. U.S. Patent Office, Pat. No 3:066,112.

Brantley WA. 2001. *Orthodontic Materials*. New York, USA: Thieme Stuttgart.

Buonocore M. 1955. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34(6):849-853.

Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Boehme A, Jost-Brinkmann PG. 2005. Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of composite resin. *Angel Orthod*, 75: 386-391.

Cacciafesta V, Sfondrini MF, Sfondrini G. 2000. A xenon arc light-curing unit for bonding and bleaching. *J Clin Orthod*, 34: 94-

96.

Canay Ş, Kocadereli İ, Akça E. 2000. The effect of enamel air abrasion on the retention of bonded metallic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 117 (1): 15-19.

Cantekin K, Buyuk SK. 2014. Shear bond strength of a new low-shrinkage flowable composite for orthodontic bracket bonding. *J Dent Child*, 81(2):63-66.

Carstensen W. 1995. Effect of reduction of phosphoric acid concentration on the shear bond strength of brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 108(3): 274-277.

Cehreli ZC, Kecik D, Kocadereli I. 2005. Effect of self-etching primer and adhesive formulations on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 127(5): 573-579.

Chalipa J, Jalali YF, Gorjizadeh F, Baghaeian P, Hoseini MH, Mortezaei O. 2016. Comparison of bond strength of metal and ceramic brackets bonded with conventional and High-Power LED light curing units. *J Dent*, 13(6):423-430.

Chitnis D, Dunn WJ, Gonzales DA. 2006. Comparison of in vitro bond strengths between resin modified glass ionomer, polyacid-modified composite resin and giomer adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129(3): 330.e11-16

Civelek A, Özel E. 2004. Işıklı polimerize olan kompozitlerin polimerizasyon derinliği. *Akademik Dental, AdDD*, 23: 34-38.

Çokakoğlu S, Nalçacı R, Üşümez S, Malkoç S. 2016. Effects of Different Combinations of Er: YAG Laser-Adhesives on Enamel Demineralization and Bracket Bond Strength. *Photomed Laser Surg*, 34(4): 164-1670.

Dunn WJ, Taloumis LJ. 2002. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 122(3): 234-241.

Dunn WJ. 2007. Shear bond strength of an amorphous calcium-phosphate-containing orthodontic resin cement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131: 243- 247.

Romano FL, Tavares SW, Nouer DF, Consani S, Borges de Araújo Magnani MB. 2005. Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with Self-Etching Primer. *Angle Orthod*, 75(5): 849-853.

Gilpatrick RO. 1991. Resin to enamel bond strengths with various etching times. *Quint Int*, 22: 47-49.

Gungor AY, Alkis H, Turkkahraman H. 2016. Can brackets be bonded with a composite resin after expiration date? *Int J Artif Organs*, 39(2): 84-86.

Gungor AY, Turkkahraman H, Adanir N, Alkis H. 2009. Effects of fluorosis and self etching primers on shear bond strengths of orthodontic brackets. *Eur J Dent*, 3(3): 173-177.

Haitz RH, Craford MG, Weissman RH. 2009. *Handbook of Optics, Third Edition Volume II: Design, Fabrication and Testing, Sources and Detectors, Radiometry and Photometry, Chapter 17; Light emitting diodes*. In: Bass M (ed.) *Handbook of optics*, 2nd edn. McGraw Hill, New York, Chapter 12, pp. 1-39.

Shaza M, Hammad, Noha El-Wassefy, Ahmed Maher, Shafik M. Fawakerji. 2017. Effect of nanotechnology in self-etch bonding systems on the shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets. *Dental Press J Orthod*, 22(1): 47-56.

Harari D, Aunni E, Gillis I, Redlich M. 2000. A new multipurpose dental adhesive for orthodontic use: in vitro bond-strength study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 118: 307-310.

Haydar B, Sarıkaya S, Çehreli ZC. 1999. Comparison of shear bond strength of three bonding agents with metal and ceramic brackets. *Angle Orthod*, 69(5):457- 464.

Hellak A, Rusdea P, Schauseil M, Stein S, Korbmacher-Steiner HM. 2016. Enamel shear bond strength of two orthodontic self-etching bonding systems compared to Transbond™ XT. J

- Orofac Orthop, 77(6):391-399.
- Hofmann E, Elsner L, Hirschfelder U, Ebert T, Hanke S. 2017. Effects of enamel sealing on shear bond strength and the adhesive remnant index. *J Orofac Orthop / Fortschritte der Kieferorthopädie*, 78(1): 1-10.
- Joseph VP, Rossouw E. 1990. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 97(2): 121-125.
- Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH. 2002. JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. 1 Results and trends. *J Clin Orthod*, 36: 553-568.
- Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG, Kahl-Nieke B. 2002. Plasma arc curing lights for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122: 643-648.
- Knox J, Hubsch P, Jones ML, Middleton J. 2000. The influence of bracket base design on the strength of the bracket-cementinterface. *Br J Orthod*, 27: 249-254.
- Lalani N, Foley TF, Voth R, Banting D, Mamandras A. 2000. Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. *Angle Orthod*, 70: 28-33.
- Larry J. 2001. Oesterle, Sheldon M, Newman, W. Craig Shellhart, Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119: 610-616.
- Manson-Rahemtulla B, Retief DH, Jamison HC. 1984. Effects of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution. *J Prosthet Dent*, 51: 495-498.
- Mardaga WJ, Shannon IL. 1982. Decreasing the depth of etch for direct bonding in orthodontics. *J Clin Orthod*, 16: 130-132.
- Maskeroni AJ, Meyers CE, Lorton L. 1990. Ceramic bracket bonding: A comparison of bond strength with polyacrylic acid and phosphoric acid enamel conditioning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 97(2): 168-175.
- Millett DT, McCabe JF. 1996. Orthodontic bonding with glass ionomer cement-A review. *Eur J Orthod*, 18: 385-399.
- Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. 1999. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J*, 186: 388-91.
- Mills RW. Blue light emitting diodes-another method of light curing? *Br Dent J*, 1995;178:169.
- Mizrahi E, Smith DC. Direct cementation of orthodontic brackets to dental enamel. *Br Dent J* 1969;127:371.
- Newman GV. 1965. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod*, 51: 901.
- Nordenvall KJ, Brännström M, Malmgren O. 1980. Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth: A comparison between 15 and 60 seconds of etching. *Am J Orthodont*, 78(1): 99-108.
- Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. 2002. Comparative bond strength of brackets cured using a pulsed xenon curing light with 2 different light - guide sizes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122(3): 242-250.
- Olsen ME, Bishara SE, Boyer DB, Jakobsen JR. 1996. Effect of varying etching times on the bond strength of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 109(4): 403-409.
- Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. 1997. Evaluation of Scotchbond multipurpose acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 111: 498-501.
- Owens SE, Miller BH. 2000. A Comparison of Shear Bond Strengths of Three Visible Light-Cured Orthodontic Adhesives. *Angle Orthod*, 70: 352-356.
- Pompeo DD, Rosário HD, Lopes BM, Cesar PF, Paranhos LR. 2016. Can 10% hydrofluoric acid be used for reconditioning of orthodontic brackets? *Indian J Dent Res*, 27: 383-387.
- Powers JM, Kim HB, Turner DS. 1997. Orthodontic adhesives and bond strength testing. *Semin Orthod*, 3(3): 147-156.
- Proffit WR. 1993. *Contemporary Orthodontics*. 2nd Ed., St. Louis: Mosby Year Book, 342-373.
- Rea MS. 1993. *Lighting handbook: reference and application*. 8th ed. New York: Illuminating Engineering Society of North America; p 237-40.
- Reicheneder CA, Gedrange T, Lange A, Baumert U, Proff P. 2009. Shear and tensile bond strength comparison of various contemporary orthodontic adhesive systems: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135: 422-422
- Retief DH. 1974. Failure at the dental adhesive-etched enamel interface. *J Oral Rehabil*, 1: 265-284.
- Reynolds I. 1975. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod*, 2: 171-178
- Rezk-Lega F, Øgaard B. 1991. Tensile bond force of glass ionomer cements in direct bonding of orthodontic brackets: An in-vitro comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 100: 357-361.
- Sagir S, Usumeze A, Ademci E, Usumeze S. 2013. Effect of enamel laser irradiation at different pulse settings on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod*, 83(6): 973-980.
- Schaneveldt S, Foley TF. 2002. Bond strength comparison of moisture-insensitive primers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122: 267-273.
- Scougall-Vilchis RJ, Ohashi S, Yamamoto K. 2009. Effects of 6 self-etching primers on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009 Apr; 135(4): 424 e1-7.
- Seema K, Sharma-Sayal, Rossouw PE, Gajanan V, Kulkarni, Keith C. 2003. Titley The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 124: 74-82.
- Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Boehme A, Jost-Brinkmann PG. 2006. Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of resin modified glass ionomer cured with high-intensity halogen, light-emitting diode, and plasma arc lights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129: 541-546.
- Shaffer SA, Barkmeier WW, Kelsey WP. 1987. Effects of reduced acid conditioning time on enamel microleakage. *Gen Dent*, 35: 278-280.
- Sharma-Sayal SK, Rossouw PE, Kulkarni GV, Titley KC. 2003. The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 124(1): 74-82.
- Silverstone LM. 1975. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res*, 9: 373-387.
- Singh G. 2004. *Textbook of Orthodontics*. New Delhi, USA.
- Smith DC, Maijer R. 1983. Improvement in the bracket base design. *Am J Orthod*, 83: 277-278.
- Sodagar A, Akhouni MSA, Bahador A, Jalali YF, Behzadi Z, Elhaminejad F, Mirhashemi AH. 2017. Effect of TiO2 nanoparticles incorporation on antibacterial properties and shear bond strength of dental composite used in Orthodontics. *Dental Press J Orthod*, 22(5): 67-74.
- Sondhi A. 1999. Efficient and effective indirect bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 115: 352-359.
- Sondhi A. 2005. Precise bracket placement: Effective and efficient indirect bonding. *Orthodontics. Current Principles and Techniques*, 4th edition, Graber, Vanarsdall, Vig. Chapter 15: 661- 673.
- Sorel O, El Alam R, Chagneau F, Cathelineau G. 2002.

- Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 122 (3): 260-266.
- Stahl F, Ashworth SH, Jant KD, Mills RW. 2000. Light emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. *Biomaterials*, 21: 1379-1385.
- Summers A, Kao E, Gilmore J, Gunel E, Ngan P. 2004. Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin modified glass ionomer adhesive: An in vitro and in vivo study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 126: 200-206.
- Theodorakopoulou LP, Sadowsky PL, Jacobson A, Lacefield W Jr. 2004. Evaluation of the debonding characteristics of 2 ceramic brackets: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 125 (3): 329-336.
- Thind BS, Stirrups DR, Lloyd CH. 2006. 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: 78-82.
- Tiwari A, Shyagali T, Kohli S, Joshi R, Gupta A, Tiwari R. 2016. Effect of Dental Chair Light on Enamel Bonding of Orthodontic Brackets Using Light Cure Based Adhesive System: An In-Vitro Study. *Acta Inform Med*, 24(5): 317-321.
- Toledano M, Osorio R, Osorio E, Romeo A, Higuera B, Garcia-Godoy F. 2003. Bond strength of orthodontic brackets using different light and self-curing cements. *Angle Orthod*, 73(1): 56-63.
- Tosun Y. 1999. Sabit ortodontik apareylerinin biomekanik prensipleri. İzmir, Ege Üniversitesi Basım Evi.
- Triolo PT Jr, Swift EJ Jr, Mudgil A, Levine A. 1993. Effects of etching time on enamel bond strengths. *Am J Dent*, 6: 302-304.
- Uysal T, Üstdal A, Nur M, Çatalbaş B. 2010. Bond strength of ceramic brackets bonded to enamel with amorphous calcium phosphate-containing orthodontic composite. *Eur J Orthod*, 32: 281-284.
- Üşümez S, Büyükyılmaz T, Karaman Aİ. 2004. Effect of light-emitting diode on bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod*, 74: 259-263.
- Wang WN, Lu TC. 1991. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 100(1): 72-79.
- Xie XJ, Xing D, Wang L, Zhou H, Weir MD, Bai YX, Hockin HK Xu. 2017. Novel rechargeable calcium phosphate nanoparticle-containing orthodontic cement. *Int J Oral Sci*, 9(1): 24-32.
- Zachrisson BU, Büyükyılmaz T. 2005. Bonding in orthodontics. *Orthodontics, Current Principles and Techniques*, 4th edition, Graber, Vanarsdall, Vig, Chapter, 14: 579-659.
- Zachrisson BU. 1994. Bonding in orthodontics. In Graber T.M. and Vanarsdall R. L *Current principles and techniques*. 2nd ed. St. Louis, Mosby, 542-626.
- Zope A, Zope-Khalekar Y, Chitko SS, Kerudi VV, Patil HA, Bonde PV, Jaltare P, Dolas SG. 2016. Comparison of Self-Etch Primers with Conventional Acid Etching System on Orthodontic Brackets. *J Clin Diagn Res*, 10(12): 19-22.