



T.C.

ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ŞEFFAF PLAK TEDAVİLERİNDE ATAŞMAN
UYGULAMASINDA KULLANILAN FARKLI ADEZİV
SİSTEMLERİN BAĞLANMA DAYANIMLARININ
İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Nimet Gizem ÖZMEN

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

Ankara, 2024

T.C.
ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ŞEFFAF PLAK TEDAVİLERİNDE ATAŞMAN
UYGULAMASINDA KULLANILAN FARKLI ADEZİV
SİSTEMLERİN BAĞLANMA DAYANIMLARININ
İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Nimet Gizem ÖZMEN

Doç. Dr. Özer Alkan

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

Ankara, 2024

T.C.
ANKARA YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Şeffaf Plak Tedavilerinde Ataşman Uygulamasında Kullanılan Farklı Adeziv Sistemlerin Bağlanma Dayanımlarının İn Vitro Olarak Karşılaştırılması.

Nimet Gizem ÖZMEN

Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Özer Alkan -

Jüri Üyeleri

Unvanı Adı Soyadı -

Unvanı Adı Soyadı -

Unvanı Adı Soyadı -

Okuduğumuz ve Savunmasını dinlediğimiz bu tezin bir Uzmanlık derecesi için gereken tüm kapsam ve kalite şartlarını sağladığını beyan ederiz.

Ünvanı Adı Soyadı

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

Bu tezin Uzmanlık derecesi için gereken tüm şartları sağladığını tasdik ederim.

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tezde kullanılmış olan tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

....../....../2024

Nimet Gizem ÖZMEN



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimde olduğu gibi yaşadığım bütün zorluklarda hep yanımda duran; desteğini her zaman hissettiğim; mesleki bilgilerin yanında bana hayatı da öğreten; yanında çok ağladığım, bolca güldüğüm; her şeyden önce abim sonra danışman hocam olan çok değerli Doç. Dr. Özer ALKAN'a,

Beni her zaman dinleyen, tüm kararlarımı destekleyen, başarılarımla gururlanan, daha fazlası için hep ateşleyen, hem sırdaşım hem arkadaşım hem hocam sevgili Doç. Dr. Yeşim KAYA'ya,

Uzmanlık eğitim sürecimde emeği geçen kıymetli hocalarım Doç. Dr. Özge USLU AKÇAM ve Doç. Dr. Ebru KÜÇÜKKARACA'ya,

Tez çalışmamda beni hiç yalnız bırakmayan, bütün taleplerimi eksiksiz bir şekilde karşılayan ORTHERO ailesine ve o ailenin benim için de çok değerli olan bir üyesi sevgili Nuri UZUN'a,

Hep yanımda olan, yalnızca uzmanlık eğitim sürecini değil tüm hayatı paylaştığım, beraber gülüp ağladığım, birçok kez aynı masayı paylaştığım canım arkadaşlarım Dt.Sümeyra SOLAK, Dt.Fırat VURAL, Dt.Metin KOCA, Fatma KOCA ve Dt.Tulca BÜYÜKPATIR'a,

Kısa süredir tanıdığım ama yıllardır tanıyormuş gibi hissettiğim, her başım sıkıştığında koşan, hem arkadaşlarım hem canım çömezlerim Dt.Serpil AYDIN, Dt.Ceyda TOSUN, Dt.Sedanur ÜNAL, Dt.Melis TOSUNÖZ ve Dt.Dilvin TİRYAKİ VURAL'a,

Tüm zorlukları beraber sırtlandığım, her anımda hep yanımda duran, bugün bu noktada olmamın yegane mimarı, hayat arkadaşım, yoldaşım, sırdaşım, canım eşim Selçuk ÖZMEN'e,

Beni yetiştiren, her işimde ve çabamda yüreklendiren, benim için birçok fedakarlık yapan ve beni her zaman koşulsuz seven canım annem Sülviye KÖSE ve canım babam Orhan KÖSE'ye, en büyük destekçilerim olan biricik kardeşlerim

Aleyna ve Kürşat KÖSE'ye ve hep sırtımı yasladığım, güvendiğim canım dayım
Ramazan KİZİR'e sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.



İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	vi
SUMMARY	vii
SİMGELER ve KISALTMALAR	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
TABLolar DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Şeffaf Plaklar	3
2.1.1. Tarihçe	3
2.1.2. Essix Plaklar	3
2.1.3. CAD-CAM Sistemleri	4
2.1.4. Şeffaf Plak Tedavisinin Avantaj, Dezavantaj ve Limitasyonları	5
2.2. Şeffaf Plak Tedavilerinde Kullanılan Ataşman Çeşitleri	6
2.2.1. Geleneksel Ataşmanlar	6
2.2.2. Optimize ataşmanlar	7
2.3. Ataşman Uygulaması	7
2.3.1. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi	7
2.3.2. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi.....	8
2.3.3. Mine Yüzeyinin Örtülmesi	9
2.3.4. Ataşman Uygulamasında Kullanılan Kompozit Rezinler	10
2.3.5. Işık kaynakları	11
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	15
3.1. Dişler	15
3.2. İstatistiksel Değerlendirme.....	15
3.3. Asit Jel.....	16
3.4. Ataşmanlar	16
3.5. Ataşman Şablonu Materyali	17
3.6. Işık Kaynağı	17
3.7. Dişlerin ve Çene Modellerinin Hazırlanması.....	17
3.8. Ataşman Uygulaması	18
3.9. Bağlanma Dayanımı (Shear Bond Strength) Testi	21
3.10. Yüzeylerin İncelenmesi.....	22
4. BULGULAR.....	23
5. TARTIŞMA	25
5.1. Amacın Tartışması	25
5.2. Gereç ve Yöntemin Tartışması.....	25
5.3. Bulguların Tartışması	31
5.3.1. Mpa Değerleri.....	31
5.3.2. ARI Skorları	38
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	41
7. KAYNAKLAR	42
8. EKLER.....	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
EK-1. Etik Kurul Onayı	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
EK-2. Özgeçmiş	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

ÖZET

Şeffaf Plak Tedavilerinde Ataşman Uygulamasında Kullanılan Farklı Adeziv Sistemlerin Bağlanma Dayanımlarının İn Vitro Olarak Karşılaştırılması

Bu araştırmanın amacı, ortodonti pratiğinde gün geçtikçe yaygınlaşan şeffaf plak tedavilerinde ataşman uygulamasında kullanılan dört farklı adeziv sistemin bağlanma dayanımlarını in-vitro olarak değerlendirmektir.

Araştırmada çekim endikasyonu konulmuş 128 adet molar diş kullanılmıştır. Çekimin ardından dişler, bakteriyel üremeyi engellemek için distile su ve timol kristalleri (%0.1 ağırlık/hacim) içeren numune kavanozlarında saklanmıştır. Numuneler karanlıkta ve oda sıcaklığında muhafaza edilmiştir.

Hazırlanan dişlere Scotchbond Universal Bond (3M Unitek, USA) ve ataşman şablonunda ilgili dişlere uygulanacak ataşman boşluklarına 3M Filtek Supreme Flowable adeziv, G-Premio Universal Bond (GC Corporation, Japan) ve ataşman şablonunda ilgili dişlere uygulanacak ataşman boşluklarına GC Ortho Connect Flow adeziv (GC Corporation, Japan), G-Premio Universal Bond (GC Corporation, Japan) ve ataşman şablonunda ilgili dişlere uygulanacak ataşman boşluklarına GC G-aenial AChord adeziv, G-aenial Bond (GC Corporation, Japan) ve ataşman şablonunda ilgili dişlere uygulanacak ataşman boşluklarına Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) adeziv yerleştirilerek 4 çalışma grubu oluşturulmuştur. Adezivlerin polimerizasyonu için yüksek yoğunluklu LED ışık kaynağı (Valo, Opal Orthodontics by Ultradent, USA) kullanılarak toplamda 6 saniye ışıklanmıştır. Ataşmanlar diş yüzeyinden ayrılana kadar 1 mm/dk hızla kuvvetin yüklendiği Universal test cihazında (LLOYD Instron, Foreham Hampshire, İngiltere) bağlanma dayanımı testleri yapılmıştır. Ortalama bağlanma dayanımı değerleri varyans analizi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Bağlanma dayanımı testi sonrasında mine yüzeyindeki artık adeziv miktarı çıplak gözle değerlendirilmiştir.

Değerlendirdiğimiz kompozitler arasında 3M Filtek Supreme (Grup 1) ve GC Ortho Connect Flow (Grup 2) nanohibrit akışkan kompozitlerdir. Grup 1 ve Grup 2 için sırasıyla 22,03 Mpa ve 21,38 Mpa değerleri bulunmuştur. Araştırma grubumuz akışkan kompozitlerin yanı sıra tepilebilir kompozitler olan GC G-aenial A'Chord (Grup 3) ve Tetric EvoCeram (Grup 4) 'ı da içermektedir. Grup 3 ve 4 için elde edilen değerler sırasıyla 27,41 Mpa ve 25,96 Mpa'dır. Araştırmanın tüm grupları karşılaştırıldığında tepilebilir kompozitlerden akışkan kompozitlere göre daha yüksek bağlanma dayanımı değeri elde edildiği açıkça görülmektedir. Ancak istatistiksel olarak gruplara göre maksimum bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. ARI skorlarının dağılımı ile gruplar arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır.

Araştırmada kullanılan adezivlerin şeffaf plak tedavilerinde kullanılmak üzere yeterli bağlanma dayanımına sahip olduğu açıkça görülmüştür. Tepilebilir kompozitlerden daha yüksek bağlanma dayanım değeri elde edilmiş ancak uygulama süreleri açısından akışkan kompozitler daha avantajlı bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Ataşman uygulamasında kullanılan adezivler, Bağlanma dayanımı, Şeffaf plak tedavileri

SUMMARY

In Vitro Comparison of Bond Strengths of Different Adhesive Systems Used in Attachment Application in Clear Aligner Treatments

The aim of this research is to evaluate in vitro the bond strengths of four different adhesive systems used in attachment application in clear aligner treatments, which are becoming increasingly common in orthodontic practice.

In the study, 128 molar teeth with extraction indication were used. Following extraction, teeth were stored in sample jars containing distilled water and thymol crystals (0.1% w/vol) to inhibit bacterial growth. Samples were stored in the dark and at room temperature.

Scotchbond Universal Bond (3M Unitek, USA) was applied to the prepared teeth, 3M Filtek Supreme Flowable adhesive, G-Premio Universal Bond (GC Corporation, Japan) was applied to the attachment spaces to be applied to the relevant teeth in the attachment template, and GC Ortho Connect Flow adhesive was applied to the attachment spaces to be applied to the relevant teeth in the attachment template. GC Corporation, Japan), G-Premio Universal Bond (GC Corporation, Japan) and the attachment spaces to be applied to the relevant teeth in the attachment template. Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) adhesive was placed and 4 working groups were formed. For the polymerization of adhesives, a high-intensity LED light source (Valo, Opal Orthodontics by Ultradent, USA) was used and illuminated for a total of 6 seconds. Bond strength tests were performed on a Universal testing device (LLOYD Instron, Foreham Hampshire, England) where the force was loaded at a speed of 1 mm/min until the attachments were separated from the tooth surface. Average bond strength values were evaluated statistically using analysis of variance. After the bond strength test, the amount of residual adhesive on the enamel surface was evaluated with the naked eye.

Among the composites we evaluated, 3M Filtek Supreme (Group 1) and GC Ortho Connect Flow (Group 2) are nanohybrid flowable composites. Values of 22.03 Mpa and 21.38 Mpa were found for Group 1 and Group 2. In addition to flowable composites, our research group also includes the packable composites GC G-aenial A'Chord (Group 3) and Tetric EvoCeram (Group 4). The values obtained for Groups 3 and 4 are 27.41 Mpa and 25.96 Mpa. When all groups of the research are compared, it is clearly seen that higher bond strength values are obtained from packable composites than flowable composites. However, no statistically significant difference was found between the maximum bond strength values according to the groups. No significant relationship was found between the distribution of ARI scores and the groups.

It was clearly seen that the adhesives used in the research had sufficient bond strength to be used in clear aligner treatments. Higher bond strength values were obtained from packable composites, but flowable composites were found to be more advantageous in terms of application times.

Key words: Adhesives used in attachment application, Bond strength, Transparent plate treatments

SİMGELER ve KISALTMALAR

%	: Yüzde
°	: Derece
ARI	: Adeziv artık indeksi
CAD- CAM	: Computer Aided Design - Computer Aided Manufacturing
CO ₂	: Karbondioksit
dk	: Dakika
Er YAG	: Erbium-Doped Yttrium Aluminyum Garnet
Er, Cr YSGG	: Erbium Krom Yttrium Selenyum Galyum Garnet
LED	: Light Emitted Diode
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
Nd YAG	: Neodyum Yttrium Aluminyum Oxide Garnet
nm	: Nanometre
PAC	: Plazma ark cihazı
sn	: Saniye
TPO	: Trimethylbenzoylphosphine oxide
µm	: Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1	<i>Araştırmada Kullanılan Asit Jel</i>	16
Şekil 3.2	<i>Araştırmada Kullanılan Ataşman Şablon Materyali</i>	17
Şekil 3.3	<i>Araştırmada Kullanılan Işık Cihazı</i>	17
Şekil 3.4	<i>Araştırmada Kullanılan Çene Modeli</i>	18
Şekil 3.5	<i>Grup 1 'de Kullanılan Adezivler</i>	19
Şekil 3.6	<i>Grup 2 'de Kullanılan Adezivler</i>	19
Şekil 3.7	<i>Grup 3 'te Kullanılan Adezivler</i>	20
Şekil 3.8	<i>Grup 4 'te Kullanılan Adezivler</i>	21
Şekil 3.9	<i>Dişlerin Test Cihazına Yerleştirilmesi ve Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması (A: Bağlanma Dayanımı Testinde Kullanılan Cihaz, B: Örneğin Cihaza Yerleştirilmesi)</i>	22



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 4.1	<i>Gruplar İçin Bağlanma Dayanım Testine Ait İstatistikler.....</i>	23
Tablo 4.2	<i>Gruplara Göre Bağlanma Dayanımına Ait İstatistikler</i>	23
Tablo 4.3	<i>Gruplara Göre ARI Skorlarının Dağılımları</i>	24
Tablo 4.4	<i>Gruplara Göre ARI Skoru Dağılımına Ait İstatistikler.....</i>	24



1. GİRİŞ

Modern ortodontik tedavilerin amacı bireylerin mevcut maloklüzyonlarının düzeltilmesi ile estetik ve fonksiyonel açıdan ideal bir oklüzal ilişki sağlamaktır. Son yıllarda ortodontik tedavi olmak için kliniklere başvuran bireylerin ana şikayetlerinin önemli miktarını estetik kaygıların oluşturduğu bilinmektedir. Özellikle erişkin hastaların bu estetik beklentilerinin artması ile birlikte birçok bireyin ortodontik tedavileri sırasında dişlerinin üzerinde daha az görünen apareylerin kullanılması yönündeki talepleri de artmaktadır. Bu noktada metal bant, braket gibi ataşmanlar ile ark tellerinin kullanıldığı sabit ortodontik tedavilere alternatif daha estetik tedavi seçenekleri gündeme gelmiştir. Günümüzde şeffaf plaklar ile uygulanan ortodontik tedavilerin toplumda oldukça popüler hale geldiği de bilinmektedir (Rosvall vd., 2009)

Şeffaf plaklar başlangıçta minimal düzensizliklere sahip maloklüzyonların tedavisinde kullanılırken, günümüzde gelişen teknolojiyle birlikte farklı tip ve şiddetteki maloklüzyonların tedavisinde de kullanılabilir hale gelmiştir (Joffe L., 2003).

Brezniak (2008) 'ın yaptığı çalışmada şeffaf plaklarla diş hareketinin biyomekaniği değerlendirilmiş ve elde edilebilen ve edilemeyen hareketler olduğu bildirilmiştir. Şeffaf plaklar uygulandığında elastik özellikleri nedeniyle harekete zorlanan diş tarafından yukarı itilmektedir. Bu hareket karpuz çekirdeğine baş parmak ve işaret parmağı ile bastırıldığında çekirdeğin fırlamasına benzetilmesinden dolayı watermelon seed effect (karpuz çekirdeği etkisi) olarak tanımlanmıştır. Bu etkiyle dişten uzaklaşan aparey çiğneme kuvvetleriyle dişe doğru ikincil bir intrüzyon hareketi uygulamaktadır (Postterapötik etki). İkincil hareketle yukarı doğru itilen aparey gingival bölgede diş yüzeyinden uzaklaşmakta ve gövdesel hareket meydana gelmesi de zorlaşmaktadır. Bundan dolayı şeffaf plaklarla tedavide bu olumsuz etkiyi önlemek için ataşmanlar önerilmektedir. Ataşmanlar yardımıyla temasta olan diş yüzeyi artırılıp, kron ve kök pozisyonunun kontrolüne yardımcı olmaktadır (Brezniak, 2008).

Takılıp çıkarılabilir bir aygıt olan şeffaf plaklar, translasyon hareketi, ekstrüzyon ve kök torku gibi hassas diş hareketleri üzerinde sınırlı kontrole sahiptir.

Diş hareketlerinin daha iyi 3 boyutlu kontrolünü ve aygıtların retansiyonunu sağlamak için dişlere yapıştırılan rezin ataşmanlar üretici firmalar tarafından tanıtılmıştır. Ravera ve ark. (2016), dikdörtgen ataşmanların kullanılmasının distalize edilen molarların kök kontrolünü iyileştirebileceğini göstermiştir. Boyd ve ark. (2007), ataşmanların vertikal diş hareketinin etkinliğini bir dereceye kadar artırabildiğini göstermiştir (Trakyalı vd., 2009). Yapılan sistematik bir derlemede bukkolingual tippingin elde edilmesi daha kolay bir hareket olduğu, anterior kök torkunun plaklarla yapılan tedaviler için zorluk oluşturduğu gösterilmiştir. Bu inceleme, daha iyi bir kök kontrolü elde etmek için yardımcı elemanların kullanımının önemini vurgulamaktadır. Derleme, hem intrüzyon hem de ekstrüzyonun ataşmanların kullanımıyla kolaylaştırılabileceğini göstermektedir. Durrett (2004) kesici, kanin ve premolar dişlerin intrüzyon miktarını analiz ederek bu bulguları doğrulamıştır. Çalışmasında ataşmanlı tüm gruplar, ataşmansız kontrol grubuna göre daha fazla intrüzyon hareketi göstermiştir (Nucera vd., 2022).

Dişleri istenilen şekilde hareket ettirebilmek için kullanılan en güçlü araçlarımızdan biri haline gelen bu ataşmanların tedavi boyunca belli mekanik ve estetik özelliklere sahip olması gerekmektedir. Tedavi sırasında kullanılan ataşmanlardan beklenen mekanik özellikleri şekil ve bütünlüklerini mümkün olduğunca koruyarak aşınmaya karşı dayanıklı olmaları iken, estetik özellikleri diş ile aynı tonda veya yarı saydam rezinler kullanıldığında diştan ayırt edilememesi ve renklenmeye karşı dayanıklı olmalarıdır (Barreda vd., 2017; Zaher vd., 2012).

Tüm bu bilgilere ek olarak hastaların estetik beklentisini karşılayabilmek için yöneldiğimiz şeffaf plaklarla ortodontik tedaviden elde edilen sonuçların ve memnuniyet düzeyinin iyileştirilebilmesi için; uygulanan tedavinin, kullanılan yöntem ve materyallerin tüm yönleriyle bilinmesi ve tedavi sonrasında oluşabilecek etkilerin öngörülebilmesi gerekmektedir. Şeffaf plaklarla tedavi gören hastalarda görülen kompozit ataşman kayıpları tedavi sürecini olumsuz yönde etkilemektedir. Literatürde şeffaf plak tedavilerinde ataşman uygulamasında kullanılan adeziv sistemlerin fiziksel özelliklerini değerlendiren bir araştırma bulunmamaktadır. Bu araştırmamızın amacı, ataşman uygulamasında kullanılan dört farklı adeziv sistemin bağlanma dayanımlarını in-vitro olarak değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Şeffaf Plaklar

2.1.1. Tarihçe

1945 yılında; bant, braket ve ark telleri olmadan ısıyla şekillendirilen (termoplastik) şeffaf apareylerle dişleri hareket ettirme fikri ilk olarak Kesling tarafından ortaya atılmıştır.

Kesling (1945), positioner apareyini bantların çıkarılmasından sonra kalan boşlukları kapatmak için kullanılabilecek bir aygıt olarak tanıtmıştır. Positioner apareyi, tedavisi tamamlanmış hastaların mevcut oklüzyonu üzerinden vulkanit kauçuk kullanılarak imal edilmiştir. Kesling (1945) positioner ile küçük diş hareketlerini gerçekleştirebilmiştir. Daha büyük hareketlerde set-up modeli üzerinde daha küçük sıralı diş hareketleri yapılarak büyük diş hareketlerini gerçekleştirmenin mümkün olacağını savunmuştur. Bu düşüncüyü oluşturduğu tarihte uygulamak zor da olsa, gelecekteki ilerlemeler için öngörü oluşturmıştır (Bollen vd., 2003).

1959 yılında Marshall & Horvay isimli araştırmacılar Basınçlı Kalıplama Cihazı (Vacuum Former) geliştirmişlerdir. Henry Nahoum (1964), bu cihazı kullanarak ilk şeffaf plağını üretmiş ve hasta üzerinde uygulamıştır. Nahoum (1964), bu apareyin ortodontide hem retansiyon apareyi olarak hem de basit ortodontik diş hareketlerini gerçekleştirmek için kullanılabileceğini öne sürmüştür. Günümüzde uygulanan şeffaf plak tedavisinde kullanılan yardımcı elemanların kökeni de Nahoum'un metodolojisine dayanmaktadır (Nahoum, 1964).

2.1.2. Essix Plaklar

1993 yılında ilk olarak Sheridan tarafından ucuz, konforlu, üretimi kolay ve hasta tarafından kabulü kolay bir aparey olarak kullanıma sunulmuştur. Essix plaklar geçici köprü ya da tek bir eksik diş için pontik tutucu, alışkanlık kırıcı, molar uprighing aygıtı, yer tutucu, oklüzyon yükseltici olarak çeşitli alanlarda kullanılmıştır. İlk tanıtıldığı yıllarda ortodontik uygulamalarda genelde pekiştirme aygıtı olarak kullanılsa da günümüzde hem pekiştirme apareyi hem de diş hareketi oluşturan aktif

apareyler olarak da kullanılmaktadır. Aktif apareyler olarak modifiye essix plaklar; mandibular çapraşıklık, anterior crossbite, posterior crossbite, ektopik kaninler ve Sınıf II maloklüzyonun düzeltilmesinde ankraj takviyesi için ve elastik traksiyonun eklenebilmesi için kullanılabilmektedir (Giancotti vd., 2004).

2.1.3. CAD-CAM Sistemleri

Invisalign Sistemi

Invisalign sistemi 1997 yılında Zia Chishti ve Kelsey Wirth tarafından oluşturulmuştur. Zia Chishti (1997) ortodontik tedavi sonrası retansiyon amaçlı verilen şeffaf plağını düzenli olarak kullanmamıştır. Bunun sonucu olarak dişlerinin tekrar tedavi öncesi haline döndüğünü, şeffaf plağını tekrar düzenli olarak kullandığında ise bozulan dişlerinin tekrar tedavi sonrası haline döndüğünü gözlemlemiştir. Bu durum diş hareketi sağlamak amacıyla üretilcek olan şeffaf plak sistemleri için CAD-CAM teknolojisinin kullanılmasına ilham olmuştur. Chishti (1997) ve Kelsey (1997) bu doğrultuda Align Technology, Inc (Santa Clara, California) firmasını kurarak invisalign sistemini geliştirmişlerdir (Vlaskalic ve Boyd, 2002).

Bu sistemde kullanılan plaklar 0,8 mm kalınlığa sahiptir ve her plak dişlere 0,25-0,33 mm hareket yaptıracak şekilde üretilir. Plakların her biri ortalama 14 gün ve gün içerisinde 20-22 saat kullanılır (Joffe L., 2003).

Bu sistemin tedavide yetersiz kaldığı bazı durumlar da vardır. 5 mm'nin üzerinde yer darlığı, tek diş ekstrüzyonu, 20 dereceden fazla rotasyon, 45 dereceden fazla tipping hareketi, kısa klinik kronlu dişler ve/veya çok sayıda diş eksikliği bulunan vakalarda yetersiz kaldığı gözlemlenmiştir (Joffe L., 2003).

Clear Correct Aligner Sistemi

ClearCorrect 2006 yılında bir diş hekimi olan Dr. Willis Pumphrey tarafından kurulmuştur.

ClearCorrect plakları dişeti marjini aşan, girintisiz bir kesim hattına sahiptir. Üretici firma bu kesim hattının dişeti formunu takip eden girintili kesim hattına göre daha tutucu olduğunu ve bunun da ataşman ihtiyacını azalttığını söylemektedir. Daha

az ataşman kullanımının daha iyi bir estetik sağladığını ve bunun da hastalar tarafından daha olumlu karşılandığını belirtmektedirler.

Plakların kullanım süresi firma tarafından günde 22 saat, değişim günü 7 gün olarak önerilmektedir.

Orthero Aligner Sistemi

Orthero Aligner Sistem (OAS) 2012 yılında İstanbul Teknik Üniversitesi Arı Teknokent bünyesinde kurulmuştur.

Orthero classic plakları 0.625 mm., Orthero plus plakları 0.75 mm. dir. Retansiyon için 0.75 mm Herotain plakları kullanılmaktadır. Plakların kullanım saati yeme-içme harici 24 saat olarak bildirilmiştir.

2.1.4. Şeffaf Plak Tedavisinin Avantaj, Dezavantaj ve Limitasyonları

Şeffaf Plak Tedavisinin Avantajları

- İdeal bir estetik görünüm sağlamaktadır (Joffe L., 2003).
- Kullanımı kolaydır (Joffe L., 2003).
- Ağız hijyenini sağlamak kolaydır, böylece demineralizasyon ve periodontal hastalık insidansını azaltır (Saah ve Miethke, 2012).
- Tedavi esnasında ve sonrasında dekalsifikasyon ve çürük oluşma riski sabit mekaniklere göre daha azdır (Saah ve Miethke, 2002).
- Konuşmaya minimum düzeyde engeller (Saah ve Miethke, 2002).
- Tedavi sonunda elde edilecek sonuç tedavi başında öngörülebilmektedir.

Şeffaf Plak Tedavisinin Dezavantajları

- Tedavi sonucu hasta kooperasyonuna bağlıdır.
- Şeffaf plak tedavilerinde diş hareketi sıklıkla tipping hareketidir (Phan ve Ling, 2007).
- Tek diş ekstrüzyon, paralel kök hareketi, rotasyon düzeltimi, uprighing hareketlerinin kontrolü sınırlıdır (Phan ve Ling, 2007).

- Tedavi süresince kullanılacak tüm plaklar başlangıç tedavi planı üzerinden yapılır. Ara aşamalarda eklenecek veya değiştirilecek durumlar için tekrar ölçü alınıp gönderilmesi gerekmektedir. Bu durum hasta ve hekim için zaman kaybı oluşturur ve tekrar ücretlendirme gerekebilir (Phan ve Ling, 2007).

Şeffaf Plak Tedavisinin Limitasyonları

- 5 mm'den fazla çapraşıklık ve/veya diastema görülen vakalar,
- Sagittal yönde 2 mm'den fazla iskeletsel uyumsuzluk,
- Sentrik ilişki ve sentrik oklüzyon uyumsuzlukları,
- Şiddetli rotasyon ($> 20^\circ$),
- Open bite vakaları,
- Şiddetli hipodonti/oligodonti görülen vakalar,
- 45° 'den fazla devrilmiş dişlerin düzeltilmesi (Saah ve Miethke, 2012).
- Küçük azı çekiminden sonra boşluğun kapatılması,
- Kısa klinik kron,
- Şiddetli deep bite (Doomen vd., 2018).

2.2. Şeffaf Plak Tedavilerinde Kullanılan Ataşman Çeşitleri

2.2.1. Geleneksel Ataşmanlar

Geleneksel ataşmanlar plağın dişe tutunmasını arttıran pasif ataşmanlardır. Plakların dişleri hareket ettirmesi için kullanılırlar.

Üç tür geleneksel ataşman vardır:

- Elipsoid ataşmanlar: Diş yüzey alanı sınırlı olduğunda ankraj için kullanılır. Örneğin kama şeklindeki lateral dişler veya linguale eğimli mandibular ikinci molarların lingual yüzeyi için.
- Dikdörtgen ataşmanlar: Dikey veya yatay olabilen pasif ataşmanlardır. Aksi istenmediği takdirde diş kronunun ortasına yerleştirilirler. Ancak vaka planlanırken uygulanacak mekaniği kolaylaştırmak için istenen herhangi bir konuma hareket ettirilebilirler.

- Yatay dikdörtgen ataşmanlar özellikle molar dişlerde labial kök torku olmak üzere, kök kontrolü için kullanılabilir. Tek taraflı çapraz kapanışlarda, çapraz kapanışı düzeltmek amacıyla çapraz kapanış olmayan tarafta kullanılabilirler.
- Dikey dikdörtgen ataşmanlar ise alt kesici diş çekimi yapılan durumlarda kök kontrolü için kullanılabilir.
- Eğimli ataşmanlar: Hem yatay hem de dikdörtgen dikey ataşmanlara eğim verilebilir (Moya ve Zafra, 2021).

2.2.2. Optimize ataşmanlar

Geleneksel ataşmanlardan farklı özelliklere sahip ataşmanlardır. Bu özellikler:

- Daha öngörülebilir bir hareket elde etmek için optimal gücü sağlamak üzere tasarlanmıştır.
- Her dişin genişliği, uzun eksen ve konturu için özel olarak üretilmiştir.
- Etkileşimleri eş zamanlı ortadan kaldırırken kuvvetleri iletmek için konumlandırılırlar.

Optimize edilmiş rotasyon ataşmanı, optimize edilmiş ekstrüzyon ataşmanı, optimize edilmiş kök kontrol ataşmanı, üst lateral dişler için optimize edilmiş ataşmanlar, molar dişler için optimize edilmiş ataşmanlar ve optimize edilmiş destek ataşmanları olmak üzere altı çeşit optimize ataşman mevcuttur (Moya ve Zafra, 2021).

2.3. Ataşman Uygulaması

Ataşman uygulamasından önce sırasıyla mine yüzeyi temizlenir, pürüzlendirilir, mine yüzeyine sealent uygulanır. Ardından ataşmanlar dişlere uygulanır.

2.3.1. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi

Asitle pürüzlendirme işlemi öncesinde mine yüzeyinin organik ve inorganik maddelerden temizlenmesi gerekmektedir. Mine yüzeyine uygulanan asit, ince bir

organik tabaka üzerinden etki gösterebilse de yoğun eklentiler, uygulanan asidin etkinliğini azaltabilir (Çağlaroğlu vd., 2012).

Geleneksel olarak %35’lik ortofosforik asit ile pürüzlendirme işlemi öncesinde özellikle dış etkenler ile renklenmiş, yüzeylerinde debris bulunan dişlerde pomza ile diş yüzeyi temizliği önerilmektedir. Bu sayede asit ile diş yüzeyi teması arttırılacak ve daha fazla pürüzlendirme alanı ortaya çıkacaktır (Atik ve Ciğer, 2014).

2.3.2. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi

Mineye bağlanmanın keşfi, son 50 yılda diş hekimliğindeki en anlamlı gelişmelerden biri olarak kabul edilmektedir. Geleneksel olarak çeşitli konsantrasyonlardaki fosforik asit ile mineye ön uygulama yapılması, restoratif materyallerin bağlanmasını sağlayan mikro-pörözitelerin oluşturulması için kullanılan bir yöntemdir. Ayrıca fosforik asit ön uygulaması minenin ıslanabilirliğini arttırmakta ve antibakteriyel etki sağlamaktadır.

Asitle pürüzlendirme işlemi beraberinde getirdiği teknik hassasiyet ve izolasyon problemleri nedeniyle son yıllarda diş sert dokularının pürüzlendirilmesinde air-abrazyon ve lazer uygulamaları gibi alternatif metodlar üzerinde çalışılmaktadır (Sungurtekin vd., 2009).

Asitle Pürüzlendirme Tekniği

Doldurucusuz metakrilat rezinin mine yüzeylerine bağlanma dayanıklılığını arttırmak için Buonocore (1951), fosforik asit kullanarak diş hekimliğinde “asitle pürüzlendirme tekniği”nin ortaya çıkmasını sağlamıştır. Bu çalışmadan itibaren sitrik, fosforik, hidroklorik ve pirüvik asit gibi çeşitli asitler laboratuvar şartlarında denenmiştir. Bu çalışmaların sonucunda farklı konsantrasyonlardaki fosforik asit tercih edilen ajan olmuştur (McCabe ve Walls, 1998).

Fosforik asidin mine prizmaları üzerine uygulanması çok sayıda etkiye yol açmaktadır. İlk olarak dış mine tabakasını uzaklaştırmakta ve rezin ile daha fazla ıslanabilen, daha reaktif bir yüzey açığa çıkarmaktadır. Aynı zamanda organik debrisini uzaklaştırmakta ve yüzeyi temizlemekte, mine yüzeyinde mikro-porlar oluşturarak yüzey alanını belirgin şekilde arttırmaktadır (Hada vd., 2006).

Asitle pürüzlendirme işleminin başarısı dişlerin izolasyonu ve pürüzlendirilmiş mine yüzeyinin tükürük ya da su ile kontaminasyonunun engellenmesine bağlıdır (Eidelman E., 1998). Asitle pürüzlendirme sırasında ve sonrasında tükürük ya da su ile kontaminasyon mine yüzeyine glikoproteinlerin çökmesine neden olarak restoratif materyallerin bağlanma kuvvetini büyük ölçüde azaltmaktadır. Böyle bir durum oluştuğunda asitlemenin yeniden yapılması önerilir (Moshonov vd., 2005).

Lazerle Pürüzlendirme Yöntemi

Lazer uygulaması mine yüzeyi üzerinde temel olarak termal kökenli etkilere yol açmaktadır. Lazer uygulanan yüzeydeki hidroksiapatit matrisi içinde sıkışmış bulunan su sürekli buharlaşmakta ve bu esnada mikro patlamalar meydana gelmektedir. Kullanılan lazerin tipine ve yüzeye uygulanan enerji miktarına bağlı olarak mine yüzeyinde 10-20 µm derinliğinde, asit uygulamasına benzer pürüzlendirme ve düzensizlik meydana gelmektedir. Bu enerji seviyesi temelde lazerin dalga boyuna bağlıdır (Sungurtekin vd., 2009). CO₂ lazer, Nd:YAG lazer, Er:YAG lazer, Er,Cr:YSGG lazer pürüzlendirme amaçlı kullanılabilecek lazer çeşitleridir.

Air Abrasyon Yöntemi

İlk olarak Black (1945) tarafından ortaya çıkarılan air abrazyonun temel prensibi yüksek ivmeli hava basıncı tarafından fırlatılan keskin odağa sahip çok küçük alüminyum oksit partiküllerinin kinetik enerjisinden yararlanmaktır. İvme kazanan partiküllerin diş yüzeyine çarpması diş dokusunun hızla uzaklaşmasına yol açmaktadır. Air abrazyon yönteminin daha az mine dokusu kaybı ile daha iyi bağlanma sağlayabileceği düşünülmüştür. Bu yöntem ile uygun bir bağlanma sağlanabilmesi için partikül boyutu, hava basıncı, çalışma süresi ve uygulanacak yüzeyin mikro yapısı gibi pek çok faktör göz önünde bulundurulmalıdır (Ellis vd., 1999).

2.3.3. Mine Yüzeyinin Örtülmesi

Primerler rutin olarak mineyi korumak, marjinal sızıntıyı azaltmak, bağlanma mukavemetini artırmak, pürüzlendirilmiş mine ve kompozit rezin arasındaki bütünlüğü sağlamak gibi sebeplerle kullanılmaktadır (Wang ve Tarng, 1991). Primer, önce mineye, sonra da kompozit rezine bağlanır. Minedeki bağlanma daha çok mikromekanik yolla olurken, kompozit rezin ile olan bağ oksijen inhibisyon

tabakasındaki rezidüel çift bağların kopolimerizasyonu sonucu oluşmaktadır. Minede oluşan mikromekanik kilitlenme, asit ile oluşturulan mikroporozitelere primer ajanının difüzyon ile girmesi sonucu meydana gelmektedir (Meerbeek vd., 2001).

2.3.4. Ataşman Uygulamasında Kullanılan Kompozit Reziner

Şeffaf plaklar için ataşmanların gerekli olduğu açık olmasına rağmen, klinik uygulama için hangi kompozit rezinin en uygun olduğunu araştıran sadece birkaç çalışma vardır. Mantovani ve arkadaşları, Tetric EvoCeram Bulk Fill ve Tetric EvoFlow ile uygulanan ataşmanların aligner uyumu üzerindeki etkisini analiz etmek için taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanmıştır. Çalışma, konvansiyonel tepilebilir rezin kompozit kullanımının ataşmanlar için daha yüksek bir hassasiyete sahip olduğunu göstermiştir ve aşınmanın ataşmanların ankraj kontrolünü etkileyebileceği sonucuna varmıştır. Barreda ve diğerleri, 6 aylık bir süre boyunca Filtek Z350XT ve Amelogen Plus TW ile uygulanan ataşmanların yüzey aşınmasını değerlendirmiştir. Çalışma, Filtek Z350XT'nin Amelogen Plus TW'den daha az aşınma gösterdiğini göstermiştir. Son yıllarda, SonicFill adlı yeni geliştirilmiş bir kompozit rezin türü tanıtılmıştır. SonicFill sistemi, kompoziti yerleştiren özel bir sonik el aletinden oluşur. SonicFill'in başlıca avantajları; düşük büzülme miktarı, yüksek doldurucu içeriği (yaklaşık %83,5) ve uygulama süresinin kısa olmasıdır. Kompozitin viskozitesini azaltmak için el aleti aracılığıyla sonik enerjinin verildiği ve malzemenin kavite duvarlarına daha iyi uyum sağlamasına izin verildiği düşünülmektedir. SonicFill'in bahsedilen özellikleri, ataşman yapımında avantajları olabileceğini göstermektedir (Chen vd., 2021).

Chen ve ark. üç farklı kompozit rezinin (Filtek Z350XT, Filtek Z350XT Flowable, SonicFill) çalışma süresi, yerleştirme doğruluğu ve aşınma direncini karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonuçları Z350XT'nin ataşman yapımında Z350XT Flowable ve SonicFill'den daha uzun bir çalışma süresi sunduğunu göstermektedir. Ayrıca SonicFill'in sonik dalga durdurduktan sonra plastisitesini geri kazanmasının daha iyi yerleştirmeyi ve ataşman şablonuna uyum sağlamayı mümkün kıldığını belirtmişlerdir. Öte yandan, düşük viskoziteye sahip olan Z350XT Flowable kompozit rezinin, düşük yerleştirme doğruluğu ve aşınma direncine sahip olması nedeniyle ataşman yapmaya uygun olmadığını tespit etmişlerdir (Chen vd., 2021).

Restoratif diş hekimliğinde sıkça tercih edilen Omnicroma'nın (Tokuyama Dental America), renk seçimi ihtiyacını neredeyse ortadan kaldırarak klinikte zaman kazandırdığı bilinmektedir. İçerisindeki akıllı kromatik teknoloji ile kırmızıdan sarıya renk spektrumu boyunca iletilen ışığı değiştirerek hastanın diş rengi ile eşleşmesini sağlamaktadır (Compend Contin Educ Dent, 2019). Sahip olduğu bu özellikten dolayı ataşman uygulamasında kullanımı düşünülebilir.

Feinberg (2015) ve ark. Yaptıkları çalışmada iki adet restoratif kompozit (3M Filtek Supreme Ultra, Tetric EvoCream) ve üç adet ortodontik adezivi (Transbond XT, L.C.R., Phase II DC) translüsensi, renklenme ve sertlik açısından karşılaştırmıştır. Translüsensi parametresi ile ilgili olarak en çok saydamdan en az saydama doğru şu şekilde sıralanmıştır: 3M Filtek Supreme Ultra > L.C.R. > Tetric EvoCeram > Transbond XT > Phase II DC. Translüsensi değeri düşük olması nedeniyle Phase II DC ataşman uygulaması için estetik bir seçim olmayabileceği belirtilmiştir. Renklenme parametresine bakıldığında en çok renklenmeyi Transbond XT göstermiştir. Sertlik parametresi ile ilgili olarak en sertten en az serte doğru şu şekilde sıralanmıştır: 3M Filtek Supreme Ultra > Phase II DC > Transbond XT > L.C.R. > Tetric EvoCeram. (Katelyn vd., 2015).

Ataşman uygulamasında kullanılabilecek çok çeşitli kompozit rezin materyali bulunmaktadır ancak ne yazık ki kullanılan tüm kompozit rezinler yeterli bağlanma dayanımı gösterememektedir. Bu nedenle ataşman uygulaması için kompozit rezin seçimi yaparken yeterli fiziksel özelliklere sahip olması önemli seçim kriterlerinden bir tanesidir.

2.3.5. Işık kaynakları

Rezin materyallerin polimerizasyonunu sağlayabilmek için halojen ışık kaynakları, argon lazer, plazma ark ışık kaynakları ve light emitting diode (LED) ışık kaynakları kullanılmaktadır.

Halojen Işık Kaynakları

Halojen ışık kaynakları, yakın zamana kadar dental işlemlerde yaygın olarak kullanılan ışık kaynaklarıdır. Bu kaynaklar, 380 nm-520 nm dalga boyları arasında mavi ışık üretirler. Halojen ışık kaynakları elektrotların birleştiği tungsten bir bobin

içerir. Bobin, havayla temasın engellenmesi amacı ile çok yüksek sıcaklıklara dayanabilen aynı zamanda filamentlerden yayılan ışığa şeffaf bir geçiş sağlayan kuartz bir yapı ile sarılmıştır. Kuartz yapı içerisinde inert, halojen bazlı bir bileşik bulunmaktadır. Farklı lambalar farklı inert gazlar içerirler. Bu gazlar değişik ısılarda yanarlar böylece çeşitli seviyelerde enerji çıkışı elde edilmiş olur.

Halojen ışık kaynakları uzun yıllardır diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmasına rağmen ömürlerinin kısa olması, halojen lambaların, reflektörün, filtrenin kullanıma bağlı olarak zamanla etkinliğini kaybetmesi, yüksek ısı oluşturmaları gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu yüzden son yıllarda farklı ışık kaynakları arayışına gidilmiştir (Bektaş vd., 2006).

Argon Lazer

Argon lazer 1980'lerin başlarında kompozit rezin materyallerin polimerizasyonu amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde polimerizasyonun sağlanması amacıyla 400- 500 μm dalga boyunda ışık spektrumuna sahip argon lazer (457-502 μm) kullanılmaktadır. Pulpa ve oral dokularda ısı artışı en aza indirilmiştir. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için ısı enerjisini ışık enerjisine dönüştüren argon lazer, yüksek voltajlı akımın aktive ettiği inert gaz serisidir. Lazer ışığında oluşan dalga boyu genişliği halojen kaynaklardakinden daha dardır ve 470 μm ye yakındır ve kısa uygulama süresine sahiptir.

Argon lazer ile polimerize olmuş rezinlerde konvensiyonel ışık kaynaklarına göre daha derin polimerizasyon sağlanmaktadır ve daha az artık monomer bulunmaktadır. Basma dayanımı ve çekme dayanımı gibi fiziksel özellikleri artmıştır. Aşınma direnci ise hemen hemen aynıdır.

Lazer kaynaklar kullanımdan bağımsız sınırlı bir ömre sahiptir. Kaynağın değişimi teknik bilgi gerektirir ve maliyetlidir. Enerji dönüşümü sırasında enerji kaybı çoktur. Bu nedenle yaygın kullanımı yoktur (Türkoğlu ve Bulut, 2019).

Plazma Ark

Plazma ark ışık kaynaklarında xenon plazma kısa ark lambası kullanılır. Birbirinden ayrı iki tungstren elektrotun bulunduğu inert gaz dolu basınçlı bir hazneden oluşmaktadır. Bu elektrotlar arasından yüksek voltajlı elektrik akımı

geçirilerek bir kıvılcım oluşturulur ve xenon gazı (inert gaz) iyonize edilir ve elektronlarla, pozitif iyonların bir karışımı oluşur. Bu oluşan yapı maddenin katı sıvı ve gaz fazına ek olan, dördüncü fazı yani plazma halidir. Böylece çok yüksek seviyelerde enerji oluşturulur. PAC üniteleri 1000 mw/cm² den daha yüksek ışık üretilmektedir. 470 µm dalga boyunun yakınında dar bir dalga boyu aralığında görünür ışık kısa bir süre için oluşur ve dar dalga boyu bandı CQ dışındaki diğer başlatıcıları aktive edemeyebilir. Plazma Ark lambaların kullanım ömrü 500-5000 saat ile sınırlıdır.

Bunun yanı sıra PAC ışık cihazları; işlevsel olarak halojen ışıklarla hemen hemen aynı özelliklere sahip olmaları, portatif olmamaları, yapılarının karmaşık olması, lambaların kullanım ömrünün sınırlı olması ve buna bağlı olarak zamanla ışık gücünde azalma meydana gelmesi, ışığı daha kompleks ve pahalı bir metotla üretmeleri sebebiyle günümüzde rutin olarak kullanılmamaktadırlar (Türkoğlu ve Bulut, 2019).

Light Emmiting Diode (LED) Işık Kaynakları

Son yıllarda, görünür mavi ışık cihazlarının modifiye tipleri olarak geliştirilen “ışık salan diod sistemleri” (LED) kullanılmaya başlanmıştır. LED doğru yönde gerilim uygulandığı zaman ışıyan, diğer bir deyimle elektriksel enerjiyi ışık enerjisi haline dönüştüren özel katkı maddeli proton nötron diodlardır.

LED ışık kaynaklarının avantajları:

1. LED ışık kaynaklarının klinik ömürleri uzundur ve filtre gereksinimi duymamaktadırlar (10.000 saat).
2. Zaman içinde ışık güçlerinde azalma görülmemektedir.
3. Polimerizasyon sırasında dişte ısı oluşturmazlar.
4. Polimerizasyon süreleri kısadır.
5. Hafif, kablosuz ve ergonomik olmaları klinik kullanım açısından kolaylık sağlamaktadır. Enerji tüketimleri azdır.

LED ışık kaynaklarının dezavantajı:

Dar ışık spektrumuna sahip olmaları nedeni (470 nm) ile rezin materyaldeki polimerizasyon başlatıcılarının (fotoinitiatör) tiplerinin bilinmesi önemlidir.

Champhorquinon LED ışık kaynağı ile polimerize edilebilirken, TPO (trimethylbenzoylphosphine oxide) LED ile polimerize olmaz (Çelik ve Özel, 2008).



3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Dişler

Araştırmada çekim endikasyonu konulmuş 128 adet molar diş kullanılmıştır. Çekimin ardından dişler, bakteriyel üremeyi engellemek için distile su ve timol kristalleri (%0.1 ağırlık/hacim) içeren numune kavanozlarında saklandı. Numuneler daha sonra karanlıkta, oda sıcaklığında saklandı.

Numuneler için dahil edilme kriterleri;

- Bozulmamış labial mine yüzeyi,
- Numunenin ekstraksiyonun ardından doğru koşullarda saklanmasıdır.

Dahil edilmeme kriterleri;

- Çürük,
- Dişteki restorasyonlar,
- Mine hipoplazisi,
- Amelogenesis Imperfecta gibi mine kusurları
- Labial mine yüzeyinde çatlak,
- Numunenin ekstraksiyonun ardından doğru koşullarda saklanmaması.

3.2. İstatistiksel Değerlendirme

Örnek hacmi hesaplanırken izlenen adımlar;

- > 1.tip hata payı (α) = 0.05,
- > Etki büyüklüğü (effect size f) = 0.30
- > Testin gücü ($1-\beta$) = 0.80 alınmıştır.

Her grupta 32 olmak üzere 4 grupta toplam 128 örnekleme ulaşılmaması planlanmıştır.

Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS 21 paket programı aracılığıyla analiz edilmiştir. Elde edilen verilerin normallik analizleri sonucunda normal dağılım gösteren değişkenler için gruplar arası karşılaştırmalarda Anova ve/veya testi, normal

dağılım göstermeyen değişkenler için ise parametrik olmayan yöntemlerden Kruskal-Wallis H testi ve/veya Mann-Whitney U testi tercih edilmiştir. Öncesi ve sonrası karşılaştırmalarda ise bağımlı gruplarda t testi ve/veya wilcoxon işaret testi kullanılacaktır.

Anlamlılık seviyesi olarak 0,05 kullanılmış olup $p < 0,05$ olması durumunda anlamlı fark olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı fark olmadığı belirtilmiştir.

3.3. Asit Jel

Dişleri bonding işlemine hazırlamak için %35 fosforik asit içeren jel formundaki şırıngalar (Reliance Orthodontic Products, USA) kullanılmıştır.



Şekil 3.1 *Araştırmada Kullanılan Asit Jel*

3.4. Ataşmanlar

Geleneksel dikdörtgen vertikal ataşmanlar kullanılmıştır. Ataşman uygulamasında 3M Filtek Supreme Flowable adeziv (3M ESPE, USA), GC Aligner Connect Light Cure adeziv (GC Corporation, Japan), Tetric EvoCeram adeziv (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), GC A'Chord (GC Corporation, Japan) adeziv kullanılmıştır.

Üretici firma tarafından birlikte kullanılmaları tavsiye edilen 3M Filtek Supreme Flowable adeziv ile Scotchbond Universal Bond (3M ESPE, USA), GC Aligner Connect ve GC A'Chord adeziv ile G-Premio Universal Bond (GC Corporation, Japan), Tetric EvoCeram adeziv ile Tetric N-Bond Universal Bond (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) kullanılmıştır.

3.5. Ataşman Şablonu Materyali

Ataşman şablonları EX15 materyalinden yapılır.



Şekil 3.2 Araştırmada Kullanılan Ataşman Şablon Materyali

3.6. Işık Kaynağı

Bonding işlemlerinde yüksek yoğunluklu LED ışık kaynağı (Valo, Opal Orthodontics by Ultradent, USA) kullanılmıştır.



Şekil 3.3 Araştırmada Kullanılan Işık Cihazı

3.7. Dişlerin ve Çene Modellerinin Hazırlanması

Deney aşamasına kadar distile su ve timol kristalleri içerisinde saklanan 128 adet molar diş çalışma başında florürsüz pomza ve lastik frez ile 10 saniye boyunca temizlenmiş ve distile su ile yıkanmıştır. Çalışma için farklı adezivlerin kullanıldığı 4 grup oluşturulmuştur. Her grupta 32 adet molar diş incelenmiştir. Dişler hasta başında geçen uygulamayı simüle edebilmek için fantom çenelere (Prodent Basic Study

Model, Sistem Dental, Türkiye) yerleştirilmiştir. Her defasında dişlerin aynı şekilde konumlandırılabilmesi için model duplike edilerek elde edilen alçı modele bioplast materyali uyumlandırılmıştır. Bu bioplast materyali bir sonraki modele çekilmiş dişlerin yerleştirilmesine rehberlik oluşturması için kullanılmıştır.



Şekil 3.4 *Araştırmada Kullanılan Çene Modeli*

3.8. Ataşman Uygulaması

Ataşman uygulaması çalışma modelindeki dişlerin hazırlığı ve ataşman şablonundaki ataşmanların uygulanması olarak 2 aşamada gerçekleştirilmiştir.

Grup 1: Dişlerin vestibül yüzeyi %35 fosforik asit etching jel (Reliance Orthodontic Products, USA) ile 30 sn boyunca pürüzlendirilmiştir. Daha sonra 30 sn boyunca distile su ile yıkanmıştır. Dişler kurutulduktan sonra Scotchbond Universal Bond (3M Unitek, USA) uygulanmıştır. Ataşman şablonunda ilgili dişlere uygulanacak ataşman boşluklarına 3M Filtek Supreme Flowable adeziv yerleştirilmiştir. Şablon çalışma modeli üzerine yerleştirilmiş ve her diş led ışık cihazı (Ultradent, South Jordan, UT, USA) ile Extra Power Quadrant Mode 3200 mW/cm² seçilerek 3 sn ışıklanmıştır. Şablon çıkarıldıktan sonra ataşman etrafında kalan fazla kompozit 12 bıçaklı karbid frez (Komet Brasseler, Lemgo, West Germany) ile büyütme altında temizlenmiştir.



Şekil 3.5 Grup 1 'de Kullanılan Adezivler

Grup 2: Dişlerin vestibül yüzeyi %35 fosforik asit etching jel (Reliance Orthodontic Products, USA) ile 30 sn boyunca pürüzlendirilmiştir. Daha sonra 30 sn boyunca distile su ile yıkanmıştır. Dişler kurutulduktan sonra G-Premio Universal Bond (GC Corporation, Japan) uygulanmıştır. Ataşman şablonunda ilgili dişlere uygulanacak ataşman boşluklarına GC Ortho Connect Flow adeziv (GC Corporation, Japan) yerleştirilmiştir. Şablon çalışma modeli üzerine yerleştirilmiş ve her diş led ışık cihazı (Ultradent, South Jordan, UT, USA) ile Extra Power Quadrant Mode 3200 mW/cm² seçilerek 3 sn ışıklanmıştır. Şablon çıkarıldıktan sonra ataşman etrafında kalan fazla kompozit 12 bıçaklı karbid frez (Komet Brasseler, Lemgo, West Germany) ile büyütme altında temizlenmiştir.



Şekil 3.6 Grup 2 'de Kullanılan Adezivler

Grup 3: Dişlerin vestibül yüzeyi %35 fosforik asit etching jel (Reliance Orthodontic Products, USA) ile 30 sn boyunca pürüzlendirilmiştir. Daha sonra 30 sn boyunca distile su ile yıkanmıştır. Dişler kurutulduktan sonra G-Premio Universal Bond (GC Corporation, Japan) uygulanmıştır. Ataşman şablonunda ilgili dişlere uygulanacak ataşman boşluklarına GC G-aenial AChord adeziv yerleştirilmiştir. Şablon çalışma modeli üzerine yerleştirilmiş ve her diş led ışık cihazı (Ultradent, South Jordan, UT, USA) ile Extra Power Quadrant Mode 3200 mW/cm² seçilerek 3 sn ışıklanmıştır. Şablon çıkarıldıktan sonra ataşman etrafında kalan fazla kompozit 12 bıçaklı karbid frez (Komet Brasseler, Lemgo, West Germany) ile büyütme altında temizlenmiştir.



Şekil 3.7 Grup 3'te Kullanılan Adezivler

Grup 4: Dişlerin vestibül yüzeyi %35 fosforik asit etching jel (Reliance Orthodontic Products, USA) ile 30 sn boyunca pürüzlendirilmiştir. Daha sonra 30 sn boyunca distile su ile yıkanmıştır. Dişler kurutulduktan sonra G-aenial Bond (GC Corporation, Japan) uygulanmıştır. Ataşman şablonunda ilgili dişlere uygulanacak ataşman boşluklarına Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) adeziv yerleştirilmiştir. Şablon çalışma modeli üzerine yerleştirilmiş ve her diş led ışık cihazı (Ultradent, South Jordan, UT, USA) ile Extra Power Quadrant Mode 3200 mW/cm² seçilerek 3 sn ışıklanmıştır. Şablon çıkarıldıktan sonra ataşman etrafında kalan fazla kompozit 12 bıçaklı karbid frez (Komet Brasseler, Lemgo, West Germany) ile büyütme altında temizlenmiştir.



Şekil 3.8 Grup 4 'te Kullanılan Adezivler

3.9. Bağlanma Dayanımı (Shear Bond Strength) Testi

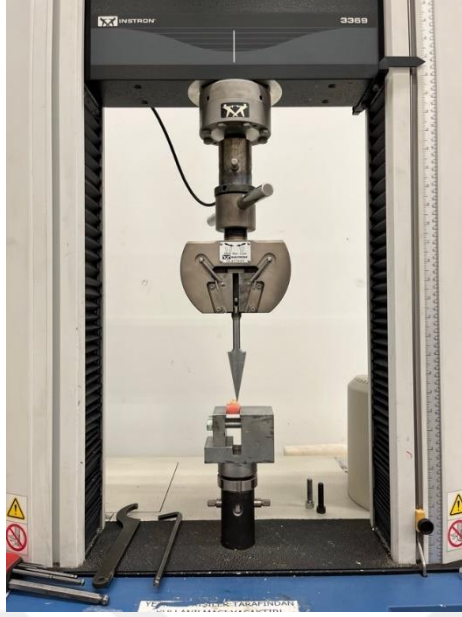
Bağlanma dayanımı testi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan Universal Test Cihazı (Lloyd-LRX; Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) kullanılarak yapılmıştır. Bu aygıtın birbirine paralel iki ucu vardır. Bir ucu hareketli, bir ucu sabittir. Bu sayede sabit uca yerleştirilen bir örneğe hareketli uç yardımıyla istenilen yönden kuvvet uygulanabilmektedir. Cihazın elektronik göstergesinde uygulanan kuvvet Newton cinsinden 1N hassasiyetiyle kaydedilmektedir.

Çalışmamızda ataşman diş yüzeyi arasına ataşman örnekten ayrılana kadar otomatik olarak 1 mm/dk hızda basma kuvveti uygulanmıştır ve elde edilen sonuçlar megapaskal birimine çevrilerek kaydedilmiştir.

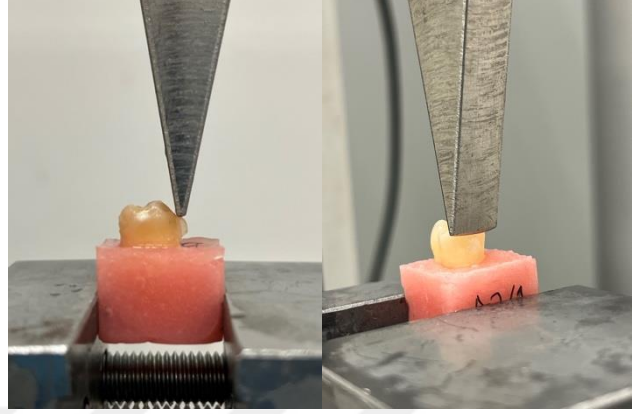
$$\text{Makaslama direnci (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$

$$\text{Alan} = (\pi \times r^2) / 4 \text{ (mm}^2\text{)}$$

$$r = \text{bağlanma yüzeyinin yarıçapı}$$



(A)



(B)

Şekil 3.9 *Dişlerin Test Cihazına Yerleştirilmesi ve Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması (A: Bağlanma Dayanımı Testinde Kullanılan Cihaz, B: Örneğin Cihaza Yerleştirilmesi)*

3.10. Yüzeylerin İncelenmesi

Ataşmanlar diş yüzeyinden koparıldıktan sonra kopmanın nerede gerçekleştiğini belirlemek ve artık adeziv miktarını değerlendirmek amacıyla Artun ve Bergland'ın 1984 yılında kullanmış oldukları Artık Adeziv İndeksi (ARI) kullanılmıştır. ARI skoru çıplak gözle değerlendirilmiştir. ARI'ya göre yapılan skorlama ise;

- 0: Diş üzerinde hiç adeziv artığı kalmadığını,
- 1: Diş üzerinde kalan adeziv artığının % 50'den az olduğunu,
- 2: Diş üzerinde kalan adeziv artığının % 50'den fazla olduğunu,
- 3: Tüm adezivin diş üzerinde kaldığını ifade etmektedir.

4. BULGULAR

Maksimum bağlanma yükü değerlerinin normal dağılıma uyup uymadığı gruplardaki diğ sayısı 32 olduğu için Shapiro Wilks testi ile sınıanmış ve tablo 1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1 Gruplar İçin Bağlanma Dayanım Testine Ait İstatistikler

Grup No	Shapiro-Wilk		
	İstatistik	Sd	p
1	,940	32	,074
2	,831	32	,000
3	,971	32	,522
4	,901	32	,006

1 ve 3 nolu gruplarda maksimum bağlanma yükü değerleri normal dağılım özelliği gösterirken 2ve 4 nolu grupta yük değerleri normal dağılım özelliğine uymamıştır. Dolayısıyla gruplara göre maksimum bağlanma yük değerleri arasındaki anlamlı bir fark olup olmadığı parametrik olmayan testlerden Kruskal Wallis testi ile test edilmiştir.

Gruplara göre maksimum bağlanma yük değerleri arasındaki anlamlı bir fark olup olmadığı parametrik olmayan testlerden Kruskal Wallis testi ile test edilmiş ve sonuçları Tablo 2’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2 Gruplara Göre Bağlanma Dayanımına Ait İstatistikler

Grup No	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maximum	χ^2	P
1	32	22,03	12,46	4,27	50,24	3,835	,280
2	32	21,38	12,56	5,95	69,33		
3	32	27,41	13,98	5,48	61,72		
4	32	25,96	18,06	2,93	74,12		
Toplam	128	24,19	14,50	2,93	74,12		

Maksimum bağlanma yük değerlerinin ortalaması bakımından en yüksek grup 3, en düşük grup 2 nolu gruptur. Her bir grupta yük değerlerinin ortalamaları farklıdır. Ancak, istatistiksel olarak gruplara göre maksimum bağlanma yük değerleri arasındaki anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

Gruplara göre ARI skorları arasında anlamlı bir ilişki olup olmadığı ki-kare testi ile sınanmıştır. Veriler SPSS 22.0 versiyonunda analiz edilmiş olup anlamlılık düzeyi 0.05 olarak ele alınmıştır. Gruplara göre ARI skorlarının dağılımları Tablo 3'te gösterilmiştir.

Tablo 4.3 Gruplara Göre ARI Skorlarının Dağılımları

			Grup No				Toplam
			1	2	3	4	
Adeziv artığı (ARI Skoru)	Hiç yok	n	17	23	23	25	88
		%	19,3%	26,1%	26,1%	28,4%	100,0%
	%50'den az	n	10	7	6	6	29
		%	34,5%	24,1%	20,7%	20,7%	100,0%
	%50'den fazla	n	3	2	2	1	8
		%	37,5%	25%	25%	12,5%	100,0%
	Hepsi dış üzerinde kalmış	n	2	0	1	0	3
		%	66,7%	0,0%	33,3%	0,0%	100,0%
Toplam		n	32	32	32	32	128
		%	25,0%	25,0%	25,0%	25,0%	100,0%

Hiç adeziv artığı olmayan dişlerin sayısı 88 olup bunların %28.4'ü grup 4'te gözlenmiştir. Adeziv artığı %50'den az olan 29 dişin %34,5'ü grup 1'de; adeziv artığı %50'den fazla olan 8 dişin %37,5'ü grup 1'de ve adeziv artığı tamamen kalmış olan 3 dişin %66,7'si yine grup 1'de gözlenmiştir. Gruplara göre ARI skorlarının dağılımları arasında anlamlı bir farkın olup olmadığı ki-kare testi ile sınanmış ve tablo 4'te gösterilmiştir.

Tablo 4.4 Gruplara Göre ARI Skoru Dağılımına Ait İstatistikler

	Değer	Sd	p
Pearson ki-kare	7,786	9	,556
Likelihood Ratio	8,659	9	,469
Linear-by-Linear Association	,195	1	,659

Gruplara göre ARI skorlarının dağılımları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$). Bir başka deyişle grup ile ARI skoru arasında anlamlı bir ilişki söz konusu değildir.

5. TARTIŞMA

5.1. Amacın Tartışması

Şeffaf plak tedavilerini sabit mekaniklerle karşılaştıran birçok çalışma mevcuttur. Zeng ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada şeffaf plakların hafif ila orta dereceli vakalarda tedavi süresi ve chair time açısından sabit mekaniklere göre daha avantajlı olduğunu göstermiştir (Zheng vd., 2017).

Kislaya Kumar ve ark. (2018) çalışmalarında şeffaf plakların sadece yetişkinler için değil çocuklar için de tedavi sırasında iyi bir estetik, kullanım rahatlığı ve iyi bir ağız hijyeni sağladığını bulmuşlardır (Kumar vd., 2018). Ganta ve ark. (2021) yayınlanan derlemelerinde hastaların geleneksel tedavi sırasında yaşadıkları psikolojik travmanın şeffaf plaklar ile en aza indirgendiğini ve estetik olarak tedavi boyunca hastalar tarafından onaylandığını göstermişlerdir (Ganta vd., 2021). White ve ark. (2017) Tarafından yapılan randomize prospektif çalışmada geleneksel sabit mekaniklerde şeffaf plaklara göre önemli ölçüde daha fazla rahatsızlık bildirilmiştir. Bu çalışmada bonding işleminden sonraki ilk 3 gün boyunca sabit mekaniklerle tedavi edilen hastalarda çiğneme sırasında da önemli ölçüde daha fazla rahatsızlık olduğu gösterilmiştir (White vd., 2017).

Şeffaf plak tedavilerinin estetik, hasta konforu, tedavi süresinde kısalma, iyi bir ağız hijyeni gibi avantajları popüler bir tedavi yöntemi olmasını sağlamıştır. Ancak literatürde bu tedavi yöntemi için ataşman uygulamasında kullanılan kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini değerlendiren bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Şeffaf plaklarla tedavi gören hastalarda görülen kompozit ataşman kayıpları tedavi sürecini olumsuz yönde etkilemektedir. Bu nedenle araştırmamızda ataşman uygulamasında kullanılan kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri değerlendirilmiştir.

5.2. Gereç ve Yöntemin Tartışması

İn vitro araştırmalarda dişler deneylerde kullanılacağı ana kadar dehidrate olmaması ve mikroorganizmaların ürememesi amacıyla, çeşitli saklama solüsyonlarında saklanmaktadır. Haller ve ark (1993). yaptıkları çalışmada %70'lik etanol, %1'lik kloramin ve %0.1'lik timol solüsyonlarında bekletilen dişlerin

mikrosızıntı skorunun yeni çekilmiş dişlerdeki mikrosızıntı skoru ile benzerlik gösterdiğini bulmuşlardır (Haller vd., 1993).

Aydın ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada çekilmiş dişler distile su, %0.2 gluteraldehit, HBSS, %0.1 NaOCl veya %0.1 timol solüsyonu içinde 12 ay süreyle bekletildiğinde tüm solüsyonların dişlerin mikrosertliğini benzer şekilde azalttığını göstermiştir (Aydın vd., 2015). Boruziniat ve ark. (2017) çalışmalarında araştırma veya eğitim amaçlı kullanılan dişlerin kan yoluyla bulaşan patojenler için potansiyel bir kaynak olduğunu belirtmişlerdir. Sodyum hipoklorit, gluteraldehit, kloramin, timol, formalin veya salin gibi farklı saklama ortamları ve otoklav, kuru ısı, gama radyasyonu, etilen oksit ve ozon gazı gibi farklı sterilizasyon yöntemleri araştırmacılar tarafından çekilmiş dişlerin dezenfeksiyonu veya sterilizasyonu için önerilmektedir. Bu amaçla farklı çalışmalarda yaygın olarak kullanılan depolama ortamları olan kloramin T ve timolün diş yapısı üzerinde minimal etkiye sahip olduğunu göstermişlerdir (Boruziniat vd., 2017).

Dişlerin yüzeyinde kalan plak ve debris bağlanma dayanımını etkilediğinden mine yüzeyinin çeşitli enstrüman ve araçlarla temizlenmesi gerekmektedir (Zachrisson ve Büyükyılmaz, 2005). Lindauer ve ark. (1997) tarafından çekilmiş dişler kullanılarak yapılan çalışmada pomzalanmamış diş yüzeylerinde bazı alanlarda plak ve debris kalıntıları görülmüştür (Lindauer vd., 1997). Gelgör ve Büyükyılmaz (2003) %18 HCl ve pomzadan oluşan bir karışımı ortodontik tedavi sonrası meydana gelen whitespot lezyonların kaldırılmasında kullanmıştır. Uygulama sonrası diş yüzeylerinin makroskobik incelenmesinde oldukça iyi cilalanmış ve plak oluşumunu azaltan diş yüzeyi görünimleri elde etmişlerdir (Gelgör ve Büyükyılmaz, 2003). Croll ve Cavanaugh (1986) %18 HCl ve pomza karışımını tahta spatüller vasıtasıyla diş yüzeyine uygulamışlar ve bu uygulamanın diş yüzeyine zarar veren bir uygulama olmadığını belirtmişlerdir (Croll ve Cavanaugh, 1986I; Croll ve Cavanaugh, 1986II; Croll ve Cavanaugh, 1986III). Bu nedenle araştırmamızda kullanılacak dişler bonding işlemi öncesinde pomza ile temizlenmiştir.

Mine yüzeyi temizlendikten sonra ataşman ile arasındaki bağlantıyı sağlayabilmek için yapılacak bir diğer işlem pürüzlendirme değildir. Literatürde birden çok diş yüzeyi pürüzlendirme yönteminden bahsedilmiştir. Bunlardan ortofosforik asit kullanımı en yaygın olanıdır. Shinci ve ark. (2000) yaptıkları çalışmada 36 sığır

dişine %3, %5, %10, %20, %35 ve %65'lik fosforik asit uygulayarak değişen konsantrasyonlardaki asit uygulamasının rezin tag uzunlukları ve bağlanma dayanımı arasındaki ilişkiyi değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucuna göre en uzun rezin taglerin %35'lik fosforik asit uygulanan grupta olduğu belirlenmiştir (Schinchi vd., 2000). Ogaard ve Fjeld (2010) çalışmalarında %35 ortofosforik asit, %10 poliakrilik asit ve bir self etching sisteminin mine yüzeyindeki etkilerini taramalı elektron mikroskobu ile incelemişler ve ortofosforik asit uygulananlarda makroskobik olarak iyi bilinen beyaz, buzlu görünüm oluştuğunu belirtmişlerdir (Ogaard ve Fjeld, 2010). Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde bir diğer önemli parametre uygulanan asidin süresidir. Legler ve ark. (1989) yaptıkları çalışmada asit 15 saniye uygulandığında başarısızlık oranının %4.6 olduğunu, 30 saniye uygulandığında bu oranın %3.4'e düştüğünü bulmuşlardır (Legler vd., 1989). Mardaga ve Shannon (1982) in vitro çalışmalarında asitleme süresinin azalmasının çekme dayanımında azalmaya yol açtığını göstermişler ve klinik kullanım için 30 saniye asitleme süresi önermişlerdir (Mardaga ve Shannon, 1982). Abdullah ve ark (1996) çalışmalarında 30 ile 60 saniye asitlenen örnekler arasında bağlanma dayanımı açısından herhangi bir farklılık bulmazken, 15 saniye asitlenen örneklerin bağlanma dayanımlarını diğer örneklerden önemli derecede düşük bulmuşlardır (Abdullah ve Rock, 1996). Bu bilgiler doğrultusunda araştırmamızda %35'lik ortofosforik asit kullanılmış ve 30 sn süreyle uygulanmıştır.

Uygulanacak ataşman tipi ve hangi dişlere uygulanacağı kullanılan kompozit rezinin bağlanma dayanımının değerlendirilmesi için önem arz etmektedir. Geleneksel vertikal ataşman, kanin ve premolar dişlerin rotasyonlarının düzeltilmesi (özellikle mandibulada çekim boşluklarını kapatırken), anterior dişlerin aksial eğimlerinin kontrolü ve posterior dişlerin dikleştirilmesi (örn. pre-protetik ortodonti veya implant boşluğu hazırlanması) gibi durumlarda sıklıkla kullanıldığından araştırmamızda tercih edilmiştir (Putrino vd., 2021). Ayrıca ataşman kayıpları en fazla molar bölgede tespit edilmektedir (Kırcelli vd., 2023). Bu sebeple ataşmanlar molar dişlere uygulanmıştır.

Araştırmamızda ataşman uygulamasında Grup 1'de kullanılan 3M Filtek Supreme Flowable adeziv Teixeira ve ark. (2005) tarafından mikrohibrit bir kompozit olan Filtek Z250 (3M ESPE) ile aşınma direnci açısından karşılaştırılmış ve Filtek Z250'nin daha fazla aşındığı bulunmuştur (Teixera vd., 2005). Yap ve ark. (2004)

Filtek Supreme'in aşınma direncinin kompomer Dyract AP (Dentsply DeTrey), mikrofil kompozit Filtek A110 (3M ESPE) ve mikrohbrit kompozit Filtek Z250'den daha yüksek olduğunu saptamışlardır (Yap vd., 2004). Grup 2'de kullanılan GC Ortho Connect Flow adeziv şeffaf plak tedavisi için tasarlanmıştır. Üretici, gelişmiş bir estetik ve yüksek dayanıklılığa sahip olduğunu iddia etmektedir. Ancak literatürde henüz kompozit rezinin bu özelliklerini değerlendiren yeterli çalışma bulunmamaktadır.

Kırçelli ve ark. (2023) yaptıkları çalışmada GC Ortho Connect Flow adezivin bağlanma dayanımının Tetric N-Ceram (Ivoclar Vivadent, Lienchtenstein) ve Tetric N-Flow'a (GC Dental Products, Tokyo, Japan) göre istatistiksel olarak düşük bulunmasına rağmen klinik yeterlilik için 6-8 Mpa eşiğini aştığını göstermişlerdir (Kırçelli vd., 2023). Literatürde Grup 3'te kullanılan GC G-aenial A'Chord adezivin aşınma ve bağlanma direnciyle ilgili çalışma bulunmamaktadır. Üretici yüksek aşınma direnci, estetik ve renk stabilitesi vadetmektedir. Grup 4'te kullanılan Tetric Evo-Ceram adezivin bağlanma dayanımı değerlendirilmiş ve yine tepilebilir bir kompozit rezin olan Tetric N-Ceram'a göre istatistiksel olarak anlamlı derece düşük bulunmuştur ancak klinik yeterlilik için gerekli olan 6-8 MPa eşiğini oldukça aşmıştır (Kırçelli vd., 2023).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için konvansiyonel halojen ışık kaynaklarına ek olarak hızlı halojen, argon lazer, plazma ark ve LED ışık kaynakları kullanılmaya başlanmıştır. Argon lazer ve plazma ark ışık cihazlarının pahalı ve taşınmalarının zor olması nedeniyle son yıllarda daha düşük polimerizasyon süresi sağlayan yeni yüksek yoğunluklu LED ışık cihazları kullanılmaktadır (Amato vd., 2014). Valo (Ultradent, South Jordan, UT, USA) 3200 mW'luk extra power quadrant modu olmak üzere üç polimerizasyon moduna sahiptir. Öz ve ark. (2016) çalışmalarında yüksek yoğunluklu ışık kaynaklarının halojen ışık kaynaklarına göre polimerizasyon derinliğinin daha fazla olduğunu ve Valo led ışık cihazının extra power quadrant modda 3 sn uygulanmasının yeterli olduğunu bulmuşlardır (Öz vd., 2016). Borisorn ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada Valo led ışık cihazının polimerizasyon süresinin Bluephase (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ışık cihazına göre oldukça düşük olduğunu ve kompozit rezinlerin bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığını ortaya koymuşlardır. Bu çalışma sonucunda Valo ışık cihazının

chair time ve hasta diskonforunu azalttığı için diğer led ışık cihazlarına tercih edilebilir bir seçenek olduğunu göstermişlerdir (Borisorn vd., 2017). Bu nedenle araştırmamızda kompozit rezinlerin polimerizasyonu için Valo led ışık cihazı tercih edilmiştir.

Polimerizasyon sonrası ataşman etrafında kalan kompozit artıkları plak birikimine ve renklenmeye neden olmaktadır. Kalan kompozit artıkların temizlenmesi için günümüzde birçok yöntem kullanılmaktadır. Mohebi ve ark. (2017) tungsten karbid frezi beyaz taş frez (Arkansas 661 DEF; D & Z) ile karşılaştırmış ve mine yüzey pürüzlülüğü üzerinde nispeten benzer etkilere sahip olduğunu göstermişlerdir. Bununla birlikte beyaz taş frez ile kompozit artıkların temizlenmesi için gereken sürenin tungsten karbid freze göre fazla olduğunu bulmuşlardır (Mohebi vd., 2017). Ferreira ve ark. (2020) çalışmalarında 6, 12 ve 30 bıçaklı tungsten karbid frezler ile oluşan mine pürüzlülüğünü değerlendirmiştir. 12 ve 30 bıçaklı frezler arasında herhangi bir fark bulunamazken 6 bıçaklı frezlerin mine pürüzlülüğünü arttırdığı gösterilmiştir (Ferreira vd., 2020). Ulusoy (2009), 12 ve 30 bıçaklı karbid frezlerin kompozit artıkların temizlenmesinde hızlı ve etkili olduğunu belirtmiştir ancak oluşan mine çiziklerinin giderilmesi için polisaj yapılmasını tavsiye etmektedir. Bu çalışma, 30 bıçaklı karbid frez kullanıldığında polisaj yapılsa bile mine yüzeyinde çizikler kaldığını göstermektedir (Ulusoy, 2009). Tüm bu avantajları sebebiyle araştırmamızda 12 bıçaklı karbid frez kullanılmıştır.

Bağlanma dayanımı testi esnasında uygulanacak olan kuvvetin yönündeki farklılıkların, kuvvetin lokalizasyonunun ve kuvvetin uygulanma hızındaki değişikliklerin bağlanma dayanımı ölçümlerini etkilediği bildirilmiştir. Klocke ve Kahl-Nieke, (2005) yaptıkları bir çalışmada 150 sığır dişini 5 gruba ayırmış ve bonding sonrası bağlanma dayanımını ölçmek her bir gruba farklı yönde kuvvet uygulayarak kuvvet yönlerindeki varyasyonların bağlanma dayanımı testine olan etkilerini incelemişlerdir. İlk grupta debonding kuvveti mine yüzeyine doğru braket tabanı ile 15°'lik açı yapacak şekilde, ikinci grupta braket tabanına paralel olacak şekilde (0°), üçüncü grupta kuvvet mine yüzeyinden uzağa doğru braket tabanı ile 15°'lik açı yapacak şekilde, dördüncü grupta kuvvet mine yüzeyinden uzağa doğru braket tabanı ile 30°'lik açı yapacak şekilde ve beşinci grupta ise kuvvet mine yüzeyinden uzağa doğru braket tabanı ile 45°'lik açı yapacak şekilde uygulanmıştır. Bu çalışmada incelenen beş grubun sonuçları değerlendirildiğinde kuvvetin paralel

uygulandığı grupta bağlanma dayanımı diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek ve klinik olarak yeterli bulunmuştur (Klocke ve Kahl-Nieke, 2006).

Klocke ve Kahl-Nieke, (2005) çalışmalarında bağlanma dayanımı testinde debonding kuvvetinin lokalizasyonunun bağlanma dayanımına ve bağlanma başarısızlık tipine olan etkisini araştırmışlardır. 90 adet çekilmiş sığır dişinde dişler üç gruba ayrılmış ve debonding kuvveti hep oklüzo-gingival yönde mine yüzeyine paralel olacak şekilde uygulanmıştır. İlk grupta kuvvet braket tabanına, ikinci grupta braket tabanı ve kanatlar arasındaki ligatür oluşuna ve üçüncü grupta ise braket kanatlarına uygulanmıştır. Kuvvet diş yüzeyinden uzaklaştıkça bağlanma dayanımının azaldığı görülmüştür. Kuvvet ilk grupta olduğu gibi braket tabanına uygulandığında ise minede kırık oluşturma riski artmaktadır. Bu nedenle uygulanabilecek en uygun lokalizasyonun ikinci grupta olduğu gibi ligatür oluşuna olması gerektiği bildirilmiştir (Klocke ve Kahl-Nieke, 2005). Bu çalışmalar referans alınarak araştırmamızda kuvvet bukkolingual yönde ataşmanın ortasına ve mine yüzeyine paralel olacak şekilde uygulanmıştır.

Bağlanma dayanım testinde dikkat edilmesi gereken bir diğer husus ise test cihazındaki hareketli üst tablanın hızıdır. ISO, bağlanma dayanımı testinde kuvvetin 0.75 (± 0.30) mm/dk hızla uygulanmasını tavsiye etmektedir (International Organization for Standardization, 1994). Hara ve ark. (2001) yaptıkları çalışmada 1 mm/dk ve 5 mm/dk hıza sahip grupların, 0.50 ve 0.75 mm/dk gruplarına göre daha yüksek bağlanma dayanım değeri gösterdiğini bildirmiştir (Hara vd., 2001). Bu nedenle araştırmamızda test cihazının hareketli tablasının hızı 1 mm/dk olarak belirlenmiştir.

Günümüzde bağlanma dayanım araştırmalarında kopmanın nerede gerçekleştiğini belirlemek ve mine yüzeyindeki artık adeziv miktarını değerlendirmek amacıyla iki farklı indeks kullanılmaktadır. Bunlar; Artun ve Bergland tarafından tanımlanan ve dört farklı şekilde skorlanan Artık Adeziv İndeksi [Adhesive Remnant Index (ARI)] ile Bishara ve Trulove tarafından tanımlanan ve 5 farklı şekilde skorlanan modifiye ARI indeksidir. (Artun ve Bergland, 1984; Bishara ve Trulove, 1990). Nitel ve subjektif bir indeks olan ARI'nın aynı zamanda hızlı ve basit uygulanabilir olduğu belirtilmektedir (Montasser ve Drummond, 2009). Alkan ve ark. (2017) 150 adet alt kesici diş yüzeyindeki artık adeziv miktarını Artun ve Bergland tarafından tanımlanan

ARI skorlaması esas alınarak çıplak gözle, x10, x16, x25 ve x40 büyütmelelerde değerlendirmiştir. Çalışmada çıplak gözle ve x10 büyütmeyle belirlenen ARI skorları ile x16, x25 ve x40 büyütmelelerle belirlenen ARI skorları sınıflamada aynı seviyeye denk düşmektedir (Alkan vd., 2017). Bu nedenle araştırmamızda ARI skoru çıplak gözle değerlendirilmiştir.

5.3. Bulguların Tartışması

5.3.1. Mpa Değerleri

Şeffaf plak tedavilerinde dişlere yapıştırılan kompozit ataşmanlar karmaşık diş hareketlerini gerçekleştirmek için bulunması gereken önemli bileşenlerden biridir (Morton vd., 2017). Ataşmanlar plak tutuculuğunu arttırmaya yardımcı olurken aynı zamanda kuvvetin uygulanma noktasını, yönünü ve uygulanan kuvvetin miktarını belirleyerek diş hareketi üzerinde daha iyi klinik kontrol sağlanmasına olanak tanımaktadır (Yaosen vd., 2021). Bu sebeple ataşmanların hassas bir şekilde yapıştırılması amaçlanan diş hareketinin elde edilmesi açısından çok önemlidir. Bu noktada sanal ortamda tasarlanan bu ataşmanların diş yüzeylerine tam uyacak şekilde aktarılması oldukça önemli bir konudur; aksi halde ataşman uygulamasında yapılan hatalar istenmeyen diş hareketlerine neden olabilmektedir.

Uygulanan ataşmanların sanal olarak tasarlandığı şekli ve boyutu diş üzerinde yansıtması gerekmektedir. Klinik uygulamalardan gördüğümüz kullanılan kompozit rezinin ataşman şablonuna boşluksuz yerleştirilememesi, ataşman şablonun ışıkla esnasında diş tam olarak adapte edilememesi gibi durumlar ataşmanların şekil ve boyutlarında bozulmalara sebep olabilmektedir. Doğru konumda, şekilde ve boyutta yerleştirilmeyen ataşmanlar tedavi esnasında dişin plak üzerindeki hareketini takip edememesine neden olarak tedavinin ilerleyen aşamalarında plak uyumsuzluğu, yeniden planlama yapılarak plak üretilmesi gibi olumsuz sonuçlara neden olabilmektedir. Bu önemli gerçeğe rağmen günümüzde halen üretici firmalar tarafından standart bir bonding prosedürü önerilememektedir (Weckmann vd., 2020). Bu noktada ataşmanların tedavi süresi boyunca olması planlanan konumlarında kalmaları gerekmektedir. Ataşman kaybı planan diş hareketlerinde gecikmeye ve dolayısıyla ortodontik tedavinin aksamasına neden olmaktadır (Jardim vd., 2023).

Chen ve ark. (2021) yakın zamanda yaptıkları bir çalışmada ataşman kayıplarının farklı diş pozisyonlarında farklı oranlarda ve en yüksek oranın molar dişlerde, en düşük oranın ise premolar dişlerde olduğunu bulmuşlardır. Aynı zamanda tek taraflı çiğneme yapmanın ataşman kaybının önde gelen risk faktörlerinden biri olduğunu belirtmişlerdir (Yaosen vd., 2021). Jardim ve ark. (2023) çalışmalarında Chen ve ark. tarafından rapor edilen bulgulara benzer şekilde en fazla ataşman kaybının molar dişlerde, ardından premolar dişlerde ve son olarak keser-kanin dişlerde olduğunu bildirmişlerdir. Molar dişlerde daha fazla ataşman kaybı görülmesinin sebebinin molar dişlerin çiğneme sırasında mekanik ve fonksiyonel stresin daha yüksek olduğu bölgelerde bulunması ve bu bölgedeki ataşmanların plak takılıp çıkarılırken daha fazla strese maruz kalmasından kaynakladığını söylemişlerdir. Ek olarak molar bölgenin ataşman bondingi esnasında kontaminasyona daha açık olmasının bu bölgede daha fazla ataşman kaybı görülmesine sebep olduğunu bildirmişlerdir (Jardim vd., 2023). Lin ve ark. yaptıkları çalışmada cinsiyet, ark, diş pozisyonu, ataşman tipi, overbite'ın fazla olması ve diş çekimi dahil hiçbir parametrenin ataşman kaybını etkilemediğini iddia etmişlerdir (Lin vd., 2021).

Ataşmanlarda kopmanın yanı sıra yüzey aşınmaları da görülebilmektedir. Yüzey aşınmaları karşıt dişle temas, fırçalama, beslenme alışkanlığı, tükürük pH'sı ve plaklar takılıp çıkarılırken oluşan sürtünme gibi sebeplerden kaynaklanabilmektedir. Jardim ve ark. (2023) yaptıkları çalışmada yüzey aşınmalarının 0,1 mm'den 0,5 mm'ye kadar değiştiğini, geleneksel ataşmanların optimize ataşmanlara göre daha fazla yüzey aşınması gösterdiğini bulmuşlardır. Bunun sebebinin geleneksel ataşmanların boyutlarının daha büyük olması ve sıklıkla molar dişlere yerleştiriliyor olmasından kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir (Jardim vd., 2023). Barreda ve ark. (2017) elektron mikroskobu altında ataşmanların yüzey aşınmalarını incelemiş ve ataşmanlardaki yüzey değişikliklerini hafif, orta, farkedilebilir olarak üç gruba ayırmıştır. Ataşmanların 28 tanesinde hafif, 9 tanesinde orta seviyede aşınma izlenirken 3 tanesinde farkedilebilir seviyede aşınma gözlenmiştir. Bu sebeple oluşan yüzey aşınmalarının tedavide diş hareketinin klinik etkinliğini etkileyemeyeceğini öne sürmüşlerdir (Barreda vd., 2017).

Ataşmanların hedeflenen diş hareketini gerçekleştirebilmeleri için uygun fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmaları gerekmektedir. Bu özellikleri

sağlayabilmeleri için klinik uygulamada çeşitli kompozit rezinler kullanılmaktadır. Yaygın olarak kullanılan iki tip kompozit rezin vardır; yüksek viskoziteli tepilebilir kompozitler ve düşük viskoziteli akışkan kompozitler. Tepilebilir kompozitler genellikle mine ve dentinle ilgili restoratif tedavilerde kullanılmaktadır (Mantovani vd., 2019). Akışkan kompozitler ise yüksek akışkanlıkları sebebiyle küçük kavitelerde ya da estetik restorasyonlarda kullanılmaktadır. Tepilebilir kompozitler akışkan kompozitlere göre çiğneme kuvvetlerine ve aşınmaya karşı daha dayanıklıdır. Tepilebilir kompozitler daha az polimerizasyon büzülmesi ve dolayısıyla daha az boyutsal değişiklik göstermektedir. Akışkan kompozitlerin düşük viskoziteye sahip olması nedeniyle diş dokularına adaptasyonlarının tepilebilir kompozitlere göre daha iyi olduğu kabul edilmektedir. Ek olarak daha hızlı ve kolay uygulanabilmektedir (Çelik, 2017).

Kompozit rezinlerin üretiminde nanoteknolojinin kullanılması dental materyallerdeki en önemli ilerlemelerden biridir (Padovani vd., 2015). Nano ölçekli materyaller (1 ila 100 nm) ve matriksi doldurucuya bağlayan silan ara fazı kullanılması ile düşük viskoziteli akışkan kompozitlerin dezavantajları ortadan kaldırılabilmiş ve gelişmiş fiziksel ve mekanik özellikler elde edilebilmiştir (Yadav, 2013; Ilie vd., 2013).

Lin ve ark. (2021) ataşman uygulamasında kullandıkları Filtek Z350XT Flowable ve Filtek Z350XT Universal kompozitlerin kayıp oranlarını ve uygulama sürelerini karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar akışkan kompozit kullanıldığında bir yıllık ataşman kaybı oranında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını ve çalışma süresinin tepilebilir kompozite göre beşte bir oranda daha kısa olduğunu bulmuşlardır. Araştırmacılar akışkan kompozitin eşit klinik performansa sahip olması ve daha fazla zaman tasarrufu sağlaması nedeniyle ataşman uygulamasında daha sık kullanılabileceği sonucuna varmışlardır (Lin vd., 2021).

Kırçelli ve ark. çalışmalarında tepilebilir ve akışkan kompozitlerin bağlanma dayanımının yanı sıra uygulama sürelerini de değerlendirmişlerdir. Tepilebilir kompozitlerde uygulama süresi her bir arkta 15 premolar diş bulunan dört ark için $4,57 \pm 0,51$ dakika bulunurken akışkan kompozitlerde altı ark için $1,08 \pm 0,22$ dakika bulunmuştur (Kırçelli vd., 2023). Lin ve Kırçelli'nin yaptıkları bu çalışmalarda

akışkan kompozitlerin uygulama süresinin tepilebilir kompozitlere göre oldukça kısa olduğu gözlemlenmiştir.

Literatürde şeffaf plak tedavilerinin en önemli unsurlarından biri olan ataşmanların dayanımını değerlendiren çalışma sayısı oldukça azdır. Ortodonti pratiğinde bağlanma dayanımı ile ilgili çalışmaların çoğu diş-braket arası bağlanmayı değerlendirmiştir. Yapılan çalışmaların birçoğu in vitro gerçekleştirilmiş olup in vitro testlerin klinik durumu tam olarak yansıtıp yansıtmayacağı halen bir tartışma konusudur. Oilo (1992), braketlerin bağlanma dayanımını değerlendirmiş ve dayanımın başlangıçta daha az olduğunu gözlemlemiştir. İn vitro ölçümlerle karşılaştırdığında in vivo durumla arasında korelasyon kurulamamıştır. İn vivo ortamın in vitro olarak yeniden oluşturulamayacak kadar karmaşık bir etkileşim süreci olduğunu bu sebeple daha fazla in vivo araştırmaya ihtiyaç duyulduğunu belirtmiştir. Sunna ve Rock (1998), çalışmalarında daha önceki bir ex vivo çalışmalarıyla aynı braket ve bonding sistemlerini kullanmışlar, sonuçları karşılaştırmayı ve ex vivo çalışmaların klinik duruma uyarlanabilirliğini değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Ex vivo bağlanma dayanım değerlerinin in vivo değerlerle ilişkili olmadığını bildirmişlerdir. Kevin ve ark. (2001) yaptıkları çalışmada 120 adet premolar braketinin bağlanma dayanımlarını in vivo ve in vitro değerlendirip karşılaştırmışlardır. İn vivo ortamda kaydedilen ortalama bağlanma dayanım değeri $5,47 \pm 2,18$ Mpa ölçülürken in vitro ortamda kaydedilen ortalama bağlanma dayanım değeri $12,82 \pm 3,05$ Mpa ölçülmüştür. İn vivo ortamda elde edilen değerlerin daha düşük olmasını tükürük, asit, çiğneme kuvveti gibi faktörlere maruz kalmasına dayandırmaktadırlar (Oilo G., 1992). Buna rağmen öngörülemeyen birçok durum oluşabilmesi, evrensel test standartlarının bulunmaması, oral çevreye müdahale etmeden ve denekleri şartları korumaya zorlamadan materyalleri ağız ortamına maruz bırakmanın zor olması nedeniyle bağlanma dayanımının in vivo değerlendirmeleri sıklıkla in vitro deneylerle ele alınmaktadır (Sunna ve Rock, 1998; Pickett vd., 2001; Murray ve Honson, 2003).

Deneyler sıklıkla bağlanma dayanımı testi kullanılarak yapılmaktadır. Pek çok bilim insanı bağlanma dayanımı testinin, kompozit rezinin mine üzerine bağlanma yeteneğini analiz etmek için güvenilir bir yöntem olduğuna inanmaktadır (D'Anto vd., 2019). Bu nedenle araştırmamızda in vitro bağlanma dayanımı testi kullanılmıştır.

Ataşman materyali ile diş yüzeyi arasında devamlı ve güçlü bir bağlanma kuvveti elde etmek çok önemlidir. Bağlanma dayanım değeri yükseldikçe ataşman kaybı olasılığı düşer. Ancak bağlanma dayanımı değerinin çok yüksek olması ataşman kaybı esnasında mine kırıklarına da yol açabilmektedir.

Literatürde in vitro çalışmalarda bağlanma dayanımı ile ilgili farklı görüşlerin olduğu görülmüştür. Bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalarda sıklıkla Reynolds'un klinik başarı için belirlediği bağlanma dayanımı değer aralığı dikkate alınmaktadır (D'Anto vd., 2019; Alsaud vd., 2022). Reynolds (1979) braketlerin mine yüzeyine 5.9-7.8 MPa arasında bağlanma dayanımı göstermesi gerektiğini belirtmiştir (Kanashiro vd., 2014). Ancak bu çalışma 40 yılı aşkın bir süre önce kullanılan ışık kaynaklarının yalnızca halojen ışık olduğu bir dönemde gerçekleştirilmiştir. Bishara ve ark. (1990) ise 11.1 MPa'dan yüksek kuvvetlerin mine yüzeyinde kırıklara yol açabileceğini vurgulamışlardır (Polat vd., 2004). Konuyla ilgili çalışmalar incelendiğinde Mansour ve Bakhsh (2015), 2.86-9.70 MPa aralığının braketlerin bağlanması için yeterli bağlanma dayanım aralığı olduğunu, 9.70 MPa'dan yüksek kuvvetlerin ise debonding esnasında mine kırıklarına neden olabileceğini bildirmişlerdir (Reynolds, 1975).

Cruz ve ark. 2021 yılında yaptıkları sistematik derlemede, 20 yıl içinde yayınlanan çalışmalar üzerinde diş yüzeyine yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımlarının klinik olarak kabul edilebilir değerlerini incelemiştir. Bu çalışmaların sonuçlarına göre ortalama bağlanma dayanımı değerleri 14.05 ± 6.52 MPa olarak bulunmuştur. Yaptıkları sistematik derlemede premolar diş kullanılan çalışmalardan elde edilen Mpa değerleri şu şekilde bulunmuştur;

Al-Sulei, Silikas, Watt	10,00 $\pm$ 4,48 Mpa
Büyük ve ark.	13,61 $\pm$ 4,68 MPa
Cantekin, Büyük	13,61 $\pm$ 4,18 Mpa
Lorenzo ve ark.	18,60 $\pm$ 5,00 Mpa
Gupta, Shrestha	12,49 $\pm$ 4.23 Mpa

Cruz ve ark. yaptıkları bu derlemenin sonucunda bonding ajanlarının ve ışık kaynaklarının gelişimiyle birlikte kopma esnasında mine hasarına yol açmayacak daha

yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin elde edilebileceğini bildirmişlerdir (Monsour ve Bakhsh, 2015).

Çalışmamızda değerlendirilen 4 farklı kompozit rezinin bağlanma dayanımı değerleri şu şekilde tespit edilmiştir;

3M Fitek Supreme Flowable	22,03 ± 12,46 Mpa
GC Ortho Connect Flow.	21,38 ± 12,56 Mpa
GC G-aenial A'Chord.	27,41 ± 13,98 MPa
Tetric EvoCeram	25,96 ± 18,06 MPa

Çalışmamızda bulunan değerler Reynolds'un belirlediği aralıktan daha yüksek, Cruz ve ark. derlemesi ve derlemelerinde kullandıkları çalışmaların ortalama değerleri ile yakın aralıkta bulunmuştur.

Ortodontide bağlanma dayanımı değerleri için belirlenmiş bir aralık bulunmamaktadır. Daha düşük değerlerin görüldüğü çalışmalar olduğu gibi çalışmamızın sonuçlarına yakın daha yüksek değerlerin olduğu çalışmalara literatürde rastlanmıştır. Sfondrini ve ark. çalışmalarında yapıştırıcı sistem, braket tipi, kullanılan diş türü, bonding ve test arasında geçen süre, testin uygulanma koşulları gibi unsurların her deneyin gerçekleştiği koşulları farklılaştırması nedeniyle çalışmaların sonuçları arasında geniş bir aralık bulunduğunu ve bunun karşılaştırmaları zorlaştırdığını belirtmiştir (Cruz vd., 2021).

Literatürde ataşmanların klinik başarısını değerlendirmek için belirlenmiş bağlanma dayanım değer aralığı bulunmamaktadır. Bu sebeple klinik yeterlilik için Reynolds'un belirlediği aralık referans alınmıştır. Yakın zamanda Kırçelli ve ark. (2023) yaptıkları araştırmamıza benzer çalışmada da aynı şekilde 6-8 Mpa aralığı referans olarak gösterilmiştir.

Şeffaf plak teknolojisinin sürekli olarak gelişmesine ve hedeflenen diş hareketi için ataşman dayanımının çok önemli olduğu bilinmesine rağmen kullanılan kompozit rezinlerle ilgili literatürde yeterli çalışma bulunmamaktadır. Bu araştırma ataşman materyali olarak kullanılan dört farklı kompozit rezinin bağlanma dayanımını değerlendirmeyi ve karşılaştırmayı amaçlamaktadır.

Değerlendirdiğimiz kompozitler arasında 3M Filtek Supreme (Grup 1) ve GC Ortho Connect Flow (Grup 2) nanohibrit akışkan kompozitlerdir. Grup 1 ve Grup 2 için sırasıyla 22,03 Mpa ve 21,38 Mpa değerleri bulunmuştur. Grup 1 ve 2'den elde edilen değerler birbirine yakındır ve her iki grup da klinik yeterlilik için 6-8 Mpa eşiğini oldukça aşmıştır. Araştırma grubumuz akışkan kompozitlerin yanı sıra tepilebilir kompozitler olan GC G-aenial A'Chord (Grup 3) ve Tetric EvoCeram (Grup 4) 'ı da içermektedir. Grup 3 ve 4 için elde edilen değerler sırasıyla 27,41 Mpa ve 25,96 Mpa'dır. Değerler birbirine yakındır ve her iki grup da 6-8 Mpa değerini aşmıştır. Araştırmanın tüm grupları karşılaştırıldığında tepilebilir kompozitlerden akışkan kompozitlere göre daha yüksek bağlanma dayanımı değeri elde edildiği açıkça görülmektedir. Ancak istatistiksel olarak gruplara göre maksimum bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Araştırmamıza benzer şeffaf plak ataşmanlarının bağlanma dayanımını değerlendiren çalışmalara baktığımızda Chen ve ark.(2020) üç farklı kompozit rezinin (Filtek Z350XT, Filtek Z350XT Flowable ve Sonic Fill) bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda en yüksek bağlanma dayanımı değerini Sonic Fill verirken, Z350XT Flowable kompozit en düşük değeri vermektedir. Sonic Fill için Mpa değeri 20.53 ± 2.59 iken, Z350XT için Mpa değeri 15.3 ± 2.33 'tür. En yüksek değerin Sonic Fill kompozit ile elde edilmesini inorganik doldurucu içeriğinin %83,5 olmasına bağlamaktadırlar (Meerbeek vd., 2001).

Kırçelli ve ark. (2023) yaptıkları çalışmada 5 farklı kompozit rezinin (Tetric EvoCeram, Tetric N-Ceram, Tetric N-Flow, G-aenial Universal Injectable ve GC Aligner Connect) bağlanma dayanımını değerlendirmiştir. En yüksek bağlanma dayanımı değerini 21.0 ± 4.0 Mpa ile Tetric N-Flow verirken, en düşük bağlanma dayanımı değerini 16.6 ± 3.6 Mpa ile Tetric EvoCeram vermiştir. Karşılaştırılan tüm kompozitler klinik yeterlilik eşiğini aşmıştır ve daha önce bahsettiğimiz uygulama süresinin çok daha az olmasından dolayı akışkan kompozitlerin daha avantajlı olduğunu söylemişlerdir (Kırçelli vd., 2023). Kırçelli ve ark'nın çalışmalarında Tetric EvoCeram'ın bağlanma dayanımı değeri değerlendirilen üç farklı akışkan kompozitten daha düşük elde edilmiştir. Bu veri bizim araştırmamızla uyuşmamaktadır. Bunun sebebinin uygulama prosedürlerindeki farklılıktan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Hedeflenen diş hareketinin elde edilebilmesi için ataşman dayanımının yeterli olmasının yanı sıra plağın dişi ve ataşmanı tam olarak sarabilmesi de oldukça önemlidir. Plağın tam olarak oturabilmesi için ataşman etrafında artık kompozit kalmaması gerekmektedir. Bu sebeple ataşman uygulaması için çeşitli bonding stratejileri önerilmiştir. Weckmann ve ark. (2020) yüksek viskoziteli kompozit, düşük viskoziteli kompozit ve iki fazlı teknik ile uygulanan yüksek viskoziteli kompozitleri kullanan ataşman bonding prosedürlerini karşılaştırmıştır. İki aşamalı teknikte ataşman şablonu dental modele uygulanmış ancak ışıklanmamıştır. Kısa bir basınç uygulamasından sonra çıkarılmış görünen fazlalık kompozit temizlenmiştir. Daha sonra şablon dental modele yeniden uygulanmış ve kompozit rezin ışıklanmıştır. Ayrıca şablon içerisindeki ataşman boşluğunun delinmesinin bir tür drenaj görevi görerek ataşman etrafında daha az kompozit fazlalığı oluşturup oluşturmayacağını da araştırmışlardır. Araştırmacılar iki fazlı teknik ile uygulanan yüksek viskoziteli kompozit ataşmanların daha az miktarda kompozit fazlalığı ile sonuçlandığını ve en kesin prosedür olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca ataşman şablonunda oluşturulan perforasyonların yalnızca akışkan kompozitler kullanıldığında yararlı olabileceğini iddia etmişlerdir (Weckmann vd., 2020). Araştırmamızda test edilen grupların neredeyse tamamında çeşitli miktarlarda kompozit fazlalığı gözlemlenmiştir ancak bu durum araştırmanın kapsamı olmadığı için değerlendirilememiştir. Bununla birlikte bağlanma kuvvetini etkileyeceğinden belirgin ve düzenli bir ataşman tabanı elde edebilmek için ataşman etrafındaki fazla kompozit dikkatlice temizlenmiştir.

5.3.2. ARI Skorları

Ataşmanlar diş yüzeyinden koparıldıktan sonra kopmanın nerede gerçekleştiğini belirlemek ve artık adeziv miktarını değerlendirmek amacıyla Artun ve Bergland'ın 1984 yılında kullanmış oldukları Artık Adeziv İndeksi (ARI) kullanılmıştır. ARI skoru çıplak gözle değerlendirilmiştir. ARI'ya göre yapılan skorlama ise;

- 0: Diş üzerinde hiç adeziv artığı kalmadığını,
- 1: Diş üzerinde kalan adeziv artığının % 50'den az olduğunu,
- 2: Diş üzerinde kalan adeziv artığının % 50'den fazla olduğunu,
- 3: Tüm adezivin diş üzerinde kaldığını ifade etmektedir.

Çalışmamızda değerlendirilen dört farklı kompozit rezin ataşmanın ARI skoru değerleri sırasıyla şu şekilde tespit edilmiştir:

			Grup No				Toplam
			1	2	3	4	
Adeziv artığı (ARI Skoru)	Hiç yok	n	17	23	23	25	88
		%	19,3%	26,1%	26,1%	28,4%	100,0%
	%50'den az	n	10	7	6	6	29
		%	34,5%	24,1%	20,7%	20,7%	100,0%
	%50'den fazla	n	3	2	2	1	8
		%	37,5%	25%	25%	12,5%	100,0%
	Hepsi diş üzerinde kalmış	n	2	0	1	0	3
		%	66,7%	0,0%	33,3%	0,0%	100,0%
	Toplam	n	32	32	32	32	128
		%	25,0%	25,0%	25,0%	25,0%	100,0%

Bağlanma dayanım testi sonrasında kopmanın iki alanda meydana geldiği görülmüştür. Bunlardan ilki braket tabanı-adeziv aralığı, ikincisi ise mine-adeziv aralığıdır. Braket tabanı-adeziv aralığında oluşan kopma koheziv tipi kopma, mine-adeziv aralığında oluşan kopma adeziv tipi kopma olarak tanımlanmaktadır (Scribante A., 2010). Chaudhary ve ark. (2017) çalışmalarında adeziv tipi kopmaların nem kontaminasyonu, yetersiz asitleme gibi teknik eksikliklerden; koheziv tipi kopmaların ise zayıf bir bonding ajan, uygun retansiyonu oluşturamayacak braket tabanı gibi materyal problemlerinden dolayı meydana geldiğini belirtmiştir (Bishara vd., 2001).

ARI skorları ile ilgili yaptığımız literatür taramasında bağlanma dayanım testi sonrası artık kompozitin tamamen diş üzerinde kaldığı (Chaudhary vd., 2017; Northrup vd., 2007) , bir kısmının diş bir kısmının braket üzerinde kaldığı (Chalgren vd., 2007; Sfondrini vd., 2011), tamamının braket üzerinde kaldığı (Karim vd., 2014) çalışmalar olduğu görülmüştür. Chalgren ve ark. (2007) farklı asit türlerini değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmalarında çoğu örnekte adeziv rezinin tamamen dişte kalması ile oluşan koheziv tipi kopma gerçekleştiğini; ARI skorunun 3 olduğunu ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmiştir (Northrup vd., 2007). ARI skorunun 0 olması ortodontist için daha avantajlıdır çünkü kompozitin temizlenmesi için gereken zamanı kısaltır ve debonding işlemi hasta için daha kolaydır. Daha düşük bir ARI skoru bu avantajlarının yanı sıra debonding esnasında mine yüzeyinde çatlak ya da kırık oluşması riskini de taşımaktadır. Daha yüksek ARI skorlarında ise diş yüzeyinde kalan kompozit artığını temizlemek için

daha fazla zaman gerekmektedir. Ayrıca kompozit temizlenirken mine yüzeyinde kayıp ve hasarlar oluşabilmektedir (Chaudhary vd., 2017).

Araştırmamızda hiç adeziv artığı olmayan dişlerin sayısı 88 olup bunların %28.4'ü grup 4'te gözlenmiştir. Adeziv artığı %50'den az olan 29 dişin %34,5'ü grup 1'de; adeziv artığı %50'den fazla olan 8 dişin %37,5'ü grup 1'de ve adeziv artığı tamamen kalmış olan 3 dişin %66,7'si yine grup 1'de gözlenmiştir. Tüm gruplarda mine-adeziv aralığında gerçekleşen kopmanın daha fazla olduğu görülmektedir. ARI skorlarının çoğunlukla düşük çıkması; kullanılan dişlerin insan dişi olması, aynı sürede asitlemenin sığır dişlerine göre daha fazla pörözite oluşturmaya bağlı olarak daha fazla sayıda rezin tag oluşturmaya, ataşman tasarımının farklı olması, artık adeziv değerlendirmesinin çıplak gözle yapılmış olması gibi sebeplerden kaynaklanabilir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

1. Araştırmamızda kullanılan dört farklı kompozit rezinin ortodonti pratiğinde kullanılmak üzere yeterli bağlanma dayanımına sahip olduğu görülmüştür.
2. Bu kompozit rezinler arasında tepilebilir kompozitlerin akışkan kompozitlere göre daha yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğu tespit edilmiştir.
3. Akışkan kompozitlerin bağlanma dayanımı değerinin daha düşük olması, doldurucu içeriğinin tepilebilir kompozitlere göre daha az olmasına bağlanmıştır.
4. Yapılan literatür taramalarında tepilebilir kompozitlerin bağlanma dayanımı değerinin daha yüksek olmasına karşın uygulama süresinin akışkan kompozitlere göre daha uzun olduğu görülmüştür.
5. Ataşman uygulaması sonrası diş yüzeyine yayılan artık kompozitlerin temizlenmesi işleminde akışkan kompozitlerin viskoziteleri sebebiyle daha fazla temizlenmesi gereken artık oluşturduğu görülmüştür.
6. Bu sonuçlar doğrultusunda dört kompozit rezinin de yeterli bağlanma dayanımı göstermesi sebebiyle tercih edilecek kompozitin ilgili diğer faktörler de göz önünde bulundurularak seçilmesinin daha faydalı olacağı düşünülmektedir.
7. Araştırmamızda ARI skoru değerlerinin çoğunlukla 0 ve 1 olarak bulunması kullanılan kompozit rezinlerin mine yüzeyine iyi bir adezyon göstererek bağlandığını ortaya koymaktadır.

7. KAYNAKLAR

- Abdullah M., Rock W.P. (1996). The Effect Of Etch Time and Debond Interval Upon the Shear Bond Strenght of Metallic Orthodontic Brackets. *British Journal Of Orthodontics*, 23:2, 121-124. doi: 10.1179/bjo.23.2.121.
- Alkan Ö., Kaya Y., Ertuğrul B., Keskin S. (2017). Çıplak Gözle ve Farklı Büyütmelerde Belirlenen Artık Adeziv Miktarı Skorlarının Güvenilirliklerinin Değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 23(1): 9-16. doi: 10.5336/dentalsci.2016-52286.
- Alsaud B.A., Hajjaj M.S., Masoud A.I., Abou Neel E.A., Abuelenain D.A., Linjawi A.I. (2022). Bonding of Clear Aligner Composite Attachments to Ceramic Materials: An In Vitro Study. *Materials* 10;15(12):4145. doi: 10.3390/ma15124145.
- Amato P.A.F., Martins R.P., Cruz C.A., Capella M.V., Martins L.P., Ward J.D. (2014). Time reduction of light curing: Influence on conversion degree and microhardness of orthodontic composites. *The Angle Orthodontist*, 146, 1, 40-46. doi: 10.1016/j.ajodo.2014.03.022.
- Artun J, Bergland S. (1984). Clinical Trials with Crystal Growth Conditioning as an Alternative to Acid- Etch Enamel Pretreatment. *Am J Orthod* 85(4):333-40. doi: 10.1016/0002-9416(84)90190-8.
- Atik E., Ciğer S. (2014). Ortodontik Bonding İşleminde Self-Etch Primer ve Konvansiyonel Asit-Etch Tekniklerinin Karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* (3), 452-457. doi: 10.17567/dfd.88039.
- Aydın B., Pamir T., Baltacı A., Orman M., Türk T. (2015). Effect Of Storage Solutions On Microhardness Of Crown Enamel And Dentin. *European Journal Of Dentistry*, 9(2):262-6. doi: 10.4103/1305-7456.156848.
- Barreda G.J., Dzierewianko E.A., Muñoz K.A., Piccoli G.I. (2017). Surface Wear Of Resin Composites Used For Invisalign® Attachments. *Acta Odontol Latinoam* 30(2):90–95. PMID: 29248944.
- Bektaş Ö., Hergüner Ş., Eren D. (2006). Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar. *EÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 27: 117-124.
- Bishara S.E., Trulove T.S. (1990). Comparisons of Different Debonding Techniques for Ceramic Brackets: an In Vitro Study. Part I. Background and Methods. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98(2):145-153. doi: 10.1016/0889-5406(90)70008-z.
- Bishara S.E., Von Wald L., Laffoon J.F., Warren J.J. (2001). Effect Of A Self-Etch Primer/Adhesive On The Shear Bond Strength Of Orthodontic Brackets, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119, 6, 621-624. doi: 10.1067/mod.2001.113269.

- Bollen A., Huang G., King G., Hujoel P., Ma T. (2003). Activation Time And Material Stiffness Of Sequential Removable Orthodontic Appliances. Part 1: Ability To Complete Treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124 (5): 496-501. doi: 10.1016/s0889-5406(03)00576-6.
- Borisorn U., Passiri N., Pornrachanee S. (2016). Shear Bond Strenght of Orthodontic Bonding Materials Polymerized by High Intensity LEDs at Different Intensities and Curing Times. *Key Engineering Materials Vol.723*, 376-381. doi: 10.4028/www.scientific.net/KEM.723.376.
- Boruziniat A., Danaifard N., Gifani M., Hakimi N. (2017). Effect of Storage Media And Sterilization Method on Shear Bond Strength Of Composite to Enamel Of Extracted Teeth. *J Dent Mater Tech* 6(3): 96-102. doi:10.22038/jdmt.2017.9012.
- Brezniak N. (2008). The Clear Plastic Appliance: A Biomechanical Point Of View. *The Angle Orthodontist* 78 (2):381-2. doi: 10.2319/0003-3219(2008)078[0381:TCPA]2.0.CO;2.
- Chalgren R., Combe E.C., Wahl A.J.(2007) Effects Of Etchants Andprimers On Shear Bond Strength Of.Selfligating Estheticorthodontic Bracket. *American Journal of Orthodontics andDentofacial Orthopedics* 132(5): 577.e1-577.e5. doi:10.1016/j.ajodo.2007.03.019.
- Chaudhary G.H., Mattevi G.S., Gakunga P.T. (2017). Comparison of Shear Bond Strength of Four Types of Orthodontic Brackets with Different Base Technologies. *APOS Trends in Orthodontics* 7:273. doi:10.4103/apos.apos_91_17.
- Chen W., Qian L., Qian Y. , Zhang Z., Wen X. (2021). Comparative Study Of Three Composite Materials In Bonding Attachments For Clear Aligners. *Orthod Craniofac Res.* 24(4):520-527. doi: 10.1111/ocr.12465.
- Croll T.P., Cavanaugh R.R. (1986). Enamel Color Modification By Controlled Hydrochloric Acid-Pumice Abrasion. 1.Technique and Examples. *Quintessence Int* (17):81-87. PMID: 3457401.
- Croll T.P., Cavanaugh R.R. (1986). Enamel Color Modification By Controlled Hydrochloric Acid-Pumice Abrasion. II.Futher Examples. *Quintessence Int* (17):157-164. PMID: 3458266.
- Croll T.P., Cavanaugh R.R. (1986). Hydrochloric Acid-Pumice Enamel Surface Abrasion for Color Modification: Results After Six Months. *Quintessence Int* (17):335-341. PMID: 3014596.
- Cruz D.S., Tomaz F.G., Moreno M.C. (2021). Clinically Acceptable Values Of Shear Bond Strenght Of Orthodontic Brackets Bonded On Enamel: En Integrative Review. *Research, Society and Development*, v 10, n 4. doi: 10.33448/rsd-v10i4.13927.

- Çağlaroğlu, Çatalbaş, & Gelgör. (2012). Farklı Yöntemlerle Pürüzlendirilmiş Mine Yüzeyinin Fotoğrafik Görüntülerinin Karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, (2), 154-159.
- Çelik Ç. (2017) Güncel Kompozit Rezin Sistemler. *Türkiye Klinikleri Restor Dent-Special Topics* 3(3): 128-37.
- Çelik Ç., Özel Y. (2008). Rezin Restoratif Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları. *Journal of Clinical Sciences*, (2), 109-115.
- D'Anto V., Muraglie S., Castellano B., Candida E., Sfondrini M.F., Scribante A., Grippaudo C. (2019). Influence Of Dental Composite Viscosity İn Attachment Reproduction: An Experimental İn Vitro Study. *Materials* 12:4001. doi: 10.3390/ma12234001.
- Doomen R.A., Aydin B., Kuitert R. (2018). Possibilities And Limitations Of Treatment With Clear Aligners An Orientation. *Nederlands Tijdschrift Voor Tandheelkunde* 125(10):533-540. doi: 10.5177/ntvt.2018.10.18131.
- Eidelman E. (1998). Intentional Sealing Of Occlusal Dentin Caries : A Controversial Issue. *Pediatr Dent* 15:312. PMID:8092666.
- Ellis R.W., Latta M.A., Westerman G.H. (1999). Effect Of Air Abrasion And Acid Etching On Sealant Retention: An İn Vitro Study. *Pediatr Dent* 21:316-319. PMID:10509330.
- Ferreira J.T.L., Borsatto M.C., Saraiva M.C.P., Matsumoto M.A.N., Torres C.P. and Romano F.L. (2020). Evaluation of Enamel Roughness İn Vitro After Orthodontic Bracket Debonding Using Different Methods of Residual Adhesive Removal. *Turk J Orthod* 33(1): 43-51. doi: 10.5152/TurkJOrthod.2020.19016.
- Ganta G.K., Cheruvu K., Ravi R.K., Reddy R.P. (2021). Clear Aligners The Aesthetic Solution: A Review. *International Journal Of Dental Materials* 2582-2209. doi:10.37983/IJDM.2021.3304.
- Gelgör İ.E., Büyükyılmaz T.A. (2003). A Practical Approach to White Spot Lesion Removal. *World J Orthod* (4): 152-156.
- Giancotti A., Romanini G., Docimo R. (2004). Early Treatment Of Anterior Crossbite With An Essix-Based Appliance. *Journal Of Clinical Orthodontics: JCO* 38(3):161-4. PMID:15075489.
- Hadad, R., Hobson, R. S., & McCabe, J. F. (2006). Micro-Tensile Bond Strength To Surface And Subsurface Enamel. *Dental Materials*, 22(9), 870-874. doi: 10.1016/j.dental.2005.11.016.
- Haller B., Hofmann N., Klaiber B., Bloching U. (1993). Effect Of Storage Media On Microleakage Of Five Dentin Bonding Agents. *Dent Mater* 9:191-197. doi: 10.1016/0109-5641(93)90119-b.

- Hara A.T., Pimenta L.A.F., Rodrigues A.L. (2001). Influence of Cross-head Speed on Resin-Dentin Shear Bond Strenght. *Academy of Dental Materials*. 17, 165-169. doi: 10.1016/s0109-5641(00)00060-9.
- Ilie N., Rencz A., Hickel R. (2013). Investigations Towards Nano-Hybrid Resin-Based Composites. *Clin Oral Investig* 17:185–93. doi: 10.1007/s00784-012-0689-1.
- International Organization for Standardization. ISO TR 11405. (1994). Dental materials Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure.
- Jardim A.F.V., Freitas J.C., Estrela C. (2023). Surface Wear And Adhesive Failure Of Resin Attachments Used İn Clear Aligner Orthodontic Treatment. *Journal of Orofacial Orthopedics*. doi: 10.1007/s00056-023-00471-5.
- Joffe L. (2003). Invisalign®: Early Experiences. *J Orthod*. 30(4):348–52. doi: 10.1093/ortho/30.4.348.
- Kanashiro L.K., Robles-Ruíz J.J., Ciamponi A.L., Medeiros I.S., Tortamano A., Paiva J.B. (2014). Influence Of Different Methods Of Cleaning Custom Bases On The Shear Bond Strength Of İndirectly Bonded Brackets. *Journal of Orthodontics*, 41, 3, 175-180. doi: 10.1179/1465313313Y.0000000090.
- Karim Soltani M., Barkhori S., Alizadeh Y., Golfshan F. (2014). Comprasion of Debonding Characteristics of the Conventional Metal and Self Ligating Brackets to Enamel: An in Vitro Study. *Irianian Journal of Orthodontics* 9(3). doi: 10.17795/ijo-3739.
- Katelyn F., Nada S., Chung K., Robert O., Nathaniel L. (2015). Translucency, Stain Resistance And Hardness Of Composites Used For İnvisalign Attachments. *The University of Alabama at Birmingham ProQuest Dissertations Publishing*, 1605253. PMID:27117736.
- Kırcelli B., Kılınç D.D., Karaman A., Sadry S., Gönül E.Y., Göğen H. (2023). Comprasion of the Bond Strength of Five Different Composites Used in the Production of Clear Aligner Attachments. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg*. 101481. doi: 10.1016/j.jormas.2023.101481.
- Klocke A., Kahl-Nieke B. (2005). Influence of Force Location in Orthodontic Shear Bond Strenght Testing. *Academy of Dental Materials*, Vol 21, Issue 5, May 2005, 391-396. doi: 10.1016/j.dental.2004.07.004.
- Klocke A., Kahl-Nieke B. (2006). Effect of Debonding Force Direction on Orthodontic Shear Bond Strenght. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 129:261-5. doi: 10.1016/j.ajodo.2004.07.048.
- Kumar K., Bhardwaj S., Garg V. (2018). İnvisalign: A Trasparent Braces. *Journal of Advanced Medikal and Dental Siciences Research* (6):144-147. doi: 10.21276/jamdsr.
- Legler L.R., Retief D.H., Bradley E.L., Denys F.R., Sadowsky P.L. (1989). Efects of Phosphoric Acid Concentration and Etch Duration on the Shear Bond Strenght

of an Orthodontic Bonding Resin to Enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 96;485-92. doi: 10.1016/0889-5406(89)90115-7.

Lin S., Huang L., Li J., Wen J., Xu H., Zhang L., Li H. (2021). Assesment Of Preperation Time And 1 Year Invisalign Aligner Attachment Survival Using Flowable And Packable Composites. *Angle Orthod* 91:583-9. doi: 10.2319/063020-598.1.

Lindauer S.J., Browning H., Shroff B., Marshall F., Anderson R.H., Moon P.C. (1997). Effect Of Pumice Prophylaxis On The Bond Strength Of Orthodontic Brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 111, 6, 599-605. doi: 10.1016/s0889-5406(97)70311-1.

Mansour A, Bakhsh Z. (2015). An Evaluation of a Light Cure and Dual Tray For Indirect Bonding of Orthodontic Brackets. *Life Science Journal*, 12, 1, 190-193.

Mantovani E., Castroflorio E., Rossini G., Garino F., Cugliari G., Deregibus A., Castro- florio T. (2019). Scanning Electron Microscopy Analysis Of Aligner Fitting On Anchorage Attachments. *J Orofac Orthop* 80:79–87. doi: 10.1007/s00056-018-00167-1.

Mardaga W.J., Shannon I.L. (1982). Decreasing The Depth Ofetch Fordirect Bonding In Orthodontics. *J Clin Orthod* 16:130-2. PMID:7047564.

McCabe, J. F., & Walls, A. W. G. (1998). Adhesive Restorative Materials: Bonding Of Resin-Based Materials. In *Applied Dental Materials*. (pp. 189-201) Blackwell Science Oxford.

Meerbeek B., Vargas M., Inoue S., Yoshida Y., Peumans M., Lambrechts P., Vanherle G. (2001). Adhesives and Cements to Promote Preservation Dentistry. *Oper Dent. Suppl* 6:119–44.

Mohebi S., Shafiee H.A., Ameli N. (2017). Evaluation of Enamel Surface Roughness After Orthodontic Bracket Debonding With Atomic Force Microscopy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 151:521-7. doi: 10.1016/j.ajodo.2016.08.025.

Montasser M.A., Drummond J.L. (2009). Reliability of The Adhesive Remnant Index Score System with Different Magnifications. *Angle Orthod* 79(4):773-6. doi: 10.2319/080108-398.1.

Morton J., Derakhshan M., Kaza S., Li C. (2017). Desing Of The Invisalign System Performance. *Semin Orthod* 23:3-11. doi:10.1053/j.sodo.2016.10.001.

Moshonov J., Stabholz A., Zyskind D., Sharlin E., Peretz B. (2005). Acid-Etched And Erbium: Yttrium Aluminium Garnet Laser-Treated Enamel For Fissure Sealants: A Comparison Of Microleakage. *Int J Paediatr Dent* 15:205–209. doi: 10.1111/j.1365-263X.2005.00624.x.

Moya S.P., Zafra J.L. (2021). Aligner Techniques in Orthodontics, First Edition, 39-49.

- Murray S., Honson R. (2003). Comparison Of In Vivo And In Vitro Shear Bond Strenght. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* Vol 123, No 1. doi: 10.1067/mod.2003.49.
- Nahoum H.I. (1964). The Vacuum Formed Dental Contour Appliance. *NY State Dent J* 9:385–90.
- Northrup R.G., Berzins D.W., Bradley T.G., Schuckit W. (2007). Shear Bond Strength Comparison Between Two Orthodontic adhesives And Selfligating And Conventional Brackets. *Angle Orthodontist* 77(4):701-706. doi:10.2319/022406-79.
- Nucera, R. Dolci, C. Bellocchio, A.M. Costa, S. Barbera, S. Rustico, L. Farronato, M. Militi, A. Portelli, M. (2022). Effects of Composite Attachments on Orthodontic Clear Aligners Therapy: A Systematic Review. *Materials* 11;15(2):533. doi: 10.3390/ma15020533.
- Ogaard B., Fjeld M. (2010). The Enamel Surface and Bonding in Orthodontics. *Semin Orthod* 16:37-48. doi:10.1053/j.sodo.2009.12.003.
- OMNICHROMA: Simplifying the Restorative Process”. *Compend Contin Educ Dent*. 2019;40.
- Öz A.A., Öz A.Z., Arıcı S. (2016). In Vitro Bond Strenght and Clinical Failure Rates of Metal Brackets Bonded with Different Light-Emitting Diode Units and Curing Times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 149:212-6. DOI: 10.1016/j.ajodo.2015.07.036.
- Padovani G.C., Feitosa V.P., Sauro S., Tay F.R., Duran G., Paula A.J., Duran N. (2015). Advances In Dental Materials Through Nanotechnology: Facts, Perspectives And Toxicological Aspects. *Trends Biotechnol* 2015;33:621–36. doi: 10.1016/j.tibtech.2015.09.005.
- Phan X., Ling P.H. (2007). Clinical limitations of Invisalign. *J Can Dent Assoc (Tor)*. 2007;73(3). PMID: 17439714.
- Pickett K.L., Sadowsky L., Jacobson A., Lacefield W. (2001). Orthodontic In Vivo Bond Strength: Comparison With In Vitro Results. *Angle Aorthodontics*, Vol 71, no 2. doi: 10.1043/0003-3219(2001)071<0141:OIVBSC>2.0.CO;2.
- Polat O., Karaman A.I., Buyukyilmaz T. (2004). In vitro evaluation of shear bond strengths and in vivo analysis of bond survival of indirect-bonding resins, *Angle Orthodontist*, 74, 3, 405-409. doi: 10.1043/0003-3219(2004)074<0405:IVEOSB>2.0.CO;2.
- Putrino A., Barbato E., Galluccio G. (2021). Clear Aligners: Between Evolution and Efficiency- A Scoping Review. *Int J Environ. Res. Public Health* 18, 2870. doi: 10.3390/ijerph18062870.
- Reynolds I.R. (1975). A review of direct orthodontic bonding, *British Journal of Orthodontics*, 2,171-178. doi:10.1080/0301228X.1975.11743666.

- Rosvall M.D., Fields H.W., Ziuchkovski J., Rosenstiel S.F., Johnston W.M. (2009). Attractiveness, acceptability, and value of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop.*135(3):276-e1. doi: 10.1016/j.ajodo.2008.09.020.
- Saah A., Miethke H.R. (2012). Invisalign®, An Innovative Invisible Orthodontic Appliance To Correct Malocclusions: Advantages And Limitations. *Dent Update* 39(4):254–60. doi:10.12968/denu.2012.39.4.254
- Scribante A., Sfondrini M.F., Fraticelli D., Balconi B., Gandini P. (2010). Effect of Saliva Moistening on Shear Bond Strength of Self Ligating Orthodontic Brackets. *Current Research in Dentistry* 1(2):23-28. doi: 10.3844/crdsp.2010.23.28
- Sfondrini M.F., Gatti S., Scribante A. (2011). Shear Bond Strenght Of Self Ligating Brackets. *The European of Journal of Orthodontics* 33(1):71-74. doi:10.1093/ejo/cjq041.
- Shinchi M.J., Soma K., Nakabayashi N. (2000). The Effect Of Phosphoric Acid Concentration On Resin Tag Length And Bond Strength Of A Photo-Cured Resin To Acid- Etched Enamel, *Dental Materials*, 16, 5, 324-329. doi: 10.1016/s0109-5641(00)00024-5.
- Sungurtekin, E., Bani, M., & Öztaş, N. (2009). Mine Pürüzlendirme Yöntemleri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 189-194.
- Teixeira E.C., Thompson J.L., Piascik J.R., Thompson J.Y. (2005). In Vitro Toothbrush-Dentrifice Abrasion of Two Restorative Composites. *J Esthet Restor Dent* 17:172-180. doi: 10.1111/j.1708-8240.2005.tb00109.x.
- Trakyalı G., Ozdemir F.I., Arun T. (2009). Enamel Colour Changes At Debonding And After Finishing Procedures Using Five Different Adhesives. *Eur J Orthod* 31:397-401. doi: 10.1093/ejo/cjp023.
- Türkoğlu Ö., Bulut A.C. (2019). Geçmişten Günümüze Polimerizasyon Cihazları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, Cilt:29, Sayı:4, Yıl:2019, Sayfa: 683-690. doi: 10.17567/ataunidfd.292150.
- Ulusoy C. (2019). Comparison of finishing and polishing systems for residual resin removal after debonding. *J Appl Oral Sci.* 17:209–15. doi: 10.1590/S1678-77572009000300015.
- Vlaskalic V., Boyd R.L. (2002). Clinical evolution of the Invisalign appliance. *J Calif Dent Assoc.* 30(10):769–76. PMID:12403481.
- Wang W.N., Tarng T.H. (1991). Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 100(3):209–11. doi: 10.1016/0889-5406(91)70057-4.
- Weckmann J., Scharf S., Graf I., Schwarze J., Keilig L., Bourauel C., Braumann B. (2020). Influence Of Attachment Bonding Protocol On Precision Of The Attachment In Aligner Treatments. *J Orofac Orthop* 81:30-40. doi: 10.1007/s00056-019-00204-7.

- White D.W., Julien K.C., Jacop H., Campbell P.M., Buschang P.H. (2017). Discomfort Associated with Invisalign and Traditional Brackets. *Angle Orthodontics* 87:801-808. doi: 10.2319/091416-687.1.
- Yadav V. (2013). Nanotechnology, Big Things From A Tiny World: A Review. *AEEE* 3;771-778.
- Yaosen C., Mohamed A.M., Jinbo W., Ziwei Z., Al-Balaa M., Yan Y. (2021). Risk Factors Of Composite Attachments Loss In Orthodontic Patients During Orthodontic Clear Aligner Therapy: A Prospective Study. *Biomed Res Int* 23:6620377. doi: 10.1155/2021/6620377.
- Yap A.U., Tan C.H., Chung S.M. (2004). Wear Behavior Of New Composite Restoratives. *Oper Dent* 29:269-274. PMID: 15195726.
- Zachrisson B., Büyükyılmaz T. (2005). Bonding in Orthodontics. *Chapter 14, in Orthodontics: Current Principles and Techniques, Editors, Graber X, Vig V, 4. baskı, 727-748, Mosby, St. Louis.*
- Zaher A.R., Abdalla E.S., Motie M.A.A., Rehman N.A., Kassem H. and Athanasiou A.E. (2012). Enamel Colour Changes After Debonding Using Various Bonding Systems. *Journal of Orthodontics*, Vol. 39, 82–88. doi: 10.1179/1465312512Z.00000000009.
- Zheng M., Liu R., Ni Z., Yu Z. (2017). Efficiency, Effectiveness And Treatment Stability Of Clear Aligners: A Systematic Review And Meta-Analysis. *Orthod Craniofac Res.* 20:127. doi: 10.1111/ocr.12177

