

T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANA BİLİM DALI



ŞEFFAF PLAK TEDAVİLERİNDE KULLANILAN FARKLI
KOMPOZİT MATERYALLERİNİN MAKASLAMA
BAĞLANMA DAYANIMLARI VE AŞINMA DİRENÇLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI

ORTODONTİ UZMANLIK TEZİ

BURAK BASRİ ÜSTÜNÜNAL

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. YASEMİN NUR KORKMAZ

İKİNCİ TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. YASİN HEZENCİ

BOLU, ARALIK 2025

KABUL VE ONAY SAYFASI

T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
Tez Onay Belgesi

Tezin Başlığı : Şeffaf Plak Tedavilerinde Kullanılan Farklı Kompozit Materyallerinin Makaslama Bağlanma Dayanımları ve Aşınma Dirençlerinin Karşılaştırılması

Tezin Savunma Tarihi : 29.12.2025

Tezin Danışmanı : Doç. Dr. Yasemin Nur KORKMAZ

Jüri Başkanı : Doç. Dr. Orhan ÇİÇEK

Üye : Doç. Dr. Yasemin Nur KORKMAZ

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Musa BULUT

DEKANLIK ONAYI

Bu tez Uzmanlık Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.

Prof. Dr. Ali KELEŞ

DEKAN

ETİK BEYAN

Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kılavuzu ve Şablonuna uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu bildirir

aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Teze ilişkin Turnitin adlı programında fakülte dekanlığınca belirlenen filtrelemeler uygulanarak alınmış, olan benzerlik raporuna göre, tezin benzerlik oranı %30'u geçmemektedir.

Bu çalışma için n Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmaları Etik Kurulundan 2025/161 sayısı ile etik izin alınmıştır.

BURAK BASRİ ÜSTÜNÜNAL

ÖZET

ŞEFFAF PLAK TEDAVİLERİNDE KULLANILAN FARKLI KOMPOZİT MATERYALLERİNİN MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMLARI VE AŞINMA DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK PROGRAMI

BURAK BASRİ ÜSTÜNÜNAL

BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

ORTODONTİ UZMANLIK PROGRAMI

(TEZ DANIŞMANI: Doç. Dr. YASEMİN NUR KORKMAZ)

(İKİNCİ DANIŞMAN: Doç. Dr. YASİN HEZENCİ)

BOLU, ARALIK - 2025

XII + 73 sayfa

Bu çalışmanın amacı, şeffaf plak tedavilerinde ataşman materyali olarak kullanılan altı farklı kompozit rezinin makaslama bağlanma dayanımları (MBD) ve aşınma dirençlerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir. Çalışmada, klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılan akışkan ve tepilebilir kompozit rezinler incelenmiştir. Araştırma in-vitro olarak ve iki ana aşamada yürütülmüştür. İlk aşamada, belirlenen kompozit grupları kullanılarak hazırlanan ataşman örneklerinin makaslama bağlanma dayanımları, standartlaştırılmış test koşulları altında ölçülmüş ve elde edilen değerler megapascal (MPa) cinsinden hesaplanmıştır. İkinci aşamada ise aynı kompozit grupları, belirli yük, tur sayısı ve kayma mesafesi altında gerçekleştirilen aşınma testine tabi tutulmuş; aşınma oranları ve sürtünme katsayıları değerlendirilmiştir. Ataşmanların diş yüzeyinden ayrılma tiplerini incelemek amacıyla Adeziv Artık İndeksi (ARI) skorları analiz edilmiştir. Çalışmada tüm istatistiksel analizler IBM SPSS (Versiyon 26.0, IBM Corp., ABD) programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Değişkenlerin dağılım özellikleri Shapiro-Wilk normallik testi ile değerlendirilmiş ve tüm gruplarda $p < 0.05$ bulunması nedeniyle verilerin normal dağılmadığı belirlenmiştir. Bu nedenle parametrik olmayan yöntemler tercih edilmiştir. Gruplar arasındaki farklılıkları incelemek amacıyla Kruskal-Wallis H testi uygulanmıştır. Analiz sonucunda gruplar arasında anlamlı fark saptanmıştır. Farkın hangi gruplardan kaynaklandığını belirlemek için Bonferroni düzeltmeli Dunn post-hoc testi yapılmıştır. Ayrıca iki bağımsız sayısal değişken arasındaki ilişki normal dağılım göstermediği için Spearman korelasyon testi uygulanmıştır. ARI skorlarının gruplar arasında karşılaştırılması için ki-kare testi kullanılmıştır. Tüm analizlerde istatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak kabul edilmiştir. Elde edilen bulgulara göre, kompozit materyaller arasında makaslama bağlanma dayanımı, aşınma oranı açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p < 0,05$). Yüksek viskoziteli kompozitlerin genel olarak daha yüksek MBD değerleri ve daha düşük aşınma oranları gösterdiği; akışkan kompozitlerin ise bazı gruplarda daha yüksek aşınma eğilimi sergilediği belirlenmiştir. ARI skorlarının dağılımı, kullanılan

kompozit materyalin ataşman–mine ara yüzeyindeki bağlanma karakterini etkilediğini ortaya koymuştur.

Sonuç olarak, şeffaf plak tedavilerinde ataşman materyali seçiminde kompozit rezinin viskozitesi ve doldurucu oranı, bağlanma başarısı ve aşınma direnci açısından klinik olarak önemli parametrelerdir. Bu çalışmadan elde edilen bulguların, klinisyenlere ataşman materyali seçiminde bilimsel bir rehber sunacağı ve tedavi etkinliğinin artırılmasına katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

ANAHTAR KELİMELEER: Şeffaf plak, Ataşman, Kompozit rezin, Makaslama bağlanma dayanımı, Aşınma direnci



ABSTRACT

COMPARISON OF SHEAR BOND STRENGTH AND WEAR RESISTANCE OF DIFFERENT COMPOSITE MATERIALS

USED IN CLEAR ALIGNER THERAPY

SPECIALIZATION THESIS

BURAK BASRİ ÜSTÜNÜNAL

BOLU ABANT İZZET BAYSAL UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

DEPARTMENT OF ORTHODONTICS

(SUPERVISOR: Doç. Dr. YASEMİN NUR KORKMAZ)

(CO-SUPERVISOR: Doç. Dr. YASİN HEZENCİ)

BOLU, DECEMBER 2025

XII + 73 pages

The aim of this study is to comparatively evaluate the shear bond strength (SBS) and wear resistance of six different composite resins used as attachment materials in clear aligner treatments. In the study, flowable and packable composite resins that are widely used in clinical applications were examined. The research was conducted in vitro and in two main stages. In the first stage, the shear bond strength of attachment samples prepared using the determined composite groups was measured under standardized test conditions, and the obtained values were calculated in MPa. In the second stage, the same composite groups were subjected to a wear test performed under a specified load, number of cycles, and sliding distance; wear rates and friction coefficients were evaluated. In order to examine the types of detachment of the attachments from the tooth surface, Adhesive Remnant Index (ARI) scores were analyzed. All statistical analyses in the study were performed using the IBM SPSS (Version 26.0, IBM Corp., USA) software. The distribution characteristics of the variables were evaluated using the Shapiro–Wilk normality test, and since $p < 0.05$ was found in all groups, it was determined that the data were not normally distributed. Therefore, non-parametric methods were preferred. The Kruskal–Wallis H test was applied to examine differences between groups. As a result of the analysis, a significant difference was detected between the groups. In order to determine which groups caused the difference, a Bonferroni-corrected Dunn post-hoc test was performed. In addition, since the relationship between two independent numerical variables did not show a normal distribution, the Spearman correlation test was applied. The chi-square test was used to compare ARI scores between groups. In all analyses, the level of statistical significance was accepted as $p < 0.05$. According to the findings obtained, statistically significant differences were found among the composite materials in terms of shear bond strength and wear rate ($p < 0.05$). It was determined that high-viscosity composites generally exhibited higher SBS values and lower wear rates, whereas flowable composites showed a higher tendency for wear in some groups. The distribution of ARI scores revealed that the composite material used affected the bonding characteristics at the attachment–enamel interface.

As a result, in the selection of attachment materials in clear aligner treatments, the viscosity and filler content of the composite resin are clinically important

parameters in terms of bonding success and wear resistance. It is considered that the findings obtained from this study will provide clinicians with a scientific guide in the selection of attachment materials and will contribute to increasing treatment effectiveness.

KEYWORDS: Clear aligner, Attachment, Composite resin, Shear bond strength, Wear resistance



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	iv
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	viii
ŞEKİL LİSTESİ	x
TABLO LİSTESİ	xi
FOTOĞRAF LİSTESİ.....	xii
KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ.....	xiii
TEŞEKKÜR.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLENDİRME	3
2.1 Şeffaf Plaklar	3
2.1.1 Şeffaf Plak Sistemlerinin Gelişimi	4
2.1.2 Şeffaf Plak Tedavisinin Avantaj ve Dezavantajları.....	6
2.2 Şeffaf Plakların Üretimi, Uygulanması ve Dış Hareketi	8
2.3 Ataşmanlar.....	10
2.3.1 Fonksiyonlarına Göre Ataşmanların Sınıflandırılması.....	10
2.3.2 Tasarım Özelliklerine Göre Ataşmanların Sınıflandırılması.....	13
2.4 Ataşman Uygulaması.....	14
2.4.1 Mine Yüzeyinin Temizlenmesi	15
2.4.2 Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi.....	15
2.4.3 Mine Yüzeyinin Örtülmesi	16
2.4.4 Kompozit Rezinler.....	16
2.4.5 Işık Kaynakları	22
2.5 Bağlanma Dayanımı Testleri	24
2.5.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	24
2.5.2 Gerilim Bağlanma Dayanım Testi	24
2.5.3 Mikrogerilim Bağlanma Dayanım Testi.....	25
2.5.4 Mikromakaslama Bağlanma Dayanım Testi	25
2.6 Aşınma Direnci Testi.....	25
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	27
3.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı	27
3.1.1 Dişler	27
3.1.2 Akrilik Blokların Hazırlanması	28
3.1.3 Ataşman Şablonun Hazırlanması.....	28
3.1.4 Asit Jel.....	29

3.1.5 Kompozitler.....	29
3.1.6 Işık Kaynağı.....	33
3.1.7 Ataşman Uygulaması.....	34
3.1.8 Yaşlandırma Yöntemi.....	35
3.1.9 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	35
3.2 Aşınma Direnci.....	37
3.2.1 Örneklerin Hazırlanması.....	37
3.2.2 Örneklerin Aşındırılması.....	38
3.2.3 Aşınmanın Ölçülmesi ve Değerlendirilmesi.....	43
3.3 Yüzeylerin İncelenmesi.....	44
3.4 İstatistiksel Analiz.....	44
4. BULGULAR	46
4.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testine Ait Bulgular	46
4.2 Aşınma Oranına Ait Bulgular	48
4.3 Sürtünme Katsayısına Ait Bulgular.....	49
4.4 ARI Skoruna Ait Bulgular.....	53
5. TARTIŞMA	54
5.1 Amacın tartışılması.....	54
5.2 Gereç ve Yöntemin Tartışması	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
5.3 Bulguların Tartışması	62
5.3.1 MBD Bulguları.....	62
5.3.2 Aşınma Direnci Bulguları.....	67
5.3.3 ARI Skoru Bulguları.....	70
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	72
6.1 Tezleri Oluşturan Bölümlerin Genel Yazım Planı.....	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
KAYNAKLAR.....	74

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 4.1. Makaslama bağlanma dayanımı testi verilerinin sütun grafiği şeklinde gösterimi.....	46
Şekil 4.2. Aşınma oranı testi verilerinin sütun grafiği şeklinde gösterimi.....	48
Şekil 4.3. CT grubuna ait sürtünme katsayısı grafiği.....	50
Şekil 4.4. 3MT grubuna ait sürtünme katsayısı grafiği.....	50
Şekil 4.5. 3MA grubuna ait sürtünme katsayısı grafiği	51
Şekil 4.6. GCT grubuna ait sürtünme katsayısı grafiği.....	51
Şekil 4.7. GCA grubuna ait sürtünme katsayısı grafiği	52
Şekil 4.8. CA grubuna ait sürtünme katsayısı grafiği	52

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler.....	30
Tablo 4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Verilerine Ait Değerler	46
Tablo 4.2. Aşınma Oranı Testi Verilerine Ait Değerler.....	48
Tablo 4.3. Gruplara Göre ARI Skorlarının Dağılımları	53
Tablo 4.4. ARI Skoru Dağılımına Ait İstatistikler	53



FOTOĞRAF LİSTESİ

Sayfa

Fotoğraf 3.1. Silindirik kalıplar, dişlerin toka ile sabitlenmesi, akrilik dökülmüş örnekler.....	28
Fotoğraf 3.2. %37 fosforik asit jel	29
Fotoğraf 3.3. Charisma® Flow, GLUMA® Bond Universal	31
Fotoğraf 3.4. GC G-aenial Universal Injectable, G-Premio Universal Bond ..	31
Fotoğraf 3.5. 3M Filtek Supreme Flowable, Scotchbond Universal Bond.....	32
Fotoğraf 3.6. Charisma® Diamond, GLUMA® Bond Universal.....	32
Fotoğraf 3.7. GC G-aenial Posterior, G-Premio Universal.....	33
Fotoğraf 3.8. 3M Filtek Z250, Scotchbond Universal Bond.....	33
Fotoğraf 3.9. LED ışık kaynağı(Valo, Opal Orthodontics by Ultradent, USA)34	
Fotoğraf 3.10. Yaşlandırma için kullanılan termal döngü cihazı.....	35
Fotoğraf 3.11. Shimadzu AGS-X Universal test cihazı.....	36
Fotoğraf 3.12. Örneklerin test edilişi	37
Fotoğraf 3.13. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıplar	38
Fotoğraf 3.14. Charisma® Flow (Kulzer, Almanya)	40
Fotoğraf 3.15. GC G-aenial Universal Injectable (GC Corporation, Japonya)40	
Fotoğraf 3.16. 3M Filtek Supreme Flowable (3M ESPE, ABD)	41
Fotoğraf 3.17. Charisma® Diamond (Kulzer, Almanya)	41
Fotoğraf 3.18. GC G-aenial Posterior (GC Corporation, Japonya).....	42
Fotoğraf 3.19. 3M Filtek Z250 (3M ESPE, ABD).....	42
Fotoğraf 3.20. CSM tribometre cihazı	43
Fotoğraf 3.21. Veeco Dektak 8 profilometre cihazı.....	44

KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ

ARI: Adeziv Artık İndeksi

SEM: Taramalı elektron mikroskobu

%: Yüzde

3B: 3 Boyutlu

ark.: Arkadaşları

MPa: Megapaskal

MBD: Makaslama bağlanma dayanımı

CAD/CAM: Bilgisayar destekli tasarım ve üretim

Bis-GMA: Bisfenol-A glisidil metakrilat

TEGDMA: Trietilenglikol dimetakrilat

UDMA: üretan dimetakrilat

Bis-EMA: Etoksillenmiş bisfenol-A dimetakrilat

D3MA: dekandiol dimetakrilat

UTMA: Üretan tetrametakrilat

MPTS: 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan

µm: Mikrometre

nm: Nanometre

mm: milimetre

mm²: milimetre kare

m: metre

dk: dakika

N: Newton

LED: Light Emitting Diode

CA: Charisma® Flow

GCA: GC G-aenial Universal Injectable

3MA: 3M Filtek Supreme Flowable

CT: Charisma® Diamond

GCT: GC G-aenial Posterior

3MT: 3M Filtek Z250

Al₂O₃: Alüminyum oksit

TEŞEKKÜR

Eğitim hayatım boyunca samimiyeti ve içten desteğiyle her zaman güç veren; mesleki yolculuğumda fikirleri, rehberliği ve örnek aldığı duruşuyla bana yön gösteren; akademik sürecin ötesinde doğal ve içten desteğini her daim hissettiğim, hocalığının yanı sıra bir ağabey gibi her zaman yanımda olan Sayın Doç. Dr. YASİN HEZENCİ'ye gönülden teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince; bilgisi, tecrübesi ve yüksek akademik birikimiyle ve sunduğu çözüm odaklı desteğiyle her zaman güven veren ve kendisiyle çalışma fırsatını mesleki hayatımda önemli bir kazanım olarak gördüğüm hocam ve tez danışmanım Sayın Doç. Dr. YASEMİN NUR KORKMAZ'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini nazik bir yaklaşımla benimle paylaşan, pozitif tutumu ve yapıcı değerlendirmeleriyle mesleki ve akademik gelişimime değerli katkılar sağlayan kıymetli hocam Sayın Doç. Dr. SEMİHA ARSLAN'a teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimi süresince bilgi ve tecrübesini büyük bir nezaket ve mütevazılık ile paylaşan, her zaman yapıcı ve destekleyici yaklaşımıyla gelişimime katkı sağlayan, mesleki yetkinliğini örnek aldığı değerli hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi MUSA BULUT'a teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık dönemimin sonlarına doğru tanışma fırsatı bulduğum; pozitif yaklaşımı, nazik değerlendirmeleri ve akademik katkılarıyla her zaman destek olan değerli hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi AYBÜKE ASENA ATASEVER İŞLERE'e teşekkür ederim.

Eğitimim süresince tanıdığım ve zamanla güçlü bir dostluk bağı kurduğum bu yolculuğu daha kolay, daha anlamlı ve daha güzel kılan değerli arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Hayatım boyunca koşulsuz sevgileri, sabırları ve destekleriyle her zaman yanımda olan canım aileme bana gösterdikleri değer ve her adımda arkamda durarak bugün olduğum kişiye dönüşmemde verdikleri emek için gönülden teşekkür ederim.

1.GİRİŞ

Ortodontik tedavilerde temel amaç, maloklüzyonların düzeltilmesi ile estetik ve fonksiyon açısından ideal bir oklüzyon elde edilmesidir. Teknolojik gelişmeler, değişen yaşam alışkanlıkları ve toplumsal farkındalığın artması, ortodontik tedaviyi sadece çocukların değil, her yaştan bireyin başvurabileceği bir yöntem haline getirmiştir. Günümüzde erişkin hasta grubunda estetik kaygılar ön plana çıkmakta ve bu durum daha az görünür apareylerin kullanımına olan ilgiyi artırmaktadır (Alexander ve ark., 1986). Şeffaf plak tedavileri, estetik avantajları, konforlu kullanımları ve ağız hijyenine olumlu katkıları nedeniyle önemli bir tedavi alternatifini haline gelmiştir. Geleneksel sabit ortodontik tedaviler uzun yıllardır yaygın şekilde uygulanmasına rağmen, estetik kaygılar, konfor ve oral hijyen açısından bazı dezavantajlar taşımaktadır. Bu sebeple, şeffaf plaklarla ortodontik tedavi, son yıllarda hem hekimler hem de hastalar tarafından giderek daha fazla tercih edilmeye başlanmıştır (Kravitz ve ark., 2009). Şeffaf plak tedavisi, ilk kez 1997’de tanıtılmış ve 1999 yılında Invisalign firmasının klinik uygulamalarıyla yaygınlaşmaya başlamıştır (E. Kuo ve R. J. Miller, 2003; X. Phan ve P. H. Ling, 2007). Bu gelişmelerin ardından birçok farklı firma kendi sistemlerini piyasaya sürmüştür. Farklı firmalara ait bu sistemler temel prensipler açısından benzerlik gösterse de üç boyutlu yazılım teknolojileri, üretim yöntemleri, kullanılan materyaller, plak değişim süreleri ve hasta-hekim etkileşimleri bakımından çeşitli farklılıklar içermektedir (Graber ve ark., 1994; Kim ve Echarri, 2007; Kim ve Ozturk-Ortan, 2009; Wong, 2002). Şeffaf plak sistemlerinin başarısı, yalnızca kullanılan yazılım ve biyomekanik prensiplere değil, aynı zamanda plaklarla birlikte kullanılan yardımcı unsurlara da bağlıdır. Bu yardımcı unsurların başında ataşmanlar gelmektedir.

Ataşmanlar, diş yüzeyine yerleştirilen kompozit parçalarıdır ve plakların dişlere uyguladığı kuvvetlerin daha etkin iletilmesini sağlar. Diş hareketlerinin öngörülebilirliğini artırarak tedavi etkinliğini yükseltirler (Kravitz ve ark., 2009). Ortodontik tedavi boyunca ataşmanların formlarının bozulmaması ve bütünlüklerinin korunması, planlanan diş hareketlerinin başarıyla gerçekleştirilmesi için önem taşımaktadır (Barreda ve ark., 2017; H. Dasy ve ark., 2015; Garino ve ark., 2016; Gomez ve ark., 2015). Tedavi süresince sert gıdaların çiğnenmesi ve plakların düzenli olarak takılıp çıkarılması sırasında oluşan mekanik

kuvvetlere karşı direnç gösterebilecek ataşmanların üretilmesi önemlidir (Yaosen ve ark., 2021). Ataşmanların aşınması, öngörülen diş hareketlerinin tam olarak sağlanmasını engelleyerek tedavi başarısının düşmesine neden olabilir (Feinberg ve ark., 2016). Plak-ataşman uyumundaki bozukluklar, dişlerde hedeflenen hareketlerin sınırlı kalmasına, ankraj kontrolünün sağlanamamasına ve tedavi etkinliğinin azalmasına neden olmaktadır (Barreda ve ark., 2017; Kravitz ve ark., 2008; G. Rossini ve ark., 2015; Simon ve ark., 2014). Bu nedenle klinik başarı doğrudan kullanılan kompozit materyalin özellikleriyle ilişkilidir. Dijital ortamda tasarlanan ataşmanlar, akışkan ya da yüksek viskoziteli kompozit materyaller kullanılarak dişlere şablonlar aracılığıyla uygulanmaktadır. Ataşmanlarda kullanılan farklı kompozit materyallerin mekanik özelliklerinin incelenmesi klinik sonuçlar açısından büyük önem taşımaktadır. Bu doğrultuda, çalışmanın amacı şeffaf plak tedavilerinde kullanılan farklı kompozit materyallerinin makaslama bağlanma dayanımları (MBD) ve aşınma dirençlerinin karşılaştırılmasıdır. Elde edilen verilerin, ataşman materyali seçiminde klinisyenlere bilimsel bir temel sunması ve tedavi etkinliğinin artırılmasına katkıda bulunması beklenmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Şeffaf Plaklar

Son yıllarda oldukça popüler hale gelen şeffaf plaklarla ortodontik tedavinin temeli çok daha eskilere dayanmaktadır (Chorak, 2011). 20. yüzyılın ilk yarısına kadar hareketli apareylerin temel amacı doğrudan dişleri düzeltmek değil, daha sınırlı işlevler sunmaktır. Bu alandaki önemli dönüm noktalarından biri, Kesling'in (Kesling, 1945) geliştirdiği 'positioner' isimli apareydir. Kauçuktan üretilen bu aparey, tedavinin son aşamalarında alınan ölçülere göre 'set-up' hazırlanarak planlanmış ve belirli diş hareketlerinin elde edilebildiğini göstermiştir. Böylece şeffaf plak düşüncesinin temelleri atılmıştır. Şeffaf plak uygulamalarındaki gelişmeler 1959'da Marshall ve Horvay'ın basınçla çalışan vakumlama cihazını tanıtmasıyla sürmüştür; Nahoum (Nahoum, 1964) ise 'Vacuum Former' cihazı aracılığıyla ilk şeffaf plağı üretmiş ve klinikte uygulamıştır. Bu gelişmeleri, Ponitz'in (Ponitz, 1971) sınırlı diş hareketi sağlayabilen 'invisible retainer' adlı apareyi tanıtması izlemiştir. Sheridan ve arkadaşları (Sheridan ve ark., 1993), aerotör stripping yöntemi ile Essix plakları birlikte kullanarak dişlerde düzelme sağlandığını rapor etmişlerdir. Ancak bu teknik, her yeni diş hareketi için yeniden set-up hazırlanması nedeniyle zaman açısından sınırlı bir verimlilik sağlamıştır.

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojisinin 1997'de tanıtılması ve 1999'da klinik kullanıma girmesiyle şeffaf plakların üretimi çok daha pratik hale gelmiştir (Eric Kuo ve Ross J Miller, 2003; Xiem Phan ve Paul H Ling, 2007). Bu sistemler, kısa sürede farklı firmalar tarafından geliştirilerek dünya genelinde yaygınlaşmıştır.

Günümüzde en bilinen ve sık kullanılan sistemler arasında Invisalign (Align Technology, San Jose, Kaliforniya, ABD), ECligner (eClear International, Seul, Kore), CA-Clear Aligner (Scheu-Dental GmbH, Iserlohn, Almanya), MTM Clear Aligner (Dentsply International, New York, ABD), ClearPath (ClearPath Orthodontics, ABD) ve ASO Aligner (ASO International, Tokyo, Japonya) yer almaktadır (AH Ali ve Miethke, 2012; Kim ve Echarrri, 2007; Kim ve Ozturk-Ortan, 2009; Wong, 2002). Her ne kadar bu sistemler temel prensiplerde benzerlik gösterse de kullanılan yazılım altyapıları, üretim yöntemleri, materyal özellikleri, plak kullanım süreleri ve hasta-hekim etkileşimlerine yönelik yaklaşımlar açısından farklılıklar sergilemektedir.

2.1.1 Şeffaf Plak Sistemlerinin Gelişimi

2.1.1.1 Birinci Nesil Şeffaf Plaklar

Birinci nesil şeffaf plaklar ilk olarak piyasaya sunulduğunda, temel olarak dişlerin seviyeleme ve hizalanması amacıyla kullanılmıştır. Bu sistemlerde, diş hareketi yalnızca diş ile plak arasındaki uyumsuzluk prensibine dayanmakta olup, herhangi bir yardımcı ataşman desteği bulunmamaktadır (Dalaie ve Ghaffari, 2020). Bu nedenle, bu plaklarla kompleks diş hareketlerinin gerçekleştirilmesi mümkün olmamış ve elde edilen sonuçlar sınırlı kalmıştır. Bu dönemde şeffaf plakların diş hareketleri üzerindeki etkilerini inceleyen çalışmalar da oldukça sınırlı sayıdadır (Djeu ve ark., 2005).

2.1.1.2 İkinci Nesil Şeffaf Plaklar

İkinci nesil şeffaf plak sistemlerinde, hedeflenen diş hareketlerinin ağız içindeki etkinliğini artırmak amacıyla çeşitli ataşmanlar kullanılmaya başlanmıştır. Bu ataşmanlar, yalnızca diş hareketlerinin yönlendirilmesinde değil, aynı zamanda elastik kullanımı ve kuvvet aktarımı açısından da kolaylık sağlamaktadır. Kravitz ve arkadaşları (Kravitz ve ark., 2008) tarafından yapılan bir çalışmada, ataşman kullanılan ve interproksimal redüksiyon uygulanan tedavilerin sonuçları, bilgisayar yazılımı üzerinde planlanan sanal tedavi çıktılarıyla karşılaştırılmış; sonuçlar arasında yüksek düzeyde benzerlik saptanmıştır.

Kravitz ve arkadaşlarının (Kravitz ve ark., 2009) yürüttüğü bir diğer araştırmada ise farklı diş hareketlerinin öngörülebilirliği değerlendirilmiştir. Buna göre, genel diş hareketlerinin öngörülebilirliği %41 olarak bildirilmiş; ekstrüzyon hareketi için bu oran %29,6'ya düşmüştür. Elde edilen bulgular, klinik olarak gerçekleşen diş hareketleri ile yazılım tabanlı öngörülen hareketler arasında belirgin farklılıklar bulunduğunu ortaya koymuştur. Bu nedenle, ikinci nesil şeffaf plaklarda ataşman kullanımına rağmen diş hareketlerinin öngörülebilirliğinde sınırlılıkların devam ettiği sonucuna varılmıştır.

Drake ve arkadaşları (Drake ve ark., 2012) tarafından yapılan başka bir çalışmada, her biri bir hafta süreyle kullanılan plakların ardından aynı prosedürle hazırlanan yeni plaklarla elde edilen diş hareketlerinin öngörülebilirliği incelenmiştir. Çalışmada yalnızca maksiller anterior bölgede görülen basit çapraşıklıklar değerlendirilmiş ve öngörülen diş hareketlerinin %55 oranında elde

edildiği bildirilmiştir. Araştırma sonuçları, şeffaf plaklarla diş hareketlerinin daha yüksek doğrulukla sağlanabilmesi için sistemin geliştirilmesi gereken yönleri bulunduğunu göstermiştir.

2.1.1.3 Üçüncü Nesil Şeffaf Plaklar

Üçüncü nesil şeffaf plak sistemlerinde, diş hareketlerinin daha kontrollü bir şekilde yönlendirilmesi ve tedavi başarısının artırılması amacıyla uygulanan kuvvet biçimlerinde yeniliklere gidilmiştir. Bu jenerasyonda ataşmanlar, sanal yazılım platformları aracılığıyla otomatik olarak yerleştirilmekte ve gerekli durumlarda hekim tarafından modifiye edilebilmektedir. Böylece kök torkunun gerekli olduğu olgularda plaklara özel girintiler eklenebilmekte, ayrıca hekimler diş hareketini desteklemek amacıyla belirli dişlere ataşman yerleştirilmesini talep edebilmektedir. Genellikle dikdörtgen, elipsoid ve eğimli formlarda kullanılan bu ataşmanlar; meziodistal hareketlerin, rotasyon kontrolünün, kök hareketlerinin ve ekstrüzyonun daha etkili şekilde gerçekleştirilmesine katkı sağlamaktadır (Bichu ve ark., 2023).

Günümüzde ortodontik tedavilerde aktif olarak kullanılan sistemlerin temeli üçüncü nesil şeffaf plak teknolojilerine dayanmaktadır.

Invisalign Sistemi

Invisalign sistemi, 1997 yılında Zia Chishti ve Kelsey Wirth tarafından geliştirilmiştir. Zia Chishti, ortodontik tedavi sonrası retansiyon amacıyla kendisine verilen şeffaf plağı düzensiz kullandığında dişlerinin eski konumuna döndüğünü, plağı yeniden düzenli olarak taktığında ise dişlerinin tedavi sonrası pozisyonuna geri geldiğini gözlemlemiştir. Bu durum, şeffaf plakların yalnızca retansiyon değil, aktif diş hareketi amacıyla da kullanılabileceği fikrini doğurmuştur. Böylece CAD/CAM teknolojisinin ortodontik tedavilere entegre edilmesi fikri ortaya çıkmış ve Chishti ile Wirth, Align Technology, Inc. (Santa Clara, Kaliforniya, ABD) firmasını kurarak Invisalign sistemini geliştirmiştir (Vlaskalic ve Boyd, 2002).

Invisalign sisteminde kullanılan plaklar 0,76 mm kalınlığında olup, her bir plak dişlerde yaklaşık 0,25–0,33 mm hareket oluşturacak şekilde tasarlanmaktadır. Plaklar ortalama 10-14 gün süreyle, günde 20–22 saat takılmalıdır (Joffe, 2003).

ClearCorrect Sistemi

ClearCorrect sistemi, 2006 yılında diş hekimi Dr. Willis Pumphrey tarafından geliştirilmiştir. Bu sistemde kullanılan plaklar, dişeti marjini aşan düz bir kesim hattına sahiptir. Üretici firma, bu düz kesim hattının dişeti formunu takip

eden girintili tasarımlara kıyasla daha fazla retansiyon sağladığını ve ataşman ihtiyacını azalttığını belirtmektedir. Daha az ataşman kullanımı hem estetik görünümü artırmakta hem de hasta memnuniyetini olumlu yönde etkilemektedir.

ClearCorrect sisteminde plakların günde 22 saat takılması ve her 7 günde bir değiştirilmesi önerilmektedir. Bu süreler, tedavi boyunca biyomekanik kuvvetlerin dengeli biçimde iletilmesini ve planlanan diş hareketlerinin öngörülebilirliğini sağlamaktadır.

Orthero Aligner Sistemi

Bu sistem 2012 yılında İstanbul Teknik Üniversitesi Arı Teknokent bünyesinde geliştirilmiştir. Türkiye’de üretilen bu sistem, CAD/CAM teknolojisine dayalı olarak yerli üretim şeffaf plak alternatifi sunmaktadır.

Orthero sisteminde farklı klinik gereksinimlere göre çeşitli plak tipleri kullanılmaktadır:

Orthero Classic plakları: 0,625 mm kalınlığındadır.

Orthero Plus plakları: 0,75 mm kalınlığa sahiptir ve daha yüksek kuvvet iletimi sağlar.

Herotain plakları: Tedavi sonrası retansiyon amacıyla kullanılır ve 0,75 mm kalınlıktadır.

Bu sistemde plakların yeme-içme dışında günün 24 saatinde takılması önerilmektedir. Böylece diş hareketlerinin sürekliliği sağlanmakta ve tedavi öngörülebilirliği artırılmaktadır.

2.1.2 Şeffaf Plak Tedavisinin Avantaj ve Dezavantajları

Şeffaf Plak Tedavisinin Avantajları

1. Şeffaf yapıları sayesinde estetik açıdan fark edilmeyen bir tedavi seçeneği sunar ve bu durum özellikle erişkin hastalarda tercih edilme oranını artırır (Miller ve ark., 2007).
2. Üç boyutlu dijital planlama sistemi sayesinde tedavi sonunda elde edilebilecek sonuç, tedavi başlangıcında öngörülebilir niteliktedir.
3. Geleneksel sabit ortodontik sistemlere kıyasla, ağrı ve rahatsızlık hissi daha azdır (Rosvall ve ark., 2009).
4. Plakların çıkarılıp takılabilir olması, hastaya etkili bir ağız hijyeni sağlama kolaylığı sunar.

5. Kullanım kolaylığı, hastaların tedaviye uyumunu ve tedavi sürecini benimsemelerini önemli ölçüde artırmaktadır (Rosvall ve ark., 2009).
6. Tedavi süreci boyunca şeffaf plaklar aracılığıyla diş beyazlatma işlemi yapılabilmesi mümkündür.
7. Klinik uygulama süresi kısadır; hekim-hasta etkileşimi açısından zaman tasarrufu sağlar (Rosvall ve ark., 2009).
8. Plakların oklüzal yüzeylerde oluşturduğu belirli kalınlık, dişlerde meydana gelebilecek parafonksiyonel aşınmaları engelleyici bir etki gösterir.
9. Tedavi sürecinde acil müdahale gerektiren durumlarla nadiren karşılaşılır (Kandhan, 2022).
10. Plak yüzeyinde daha az bakteri plağı birikmesi nedeniyle dekalsifikasyon ve çürük gelişme riski düşüktür. Bu özellik, periodontal sorunları bulunan bireylerde tedavinin tercih edilme nedenlerinden biridir (Karkhanechi ve ark., 2013; Rossini ve ark., 2014).
11. Plaklar konuşmaya minimum düzeyde engel oluşturur (Ali ve Miethke, 2012).

Şeffaf Plak Tedavisinin Dezavantajları

1. Tedavi süresince kullanılacak tüm plaklar, başlangıçta belirlenen dijital tedavi planı doğrultusunda üretilir. Ara aşamalarda yapılacak değişiklikler veya eklenecek düzeltmeler için yeniden ölçü alınması ve laboratuvara gönderilmesi gerekir. Bu durum hem hasta hem de hekim açısından zaman kaybına neden olabilir ve ek maliyet gerektirebilir (Xiem Phan ve Paul H Ling, 2007).
2. Tedavi sonrası nüks riski, geleneksel ortodontik yöntemlere göre daha yüksek olabilir (Kuncio ve ark., 2007).
3. Tedavinin başarısı büyük ölçüde hastanın plakları önerilen sürelerde düzenli kullanmasına bağlıdır (Kandhan, 2022).
4. Apareyin sahip olduğu belirli kalınlık, özellikle posterior bölgede intrüzyon eğilimine yol açabilir (Xiem Phan ve Paul H Ling, 2007).
5. Kök hareketlerinin etkinliği, kron hareketlerine kıyasla daha düşük düzeyde gerçekleşir (Pavoni ve ark., 2011).

6. Şeffaf plak tedavisinde sıklıkla tipping (devrilme) hareketleri elde edilir; bu durum özellikle dişin kök kontrolünü sınırlayabilir (Xiem Phan ve Paul H Ling, 2007).
7. Rotasyon kontrolü, ekstrüzyon, dikleştirme ve paralel kök hareketleri sınırlı düzeyde sağlanabilmektedir. Bu tür hareketlerin etkin biçimde ağız içine yansıtılabilmesi için diş yüzeyine ataşman yerleştirilmesi ve ek mekanik sistemlerin uygulanması gerekmektedir (Joffe, 2003; Pavoni ve ark., 2011; Xiem Phan ve Paul H Ling, 2007).

2.2 Şeffaf Plakların Üretimi, Uygulanması ve Diş Hareketi

Şeffaf plaklarla ortodontik tedavi, dijital teknolojilerin gelişmesiyle birlikte geleneksel braket sistemlerine alternatif olarak yüksek doğruluk, estetik ve konfor sağlayan bir tedavi yaklaşımı haline gelmiştir. Bu sistemin başarısı, üretim sürecinde izlenen dijital iş akışına ve biyomekanik prensiplerin doğru uygulanmasına dayanmaktadır. Üretim süreci temel olarak dijital veri eldesi, 3 Boyutlu (3B) yazıcılarla model üretimi ve şeffaf plakların imalatı aşamalarından oluşur. Geleneksel ölçü yöntemleri çok sayıda aşama içerdiği için hata olasılığı yüksektir; buna karşın dijital tarama sistemleri (intraoral ve ekstraoral tarayıcılar) hem ölçüm hassasiyetini hem de hasta konforunu artırmıştır (Çağlar ve ark., 2015; Runkel ve ark., 2020). CAD yazılımları aracılığıyla dişlerin hareket aşamaları planlanmakta, gerekli ataşmanlar dijital model üzerinde konumlandırılmakta ve elde edilen plan '.stl' formatında 3B yazıcıya aktarılmaktadır. Bu sayede yüksek çözünürlüklü, kişiye özel modeller kısa sürede üretilebilmektedir (Zaharia ve ark., 2017; Zhou ve ark., 2014; Zotti ve ark., 2022).

Geleneksel yöntemlerde, alınan ölçülerden alçı model elde edilmesi ve modeller üzerine termoplastik materyalin vakumla şekillendirilmesi yoluyla plaklar elde edilir. Ancak bu yöntemde, ölçü distorsiyonu, döküm hatası ve ısı kaynaklı deformasyonlar sıkça karşılaşılan sorunlardır (Schwartz ve Sheridan, 1997). Günümüzde hızlı prototipleme teknolojisi sayesinde CAD verileri doğrudan 3B baskı modellerine dönüştürülmekte ve üretim doğruluğu önemli ölçüde artmaktadır (Juneja ve ark., 2018). Jindal ve arkadaşları (Jindal ve ark., 2020), sanal modellerden doğrudan 3B yazdırılan plakların hem üretim süresini kısalttığını hem de klinik doğruluğu artırdığını göstermiştir. Üretilen plaklar, kenar düzeltme ve

dezenfeksiyon işlemlerinden geçirildikten sonra ortodontiste ulaştırılır. İlk randevuda ataşmanlar, transfer plakları ile dişlere yerleştirilir. Daha sonra ilk tedavi plaklarının uyumu ve hasta konforu değerlendirilir. Plakların kullanımı, temizlik prosedürleri ve değişim aralıkları hakkında detaylı bilgi verilir (Vlaskalic ve Boyd, 2001; Wong, 2002). Tedavi boyunca diş hareketlerinin sanal simülasyondaki planla uyumu kontrol randevularında değerlendirilir (Chorak, 2011).

Biyomekanik açıdan bakıldığında, şeffaf plaklarla diş hareketleri geleneksel sabit apareylerden farklı şekilde gerçekleşir. Brezniak (Brezniak, 2008), plağın elastik yapısının diş kuvvet uygularken oluşturduğu ve “karpuz çekirdeği etkisi (watermelon seed effect)” olarak adlandırılan kuvvet dağılımını açıklamıştır. Plak dişten uzaklaştığında çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle tekrar diş basıncı uygular ve bu süreçte sekonder intrüzyon (post-terapötik intrüzyon) meydana gelir. Ancak bu kuvvetlerin kontrolsüz yön değişimlerine neden olmaması için ataşman kullanımı zorunludur. Ataşmanlar, plağın tutuculuğunu artırmanın yanı sıra kron-kök hareketlerinin kontrolünü sağlar. Şeffaf plaklarla en kolay elde edilen hareketler intrüzyon ve devrilme (tipping) iken, ekstrüzyon ve paralel diş hareketleri daha zordur.

Geçmişte diş hareketini artırmak amacıyla Termopliers ve Mounding gibi yöntemler kullanılmıştır. Termopliers yöntemi, 80–90°C’ye kadar ısıtılmış özel penslerle plağın lokal olarak şekillendirilmesine dayanır; düşük maliyetli olmakla birlikte uygulanan kuvvet miktarı sınırlıdır. Mounding yöntemi ise plağı değiştirmeden diş yüzeyine yaklaşık 1 mm kalınlığında kompozit rezin eklenmesi esasına dayanır. Bu yöntem, diş hareketini kolaylaştırırsa da fazla kompozit eklenmesi plağın uyumunu bozabilir (Graber ve ark., 1994). Teknolojik gelişmelerle birlikte bu manuel yöntemlerin yerini, diş hareketlerinin sanal olarak planlandığı, 3B modelleme ve hızlı prototipleme temelli dijital sistemler almıştır.

Sonuç olarak, şeffaf plak teknolojisi, dijital veri toplama ve üretim süreçlerindeki ilerlemeler sayesinde hem tedavi planlamasında hassasiyet hem de biyomekanik kontrol açısından önemli avantajlar sunmaktadır. Günümüzde diş hareketlerinin dijital olarak öngörülebilmesi, ataşman tasarımlarının optimize edilmesi ve doğrudan 3B üretim yöntemlerinin yaygınlaşmasıyla, şeffaf plak tedavisi estetik, biyolojik ve fonksiyonel açıdan yüksek başarı düzeyine ulaşmıştır.

2.3 Ataşmanlar

Ataşmanlar, belirli diş yüzeylerinde stratejik olarak konumlandırılan ve şeffaf plakların dışı daha etkin kavrayabilmesini sağlayan özel şekillendirilmiş kompozit reçine çıkıntıları olarak tanımlanmaktadır. Başarılı bir tedavi için uygun formda ve doğru konumda ataşman kullanımı büyük önem taşımaktadır. Ataşmanların, boyut ve şekil bakımından oldukça küçük ve hassas olmaları nedeniyle form ve konumlarına uygun şablonlar kullanılarak diş yüzeyine yapıştırılması gerekmektedir. Yerleştirme sürecinde meydana gelebilecek hatalar, planlanan diş hareketinin aksamasına ya da istenmeyen bir hareketin oluşmasına neden olabilmektedir (Weckmann ve ark., 2020).

Gomez ve arkadaşları (Gomez ve ark., 2015), sonlu elemanlar analizi yöntemiyle yaptıkları çalışmalarında, ataşman kullanılmadan gerçekleştirilen kanin distalizasyonu sırasında kontrolsüz tipping hareketlerinin oluştuğunu; buna karşılık ataşman kullanımının paralel diş hareketinin sağlanmasında belirgin derecede etkili olduğunu bildirmişlerdir. Benzer şekilde Savignano ve arkadaşları (Savignano ve ark., 2019), farklı şekil ve konumlarda üç ayrı ataşman tasarımı (dikdörtgen-palatal, dikdörtgen-bukkal ve elipsoid-bukkal) kullanarak yaptıkları araştırmada, şeffaf plakların üst santral dişte ekstrüzyon hareketi oluşturma performansını değerlendirmiştir. Çalışma sonucunda, ataşman kullanılmadığında ekstrüzyon hareketinin elde edilemediği; en başarılı sonuçların dikdörtgen-palatal ataşman konfigürasyonu ile elde edildiği belirtilmiştir.

Zhouyan ve arkadaşları (Zhouyan ve ark., 2020) ise, maksiller kanin rotasyonunun düzeltilmesinde dikdörtgen ataşmanların etkinliğini değerlendirdikleri çalışmalarında, ataşman kullanılan vakalarda periodontal ligament üzerindeki stresin daha yüksek olduğunu ve bunun da ataşmansız tedavilere kıyasla daha fazla diş hareketi sağladığını bildirmişlerdir.

2.3.1 Fonksiyonlarına Göre Ataşmanların Sınıflandırılması

Şeffaf plak tedavisinde ataşmanlar üç ana amaca hizmet edecek şekilde sınıflandırılabilir;

1. Plak retansiyonu
2. Diş hareketi
3. Ankraj

2.3.1.1 Plak Retansiyonu

Ataşmanların en yaygın kullanım alanı, şeffaf plakların diş yüzeyine tam olarak oturmasını sağlayarak tutuculuğu artırmaktır. Planlanan diş hareketlerinin etkili biçimde gerçekleşebilmesi için plağın dişlere tam uyum göstermesi gerekmektedir. Özellikle plağın distal bölgelerinin dişe daha iyi uyum sağlayabilmesi için molar dişler üzerine retansiyon amaçlı ataşmanlar yerleştirilir. Elastik kullanımı gereken olgularda, elastığın oluşturduğu dikey kuvvet bileşenleri plağı yerinden oynatabileceğinden, bu etkiyi azaltmak amacıyla pasif retansiyon ataşmanları kullanılır. Klinik uygulamalarda en sık kullanılan iki geleneksel ataşman tipi elipsoid ve dikdörtgen ataşmanlardır. Elipsoid ataşmanlar, üst lateral dişlerin labial yüzeyleri gibi diş yüzey alanının kısıtlı olduğu durumlarda tercih edilmektedir. Dikey dikdörtgen ataşmanlar kök kontrolü gerektiren hareketlerde, yatay dikdörtgen ataşmanlar ise kısa klinik krona sahip dişlerde veya oklüzal interferenslerin dikey ataşman yerleşimine izin vermediği durumlarda kullanılmaktadır (Can ve ark., 2022).

Dasy ve arkadaşları (Dasy ve ark., 2015), elipsoid ve eğimli ataşmanların retansiyon üzerindeki etkisini karşılaştırdıkları çalışmalarında, her iki ataşman türünün de tutuculuğu artırdığını, ancak eğimli ataşmanların elipsoid ataşmanlara kıyasla daha yüksek tutuculuk sağladığını bildirmiştir. Bu sonuç, Al Noor ve Al-Jouberi (Al Noor ve Al-Jouberi, 2018) tarafından yapılan ve eğimli ataşmanların retansiyon üzerindeki üstünlüğünü vurgulayan çalışma ile de örtüşmektedir.

2.3.1.2 Diş Hareketi

Ataşmanların ikinci temel işlevi, diş hareketlerini kolaylaştırmak amacıyla aktif kuvvet yüzeyi oluşturmaktır. Böylece, ataşmanlar plağın dişi itmesini ve istenen hareketin gerçekleşmesi için gerekli momentlerin artırılmasını sağlar (G. Rossini ve ark., 2015).

Bu tür ataşmanların geometrisi, plağın aynı anda ekstrüzyon, rotasyon düzeltilmesi veya kök kontrolü gibi çok yönlü hareketleri gerçekleştirebilmesi için modifiye edilmiştir.

Literatürde yapılan çalışmalar, ataşmanların tedavi öngörülebilirliğini artırdığını göstermektedir (Garino ve ark., 2016; Rossini ve ark., 2015). Rossini ve arkadaşları (Rossini ve ark., 2015) şeffaf plaklarla yapılan ortodontik diş hareketlerinin etkinliğini değerlendirdikleri sistematik incelemede, ataşman

kullanılmadığında plakların anterior intrüzyon kontrolünde etkili, ancak anterior ekstrüzyon ve rotasyon hareketlerinde yetersiz olduğunu belirtmiştir. Ayrıca yuvarlak krona sahip dişlerin rotasyonunda da etkinliğin düşük olduğu, bu nedenle ataşman kullanımının tedavi öngörülebilirliğini belirgin biçimde artırdığı sonucuna varılmıştır (Ravera ve ark., 2016).

Ravera ve arkadaşları (Ravera ve ark., 2016) ile Garino ve arkadaşları (Garino ve ark., 2016) sınıf II vakalarda molar distalizasyon sırasında kök kontrolünü artırmak için posterior dişlerde dikey dikdörtgen ataşmanların kullanımını önermiş; bu ataşmanların molar ekstrüzyonunu sınırladığı, distal tipping ve anterior ankraj kaybını azalttığını belirtmiştir.

Elkholy ve arkadaşları (Elkholy ve ark., 2019) üç farklı ataşman şeklinin (çeyrek küre, dikey elipsoid, piramidal) mandibular kanin rotasyonu üzerindeki etkilerini değerlendirdikleri çalışmada, çeyrek küre ataşmanların en uygun mekanik özellikleri sağladığını ve rotasyon sırasında istenmeyen intrüziv kuvvetlere karşı koyarak daha yüksek moment ürettiğini bildirmiştir.

Goto ve arkadaşları (Goto ve ark., 2017) çekim boşluğu kapatılırken ataşman şekli, boyutu ve konumunun kanin distalizasyonuna etkisini incelemiş ve bu değişkenlerin kanin tippingi üzerinde anlamlı etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Buna karşılık Zhouyan ve arkadaşları (Zhouyan ve ark., 2020), maksiller kanin dişlerin rotasyonunu düzeltmek için dikdörtgen ataşmanların kalınlıklarını ve konumlarını değiştirmenin etkisini karşılaştırmışlardır ve sonuçlar, ataşman kalınlığının artmasının periodontal liflerin stres değeri ve dolayısıyla kanin dişin yer değiştirmesi ile doğrudan bir ilişkisi olduğunu göstermiştir.

Kim ve arkadaşları (Kim ve ark., 2020) ise hem bukkal hem lingual yüzeylerde ataşman yerleşimini karşılaştırmış ve lingual yüzeye yerleştirilen silindirik ataşmanların, daha iyi stres dağılımı ve tork kontrolü sağladığını belirtmiştir. Savignano ve arkadaşları (Savignano ve ark., 2019), üst santral diş ekstrüzyonunda ataşman bulunmayan vakalarda hareket elde edilemediğini; dikdörtgen-palatal ataşman kullanımının ise tedavi etkinliğini artırdığını göstermiştir. Cai ve arkadaşları (Cai ve ark., 2015) ise ataşmanın verimliliğinin, hareketin ihtiyaç duyduğu moment/kuvvet oranına uygun optimize edilmiş aktif yüzey yönüyle ilişkili olduğunu bildirmiştir.

2.3.1.3 Ankraj

Ankraj, ortodontik kuvvetlerin neden olabileceği istenmeyen diş hareketlerine karşı direnç olarak tanımlanmaktadır (Higley, 1969). Ataşmanlar, bu anlamda hem diş hareketlerini kontrol etmek hem de şeffaf plağın pozisyonunu koruyarak ankraj desteği sağlamak amacıyla kullanılmaktadır.

Ankraj ataşmanları, boşluk kapatma, ön segmentin retraksiyonu, posterior dişlerin ardışık distalizasyonu veya Spee eğrisinin düzeltilmesi gibi çeşitli klinik senaryolarda yerleştirilebilmektedir (Can ve ark., 2022; Garino ve ark., 2016; Ravera ve ark., 2016). Anterior dişlerin retraksiyonu sırasında posterior ankrajı güçlendirmek için sıklıkla dikdörtgen ataşmanlar kullanılmaktadır (Garino ve ark., 2016; Ravera ve ark., 2016).

Mantovani ve arkadaşları (Mantovani ve ark., 2019), farklı termoplastik malzeme bileşimlerine sahip plaklarda yaptıkları çalışmada, tüm plak türlerinin ankraj ataşmanlarına yüksek düzeyde tutunma gösterdiğini bildirmiştir. Bu sonuç ataşmanların sadece aktif kuvvet iletiminde değil, ankraj stabilitesi sağlamada da önemli rol oynadığını göstermektedir.

2.3.2 Tasarım Özelliklerine Göre Ataşmanların Sınıflandırılması

2.3.2.1 Geleneksel Ataşmanlar

Geleneksel ataşmanlar, şeffaf plağın diş yüzeyine tutunmasını artıran pasif yapılar olup, dişlerin planlanan yönlerde hareket ettirilmesine yardımcı olurlar. Elipsoid, dikdörtgen ve eğimli olmak üzere üç temel geleneksel ataşman tipi bulunmaktadır.

Elipsoid ataşmanlar, diş yüzey alanının sınırlı olduğu durumlarda ankraj sağlamak amacıyla kullanılır. Özellikle kama biçimindeki üst lateral dişlerde veya linguale eğimli mandibular ikinci molarların lingual yüzeylerinde tercih edilir.

Dikdörtgen ataşmanlar, pasif özellikte olup dikey veya yatay biçimde tasarlanabilir. Genellikle diş kronunun orta hattına yerleştirilir, ancak vaka planlamasına göre istenen konuma taşınarak uygulanacak mekaniğe uyum sağlanabilir. Yatay dikdörtgen ataşmanlar, özellikle molar dişlerde labial kök torku oluşturmak ve kök kontrolünü desteklemek amacıyla kullanılır. Ayrıca tek taraflı çapraz kapanışlarda, kapanışı dengelemek için karşı tarafta yerleştirilebilir. Dikey

dikdörtgen ataşmanlar ise alt kesici diş çekimi yapılan vakalarda kök kontrolü sağlamak için tercih edilir.

Eğimli ataşmanlar hem yatay hem dikey dikdörtgen ataşmanlara belirli bir eğim verilerek oluşturulur ve tedavi gereksinimlerine göre özelleştirilebilir (Moya ve Zafra, 2021).

2.3.2.2 Optimize Ataşmanlar

Optimize ataşmanlar, geleneksel formlardan farklı olarak özelleştirilmiş geometriye sahiptir ve daha öngörülebilir diş hareketleri elde edilmesi amacıyla tasarlanmıştır. Bu ataşmanlar, her bir dişin genişliği, uzun eksen ve konturuna uygun şekilde bilgisayar destekli olarak üretilir. Böylece kuvvetlerin diş yüzeyine optimal biçimde iletilmesi ve istenmeyen etkileşimlerin ortadan kaldırılması sağlanır.

Optimize ataşmanlar, fonksiyonlarına göre altı farklı türde sınıflandırılmaktadır:

- Optimize rotasyon ataşmanı
- Optimize ekstrüzyon ataşmanı
- Optimize kök kontrol ataşmanı
- Üst lateral dişler için optimize ataşmanlar
- Molar dişler için optimize ataşmanlar
- Optimize destek ataşmanları

Bu ataşmanlar, dijital yazılımlar tarafından belirlenen diş hareketleri doğrultusunda konumlandırılır ve planlanan kuvvet sisteminin daha kontrollü şekilde uygulanmasına olanak tanır (Moya ve Zafra, 2021).

2.4 Ataşman Uygulaması

Ataşman uygulaması öncesinde, mine yüzeyinin doğru şekilde hazırlanması tedavinin başarısı açısından kritik öneme sahiptir. Bu süreç sırasıyla mine yüzeyinin temizlenmesi, pürüzlendirilmesi ve örtülmesi (sealant/primer uygulaması) aşamalarından oluşur. Her bir aşama, ataşman ile mine arasındaki bağlanma kuvvetini artırarak kompozit rezinin diş yüzeyine daha etkin şekilde tutunmasını sağlar.

2.4.1 Mine Yüzeyinin Temizlenmesi

Asitle pürüzlendirme işleminden önce, mine yüzeyinin organik ve inorganik artıklardan arındırılması gerekir. Yüzeydeki yoğun eklentiler, asidin etkinliğini azaltarak bağlanma gücünü düşürebilir. Mine yüzeyinde bulunan organik tabaka, asidin sınırlı bir etki göstermesine izin verse de optimal sonuç elde edilebilmesi için yüzeyin tamamen temizlenmesi önerilir (Çağlaroğlu ve ark., 2012).

Geleneksel uygulamalarda, pürüzlendirme öncesinde özellikle renklenme veya debris bulunan dişlerde pomza ile yüzey temizliği yapılması tavsiye edilmektedir. Bu işlem, asidin diş yüzeyiyle temasını artırarak daha geniş bir bağlanma alanı oluşturur (Atik ve Cığır, 2014).

2.4.2 Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi

Mineye bağlanma prensibinin keşfi, modern diş hekimliğindeki en önemli gelişmelerden biri olarak kabul edilir. Pürüzlendirme işlemi, mine üzerinde mikro-poroziteler oluşturarak rezin materyallerin tutunmasını kolaylaştırır. Son yıllarda hava abrazyonu ve lazer uygulamaları gibi alternatif pürüzlendirme seçenekleri bulunsa da yaygın yöntem, farklı konsantrasyonlarda fosforik asit uygulamasıdır. Bu işlem yalnızca yüzey alanını artırmakla kalmaz, aynı zamanda ıslanabilirliği yükseltir ve antibakteriyel etki sağlar (Sungurtekin ve ark., 2009).

Asitle Pürüzlendirme Tekniği

Asitle pürüzlendirme, mine yüzeyine rezin materyallerin bağlanma dayanıklılığını artırmak amacıyla geliştirilmiştir. İlk uygulamalarda sitrik, hidroklorik, pirüvik ve fosforik asitler gibi çeşitli ajanlar denenmiş; laboratuvar sonuçlarına göre farklı konsantrasyonlardaki fosforik asit en etkili pürüzlendirme ajanı olarak benimsenmiştir (McCabe ve Walls, 2013).

Fosforik asidin mine prizmaları üzerindeki etkisi çok yönlüdür. Asit, dış mine tabakasını kaldırarak daha reaktif bir yüzey oluşturur, organik artıkları uzaklaştırır ve yüzeyde mikro-porlar meydana getirerek bağlanma yüzeyini genişletir (Hadad ve ark., 2006). İşlemin başarısı büyük ölçüde izolasyonun sağlanmasına ve mine yüzeyinin tükürük veya nem ile kontamine olmamasına bağlıdır. Kontaminasyon, glikoprotein çökmesine yol açarak bağlanma kuvvetini ciddi biçimde azaltabilir; böyle durumlarda pürüzlendirme işleminin yeniden yapılması önerilmektedir (Eidelman, 1993; Moshonov ve ark., 2005).

Lazerle Pürüzlendirme Yöntemi

Lazer uygulamaları, mine yüzeyinde termal etki oluşturarak hidroksiapatit yapısındaki suyun buharlaşmasına ve mikro patlamalar meydana gelmesine neden olur. Bu süreç, yüzeyde 10–20 µm derinliğinde asit pürüzlendirmesine benzer mikro-düzensizlikler oluşturur. Kullanılan lazerin tipi ve dalga boyu, bu etkiyi doğrudan belirler. Pürüzlendirme amacıyla en sık kullanılan lazer türleri CO₂, Er,Cr:YSGG, Er:YAG, Nd:YAG ve lazerleridir (Sungurtekin ve ark., 2009).

Hava abrazyonu yöntemi

Hava abrazyonu yöntemi, yüksek basınçlı hava ile hızlandırılan alüminyum oksit partiküllerinin kinetik enerjisinden yararlanır. Bu partiküller, diş yüzeyine çarparak mine dokusunun kontrollü şekilde uzaklaştırılmasını sağlar. Bu yöntemin avantajı, daha az mine kaybı ile etkili yüzey pürüzlendirmesi oluşturabilmesidir. Ancak uygun bağlanma elde edilebilmesi için partikül boyutu, hava basıncı, uygulama süresi ve yüzeyin mikromorfolojisi gibi faktörlerin dikkatle ayarlanması gerekmektedir (Ellis ve ark., 1999).

2.4.3 Mine Yüzeyinin Örtülmesi

Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinden sonra uygulanan primerler hem dış etkenlerden korumak hem de kompozit rezinin mineye bağlanmasını güçlendirmek amacıyla kullanılır. Primer uygulaması, marjinal sızıntıyı azaltır, bağlanma mukavemetini artırır ve pürüzlendirilmiş mine ile kompozit rezin arasında bütünlük sağlar (Wang ve Tarng, 1991).

Primer ajanı önce mine yüzeyine, ardından kompozit rezine bağlanır. Mine ile olan bağ mikromekanik kilitlenme yoluyla gerçekleşirken, kompozit rezin ile bağlantı oksijen inhibisyon tabakasındaki çift bağların kopolimerizasyonu sayesinde oluşur. Bu süreçte primer, asitle pürüzlendirme sonucunda oluşan mikroporozitelere difüze olarak mikromekanik kilitlenme sağlar (Van Meerbeek ve ark., 2001).

2.4.4 Kompozit Rezinler

Malzeme biliminde “kompozit” terimi, iki farklı fazın bir araya gelmesiyle oluşturulan çok bileşenli malzemeleri tanımlamak için kullanılmaktadır (Anstice ve Nicholson, 1999). Diş hekimliğinde kompozit rezinlerin kullanımı ise 1940’lı

yıllarda, restoratif uygulamalarda karşılaşılan estetik ve fonksiyonel sorunlara çözüm üretme amacıyla başlamıştır (Singh ve ark., 2015).

Günümüzde ışıkla polimerize olan dental kompozit rezinler, estetik üstünlükleri, renk stabiliteleri ve partikül özelliklerindeki gelişmeler sayesinde diş hekimliğinde en sık kullanılan restorasyon materyalleri arasındadır (Rahim ve ark., 2011).

2.4.4.1 Dental Kompozit Bileşenleri

Organik Faz (Matris)

Dental kompozitlerin çoğunda organik matris olarak Bisfenol-A glisidil metakrilat (Bis-GMA) monomeri kullanılmaktadır (Chen, 2010). Aromatik yapısı ve düşük esnekliği sayesinde sert, stabil ve dayanıklı bir polimer ağı oluşturur (Canamero ve Fuente, 2004; Vouvoudi ve Sideridou, 2014). Günümüzde kullanılan modern kompozitlerde trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA), ürean dimetakrilat (UDMA), etoksillenmiş bisfenol-A dimetakrilat (Bis-EMA), dekandiol dimetakrilat (D3MA) ve ürean tetrametakrilat (UTMA) gibi çeşitli elastik alifatik komonomerler yer almaktadır (Ferracane, 1995). Bu monomerlerin Bis-GMA ile birlikte kullanımı, polimerizasyon derecesini ve materyalin esnekliğini etkiler (Burgess ve ark., 2002; Vouvoudi ve Sideridou, 2014).

Bis-GMA, akrilik rezinlerin fiziksel özelliklerini geliştiren temel monomerlerden biridir (Singh ve ark., 2015). Hidroksil gruplarının hidrojen bağı oluşturma eğilimi nedeniyle yüksek viskoziteye sahiptir ve bu özellik, mekanik dayanımı artırırken polimerizasyon büzülmesini azaltır. Ayrıca, düşük uçuculuk, yüksek elastik modül ve dokuya düşük toksisite gibi avantajları nedeniyle günümüzde en sık tercih edilen organik matriks bileşenidir. Asmussen ve Peutzfeldt (Asmussen ve Peutzfeldt, 1998), Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA kombinasyonlarının kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri üzerinde önemli etkiler yarattığını bildirmişlerdir. TEGDMA, düşük viskozitesi ve cilalanabilirliği nedeniyle Bis-GMA bazlı sistemlerde seyreltici monomer olarak kullanılır ve dolgu partiküllerinin daha yoğun yüklenmesine olanak tanır (Ferracane, 2011; Gajewski ve ark., 2012). TEGDMA, vinil çift bağ translasyonunu artırırken; UDMA ve Bis-EMA, yüksek moleküler ağırlıkları nedeniyle daha az büzülme gösterir. Bu nedenle, uzun ömür ve düşük büzülme elde etmek amacıyla modern ürünlerde

TEGDMA genellikle UDMA ve Bis-EMA ile kısmen değiştirilmiştir (Chen, 2010; Ghosh ve Krishnamurti, 2000; Hambire ve ark., 2012).

İnorganik Faz (Doldurucu)

Kompozit rezinlerin inorganik fazı, materyalin mekanik özelliklerini güçlendirir ve doğal diş dokusuna benzer özellikler kazandırır. Doldurucu faz, matriks içinde homojen şekilde dağılmış farklı şekil ve büyüklükteki partiküllerden oluşur. Bu partiküller arasında alüminyum silikat, yitrium cam, çinko, stronsiyum, kuartz, baryum, lityum hidroksiapatit ve borosilikat cam yer alır (Mirsasaani ve ark., 2011). Partikül boyutlarının mikron düzeyinden nanometre ölçeğine küçülmesi, kompozit rezinlerin fiziksel ve estetik özelliklerini önemli ölçüde iyileştirmiştir.

İnorganik faz; yüksek mukavemet, sertlik, düşük su emilimi ve daha az polimerizasyon büzülmesi gibi avantajlar sağlar (Hervás García ve ark., 2006; Patodiya ve Hegde, 2012). Ancak bu özellikler, doldurucu oranı, partikül boyutu ve dağılımına bağlı olarak değişkenlik gösterebilir. Dolgu miktarının artması polimerizasyon büzülmesini azaltsa da tamamen ortadan kaldırmaz. Ayrıca, dolgu miktarındaki artış termal genleşme katsayısını düşürür ve bu sayede kompozitlerin diş dokularına (mine ve dentin) yakın termal davranış göstermesini sağlar. Yüzey pürüzlülüğü de partikül boyutuna bağlıdır; daha küçük partiküller, daha düzgün ve parlak yüzey elde edilmesini sağlar (Noushad ve ark., 2016).

Ara Faz (Bağlayıcı Ajan – Silan)

Kompozit rezinlerin üçüncü bileşeni olan ara faz, organik matris ile inorganik doldurucu arasındaki bağlanmayı sağlayan bağlayıcı ajanlardan oluşur (Ghosh ve Krishnamurti, 2000). Bu fazda en yaygın kullanılan ajan 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPTS)'dir. Silan bağlayıcılar, kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesinde kritik rol oynar (Hervás García ve ark., 2006; Wang ve ark., 2017). Organik ve inorganik fazlar arasında kovalent bağ oluşturarak kimyasal bir köprü görevi görürler. Böylece doldurucu partiküller matriks içinde güçlü bir şekilde tutunur, kompozitin bütünlüğü artar ve materyalin hem dayanıklılığı hem de uzun ömürlülüğü önemli ölçüde iyileştirilir.

2.4.4.2 Dental Kompozit Rezinlerin Partikül Büyüklüğüne Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinler, sürekli gelişen yapıları nedeniyle farklı şekillerde sınıflandırılabilir. Araştırmacılar tarafından çeşitli sistemler önerilmiş olsa da günümüzde en yaygın kabul gören sınıflama, inorganik dolgu partiküllerinin boyutuna dayanmaktadır. Bunun dışında kompozit rezinler, polimerizasyon yöntemleri ve viskozitelerine göre de gruplandırılabilir. Partikül boyutu; materyalin cilalanabilirliği, estetik özellikleri, polimerizasyon derinliği, büzülme oranı ve mekanik dayanıklılığı üzerinde belirleyici bir etkidir. Bu nedenle dolgu partikül büyüklüğü, klinik performansı doğrudan etkileyen en önemli parametrelerden biridir. Dental kompozit rezinlerin partikül büyüklüğüne göre yapılan en kapsamlı sınıflandırma, Lutz ve Philips (1983) tarafından ortaya konulmuştur (Wendl ve ark., 2004).

Megafil Kompozit Rezinler (50-100 μm) - %70-80

Makrofil Kompozit Rezinler (10-100 μm) - %70-80

Midifil Kompozit Rezinler (1-10 μm) - %70-80

Minifil Kompozit Rezinler (0,1-1 μm) - %75-85

Mikrofil Kompozit Rezinler (0,01-0,1 μm) - %35-60

Hibrit Kompozit Rezinler (0,04-1 μm) - %75-80

Nanofil Kompozit Rezinler (0,005-0,01 μm) - %80-90

Makrofil Kompozit Rezinler

Makrofil kompozit rezinler, kuvars veya alüminosilikat-borosilikat cam gibi inorganik materyallerin büyük parçalarının öğütülmesiyle elde edilen 5–30 μm boyutundaki partikülleri içerir (Wendl ve ark., 2004; Willems ve ark., 1992). Dolgu oranı hacimce %60–80 civarındadır. Yüksek sertlik derecesine sahip bu büyük partiküller, organik matriks ile bağlanmayı zorlaştırarak aşınma direncinin azalmasına, cilalanabilirliğin düşmesine, yüzey pürüzlülüğü ve renklenme gibi istenmeyen sonuçlara yol açar. Bu nedenle makrofil kompozitler, özellikle anterior bölgede estetik gereksinimlerin yüksek olduğu durumlarda tercih edilmemektedir (Altun, 2005).

Mikrofil Kompozit Rezinler

Mikrofil kompozitler, koloidal silikanın hidrolizi ve çökeltilmesi sonucu elde edilen, yaklaşık 0,04–0,06 μm boyutundaki partiküller içerir (Wendl ve ark., 2004; Willems ve ark., 1992). Bu küçük partiküller, mineye benzer ışık kırma

indeksine sahip olduklarından estetik açıdan üstün bir görünüm sunarlar. Ayrıca bitirme ve polisaj işlemleri sonrası daha pürüzsüz yüzeyler elde edilmesine olanak tanır. Ancak makrofil kompozitlere kıyasla doldurucu oranı daha düşük (%30–60) olduğundan, mekanik dayanıklılıkları sınırlıdır. Bis-GMA ve kolloidal silika içeren prepolimer partiküller eklenerek bu oran %70–80 seviyesine çıkarılabilir (Leinfelder, 1991; Wendl ve ark., 2004; Willems ve ark., 1992). Mikrofil kompozitler, yüksek estetik özellikleri nedeniyle stres almayan ön bölge restorasyonlarında yaygın olarak kullanılmaktadır.

Hibrit Kompozit Rezinler

Hibrit kompozitler, farklı boyutlardaki doldurucu partiküllerin kombinasyonu ile oluşturulur. Yapılarında 0,6–2 µm aralığındaki cam partiküller ile 0,04 µm boyutundaki kolloidal silika bulunur (Willems ve ark., 1992). Bu kompozit türü, yüksek aşınma direnci, mukavemet ve cilalanabilirlik gibi özellikleri bir araya getirerek doğal diş dokusuna yakın performans sergiler (Besinis ve ark., 2015). Doldurucu miktarı toplam ağırlığın yaklaşık %75–85’ini oluşturur. Partikül miktarına göre sınıflandırıldıklarında minihibrit ve mikrohibrit türleri bulunur. Hibrit kompozitler, hem anterior hem de posterior bölgelerde çok yönlü kullanım olanağı sağlayan dengeli bir yapı sunar (O'Brien, 2002).

Nanofil Kompozit Rezinler (Nanokompozitler)

Nanoteknolojideki gelişmelerle birlikte, diş hekimliği alanında nanomer düzeyinde doldurucu içeren yeni nesil kompozit rezinler geliştirilmiştir. “Nano” terimi, metrenin milyarda birine karşılık gelir ve bu boyuttaki partiküller genellikle 0,005–0,001 µm arasında değişir (Ferracane, 2011; Ure ve Harris, 2003). Nanokompozitler, küçük partiküllerin bir araya gelerek kümelenmesiyle oluşan farklı boyutlu doldurucu yapılar içerir. Bu yapı sayesinde nanohibrit ve nanofil olmak üzere iki alt grup ortaya çıkmıştır.

Nanofil kompozitler, olağanüstü cilalanabilirlik ve renk stabilitesi özellikleriyle dikkat çeker. Küçük partikül boyutları, yüzey pürüzlülüğünü minimuma indirir ve mineye benzer bir optik şeffaflık kazandırır. Bu özellikleri nedeniyle, estetik ön bölge restorasyonlarında tercih edilen en gelişmiş kompozit tipleridir (Karimzadeh ve ark., 2014; Saunders, 2009). Ayrıca yüksek doldurucu oranı sayesinde mekanik dayanıklılığı artırır, polimerizasyon büzülmesini azaltır ve uzun ömürlü restorasyonlar elde edilmesini sağlar.

2.4.4.3 Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

Dental kompozit rezinler, içerdikleri doldurucu miktarı ve organik matris özelliklerine bağlı olarak farklı viskozite düzeyleri sergiler. Bu özelliğe göre kompozitler genel olarak akışkan (flowable) ve tepilebilir (packable) olmak üzere iki ana grupta incelenmektedir. Kompozitlerin viskozitesi; doldurucu oranı, monomer yapısı ve bağlayıcı fazın kimyasal özellikleri tarafından belirlenmektedir. Bu parametreler materyalin işlenebilirliği, elastik modülü ve klinik kullanım alanlarını doğrudan etkiler (Gökçe, 2005).

Akışkan Kompozitler

Akışkan kompozitler, organik, inorganik ve bağlayıcı fazların özel oranlarda bir araya getirilmesiyle elde edilen düşük viskoziteli materyallerdir. Bu kompozitlerin akışkan yapısını sağlamak amacıyla hem doldurucu oranı azaltılır hem de reçine matrisinin kimyasal yapısı modifiye edilir. Organik fazda genellikle visküz özellik gösteren üretan dimetakrilat (UDMA) ve Bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) monomerleri bulunur. Viskozitenin düşürülmesi için bu yapıya trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) eklenerek daha akışkan bir kıvam elde edilir.

Akışkan kompozitler, hibrit kompozitlere kıyasla daha küçük partikül boyutuna ve daha düşük doldurucu oranına sahiptir. Doldurucu miktarının azalması, organik faz oranını artırarak materyalin elastik modülünü ve viskozitesini düşürür (Gökçe, 2005). Bu özellikleri nedeniyle akışkan kompozitler, yüksek dayanım gerektirmeyen alanlarda tercih edilir. Klinik olarak pit ve fissür örtücüler, marjinal onarımlar, derin kavitelerde astar materyali veya stres emici tabaka olarak kullanılır (Combe ve Burke, 2000; Sabbagh ve ark., 2004). Esnek yapıları sayesinde stres absorbe edebilirler, bu da özellikle servikal lezyonlar ve mikro sızıntı riski taşıyan bölgelerde avantaj sağlar.

Tepilebilir Kompozitler

Kondanse edilebilir veya yoğun kıvamlı kompozitler, amalgam restorasyonlara alternatif olarak geliştirilmiş yüksek viskoziteli materyallerdir (Leinfelder ve ark., 1998). Bu kompozitler, yüksek oranda doldurucu partikül içerir ve partikül boyutları genellikle büyüktür. Doldurucu miktarının fazla olması, materyale daha sert bir yapı ve yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı direnç kazandırır. Bu nedenle kondanse edilebilir kompozitler özellikle posterior bölgelerde, yani oklüzal yükün fazla olduğu alanlarda tercih edilmektedir.

Ancak bu materyallerin dezavantajları da mevcuttur. Yüksek viskoziteleri nedeniyle estetik özellikleri akışkan kompozitlere göre daha zayıftır. Ayrıca, yerleştirme sırasında katmanlar arasında hava boşluğu kalma riski bulunmaktadır (Leinfelder ve ark., 1999; Manhart ve ark., 2001). Bununla birlikte bazı araştırmacılar, kondanse edilebilir kompozitlerin amalgam benzeri yerleştirme kolaylığı sunduğunu ve posterior kavitelere adaptasyonunun daha rahat olduğunu bildirmiştir.

Akışkan ve kondanse edilebilir kompozitlerin karşılaştırıldığı çalışmalarda, akışkan kompozitlerin daha az poroziteye neden olduğu ve bu nedenle daha homojen bir yüzey elde edilmesini sağladığı belirtilmiştir (Opdam ve ark., 2002). Klinik açıdan, materyal seçimi uygulama alanına, yük taşıma gereksinimine ve estetik beklentiye göre yapılmalıdır.

Invisalign® sistemi, ataşman uygulamaları ve rezin bağlantıları için hem geleneksel dental restoratif kompozitleri hem de ortodontik braket yapıştırıcılarını içeren materyal listeleri önermektedir. Bu öneriler, materyalin boyutsal stabilitesi, bağlanma gücü ve aşınma direncine göre belirlenmiştir. Klinik pratikte ise ortodontistler, maliyet, bulunabilirlik ve uygulama kolaylığı gibi ek faktörleri de dikkate alarak farklı kompozit materyallerden yararlanmaktadır.

2.4.5 Işık Kaynakları

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda halojen lambalar, argon lazerler, plazma ark sistemleri ve LED tabanlı ışık cihazları kullanılmaktadır. Bu sistemlerin temel farkı ürettikleri dalga boyu aralığı, ısı oluşumu, enerji verimliliği ve kullanım ömrüdür (Çelik ve Özel, 2008).

Halojen ışık kaynakları, uzun yıllar standart polimerizasyon yöntemi olarak kullanılmış, 380–520 nm aralığında mavi ışık üreten tungsten filamentli lambalardır. Ancak yüksek ısı oluşturmaları, ışık şiddetinin zamanla azalması ve kısa kullanım ömürleri nedeniyle günümüzde yerini daha verimli sistemlere bırakmıştır (Bektaş ve ark., 2006).

Argon lazerler, 1980’lerden itibaren rezinlerin daha derin ve hızlı polimerizasyonu için geliştirilmiş olup yaklaşık 470 nm çevresinde dar bir spektrumda ışık yayar. Daha düşük ısı üretmeleri ve artmış polimerizasyon derinliği avantaj sağlasa da yüksek maliyet, sınırlı cihaz ömrü ve enerji kaybı nedeniyle yaygın kullanımları azalmıştır (Türkoğlu ve Bulut, 2019).

Plazma ark (PAC) cihazları, xenon gazının iyonizasyonu ile yüksek ışık şiddeti üreten sistemlerdir. Kısa sürede güçlü enerji sağlamalarına rağmen karmaşık yapıları, sınırlı lamba ömürleri ve zamanla ışık gücünün azalması gibi dezavantajlar nedeniyle rutin klinik kullanımda tercih edilmemektedir (Oesterle ve ark., 2001).

LED ışık cihazları halojen ışık cihazlarının dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilmiştir. Dalga boyu genellikle 450–490 nm arasındadır ve bu aralık kamforkinon bulunduran kompozit rezinlerin polimerizasyonu için uygundur (Kurachi ve ark., 2001). Dalga boyu aralığının dar olması sebebiyle ultraviyole ve infrared bölgede ışık oluşmaz. LED ışık cihazları, halojen ışık cihazlarıyla karşılaştırıldığında daha yüksek polimerizasyon derinliği, daha uzun kullanım ömrü, kablosuz çalışabilme, şarj edilebilirlik ve uygulama kolaylığı gibi önemli avantajlara sahiptir (Esmacılı ve ark., 2014; Koupis ve ark., 2008; Mirabella ve ark., 2008).

Birinci nesil LED cihazları, düşük ışık şiddetleri (400 mW/cm^2 'den az) nedeniyle uzun ışınlama süresi ($\geq 40 \text{ sn}$) ve yetersiz polimerizasyon gibi dezavantajlar göstermiştir. Bu eksiklikleri gidermek amacıyla geliştirilen ikinci nesil LED cihazlarında, daha güçlü diyotlar kullanılarak ışık şiddeti $600\text{--}1000 \text{ mW/cm}^2$ seviyelerine çıkarılmış, dalga boyu aralığı ise $390\text{--}490 \text{ nm}$ genişliğine ulaşmıştır. Böylece daha kısa polimerizasyon süreleri ve daha iyi performans elde edilmiştir (Bektaş ve ark., 2006; Çakmakcıoğlu ve Topbaşı, 2005). Birinci nesil LED'ler restoratif uygulamalarda yetersiz kalmış olsa da ortodontide yapıştırıcı tabakasının ince olması nedeniyle kabul edilebilir sonuçlar vermiştir.

Kompozit rezinlere farklı başlatıcı sistemlerin eklenmesiyle, son yıllarda 'polywave' olarak adlandırılan üçüncü nesil LED ışık cihazları geliştirilmiştir. Bu nesilde, birden fazla dalga boyu üretebilmek için mavi ve mor LED diyotları bir araya getirilmiş; örneğin VALO (Ultradent Products Inc., South Jordan, Utah, ABD) cihazında 439 nm , 405 nm ve 460 nm dalga boyları birleştirilerek daha yüksek ışık gücü elde edilmiştir. Üçüncü nesil LED cihazlarının ışık şiddeti 3200 mW/cm^2 seviyelerine ulaşabilmektedir. Isı dağılımı fan yerine alüminyum gövde ile sağlanmakta ve diyotların uç kısmında yer alması başlıkta ışık kaybını önlemektedir (Jandt ve Mills, 2013). Bu yüksek enerji şiddeti sayesinde polimerizasyon süresi daha da kısalmıştır (Flury ve ark., 2013).

2.5 Bağlanma Dayanımı Testleri

Dentin bonding sistemlerinin geliştirilmesindeki temel amaç, restoratif materyal ile arasında yeterli bağlanma dayanımı sağlamaktır. Bu nedenle, materyallerin fiziksel özellikleri değerlendirilirken bağlanma dayanımının ölçülmesi önemli bir noktadır (Pashley ve ark., 1995).

Klinik araştırmalar uzun süreli ve yüksek maliyetli olduğundan, özellikle yeni geliştirilen adezivlerin performansının öncelikle in vitro olarak değerlendirilmesi daha uygun bir yöntemdir (Van Meerbeek ve ark., 2003; Van Meerbeek ve ark., 1992). Dentin bonding sistemlerinin fiziksel ve mekanik özelliklerinin bilinmesi, materyallerin doğru kullanımının belirlenmesine ve uzun dönem performansları hakkında öngörude bulunulmasına katkı sağlar.

Bu doğrultuda, diş hekimliği alanında bağlanma dayanımının değerlendirilmesi amacıyla makaslama, gerilim, mikromakaslama ve mikrogerilim testlerini içeren çeşitli in vitro yöntemler yaygın olarak kullanılmaktadır (Pashley ve ark., 1995; Versluis ve ark., 1997).

2.5.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Makaslama testi, restoratif materyal ile diş arasındaki bağlanma ara yüzeyine paralel yönde ve sabit bir kuvvet artışıyla yük uygulanmasına dayanan bir in-vitro test yöntemidir. Bağlanma dayanımını ölçmek için en sık kullanılan yöntemdir. Örnek hazırlığının kolay olması ve klinikte görülen yük dağılımını büyük ölçüde taklit edebilmesi bu testin yaygın kullanılma nedenidir (Versluis ve ark., 1997).

Bağlanma kuvveti, birim alandaki adeziv/aderent ara yüzeyinde kırık oluşturmak için gerekli kuvvettir. Bağlanma dayanımı, bonding uygulanan yüzey alanı ile ilişkilidir; bu nedenle alanın doğru ölçülmesi gereklidir. Makaslama testinde örneğe yük uygulanır ve kırık oluşana kadar yük artmaya devam eder. Ölçülen en yüksek kuvvet, kırığı başlatan değerdir.

2.5.2 Gerilim Bağlanma Dayanım Testi

Gerilim bağlanma dayanım testi, restoratif materyal ile diş ara yüzeyinin merkezine dik yönde ve sabit hızla kuvvet uygulanması esasına dayanır. Bu yöntemde standart hata oranı oldukça yüksektir ve yaklaşık %57 olarak bildirilmiştir (Cardoso ve ark., 1998). Testin doğru şekilde uygulanabilmesi için

bağlantı yüzey alanının ortalama 7,065 mm² boyutlarında hazırlanması önerilir. Ancak dentin yapısı homojen olmadığından, test yüzeyinin tamamında aynı özelliklerin sağlanması zordur ve bu durum ölçümlerin doğruluğunu olumsuz etkileyebilir (Shimada ve ark., 2002).

2.5.3 Mikrogerilim Bağlanma Dayanım Testi

Bir cisme aynı doğrultuda fakat zıt yönde uygulanan aksiyel kuvvetlere karşı cismin gösterdiği direnç ‘gerilim kuvveti’ olarak tanımlanır. Mikrogerilim bağlanma dayanım testinde, boyutu 0,25–1 mm² arasında değişen küçük örneklerde oluşan stresler ölçülebilir (Shimada ve ark., 2002). Bu yöntemin, makaslama gerilim testlerine göre daha güvenilir sonuçlar sunduğu kabul edilmektedir (Shimada ve ark., 2002).

2.5.4 Mikromakaslama Bağlanma Dayanım Testi

Örnekler önce dişin uzun aksına dik yönde 1 mm kalınlığında dilimler şeklinde hazırlanır. Daha sonra bu dilimler kesilerek yaklaşık 1 mm² boyutlarında çubuklar elde edilir. Hazırlanan çubuklar, mikromakaslama test cihazına mekanik olarak sabitlenir. Kırma ucunun, çubuğun kompozit-mine birleşim hattına denk gelmesine dikkat edilerek örnek test düzeneğine yerleştirilir ve 1 mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulanır. Test sonunda elde edilen kuvvet değeri (Newton), çubuğun yüzey alanına bölünerek bağlanma dayanımı Mega Pascal (MPa) cinsinden hesaplanır (Shimada ve ark., 2002).

2.6 Aşınma Direnci Testi

Çiğneme periyodunu tam olarak taklit etmeyen, ancak aşınmayı etkileyen temel faktörleri incelemeye yönelik en basit test yöntemlerinden biri ‘pin-on-disk’ cihazlarıdır. Bu cihazlarda restoratif materyal, pin ya da plate şeklinde hazırlanabilir. Pin şeklindeki örnek, belirli bir kuvvet altında kayıcı yüzeye temas ettirilerek aşınma oluşturulur. Bazı sistemlerde üçlü aşınmayı taklit etmek için ortama farklı çözeltiler eklenebilir (Mair ve ark., 1996).

Bu cihazlar, aşındırma işleminin yanında sürtünme katsayısını da ölçebilmektedir. Sürtünme katsayısı, kayma hareketi sırasında iki yüzey arasındaki direncin ölçümüdür. Sürtünme kuvvetinin uygulanan yüke bölünmesiyle hesaplanır ve birimsizdir. 1970’lerden bu yana sürtünme testleri, aşınma süreçlerinin anlaşılmasında önemli bir araç olarak kullanılmaktadır. Yeni yöntemlerin

geliştirilmesi, dental materyal araştırmalarında da sũrtũnme testlerine olan ilgiyi artırmıştır. Yũzey ȳzelliklerinin değerlendirilmesinde sũrtũnme katsayısının ȳlȳũlmesi ȳnemli bir yer tutar (Schuh ve ark., 2005).

Ağız iȳi koşullar kişiden kişiye değiştiği iȳin, in-vitro aşınma ȳalıřmalarında kullanılan test parametreleri de farklılık gȳsterebilir. Yũk miktarı, yapılan hareket sayısı, kullanılan antagonist materyal, aşındırma sũresi ve hızı ile test sırasında ara maddenin kullanılması gibi değişkenler bu farklılıklara dahildir (Heintze, 2006).

Aşınma araştırmalarında ȳoęunlukla, işlemin sonunda ortaya ȳıkan madde kaybı ȳlȳũlũr; ancak yũzeyde meydana gelen değişikliklerin değerlendirilmesi, ileride oluşabilecek madde kaybını tahmin etmek aȳısından daha değerli bir yaklaşımdır (Field ve ark., 2010; Huysmans ve ark., 2011).

Aşınma ȳncesi ve sonrasında ağırlık ȳlȳũmũ yapılarak madde kaybı hesaplanabilir; fakat bu yȳntem tek başına yeterince gũvenilir değildir ve yũzeydeki yapısal değişiklikler hakkında bilgi sunmaz (Field ve ark., 2010).

Laboratuvar ortamında yapılan aşınma direnci ve basma dayanımı ȳalıřmalarında farklı test cihazları ve yȳntemler kullanıldığı iȳin, bu araştırmaların sonuȳlarını doğrudan karşılaştırmak ȳoęu zaman mũmkũn değildir. Bu nedenle ȳalıřma bulgularını kendi iȳinde değerlendirmek ve farklı araştırmaları karşılaştırırken materyallerin basma dayanımı ve aşınma oranlarına gȳre sıralanmasını dikkate almak daha doğru bir yaklaşımdır.

Restoratif materyallerin klinik performansını yalnızca laboratuvar verilerine dayanarak ȳngȳrmek de oldukȳa gũȳtũr. Bu nedenle daha gerȳekȳi sonuȳlara ulaşabilmek iȳin laboratuvar deneylerinde kullanılan test koşullarının klinik ortamı olabildiğince iyi yansıtması gerekmektedir (Sulong ve Aziz, 1990).

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Bu çalışmada, şeffaf plak ataşmanlarında kullanılan kompozit rezin materyallerinin makaslama bağlanma dayanımları ve aşınma dirençleri karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Çalışmanın amacı, klinik uygulamalarda sıklıkla tercih edilen akışkan ve tepilebilir kompozitlerin, ataşman-retansiyon başarısı ile yüzey dayanıklılığı üzerindeki etkilerini araştırmaktır.

Araştırma iki ana bölümden oluşmaktadır. İlk bölümde, belirlenen materyaller kullanılarak hazırlanan ataşman örneklerinin makaslama bağlanma dayanımı değerlendirilmiştir. Bu aşamada, ataşmanların diş yüzeyine uygulanması, polimerizasyon işlemi ve test koşulları standartlaştırılmıştır. Elde edilen kuvvet değerleri MPa cinsinden hesaplanmıştır.

İkinci bölümde ise aynı kompozit gruplar, belirli yük, tur sayısı ve kayma mesafesi altında gerçekleştirilen aşınma testine tabi tutulmuştur. Bu test, materyallerin mekanik dayanıklılığını ve yüzey bütünlüğünü değerlendirmek amacıyla yapılmıştır. Her iki testte de aynı kompozit grupları kullanılmıştır. Böylece bağlanma dayanımı ve aşınma direnci sonuçlarının birbirleriyle karşılaştırılabilmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışma Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 08.04.2025 tarihinde (Karar no: 2025/161) etik olarak uygun bulunmuştur.

Çalışma Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Rektörlüğü, Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından 2025-DUP-032 proje numarasıyla desteklenmiştir.

3.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı

3.1.1 Dişler

Araştırmada çekim endikasyonu konulmuş aşağıdaki kriterlere göre seçilen 90 adet premolar diş kullanılmıştır. Çekimin ardından dişler, bakteriyel üremeyi engellemek için salin solüsyonu içeren kavanozlarda oda sıcaklığında ve karanlık ortamda saklandı.

Dahil edilmeme kriterleri;

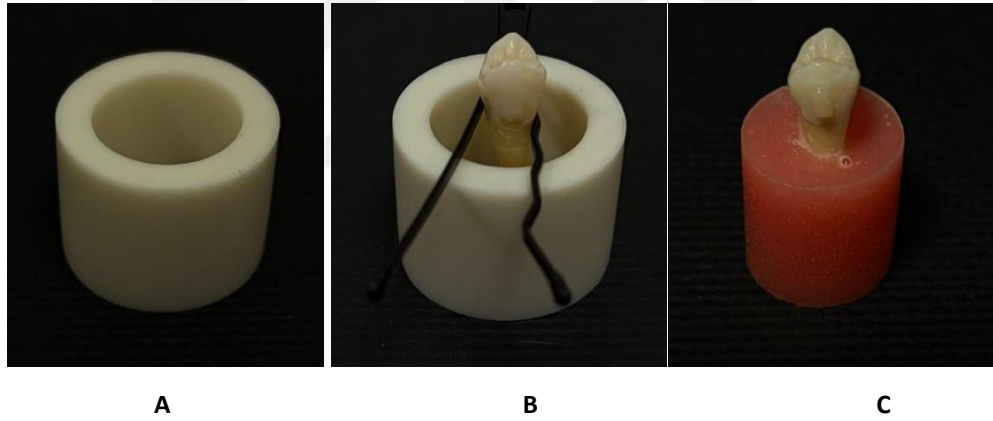
- Çürük,
- Dişteki restorasyonlar,

- Mine hipoplazisi,
- Amelogenesis Imperfecta gibi mine kusurları
- Labial mine yüzeyinde çatlak ve kırık
- Şekil anomalisi

3.1.2 Akrilik Blokların Hazırlanması

Dişler, test cihazına yerleştirilebilmeleri için bukkal yüzeyleri açıkta kalacak şekilde standart silindirik kalıplar kullanılarak oda ısısında sertleşen akrilik içine gömüldü. Kalıplar, akriliğin kolay çıkması için vazelinlenmiştir.

Akrilik tozu ve likiti karıştırılıp kalıba döküldükten sonra, akril tam sertleşmeden dişler; ataşmanların yerleştirileceği bukkal yüzeyleri kalıbın uzun aksına paralel olacak şekilde akrilin içine yerleştirildi. Dişler sertleşme sürecinde aksının bozulmaması için bir toka ile sabitlendi (Fotoğraf 3.1.). Akrilik bloklara yerleştirilen dişler, mine yüzeylerinin kurummasını önlemek amacıyla distile su içinde bekletildi.



Fotoğraf 3.2. Silindirik kalıplar, dişlerin toka ile sabitlenmesi, akrilik dökülmüş örnekler

3.1.3 Ataşman Şablonun Hazırlanması

Bu çalışmada dikdörtgen vertikal ataşman tercih edilmiştir, çünkü dikdörtgen ataşmanların elipsoid olanlara göre daha fazla tutuculuk sağladığı bulunmuştur. Bu amaçla bir dikdörtgen kompozit ataşman örneği oluşturulmuştur (Dasy ve ark., 2015).

Her biri 0,6 mm kalınlığında sert vakum şekillendirme plakları (Scheu, Scheu-Dental GmbH, Iserlohn, Almanya), basınçlı şekillendirme cihazı (Biostar®, Scheu-Dental GmbH, Iserlohn, Almanya) kullanılarak kompozit ataşman örneği

üzerinde hazırlanmıştır. Orijinal Invisalign (Align Technology, San José, CA, ABD) plaklarında olduğu gibi, vakumlama işleminden sonra plak kalınlığı 0,3 mm olmuştur.

3.1.4 Asit Jel

Bonding öncesi diş yüzeylerinin hazırlanmasında, %37 fosforik asit içeren jel formunda şırıngalar (Promida Diş Malzemeleri San. Tic. Ltd. Şti., Eskişehir, Türkiye) tercih edilmiştir (Fotoğraf 3.3.).



Fotoğraf 3.4. %37 fosforik asit jel

3.1.5 Kompozitler

Ataşman uygulamalarında 3 farklı üretici firmanın 3 adet akışkan ve 3 adet tepilebilir kompozitleri kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler Tablo 3.1.'de gösterilmektedir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler

	<u>Materyal</u>	<u>Üretici</u>	<u>Organik matriks ve İnorganik doldurucu</u>	<u>Doldurucu oranı</u>
1	Charisma® Flow	(Kulzer, Almanya)	E2BADMA, TEGDMA; Baryum- alüminyum-floro-silikat, silika	38%
2	GC G-aenial Universal Injectable	(GC Corporation, Japonya)	Dimetakrilat monomerleri; Baryum camı, silika	46%
3	3M Filtek Supreme Flowable	(3M ESPE, ABD)	Bis-GMA,TEGDMA,Prokrilat; Zirconya, silika	46%
4	Charisma® Diamond	(Kulzer, Almanya)	TCD-DI-HEA, UDMA; Baryum Aluminyum Florid camı	64%
5	GC G-aenial Posterior	(GC Corporation, Japonya)	UDMA, Dimetakrilat monomerleri; Önceden polimerize edilmiş doldurucular, silika, stronsiyum ve lantanoid florür	65%
6	3M Filtek Z250	(3M ESPE, ABD)	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA; Zirconya, silika	60%

Üretici firma kataloğunda birlikte kullanılmaları tavsiye edilen;

- Charisma® Flow ve Charisma® Diamond kompozitleri ile GLUMA® Bond Universal (Kulzer, Almanya)
- GC G-aenial Universal Injectable ve GC G-aenial Posterior kompozitleri ile G-Premio Universal Bond (GC Corporation, Japonya)
- 3M Filtek Supreme Flowable ve 3M Filtek Z250 kompozitleri ile Scotchbond Universal Bond (3M ESPE, ABD) adeziv ajanları kullanılmıştır (Fotoğraf 3.3.-3.8.).



Fotoğraf 3.5. Charisma® Flow, GLUMA® Bond Universal



Fotoğraf 3.6. GC G-aenial Universal Injectable, G-Premio Universal Bond



Fotoğraf 3.7. 3M Filtek Supreme Flowable, Scotchbond Universal Bond



Fotoğraf 3.8. Charisma® Diamond, GLUMA® Bond Universal



Fotoğraf 3.9. GC G-aenial Posterior, G-Premio Universal



Fotoğraf 3.10. 3M Filtek Z250, Scotchbond Universal Bond

3.1.6 Işık Kaynağı

Bonding işlemlerinde ekstra güçlendirilmiş LED ışık kaynağı (Valo, Opal Orthodontics by Ultradent, ABD) kullanılmıştır (Fotoğraf 3.9.).



Fotoğraf 3.11. LED ışık kaynağı (Valo, Opal Orthodontics by Ultradent, ABD)

3.1.7 Ataşman Uygulaması

Ataşman uygulaması, çalışma modelindeki dişlerin hazırlanması ve ataşman şablonundaki ataşmanların uygulanması olmak üzere iki aşamada gerçekleştirilmiştir.

Dişler polisaj patı ile 10 sn temizlendi, hava-su spreyi ile 10'ar saniye yıkandı ve kurutuldu. Mine yüzeyinde mikromekanik tutuculuğu artırmak amacıyla %37 fosforik asit içeren etching jel (Promida Diş Malzemeleri San. Tic. Ltd. Şti., Eskişehir, Türkiye) ile 30 saniye süreyle pürüzlendirilmiştir (Mitić ve ark., 2024). Ardından diş yüzeyleri, asidin uzaklaştırılması için 30 saniye distile su ile yıkanmıştır. Kurutma işlemini takiben, mine yüzeyine üreticilerin tavsiye ettiği adeziv ajanlar uygulanmıştır.

Ataşman şablonundaki ilgili boşluklara aşağıdaki kompozit rezinler yerleştirilmiş ve şablon dikkatlice çalışma modelinin üzerine konumlandırılmıştır. Her bir diş, LED ışık cihazı (3200 mW/cm^2) ile 3 sn süre ile polimerize edilmiştir.

- **CA:** Charisma® Flow
- **GCA:** GC G-aenial Universal Injectable
- **3MA:** 3M Filtek Supreme Flowable
- **CT:** Charisma® Diamond
- **GCT:** GC G-aenial Posterior
- **3MT:** 3M Filtek Z250

Polimerizasyonun ardından şablon dikkatlice çıkarılmış; ataşman etrafında kalan fazla kompozit materyal, 12 bıçaklı karbid frez (Komet Brasseler, Lemgo, Almanya) kullanılarak temizlenmiştir (Ferreira ve ark., 2020; Ulusoy, 2009).

3.1.8 Yaşlandırma Yöntemi

Ataşmanlar yapıştırıldıktan sonra örnekler 24 saat oda sıcaklığında distile suda bekletildi. Termal döngü uygulaması, Lua TC17 (Lua Instruments, Türkiye) cihazı ile yapıldı (Fotoğraf 3.10.). Cihazın 2 adet su tankı bulunmaktadır. Termal döngü cihazında örnekleri su tanklarına sırayla batıracak şekilde bir düzenek mevcuttur. Hazırlanan örnekler şeffaf plak tedavisinin orta düzey bir paketini taklit etmek için, 5000 döngü boyunca 5°C ile 55°C sıcaklıktaki su banyolarına her bir banyoda bekleme süresi 25 saniye olup banyolar arasındaki transfer süresi 10 saniye olacak şekilde batırıldı (Ocak ve ark., 2025).



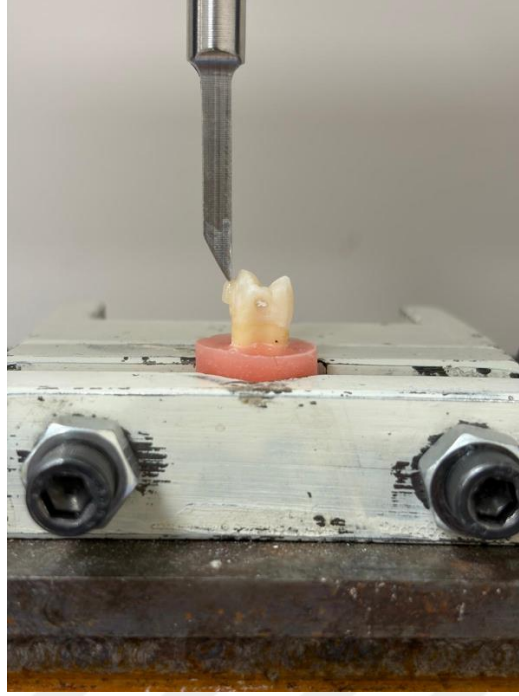
Fotoğraf 3.12. Yaşlandırma için kullanılan termal döngü cihazı

3.1.9 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Hazırlanan örnekler, kesici metal uç ataşmana dik gelecek şekilde yerleştirilerek test cihazına sabitlendi. Makaslama bağlanma dayanımı testleri, Shimadzu AGS-X Universal Test Cihazında (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan) Trapezium X (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan) yazılımı kullanılarak 0,5 mm/dk yaklaşma hızıyla ataşmanın orta noktasına uygulandı. Test sırasında gerilim–uzama grafiği bilgisayar ekranından takip edildi. Kopma anında test yazılım tarafından otomatik olarak durdurulmuş, bağlanma dayanımı MPa cinsinden kaydedilmiş ve veriler Excel formatında saklanmıştır.



Fotoğraf 3.13. Shimadzu AGS-X Universal test cihazı



Fotoğraf 3.14. Örneklerin test edilişi

3.2 Aşınma Direnci

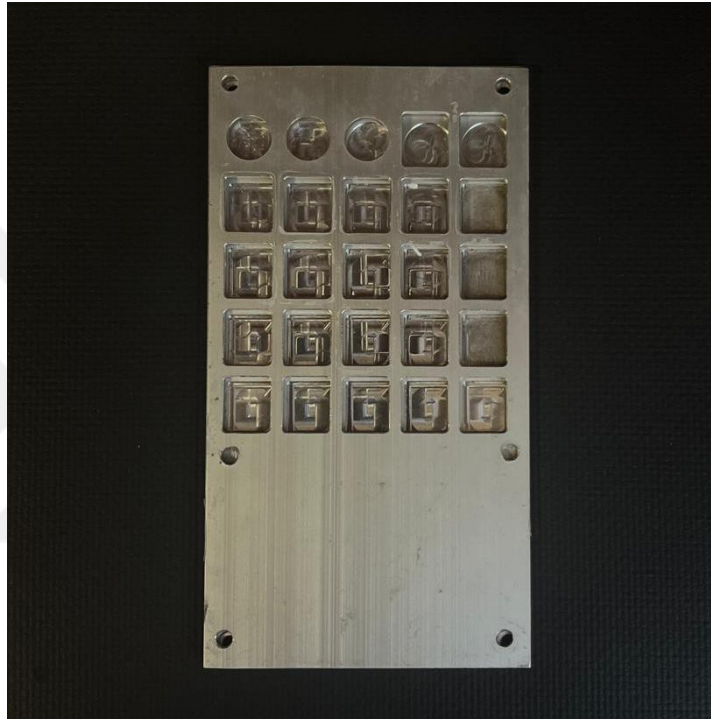
3.2.1 Örneklerin Hazırlanması

Aşınma testinde örneklerin aşınma cihazına stabil olarak yerleştirilebilmesi ve deneylerin rahat yapılabilmesi amacıyla kompozit materyaller 15x15x3 mm boyutunda hazırlanmıştır. Kullanılan metal kalıplar Fotoğraf 3.13’te görülmektedir. Kompozitler materyaller metal kalıpların içerisine tabakalar halinde el aleti yardımıyla yerleştirilmiş ve materyalin her bölgeye eşit şekilde dağılımı sağlanmıştır. Yüzeyin düzgün olabilmesi, materyal kalınlığının standartlaştırılması ve hava kabarcığı oluşumunun engellenmesi için kompozitin üzerine selüloz asetat strip bant, onun üzerine de 1 mm kalınlığında cam lam yerleştirilmiştir. Hazırlanan kompozit tabakasındaki fazla materyalin uzaklaştırılması ve yüzeyin düzleştirilmesi amacıyla üzerine 0,50 kg ağırlığında standart bir yük uygulanmıştır.

Örneklerin kalıplardan çıkarılması sırasında kırık veya çatlak oluşmasını engellemek için metal kalıpların iç yüzeyleri ince bir tabaka vazelin ile kaplanmıştır. Hazırlanan her tabaka, üretici önerileri doğrultusunda LED ışık kaynağı (Valo, Opal Orthodontics by Ultradent, ABD) kullanılarak 20 saniye süreyle polimerize edilmiştir. Kalıptan çıkarılan örneklere, tüm yüzeylerde tam

polimerizasyon sağlamak amacıyla her iki yüzeyden ek 20 saniye daha ışınlama yapılmıştır.

Polimerizasyonun ardından örnekler, 24 saat 37 °C’de distile su içerisinde bekletilmiştir. Sonrasında çıkarılan örneklerin kenarlarında bulunan fazlalıklar dikkatlice temizlenmiş, ardından yüzeyler sırasıyla 600 ve 1200 grit silikon karbid zımpara ile su soğutması altında cilalanarak yüzey pürüzlülüğü standardize edilmiştir. Tüm kompozit örneklerinde A2 renk tonu tercih edilmiştir.



Fotoğraf 3.15. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıplar

3.2.2 Örneklerin Aşındırılması

Aşınma direnci için hazırlanan örnekler Fotoğraf 3.14.-3.19.’da görülmektedir. Hazırlanan örneklerin boyutları dijital kumpas (Absolute Digimatic, Mitutoyo Corp., Kawasaki, Japonya) ile ölçüldü. Örneklerin aşınma testleri karşıt hareketli (reciprocating) CSM markalı tribometre cihazı (CSM Instruments SA, Peseux, İsviçre) ile yapılmıştır (Fotoğraf 3.20.). Aşınma direncine ilişkin sonuçların literatürle birebir karşılaştırılması, farklı çalışmalarda uygulanan yük miktarı, kayma mesafesi ve döngü sayılarının değişkenlik göstermesi nedeniyle güçlük arz etmektedir. Bu nedenle, çalışmamızda pin-on-disk aşınma testine geçilmeden önce deney protokolünün standardizasyonu amacıyla bir ön çalışma yapılmıştır. Ön testlerden elde edilen veriler doğrultusunda, ölçümlerin tekrarlanabilirliğini ve

güvenilirliğini sağlayan aşınma parametreleri belirlenmiş ve esas deneyler bu koşullar altında yürütülmüştür. Aşınma testinde örnekler 5875 devir boyunca 10 N'luk normal yük uygulanmıştır. Karşıt yüzey olarak 6 mm çapında Al₂O₃ bilye kullanılmıştır. Testler kuru ortamda ve oda sıcaklığında gerçekleştirilmiş, aşınma izi uzunluğu 8,5 mm olarak belirlenmiştir. Aşınma oranları aşağıda verilen formül yardımıyla hesaplanmıştır. (Archard, 1953).

$$\text{Aşınma Oranı (mm}^3\text{/N}\cdot\text{m)} = \text{Aşındırılan Hacim (mm}^3\text{)} / \text{Uygulanan Yük (N)} \times \text{Aşınma Mesafesi (m)}$$

Aşınma testine ait parametreler Tablo 3.2.' de gösterilmektedir.

Tablo 3.2. Aşınma testi parametreleri

Test parametreleri	Değerler
Test türü	İleri-Geri (Reciprocating)
Uygulanan kuvvet (N)	10 N
Aşınma izi (mm)	8,5 mm
Aşındırma hızı (cm/s)	30 cm/s
Aşındırma süresi (s)	1055
Karşıt bilye malzemesi	Al ₂ O ₃
Sıcaklık (°C)	Oda sıcaklığı (23±2)



Fotoğraf 3.16. Charisma® Flow (Kulzer, Almanya)



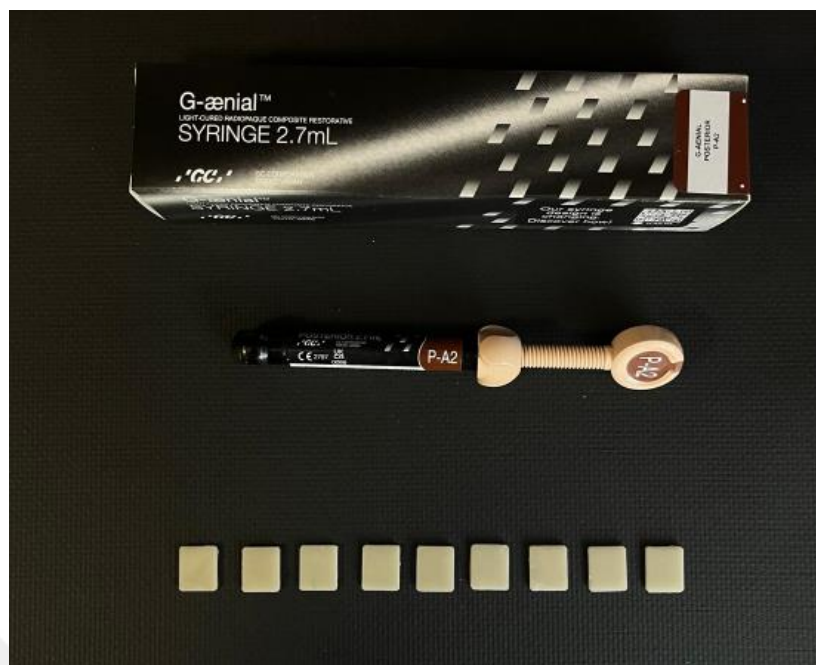
Fotoğraf 3.17. GC G-aenial Universal Injectable (GC Corporation, Japonya)



Fotoğraf 3.18. 3M Filtek Supreme Flowable (3M ESPE, ABD)



Fotoğraf 3.19. Charisma® Diamond (Kulzer, Almanya)



Fotoğraf 3.20. GC G-aenial Posterior (GC Corporation, Japonya)



Fotoğraf 3.21. 3M Filtek Z250 (3M ESPE, ABD)



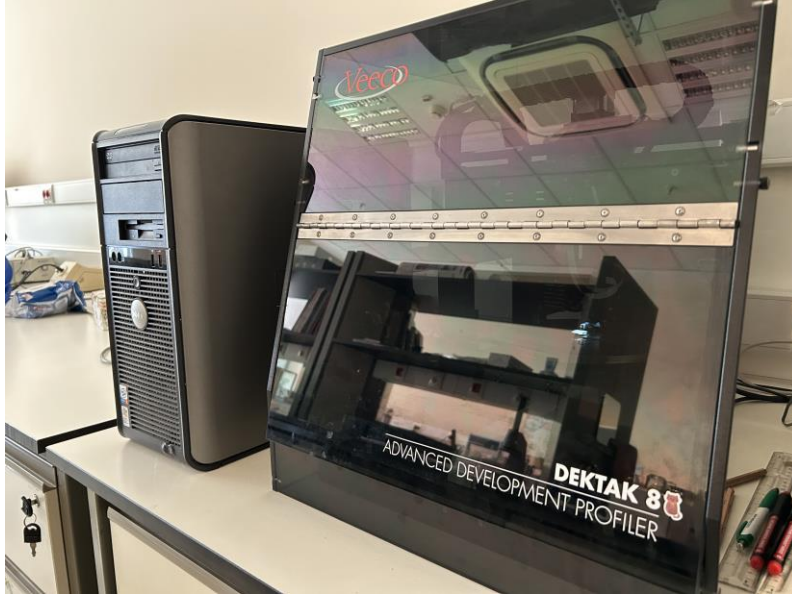
Fotoğraf 3.22. CSM Tribometre cihazı

3.2.3 Aşınmanın Ölçülmesi ve Değerlendirilmesi

Aşınma testleri tamamlandıktan sonra örneklerde meydana gelen hacim kayıplarının belirlenmesi amacıyla, Veeco Dektak 8 profilometre cihazı (Veeco Instruments, Plainview, NY, ABD) kullanılmıştır (Fotoğraf 3.21.).

Her bir örnekte oluşan aşınma izleri üzerinde belirlenen bölgelerden ortalama 10 adet kesit ölçümü alınmıştır. Bu ölçümlerden her örneğin aşınma hacmi (mm^3) hesaplanmıştır. Elde edilen hacim değerleri, önceki bölümde belirtilen formül kullanılarak aşınma oranlarının hesaplanmasında kullanılmıştır.

Bu yöntem, yüzeyde meydana gelen aşınmanın nicel olarak değerlendirilmesini ve farklı kompozit materyallerin aşınma performanslarının karşılaştırılabilir şekilde analiz edilmesini sağlamıştır.



Fotoğraf 3.23. Veeco Dektak 8 profilometre cihazı

3.3 Yüzeylerin İncelenmesi

Ataşmanlar dış 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 (Artun ve Bergland, 1984). ARI skoru çıplak gözle değerlendirilmiştir. ARI skorlamasına göre;

- 0: Dış yüzeyinde hiç adeziv artığı kalmadığını,
- 1: Dış yüzeyinde kalan adeziv artığının %50'den az olduğunu,
- 2: Dış yüzeyinde kalan adeziv artığının %50'den fazla olduğunu,
- 3: Tüm adezivin dış yüzeyinde kaldığını göstermektedir.

3.4 İstatistiksel Analiz

Çalışmada tüm istatistiksel analizler IBM SPSS (Versiyon 26.0, IBM Corp., ABD) programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Değişkenlerin dağılım özellikleri Shapiro–Wilk normallik testi ile değerlendirilmiş ve tüm gruplarda $p < 0,05$ bulunması nedeniyle verilerin normal dağılmadığı belirlenmiştir. Bu nedenle parametrik olmayan yöntemler tercih edilmiştir.

Gruplar arasındaki farklılıkları incelemek amacıyla Kruskal–Wallis H testi uygulanmıştır. Analiz sonucunda gruplar arasında anlamlı fark saptanmıştır. Farkın hangi gruplardan kaynaklandığını belirlemek için Bonferroni düzeltmeli Dunn post-hoc testi yapılmıştır.

Ayrıca iki bağımsız sayısal değişken arasındaki ilişki normal dağılım göstermediği için Spearman korelasyon testi uygulanmıştır.

ARI skorlarının gruplar arasında karşılaştırılması için ki-kare testi kullanılmıştır.

Tüm analizlerde istatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak kabul edilmiştir.



4. BULGULAR

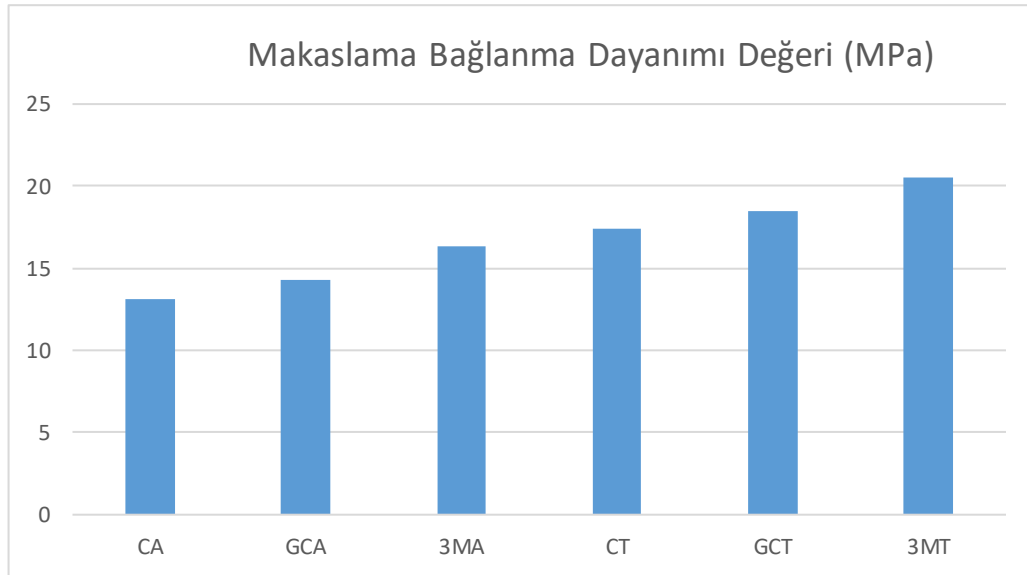
4.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı Testine Ait Bulgular

3 farklı üreticiye ait akışkan ve tepilebilir kompozitlerden elde edilen ataşmanların makaslama bağlanma dayanımları (MBD) ölçülmüştür.

Tablo 4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Verilerine Ait Değerler

Kompozit Materyaller	n	Makaslama Bağlanma Dayanımı Değeri (MPa) Ortalama $\pm$ Standart Sapma
CA	15	13,15 $\pm$ 4,75 ^a
GCA	15	14,32 $\pm$ 3,90 ^{ac}
3MA	15	16,31 $\pm$ 3,89 ^{ade}
CT	15	17,42 $\pm$ 5,20 ^{bcd}
GCT	15	18,51 $\pm$ 4,55 ^{be}
3MT	15	20,56 $\pm$ 4,86 ^b
p		*p<0,05

*p<0,05; Aynı sütunda bulunan farklı küçük harfler istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir.



Şekil 4.1. Makaslama bağlanma dayanımı testi verilerinin sütun grafiği şeklinde gösterimi

Tablo 4.1.'de yer alan bulgular incelendiğinde en yüksek MBD değerinin 3MT grubunda ($20,56 \pm 4,86$ MPa) olduğu görülmüştür. En düşük bağlanma dayanımı değeri ise CA grubunda ($13,15 \pm 4,75$ MPa) bulunmuştur.

Tüm gruplar birlikte incelendiğinde yüksek doldurucu içeren tepilebilir kompozitlerin daha düşük doldurucu içeren akışkan kompozitlerden yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği belirlenmiştir. Grupların sütun grafik gösterimi Şekil 4.1.'de sunulmuştur.

Yüksek viskozite gösteren (tepilebilir) 3MT, CT ve GCT gruplarının MBD değerleri benzer bulunmuş olup bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Düşük viskozite gösteren (akışkan) 3MA, GCA ve CA grupları arasında da anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

3MT grubu; CA, 3MA ve GCA gruplarına kıyasla anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir ($p<0,05$). GCT ve CT'den daha yüksek MBD değerleri gösterse de fark anlamlı değildir ($p>0,05$).

GCT; CA ve GCA gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir ($p < 0,05$). Ancak 3MA ile arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p > 0,05$). 3MT grubundan daha düşük, CT grubundan daha yüksek değerler gösterse de fark anlamlı değildir ($p>0,05$).

CT grubunun MBD değeri, CA grubundan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Diğer çalışma grupları ile arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Buna karşın akışkan kompozitlerden daha yüksek değerler elde edilmiştir. Tepilebilir kompozitlere göre ise daha düşük MBD değerleri göstermiştir. Bu farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$).

3MA grubu akışkan kompozitler arasında en yüksek MBD değeri gösterse de GCA ve CA ile arasındaki fark anlamlı değildir ($p>0,05$). Tepilebilir kompozitlerden 3MT ile arasındaki fark anlamlı iken GCT ve CT gruplarından düşük değer gösterse de istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

GCA; tüm tepilebilir kompozit gruplarından daha düşük değer göstermiştir. GT ve 3MT gruplarıyla arasındaki fark anlamlı iken CT grubuyla arasındaki fark anlamlı değildir. 3MA grubundan düşük, CF grubundan daha yüksek değer gösterse de fark anlamlı değildir ($p>0,05$).

CA grubu; CT, 3MT ve GCT gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bağlanma dayanımı değeri göstermiştir ($p<0,05$). 3MA ve GCA'dan daha düşük MBD değerleri gösterse de fark anlamlı değildir ($p>0,05$).

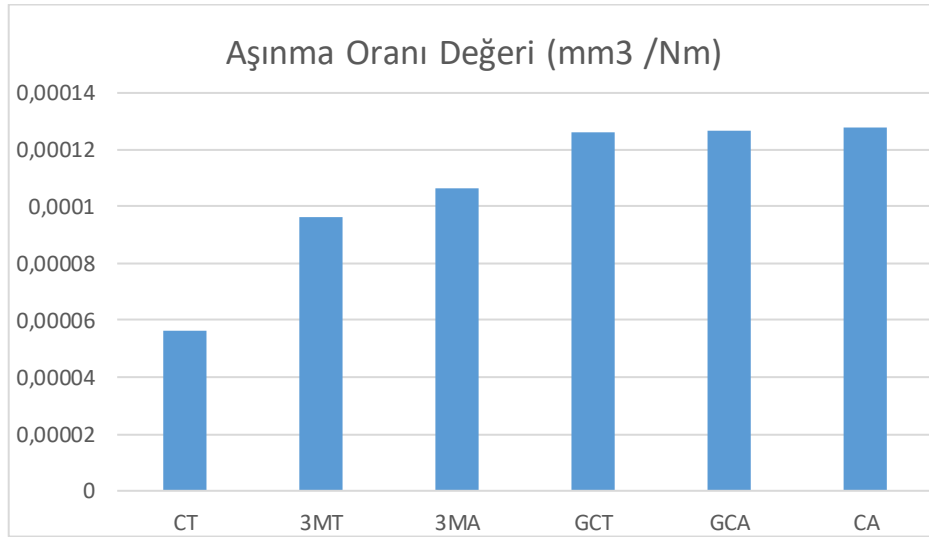
4.2 Aşınma Oranına Ait Bulgular

Çalışmada 3 farklı üreticiye ait akışkan ve tepilebilir kompozitlerden elde edilen 60 adet örneğin aşınma dirençleri ölçülmüştür.

Tablo 4.2. Aşınma Oranı Testi Verilerine Ait Değerler

Kompozit Materyaller	n	Aşınma Oranı Değeri (mm ³ /Nm) Ortalama ± Standart Sapma
CT	10	$(5.65 \pm 1.56) \times 10^{-5}$ a
3MT	10	$(9.63 \pm 2.83) \times 10^{-5}$ b
3MA	10	$(10.65 \pm 3.30) \times 10^{-5}$ bc
GCT	10	$(12.60 \pm 2.93) \times 10^{-5}$ c
GCA	10	$(12.68 \pm 3.26) \times 10^{-5}$ c
CA	10	$(12.78 \pm 5.29) \times 10^{-5}$ c
p		*p<0,05

*p<0,05; Aynı sütunda bulunan farklı küçük harfler istatistiksel olarak anlamlılığı ifade etmektedir.



Şekil 4.2. Aşınma oranı testi verilerinin sütun grafiği şeklinde gösterimi

Tablo 4.2.'de yer alan bulgular incelendiğinde en yüksek aşınma oranı CA grubunda ($12.78 \pm 5.29 \times 10^{-5}$ mm³ /Nm) olduğu görülmüştür. En düşük aşınma oranı değeri ise CT grubunda ($5.65 \pm 1.56 \times 10^{-5}$ mm³ /Nm) bulunmuştur.

CT diğer tüm kompozit gruplarından anlamlı derece de düşük aşınma oranı göstermiştir ($p<0,05$).

3MT; CT grubundan anlamlı derecede yüksek aşınma oranı gösterirken GCT, GCA ve CA gruplarından da anlamlı derecede düşük aşınma oranı göstermiştir ($p<0,05$). 3MA grubundan ise daha düşük aşınma oranı göstermesine rağmen iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmamaktadır ($p>0,05$).

3MA; CT grubundan anlamlı derecede yüksek aşınma oranı göstermiştir ($p<0,05$). 3MT grubundan yüksek; GCT, GCA ve CA'dan düşük aşınma oranı gösterse de gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

GCT ve GCA; CT ve 3MT'den anlamlı derece yüksek aşınma gösterirken birbirleriyle ve diğer kompozit gruplarıyla aralarında anlamlı derecede bir fark yoktur ($p>0,05$).

CA; CT ve 3MT gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derece de yüksek aşınma oranı göstermiştir ($p<0,05$). Buna karşın 3MA, GCT ve GCA gruplarından daha yüksek aşınma göstermesine rağmen araları fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Ek olarak aşınma oranı ile MBD değişkenleri arasında negatif yönde, zayıf ancak istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğu belirlenmiştir ($-0,166, p = 0,026$).

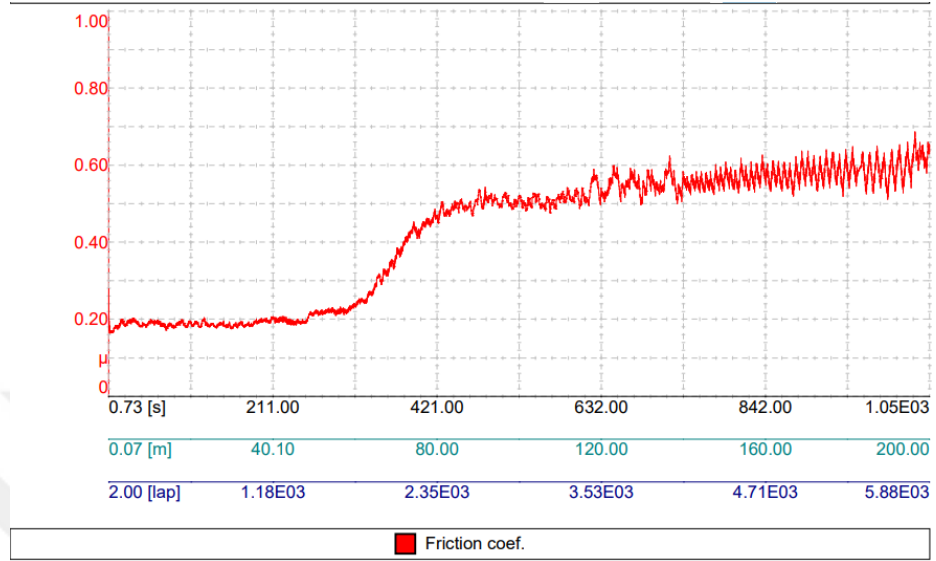
4.3 Sürtünme Katsayısına Ait Bulgular

Çalışmada kullanılan materyallerin sürtünme testi sonuçları Şekil 4.3.-4.8.'de gösterilmiştir. Bütün örneklerde testin başlangıcında, yüzeylerin ilk teması sırasında oluşan Hertzian temas etkisi nedeniyle sürtünme katsayılarının başlangıçta yükseldiği gözlenmiştir. Testin ilerleyen aşamalarında yüzey pürüzlülüğünün aşınma ile azalması sonucu temas alanı genişlemiş ve sürtünme katsayısı stabil bir değere ulaşmıştır.

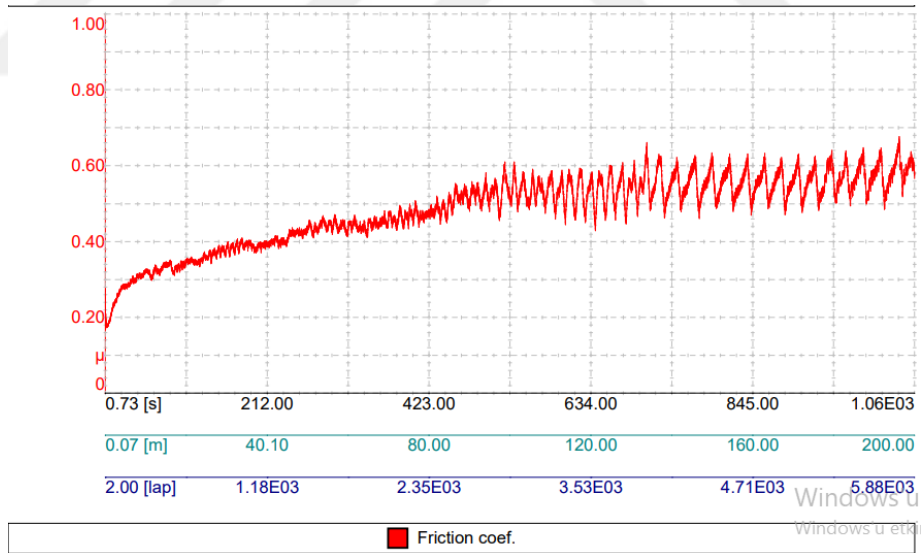
Elde edilen ortalama sürtünme katsayıları incelendiğinde, en düşük değer CT grubunda ($0,424\pm0,166$), en yüksek değer ise CA grubunda ($0,590\pm0,044$) olarak gerçekleştiği belirlenmiştir. Diğer kompozitlerde bu değerler sırasıyla 3MT yaklaşık $0,483 \pm 0,093$, 3MA için yaklaşık $0,509 \pm 0,063$, GCT için $0,525 \pm 0,065$ ve GCA için yaklaşık $0,530\pm0,034$ olarak elde edilmiştir.

Sürtünme katsayısı sonuçlarının, materyallerin aşınma oranı değerleri ile uyumlu olduğu tespit edilmiştir. Daha düşük sürtünme katsayısına sahip kompozitlerde aşınma oranlarının da daha düşük olduğu; buna karşılık sürtünme

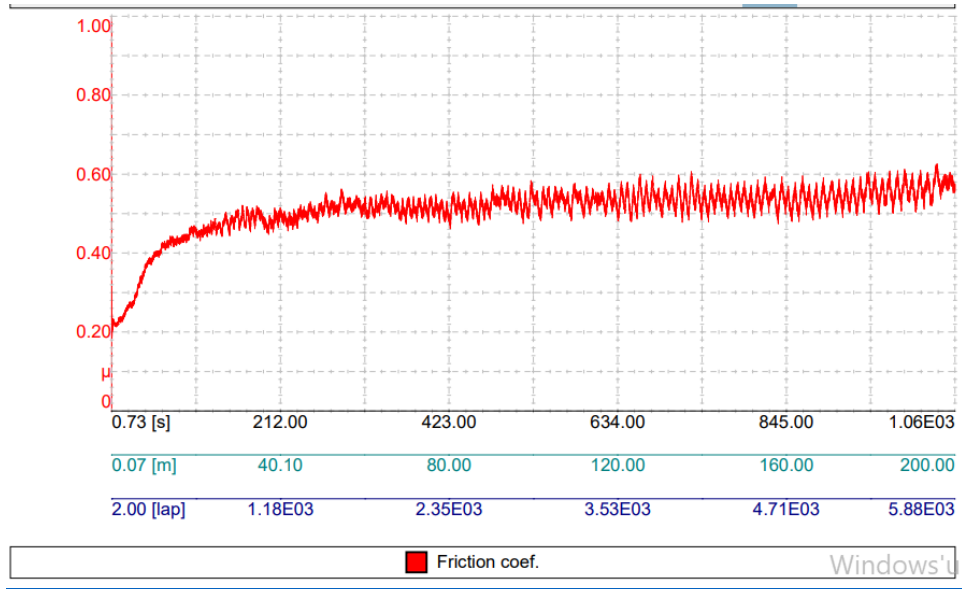
katsayısının yüksek olduğu materyallerde aşınma oranlarının arttığı görülmüştür. Bu doğrultuda, aşınmaya en dirençli grup olan CT, aynı zamanda sürtünme katsayısının da en düşük değerine sahiptir.



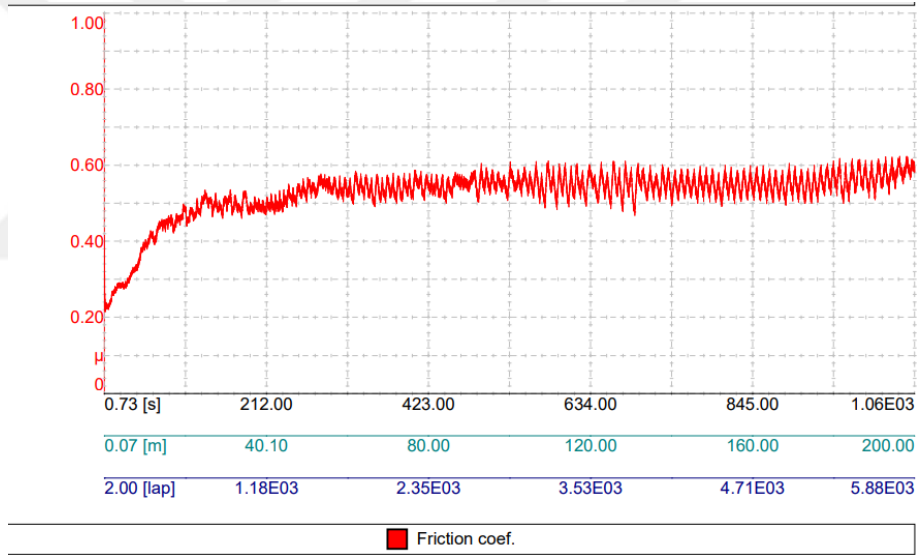
Şekil 4.3. CT grubuna ait sürtünme katsayısı grafiği



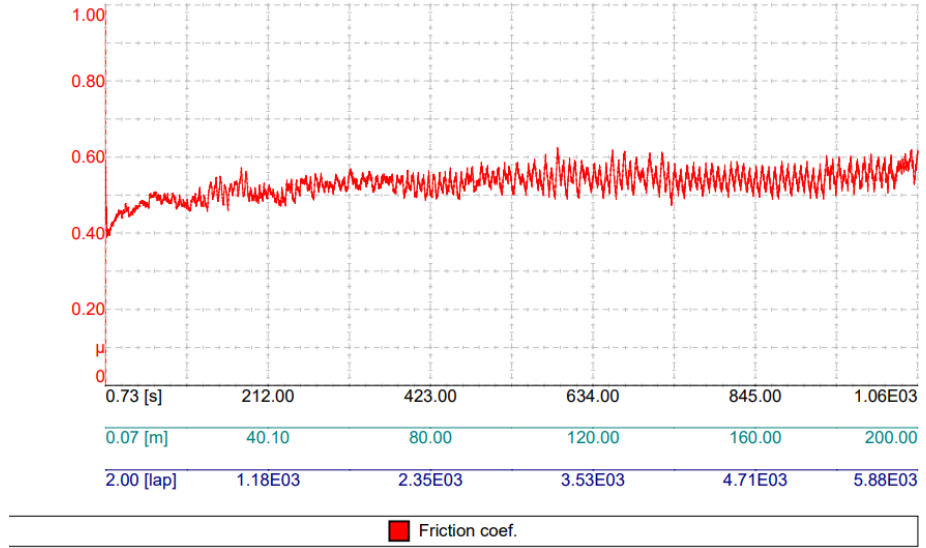
Şekil 4.4. 3MT grubuna ait sürtünme katsayısı grafiği



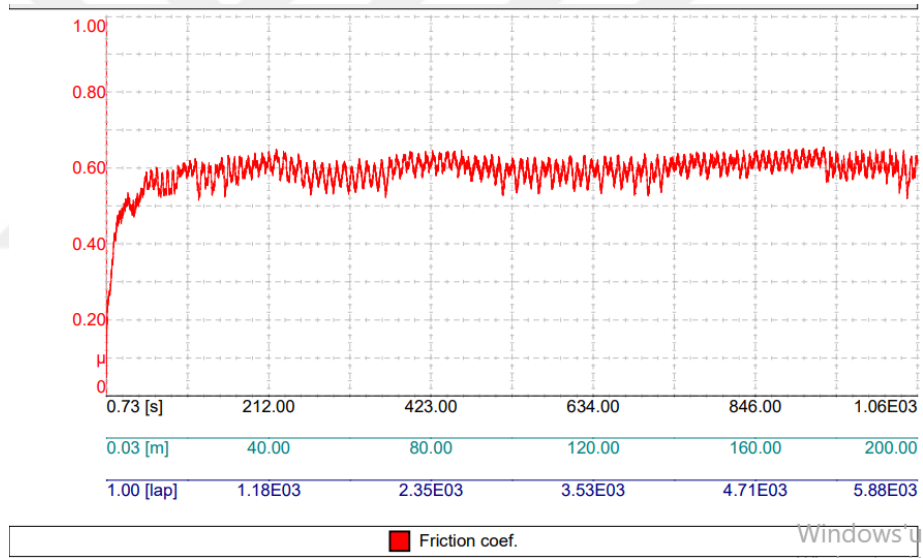
Şekil 4.5. 3MA grubuna ait sürtünme katsayısı grafiği



Şekil 4.6. GCT grubuna ait sürtünme katsayısı grafiği



Şekil 4.7. GCA grubuna ait sürtünme katsayısı grafiği



Şekil 4.8. CA grubuna ait sürtünme katsayısı grafiği

4.4 ARI Skoruna Ait Bulgular

Tablo 4.3. Gruplara Göre ARI Skorlarının Dağılımları

		Gruplar							Toplam
			CA	GCA	3MA	CT	GCT	3MT	
Adeziv artığı (ARI Skoru)	Hiç yok	n %	10 15.4%	12 18.5%	11 16.9%	12 18.5%	11 16.9%	9 13.8%	65 100,0%
	%50'den az	n %	3 18.8%	2 12.5%	3 18.8%	2 12.5%	3 18.8%	3 18.8%	16 100,0%
	%50'den fazla	n %	1 14.3%	1 14.3%	1 14.3%	1 14.3%	1 14.3%	2 28.6%	7 100,0%
	Hepsi diş üzerinde kalmış	n %	1 50.0%	-	-	-	-	1 50.0%	2 100,0%
	Toplam	n %	15 16.7%	15 16.7%	15 16.7%	15 16.7%	15 16.7%	15 16.7%	90 100,0%

Gruplara göre ARI skorlarının dağılımları incelendiğinde, hiç adeziv artığı olmayan dişlerin sayısı 65 olup bunların 18.5%'u CT, 18.5%'u GCA grubunda gözlenmiştir. Adeziv artığı %50'den az olan 16 dişin toplam 75%'i CA, 3MA, GCT, 3MT gruplarında; adeziv artığı %50'den fazla olan 7 dişin 28.6%'sı 3MT grubunda ve adeziv artığı tamamen kalmış olan 2 diş CA ve 3MT gruplarında gözlenmiştir. (Tablo 4.3.)

Tablo 4.4. ARI Skoru Dağılımına Ait İstatistikler

	Değer	Sd	p
<i>Pearson ki-kare testi</i>	11,690	15	,702
<i>Olasılık Oranı (Likelihood Ratio) Ki-Kare Testi</i>	12,355	15	,652
<i>Doğrusal-Doğrusal İlişki (Linear-by-Linear Association) Testi</i>	,702	1	,402

Gruplara göre ARI skorlarının dağılımları arasında anlamlı bir fark bulunup bulunmadığı ki-kare testi ile sınanmış ve Tablo 4.4.'te gösterilmiştir. Skorlarının dağılımları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$). Buna göre kompozit grubu ile ARI skoru arasında anlamlı bir ilişki söz konusu değildir.

5. TARTIŞMA

5.1 Çalışmanın Amacı

Şeffaf plak tedavileri ile sabit ortodontik mekaniklerin karşılaştırıldığı çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Zeng ve arkadaşları (Zheng ve ark., 2017), hafif ve orta şiddetteki vakalarda şeffaf plakların hem toplam tedavi süresi hem de klinikte geçirilen süre açısından sabit mekaniklere göre daha avantajlı olduğunu bildirmiştir.

Kumar ve arkadaşları (Kumar ve ark., 2018) ise şeffaf plakların yalnızca yetişkinlerde değil, çocuklarda da estetik açıdan kabul edilebilir bir görünüm, kullanım kolaylığı ve daha iyi ağız hijyeni sağladığını göstermiştir.

Ganta ve arkadaşları (Ganta ve ark., 2021) tarafından yayımlanan bir derlemede, geleneksel ortodontik tedavilerin hastalarda oluşturabildiği psikolojik stresin şeffaf plak tedavileri ile belirgin şekilde azaldığı ve estetik açıdan tedavi süresince hasta memnuniyetinin daha yüksek olduğu vurgulanmıştır.

White ve arkadaşları (White ve ark., 2017) tarafından yürütülen randomize prospektif bir çalışmada ise sabit mekaniklerle tedavi edilen hastaların, özellikle bonding işleminden sonraki ilk üç gün boyunca, şeffaf plak kullananlara kıyasla daha fazla rahatsızlık ve çiğneme sırasında daha yoğun ağrı bildirdikleri ifade edilmiştir.

Tüm bu çalışmalar, şeffaf plakların estetik görünüm, hasta konforu, ağız hijyeni ve tedavi süresinde olası kısılma gibi avantajları nedeniyle giderek daha yaygın tercih edilen bir tedavi seçeneği hâline geldiğini göstermektedir.

Şeffaf plaklar ilk kullanıma sunuldukları dönemden günümüze kadar klinik öngörülebilirliği artırmak amacıyla materyal türü, kenar tasarımı, kalınlık ve ataşman kullanımı gibi pek çok açıdan geliştirilmiştir. Literatürde de vurgulandığı üzere, öngörülebilir diş hareketlerinin sağlanabilmesi için ataşman kullanımı günümüzde zorunlu bir unsur haline gelmiştir.

Simon ve arkadaşları (Simon ve ark., 2014) ile Rossini ve arkadaşları (Rossini ve ark., 2015), ataşmanların kompleks diş hareketlerinin (tork, rotasyon, intrüzyon ve translasyon) kontrolünde kritik rol oynadığını bildirmiştir. Ataşmanlar olmadığında plakların diş yüzeyiyle olan temas alanı sınırlı kalmakta, bu durumun rotasyon ve kök kontrolü gerektiren hareketlerde yetersiz kuvvet iletimine neden olduğunu belirtmişlerdir.

Mantovani ve arkadaşları (Mantovani ve ark., 2019), ataşmanların yalnızca aktif kuvvet elemanları değil, aynı zamanda plak retansiyonunu artıran pasif unsurlar olduğunu vurgulamıştır. Ataşmanların varlığı, plakların özellikle vertikal ve lateral yönde stabilitesini artırarak istenmeyen plak ayrılmalarını azaltmaktadır.

Bu bulgular, Ellipsoid ve beveled ataşman tiplerini karşılaştıran çalışmalarla da desteklenmiş; beveled ataşmanların retansiyon üzerinde daha belirgin etki oluşturduğu bildirilmiştir (Kravitz ve ark., 2008).

D'Anto ve arkadaşları (D'Anto ve ark., 2019) şeffaf plak tedavilerinde ataşman kullanılmamasının translasyon gibi zor hareketler sırasında dişlerde istenmeyen hareketlere yol açabileceğini belirtmiştir. Ayrıca ataşmanın konumu ve konfigürasyonun, ataşmanın etkinliğini ve plağın dişe uyumunu etkileyen en önemli faktör olduğunu eklemiştir.

Bununla birlikte, şeffaf plak tedavilerinde böyle kritik bir öneme sahip olan ataşmanların fiziksel özelliklerini inceleyen literatür çalışmalarının oldukça sınırlı olduğu dikkat çekmektedir. Oysa klinik uygulamalarda ataşmanların kopması ya da aşınması tedavi sürecini olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Ayrıca ataşmanların şekil ve bütünlüklerini tedavi boyunca koruması, planlanan diş hareketlerinin doğru bir şekilde gerçekleşmesi açısından kritik öneme sahiptir.

Ataşmanlar, çeşitli adeziv sistemler ve kompozit rezinler kullanılarak şablonlar aracılığıyla dişlere uygulanmaktadır. Bu nedenle uygulama aşamasında tercih edilen adeziv materyal, kompozitin tipi, polimerizasyon için kullanılan ışık cihazı, kompozitin tutuculuğu ve aşınma direnci ile tedavi bitiminde diş yüzeyindeki ataşmanların kaldırılma yöntemleri tedavinin başlangıcından sonuna kadar klinik başarıyı etkileyen unsurlar arasında yer almaktadır. Tüm bu nedenlerle, çalışmamızda şeffaf plak tedavilerinde ataşman materyali olarak kullanılan kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri değerlendirilmiştir.

5.2 Materyal ve Yöntem

Çalışmamızda ataşmanların makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmek amacıyla periodontal veya ortodontik nedenlerle çekilmiş küçük azı dişleri kullanılmıştır. Çürüksüz, dolgusu bulunmayan, çekim sırasında kron yapısı zarar görmemiş ve bukkal yüzeyi düzgün olan dişler örnekleme dâhil edilmiştir. Literatürde bağlanma dayanımı testlerinin kesici, köpek ve büyük azı dişlerinde de yapılabildiği bildirilmekle birlikte, küçük azı dişlerinin daha sık tercih

edildiği görülmektedir (Hobson ve ark., 2001; Manzo ve ark., 2004). Ancak bazı araştırmalarda aynı tip alt ve üst dişlerin bağlanma dayanımında anlamlı farklılıklar rapor edilirken (Hobson ve ark., 2001; Ozturk ve ark., 2008), diğer bazı çalışmalarda anlamlı bir fark bulunmadığı belirtilmiştir (Linklater ve Gordon, 2003). Bununla birlikte, alt ve üst dişlerin bir arada kullanıldığı çok sayıda çalışma da literatürde yer almaktadır (Bishara, VonWald, ve ark., 1998; Katona, 1997). Bu doğrultuda, alt ve üst küçük azı dişleri çalışmamızda tek bir grup altında birlikte ele alınmıştır.

İn vitro çalışmalarda, dişlerin kullanılacakları zamana kadar dehidratasyonun ve mikrobiyal kontaminasyonun engellenmesi amacıyla çeşitli saklama solüsyonlarında muhafaza edildiği bilinmektedir. Sacheda ve arkadaşları (Sachdeva ve ark., 2012) çekilmiş dişlerin bekletildikleri solüsyonların bağlanma dayanımı üzerine etkisini araştırdıkları çalışmada Formalin ve salin solüsyonu ile en yüksek değerlerin elde edildiğini rapor etmişlerdir.

Jaffer ve arkadaşları (Jaffer ve ark., 2009) benzer şekilde bekletme solüsyonlarının bağlanma dayanımı üzerine etkisini inceledikleri çalışmada; %1 kloramin T, %10 kloramin T, distile su, %10 formalin, %70 etanol, İzotonik salin solüsyonu ve kuru ortamda çekilmiş dişleri bekletmiştir. İzotonik salin ve distile suda en yüksek değerleri elde etmişlerdir. Ayrıca yüksek konsantrasyonlu kimyasal solüsyonların, mine yüzeyini olumsuz etkileyerek bağlanma dayanımını düşürdüğü belirtmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızdaki çekilmiş dişler salin solüsyonu içerisinde saklanmıştır.

Mine yüzeyindeki organik artıkların uzaklaştırılması, adezivin mineye penetrasyonunu artırarak bağlanma kalitesini olumlu yönde etkiler. Bu amaçla flor içermeyen pomza ile kıl fırça veya lastik kullanılarak yüzey temizliği yapılması, önceki araştırmalarda da önerilen bir yöntemdir (Bishara ve ark., 2002; Bishara, Gordan, ve ark., 1998; Bishara ve ark., 2001; Bishara ve ark., 1999; Romano ve ark., 2005). Çalışmamızda da aynı temizlik protokolü uygulanmıştır.

Asitle pürüzlendirme, mine yüzeyinde mikroporözite oluşturarak rezinin penetrasyonunu kolaylaştırmakta ve böylece mekanik retansiyon sağlamaktadır. Ortodontik bağlanma dayanımı araştırmalarının büyük çoğunluğunda %35–%37 fosforik asit kullanıldığı ve uygulama süresinin 15–60 saniye arasında değiştiği bildirilmektedir (Bishara ve ark., 2002; Bishara ve ark., 1999; Buyukyılmaz ve ark., 2003; Cacciafesta ve ark., 2003; Cacciafesta ve ark., 2002). Mitić ve arkadaşları

(Mitić ve ark., 2024) ortodontik metal braketlerin diş minesine bağlanma dayanımının, braket tipi ve mineye uygulanan asitle pürüzlendirme süresine bağlı olarak nasıl değiştiğini inceleyen in vitro bir çalışmada 30 saniyelik asitle pürüzlendirme süresinin 15 saniyeye göre daha yüksek bağlanma dayanımı sağladığını belirtmiştir. Bu bilgiler doğrultusunda, çalışmamızda %37 fosforik asit tercih edilmiş ve üretici önerileri doğrultusunda 30 saniye uygulanmıştır.

Uygulanan ataşman tipi ile ataşmanın yerleştirildiği diş grubu, kullanılan kompozit rezinin bağlanma dayanımının doğru ve güvenilir biçimde değerlendirilebilmesi açısından önemli bir değişkendir. Yapılan bir çalışmada kanin dişin gövdesel hareketinde 3 farklı ataşman tipi değerlendirilmiştir. Vertikal dikdörtgen ataşman horizontal dikdörtgen ataşmana göre daha az devrilme ve rotasyon değerleri göstermiştir (Kawamura ve ark., 2023). Kanin ve premolar dişlerde rotasyon kontrolünde yaygın olarak kullanılan vertikal dikdörtgen ataşman, klinik uygulamalardaki bu işlevi nedeniyle çalışmamızda tercih edilmiştir (Liu ve Hu, 2018; Putrino ve ark., 2021).

Geçmiş dönemdeki birçok çalışmada ışık kaynağı olarak halojen polimerizasyon cihazlarının kullanıldığı görülmektedir (Arici ve ark., 2005; Buyukyilmaz ve ark., 2003). Ancak LED teknolojisindeki gelişmeler ve klinik uygulamalarda kullanımının yaygınlaşmasıyla birlikte, son dönem in vitro araştırmalarda LED ışık cihazlarının daha fazla tercih edildiği bildirilmektedir (Soderquist ve ark., 2006). Bu doğrultuda, çalışmamızda da polimerizasyon işlemleri Poliwave LED ışık cihazı kullanılarak, $3200 \text{ mW/cm}^2 - 3$ saniyelik modda gerçekleştirilmiştir.

Polimerizasyon sonrasında ataşman çevresinde kalan kompozit artıklarının uzaklaştırılmaması, plak birikimine ve yüzeyde renklenme oluşumuna sebep olmaktadır. Bu nedenle, ataşman uygulaması sonrası oluşan artık kompozit rezinin temizlenmesine yönelik günümüzde çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Ferreira ve arkadaşları (Ferreira ve ark., 2020), 6, 12 ve 30 bıçaklı tungsten karbid frezlerin oluşturduğu mine yüzey pürüzlülüğünü karşılaştırmış ve 12 ile 30 bıçaklı frezler arasında anlamlı bir fark bulunmadığını; buna karşın 6 bıçaklı frezlerin mine pürüzlülüğünü belirgin şekilde artırdığını bildirmiştir. Benzer şekilde Ulusoy (Ulusoy, 2009) 12 ve 30 bıçaklı karbid frezlerin kompozit rezin artıklarının uzaklaştırılmasında hızlı ve etkili olduğunu; ancak bu işlem sonrası oluşan mine çiziklerinin giderilebilmesi için ek polisaj yapılmasını önermiştir. Ulusoy'un

çalışması, 30 bıçaklı frez kullanıldığında polisaj uygulanmasına rağmen mine yüzeyinde mikroskobik çiziklerin kalabildiğini de göstermiştir. Bu bulgular doğrultusunda, yüzey pürüzlülüğünü minimumda tutmak ve mine dokusuna gereksiz zarar verilmesini önlemek amacıyla araştırmamızda 12 bıçaklı karbid frez tercih edilmiştir.

Termal siklus uygulaması, ağız içindeki sıcaklık değişimlerini taklit etmek amacıyla örneklerin belirli sürelerle düşük ve yüksek ısılara maruz bırakılması esasına dayanan bir in vitro yaşlandırma yöntemidir. Literatürde bu amaçla en sık 5°C ve 55°C sıcaklıklarının kullanıldığı, su banyosunda bekletme sürelerinin ise 10 ila 120 saniye arasında değişebildiği bildirilmektedir. Uygulanan toplam tur sayısı da çalışmalar arasında büyük farklılık göstermekte olup 1 ile 1.000.000 arasında değişebilmektedir (Türkün ve Ergücü, 2004). Termal siklusun ağız içi ısı dalgalanmalarını yansıttığı için gerekli bir işlem olduğunu belirten araştırmalar da mevcuttur (Bishara ve ark., 2007). Literatürde termal siklus kullanılan çalışmalarda sıklıkla 5000 döngü tercih edilmiştir (Eliasson ve Dahl, 2020; Ocak ve ark., 2025). Bu bilgiler doğrultusunda, çalışmamızda distile su içerisinde 24 saat bekletilen örneklerle 5°C ve 55°C sıcaklık banyolarında, orta düzey bir şeffaf plak tedavi protokolünü taklit etmek için 5000 tur termal siklus uygulanmıştır.

Bağlanma dayanımı testlerinde uygulanan kuvvetin yönü, uygulama noktası ve kuvvetin iletildiği hızın sonuçları önemli ölçüde etkileyebildiği çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir. Klocke ve Kahl-Nieke (Klocke ve Kahl-Nieke, 2006), bu değişkenlerin etkisini değerlendirmek amacıyla 150 sığır dişini beş gruba ayırmış ve her grupta debonding kuvvetini farklı açılarda uygulamıştır. Birinci grupta kuvvet, braket tabanı ile mine yüzeyi arasında 15° açı oluşturacak şekilde yüzeye doğru; ikinci grupta 0° açıyla, yani tabana paralel; üçüncü grupta kuvvet yüzeyden uzağa doğru yine 15° açıyla; dördüncü grupta 30° açıyla ve beşinci grupta ise 45° açıyla uygulanmıştır. Elde edilen bulgular, kuvvetin yüzeye paralel uygulandığı grupta bağlanma dayanımının farklı açılara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek ve klinik olarak yeterli olduğunu göstermiştir.

Aynı araştırma ekibi, bağlanma dayanımını etkileyen bir diğer unsur olan kuvvetin uygulama bölgesinin önemini incelemek amacıyla yaptıkları başka bir çalışmada 90 çekilmiş sığır dişinde debonding kuvvetini oklüzö-gingival yönde ve mine yüzeyine paralel olacak şekilde üç farklı noktaya uygulamıştır: braket tabanı, braket tabanı ile kanatlar arasındaki ligatür oluşu ve braket kanatları. Bulgular,

kuvvet uygulama noktası diş yüzeyinden uzaklaştıkça bağlanma dayanımının azaldığını ortaya koymuştur. Bununla birlikte, kuvvetin doğrudan braket tabanına uygulanmasının mine kırığı riskini artırdığı, dolayısıyla en uygun uygulama bölgesinin ligatür oluşu olduğu belirtilmiştir (Klocke ve Kahl-Nieke, 2005).

Bu çalışmaların sonuçları göz önünde bulundurularak araştırmamızda ataşmanlar için de debonding kuvveti bukkolingual yönde, ataşmanın orta noktasına ve mine yüzeyine paralel olacak şekilde uygulanmıştır.

Bağlanma dayanımı testlerinde önemli değişkenlerden biri de test cihazındaki hareketli üst tablanın hızıdır. ISO (Iso, 1994), bağlanma dayanımı ölçümlerinde kuvvetin 0.75 (± 0.30) mm/dk hızla uygulanmasını önermektedir. Bu standarda uygun hareket etmek amacıyla çalışmamızda bıçağın uygulama hızı 0.5 mm/dk olarak sabitlenmiştir.

Günümüzde bağlanma dayanımı çalışmalarında, kopmanın gerçekleştiği bölgenin belirlenmesi ve mine yüzeyinde kalan adeziv miktarının değerlendirilmesinde iki farklı indeks kullanılmaktadır. Bunlar; Artun ve Bergland (Artun ve Bergland, 1984) tarafından tanımlanan ve dört farklı skor içeren ARI ile Bishara ve Trulove (Bishara ve Trulove, 1990) tarafından geliştirilen, beş basamaklı skorlamaya sahip modifiye ARI sistemidir. Nitel ve subjektif bir değerlendirme yöntemi olan ARI'nın aynı zamanda hızlı ve kolay bir yöntem olduğu bildirilmektedir (Montasser ve Drummond, 2009). Alkan ve arkadaşları (Alkan, 2017), 150 alt keser diş yüzeyindeki artık adeziv miktarını Artun ve Bergland'ın ARI skorlaması temel alınarak çıplak gözle ve farklı büyütmelerde değerlendirmiştir. Çalışmada, $\times 10$ büyütme ve çıplak gözle elde edilen ARI skorlarının, $\times 16$, $\times 25$ ve $\times 40$ büyütmeyle elde edilen skorlarla aynı sınıflamaya karşılık geldiği gösterilmiştir. Bu doğrultuda, çalışmamızda ARI skorlaması çıplak gözle yapılmıştır.

Kompozit materyallerin aşınma direncinin değerlendirilmesinde, makaslama bağlanma dayanımında olduğu gibi en güvenilir yaklaşım in vivo çalışmalar olmakla birlikte; çok sayıda biyolojik ve çevresel değişkenin sonuçları etkilemesi ve klinik çalışmaların uzun zaman gerektirmesi nedeniyle, bu alanda çoğunlukla in vitro test yöntemleri tercih edilmektedir. Günümüzde restoratif materyallerin aşınma direnci ve sürtünme katsayısının belirlenmesinde triboloji temelli çeşitli test sistemleri ve yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemler arasında, örnek yüzey ile aşındırıcı karşıt yüzey arasında göreceli hareket oluşturularak

aşınmanın sağlandığı iki boyutlu aşınma testleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Söz konusu testler içerisinde pin-on-disk yöntemi, en sık başvuru tekniklerinden biridir (Sajewicz ve Kulesza, 2007).

Pin-on-disk test sistemlerinde aşınma, örnek yüzeyin belirli bir yük altında, tanımlanmış bir mesafe boyunca karşıt yüzey üzerinde kaydırılması esasına dayanır (Sajewicz, 2006). Testin uygulanmasının görece kolay olması ve kısa sürede tekrarlanabilir sonuçlar sağlaması, bu yöntemi avantajlı kılmaktadır (Sajewicz ve Kulesza, 2007). Bu gerekçeler doğrultusunda, çalışmamızda kompozit materyallerin aşınma davranışını değerlendirmek amacıyla pin-on-disk yöntemi tercih edilmiştir.

Aşınma direncinin doğru ve güvenilir şekilde ölçülebilmesi için test örneklerinin, kullanılan cihazla uyumlu olacak biçimde ve stabilite sağlayacak şekilde hazırlanması gerekmektedir. Bu amaçla çalışmamızda kare formda metal kalıplar kullanılarak örnekler üretilmiştir. Aşınma deneylerinde karşıt yüzey materyali olarak, literatürde mine dokusu ile birlikte magnezyum silikat, alüminyum oksit ve paslanmaz çelik gibi farklı materyallerin tercih edildiği bildirilmektedir (Heintze, 2006; Yap ve ark., 2004). Heintze (Heintze, 2006) mine dokusunun belirgin anatomik değişkenlik göstermesi ve örnek hazırlama sürecinin zaman alıcı olması nedeniyle, aşınma testlerinde sentetik materyallerin kullanımının daha uygun bir yaklaşım olduğunu vurgulamışlardır. Aynı çalışmada, doğal diş dokusunu en iyi taklit eden aşındırıcıların seramik esaslı materyaller olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda aşındırıcı karşıt yüzey olarak literatürde de sıklıkla tercih edilen alüminyum oksit (Al_2O_3) bilye kullanılmıştır (Heintze, 2006 ; Nagarajan ve ark., 2004).

Tribolojik test ortamında su varlığının aşınma ve sürtünme davranışı üzerindeki etkisi, Tillitson ve arkadaşları (Tillitson ve ark., 1971) tarafından incelenmiş; lubrikant olarak suyun kullanılması durumunda, özellikle aşındırıcı olarak mine tercih edildiğinde mine, dentin ve porselen aşınmasının arttığı bildirilmiştir. Polar özellik gösteren suyun, polar yüzeylere sahip materyaller arasında adezyonu artırarak sürtünme kuvvetlerini yükselttiği; buna karşın polar olmayan yapılarda belirgin bir etki oluşturmadığı ifade edilmiştir. Çalışmamızda değerlendirilen altı farklı kompozit materyalin monomer içerikleri (Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA), su emilim kapasiteleri ve yüzey polariteleri birbirinden farklıdır. Bu nedenle su varlığında elde edilecek aşınma verilerinin,

yalnızca materyalin tribolojik davranışını değil, aynı zamanda suyla olan kimyasal etkileşimini de yansıtacağı düşünülmüştür. Bu etkiyi elimine etmek amacıyla aşınma testleri kuru ortam koşullarında gerçekleştirilmiştir.

Aşınma direncine ilişkin sonuçların literatürle birebir karşılaştırılması, farklı çalışmalarda uygulanan yük miktarı, kayma mesafesi ve döngü sayılarının değişkenlik göstermesi nedeniyle güçlük arz etmektedir. Bu nedenle, çalışmamızda pin-on-disk aşınma testine geçilmeden önce deney protokolünün standardizasyonu amacıyla bir ön çalışma yapılmıştır. Ön testlerden elde edilen veriler doğrultusunda, ölçümlerin tekrarlanabilirliğini ve güvenilirliğini sağlayan aşınma parametreleri belirlenmiş ve esas deneyler bu koşullar altında yürütülmüştür. Bu kapsamda, testlerde uygulanacak yük miktarı 10 N, toplam aşınma mesafesi ise 200 m olarak belirlenmiştir.

Pin-on-disk aşınma testinde, hazırlanan örnekler belirlenen bir kuvvet altında ve tanımlı bir kayma mesafesi boyunca karşıt yüzeyle temas hâlinde hareket ettirilir. Literatürde kayma mesafesine ilişkin standart bir değer bulunmamakta olup, farklı araştırmalarda çeşitli mesafelerin tercih edildiği görülmektedir. Koczorowski ve Wloch (Koczorowski ve Wloch, 1999) insan çiğneme fonksiyonunda gözlenen yaklaşık 6 mm'lik lateral hareketi dikkate alarak, test parametresi olarak bu mesafeyi tercih etmiştir. Metzler ve arkadaşları (Metzler ve ark., 1999) ile Hudson ve arkadaşları (Hudson ve ark., 1995) ise 6–8 mm aralığında kayma mesafeleri kullanarak aşınma değerlendirmesi yapmışlardır. Bu çalışmada, aşınma testleri sırasında 8,5 mm'lik ileri–geri kayma mesafesi uygulanmıştır. Deney düzeneğinde, test edilecek kompozit örnekler plaka kısmına sabitlenmiş; pin bölümünde ise 6 mm çapında Al_2O_3 bilye kullanılarak aşınma işlemi gerçekleştirilmiştir.

Literatürde pin-on-disk ve benzeri tribolojik testlerde kullanılan döngü sayılarının oldukça geniş bir aralıkta değiştiği, bazı çalışmalarda 100 döngüden başlayarak 400.000 döngüye kadar ulaşıldığı bildirilmektedir (Antunes ve Ramalho, 2003; Leinfelder ve Suzuki, 1999). Döngü sayısındaki bu farklılıklar, hedeflenen aşınma düzeyi ve test edilen materyalin özelliklerine bağlı olarak değişmektedir.

Çalışmamızda yaklaşık 30 plaklık bir ortodontik tedavi boyunca ağızda kalacak ataşmanların aşınma oranının inceleneceğini düşünerek 5875 döngünün hem

ölçülebilir hem de tekrarlanabilir aşınma değerleri sağlayacağı belirlenmiş ve deneylerimiz bu doğrultuda yürütülmüştür.

5.3 Bulgular

5.3.1 Makaslama Bağlanma Dayanımı

Şeffaf plak tedavilerinde kompozit ataşmanlar, karmaşık diş hareketlerinin gerçekleştirilebilmesi için kritik bir bileşen olarak kabul edilmektedir (Morton ve ark., 2017). Ataşmanlar, plakların dişe tutuculuğunu artırmanın yanı sıra, kuvvetin uygulanma noktasını, yönünü ve büyüklüğünü belirleyerek diş hareketi üzerinde daha kontrollü ve öngörülebilir bir klinik etkinlik sağlamaktadır (Yaosen ve ark., 2021). Bu nedenle ataşmanların yüksek hassasiyetle yerleştirilmesi, hedeflenen diş hareketinin başarısı açısından büyük önem taşımaktadır.

Sanal ortamda tasarlanan ataşmanların diş yüzeyine aynı şekil ve boyutla aktarılması gerekmektedir. Klinik uygulamalarda kullanılan kompozit rezinin ataşman şablonuna doğru yerleştirilememesi ya da ısınlama sırasında şablonun dişe düzgün adapte edilememesi gibi durumlar ataşmanın şekil ve boyutunda bozulmalara yol açabilir. Bu durum kontrol dışı diş hareketleri, plak uyumsuzluğu, ek plak üretimi ve yeniden planlama gerekliliği gibi istenmeyen sonuçlara neden olabilmektedir. Şeffaf plak teknolojisindeki hızlı ilerlemelere ve hedeflenen diş hareketinin gerçekleşmesinde ataşman dayanımının kritik önem taşımasına rağmen üretici firmalar tarafından standart bir bonding prosedürü önerilememektedir (Weckmann ve ark., 2020). Ayrıca kullanılan kompozit rezinlere ilişkin literatür çalışmaları da oldukça sınırlıdır.

Ataşmanların planlanan diş hareketlerini etkin biçimde yönlendirebilmesi ve tedavi süresi boyunca stabil kalması uygun fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmaları gerekmektedir. Ataşman kaybı hedeflenen diş hareketlerinin gecikmesine ve bunun sonucunda ortodontik tedavi sürecinin aksamasına neden olabilmektedir (Fausto da Veiga Jardim ve ark., 2024). Yaygın olarak kullanılan iki temel kompozit rezin grubu; yüksek viskoziteli tepilebilir kompozitler ve düşük viskoziteli akışkan kompozitlerdir. Tepilebilir kompozitler çoğunlukla mine ve dentini içeren restoratif işlemlerde tercih edilmektedir. Akışkan kompozitler ise yüksek akışkanlıkları nedeniyle küçük kavitelere ve estetik restorasyonlarda kullanılmaktadır (Mantovani ve ark., 2019). Bu kompozitler klinikte ataşman uygulamalarında da tercih edilmektedir.

Tepilebilir kompozitler sıklıkla daha yüksek inorganik doldurucu içermesi sebebiyle akışkan kompozitlere göre çiğneme kuvvetlerine ve aşınmaya karşı daha dayanıklıdır. İnorganik doldurucu içeriğinin artırılmasının, polimerizasyon büzülmesini sınırlayabildiği ve bu durumun daha yüksek bağlanma dayanımı ile ilişkili olabileceği bildirilmektedir (Pereira ve ark., 2019). Polimerizasyon büzülmesi, rezin esaslı materyallerin klinik performansını ve uzun dönem dayanıklılığını etkileyen temel parametrelerden biri olarak kabul edilmektedir. Resin materyaller, polimerizasyon sürecinde monomer yapıdan polimer yapıya geçerken hacimsel bir küçülme gösterir. Bu hacim kaybı, resin–diş arayüzünde büzülme kaynaklı gerilimlerin oluşmasına yol açarak bağlanma bütünlüğünü olumsuz etkileyebilen mikroçatlakların gelişmesine zemin hazırlayabilir (Jung ve Park, 2017). Öte yandan, akışkan kompozitlerin düşük viskoziteleri nedeniyle diş dokularına adaptasyonlarının daha iyi olduğu ve klinik uygulamada daha hızlı ve kolay kullanılabildikleri kabul edilmektedir (Çelik, 2017).

Kompozit resin üretiminde nanoteknoloji alanındaki ilerlemeler de dental materyal alanındaki önemli gelişmelerden biri olarak değerlendirilmektedir (Padovani ve ark., 2015). Nano ölçekli partiküllerin (1–100 nm) ve matrisi doldurucuya bağlayan silan ara fazının kullanılması sayesinde düşük viskoziteli akışkan kompozitlerin dezavantajları büyük ölçüde azaltılmış; böylece daha gelişmiş fiziksel ve mekanik özelliklere sahip materyaller elde edilmiştir (Ilie ve ark., 2013; Yadav, 2013).

Lin ve arkadaşları (Lin ve ark., 2021) ataşman uygulamasında Filtek Z350XT Universal ve Filtek Z350XT Flowable kompozitleri kullanarak uygulama süreleri ve ataşman kaybını karşılaştırmışlardır. Yapılan değerlendirmelerde, akışkan kompozit kullanımı ile bir yıllık takip süresinde ataşman kaybı açısından anlamlı bir farklılık saptanmadığı, buna karşın uygulama süresinin tepilebilir kompozite kıyasla yaklaşık beşte bir oranında daha kısa olduğu bildirilmiştir. Elde edilen bulgular doğrultusunda, akışkan kompozitin benzer klinik etkinlik göstermesi ve işlem süresini belirgin biçimde kısaltması nedeniyle, ataşman uygulamalarında daha pratik bir alternatif olarak tercih edilebileceği ifade edilmiştir.

Literatürde, şeffaf plak tedavisinin temel unsurlarından biri olan ataşmanların bağlanma dayanımını doğrudan değerlendiren çalışma sayısı oldukça sınırlıdır. Çalışmalarının büyük çoğunluğu, diş–braket arasındaki bağlantıyı

incelemiştir. Bu çalışmaların çoğu in vitro koşullarda gerçekleştirilmiş olup, bu testlerin klinik durumu ne ölçüde yansıtabildiği halen tartışma konusudur. Sunna ve Rock (Sunna ve Rock, 1998) daha önce yürüttükleri ex vivo araştırmalarla aynı braket ve adeziv sistemlerini kullanarak sonuçları karşılaştırmış ve ex vivo bağlanma dayanımı değerlerinin in vivo bulgularla uyum göstermediğini bildirmiştir. Benzer şekilde Pickett ve arkadaşları (Pickett ve ark., 2001) 120 premolar braketi üzerinde yaptıkları çalışmada in vivo ve in vitro bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. İn vivo ortamda ortalama bağlanma dayanımı $5,47 \pm 2,18$ MPa, in vitro ortamda ise $12,82 \pm 3,05$ MPa olarak ölçülmüştür. İn vivo değerlerin daha düşük olmasının tükürük, asit, çiğneme kuvveti gibi ağız içi faktörlere maruziyetten kaynaklandığı belirtilmiştir (Oilo ve Um, 1992).

Bununla birlikte, klinik ortamda kontrol edilemeyen birçok değişkenin bulunması, standart bir bağlanma dayanımı test protokolünün olmaması ve materyallerin ağız ortamına müdahale etmeden, etik sınırlar içinde maruz bırakılmasının güçlüğü nedeniyle, bağlanma dayanımının in vivo değerlendirilmesi çoğunlukla mümkün olmamakta; bu nedenle konuya ilişkin araştırmalar büyük ölçüde in vitro çalışmalarla yürütülmektedir (Murray ve Hobson, 2003; Pickett ve ark., 2001; Sunna ve Rock, 1998).

Bağlanma dayanımı testleri, kompozit rezinlerin mineye adezyon kapasitesini analiz etmede yaygın ve güvenilir bir yöntem olarak kabul edilmektedir (D'Anto ve ark., 2019). Bu nedenle araştırmamızda da in vitro bağlanma dayanımı testi tercih edilmiştir. Ataşman materyali ile diş yüzeyi arasında sürekli ve yeterli bağlanmanın sağlanması klinik başarı açısından kritik öneme sahiptir. Bağlanma dayanımının artması ataşman kaybı olasılığını azaltmakla birlikte, bağlanma değerlerinin aşırı yüksek olması durumunda da ataşman kopması sırasında mine kırıkları meydana gelebileceği göz ardı edilmemelidir.

Literatürde, in vitro çalışmalarda bağlanma dayanımıyla ilgili farklı görüşlerin olduğu dikkat çekmektedir. Bu tür araştırmalarda genellikle Reynolds'un klinik başarı için önerdiği bağlanma dayanımı aralığı referans olarak kabul edilmektedir (Alsaud ve ark., 2022; D'Anto ve ark., 2019). Reynolds (Reynolds, 1975) braketlerin mine yüzeyine 5,9–7,8 MPa arasında bağlanma göstermesinin klinik olarak yeterli olacağını belirtmiştir. Ancak bu bulgunun, ışık kaynaklarının yalnızca halojen lambalar olduğu yaklaşık 40 yıl önceki bir dönem için geçerli olduğu unutulmamalıdır.

Öte yandan Bishara ve Trulove (Bishara ve Trulove, 1990), 11,1 MPa üzerinde bağlanma kuvvetlerinin mine yüzeyinde kırıklara yol açabileceğini bildirmiştir.

Konuyla ilgili daha güncel bir değerlendirme ise Cruz ve arkadaşları (Cruz ve ark., 2021) tarafından yapılmış olup, araştırmacılar son 20 yılda yayımlanan çalışmaları içeren sistematik derlemelerinde, diş yüzeyine yapıştırılan braketlerin klinik olarak kabul edilebilir bağlanma dayanımlarını incelemiştir ve ortalama bağlanma dayanımı $14,05 \pm 6,52$ MPa olarak raporlanmıştır. Ayrıca Reynolds (Reynolds, 1975) tarafından klinik kullanım için uygun olarak tanımlanan maksimum MBD aralığının büyük olasılıkla güncelliğini yitirdiğini bonding ajanlarının ve ışık kaynaklarının gelişimiyle birlikte kopma esnasında mine hasarına yol açmayacak daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin elde edilebileceğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda değerlendirilen 6 farklı kompozit rezinin bağlanma dayanımı değerleri şu şekilde tespit edilmiştir;

Charisma® Flow $13,15 \pm 4,75$

GC G-aenial Universal Injectable $14,32 \pm 3,90$

3M Filtek Supreme Flowable $16,31 \pm 3,89$

Charisma® Diamond $17,42 \pm 5,20$

GC G-aenial Posterior $18,52 \pm 4,56$

3M Filtek Z250 $20,56 \pm 4,86$

Tepilebilir kompozit olan 3M Filtek Z250, GC G-aenial Posterior ve Charisma® Diamond klinik yeterlilik için referans alınan 6-8 Mpa eşiğini oldukça aşmıştır. Aynı şekilde 3M Filtek Supreme Flowable, GC G-aenial Universal Injectable ve Charisma® Flow akışkan kompozitlerde 5,9–7,8 Mpa'ın üzerinde sonuçlar vermiştir. Araştırmadaki tüm gruplar karşılaştırıldığında tepilebilir kompozitlerin akışkan kompozitlere göre daha yüksek bağlanma dayanımı değeri gösterdiği görülmektedir. Bunun sebebi tepilebilir kompozitlerin akışkan kompozitlere göre daha yüksek doldurucu içermesi ve daha az polimerizasyon büzülmesi göstererek daha az erken bağlanma başarısızlığı göstermesi olabilir. Tepilebilir ve akışkan kompozit gruplarının kendi içlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark olmasa da birbirleri arasında anlamlı farkların olması bu görüşü destekler niteliktedir.

Erbaş ve Atik (Erbaş ve Atik, 2025) yaptıklarını çalışmada yüksek viskoziteli ve doldurucu oranlı Filtek Z350XT kompozit rezinin bağlanma dayanımının daha düşük viskozite ve doldurucu oranına sahip GC Aligner Connect ve GC Ortho Connect rezin gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulmuşlardır. Bu bağlamda, yüksek viskoziteli kompozitler kullanılarak üretilen ataşmanların daha yüksek bağlanma dayanımı sergilediği görülmüştür. Çalışmamızda da ataşman üretiminde kullanılan yüksek viskoziteli tepilebilir kompozitler düşük viskoziteli akışkan kompozitlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir.

Cantekin ve Büyük (Cantekin ve Büyük, 2014) geleneksel tepilebilir bir kompozit, üç farklı akışkan kompozit ve yeni nesil bir akışkan kompozit kullanılarak braketlerin MBD değerlerini ölçtükleri çalışmalarında geleneksel tepilebilir kompozitin ortalama bağlanma dayanımını, diğer dört gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Bu sonuçlar bizim çalışma sonuçlarımızla örtüşmektedir.

Chen ve arkadaşları (Chen ve ark., 2021) da gerçekleştirdikleri karşılaştırmalı bir çalışmada, Filtek Z350XT Flowable, Filtek Z350XT (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, ABD) ve SonicFill (Kerr, Orange, CA, ABD) olmak üzere üç farklı ışıkla sertleşen kompozit rezinin bağlanma dayanımı incelenmiştir. Elde edilen bulgular, materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunduğunu göstermiştir. İncelenen kompozitler içerisinde SonicFill en yüksek bağlanma dayanımını sergilerken, Filtek Z350XT Flowable en düşük değerlere sahip olmuştur. Araştırmacılar, bu farklılığın başlıca nedenlerinden birinin, SonicFill kompozitinin kütlece yaklaşık %83,5 oranındaki yüksek inorganik doldurucu içeriği olabileceğini vurgulamışlardır. Bizim çalışmamızda da doldurucu oranı yüksek olan tepilebilir kompozitler doldurucu oranı düşük olan akışkan kompozitlerden daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir.

Arslan ve Kılınç (Arslan ve Kılınç, 2023) farklı pürüzlendirme yöntemleri uyguladıkları yüzeylerde ince silindirik elmas frezlerle pürüzlendirme sonrası Filtek Z250 (3 M ESPE, ABD) 3M Filtek Supreme Flowable (3 M ESPE, ABD) akışkan kompozitten daha yüksek MBD değeri göstermiştir. Bizim çalışmamızda da 3M Filtek Z250 için $20,56 \pm 4,86$ Mpa, 3M Filtek Supreme Flowable için $16,31 \pm 3,89$ Mpa değerleri bulunmuştur.

Alsaud ve arkadaşları (Alsaud ve ark., 2022), viskoziteye göre ataşman bağlanma dayanımını test etmek için Filtek Z350 Supreme Ultra Flowable kompozit ve yüksek viskoziteli Filtek Z350 kompozitini kullanmışlardır. Sonuçlar Filtek Z350'nin MBD değerinin, Filtek Z350 Supreme Ultra Flowable'a kıyasla daha yüksek olduğunu göstermiştir. Bu farklılığın kompozitlerin inorganik doldurucu içeriklerindeki değişkenlikten kaynaklanabileceğini ve Filtek Z350'de inorganik fazın oranı %78,5 iken, Filtek Z350 Supreme Ultra Flowable kompozitte bu değer %65 ile daha düşük olduğu bildirmişlerdir.

Kırçelli ve çalışma arkadaşları (Kırçelli ve ark., 2023), ataşman uygulamalarında kullanılan beş farklı kompozit rezinin (G-aenial Universal Injectable, GC Aligner Connect, Tetric EvoCeram, Tetric N-Flow ve Tetric N-Ceram) bağlanma performansını incelemiştir. Çalışma sonuçlarına göre, Tetric N-Flow, ortalama $21,0 \pm 4,0$ MPa ile en yüksek değeri gösterirken; Tetric EvoCeram, $16,6 \pm 3,6$ MPa ile en düşük MBD değerini göstermiştir. Bununla birlikte, değerlendirilen tüm materyallerin klinik açıdan kabul edilebilir bağlanma dayanımı sınırlarının üzerinde sonuçlar verdiği belirtilmiştir. Araştırmacılar ayrıca, uygulama süresinin belirgin şekilde kısa olması nedeniyle akışkan kompozitlerin pratik kullanım açısından daha avantajlı olabileceğine dikkat çekmiştir.

Söz konusu çalışmada, Tetric EvoCeram'ın bağlanma dayanımının, test edilen akışkan kompozitlerin tamamına kıyasla daha düşük olduğu rapor edilmiştir. Ancak bu durum, mevcut çalışmada elde edilen bulgularla paralellik göstermemektedir. İki çalışma arasındaki bu farklılığın, kullanılan bağlanma teknikleri, materyal uygulama aşamaları veya deneysel protokollerdeki değişkenlerden kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir.

5.3.2 Aşınma Direnci

Ataşmanlarda kopmanın yanı sıra yüzey aşınmaları da sık karşılaşılan sorunlar arasındadır. Bu aşınmalar; karşıt dişle temas, fırçalama alışkanlıkları, beslenme davranışları, tükürük pH'sı ve plakların takılıp çıkarılması sırasında meydana gelen sürtünme gibi çeşitli etkenlerden kaynaklanabilmektedir.

Kompozit rezinlerin aşınma direnci; inorganik doldurucu içeriğinin miktarı, parçacık boyutu ve morfolojisi, rezin matriksin kimyasal yapısı ile doldurucu–matriks arasındaki bağlanma kalitesi gibi birçok faktörden etkilenmektedir. Literatürde yer alan çeşitli çalışmalar, doldurucu partikül boyutunun küçültülmesi

ve doldurucu oranının artırılması ile kompozit materyallerin aşınmaya karşı direncinin anlamlı düzeyde artırılabilirliğini ortaya koymuştur (Alkudairy, 2017; Shinkai ve ark., 2018).

Chen ve arkadaşları (Chen ve ark., 2021) tarafından gerçekleştirilen çalışmada; Filtek Z350XT Flowable, Filtek Z350XT (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, ABD) ve SonicFill (Kerr, Orange, CA, ABD) kullanılarak oluşturulan şeffaf plak ataşmanlarının bağlanma dayanımı, aşınma direnci ve yerleştirme doğruluğu karşılaştırılmıştır. Aşınma testleri sonucunda, Filtek Z350XT Flowable materyalinde gözlenen daha yüksek aşınma miktarının, ağırlıkça yaklaşık %65 oranındaki görece düşük inorganik doldurucu içeriği ile ilişkili olabileceği ifade edilmiştir. Buna karşılık, Filtek Z350XT ve SonicFill kompozitlerinin sırasıyla %78,5 ve %83,5 oranlarında daha yüksek doldurucu içermeleri nedeniyle aşınmaya karşı daha dirençli bir davranış sergiledikleri öne sürülmüştür. Bu sonuçlar çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlarla örtüşmektedir.

Alkurdi ve arkadaşları (Alkurdi ve Abboud, 2016) çalışmalarında Tetric N Ceram'ın (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) 12 ay sonra aşınma açısından hacmen %82'si mevcutken, SonicFill aşınma açısından hacmen %95 devamlılık sergilemiştir. Bunun nedeni SonicFill'in (ağırlıkça %83,5) Tetric N Ceram'a (ağırlıkça %75) kıyasla daha yüksek doldurucu oranına sahip olması şeklinde yorumlamışlardır. Mevcut çalışmamızda da genel anlamda doldurucu oranı yüksek kompozitler aşınmaya karşı daha dirençli bir fiziksel özellik göstermiştir.

Cao ve arkadaşları (Cao ve ark., 2013) farklı kompozit rezinin aşınma direnci ve sertliğini inceledikleri çalışmalarında Charisma® Diamond (Kulzer, Almanya) ve 3M Filtek Z250 (3M ESPE, ABD) kompozitlerin aşınma hacmini değerlendirmişlerdir. Nanohibrit bir kompozit olan Charisma® Diamond, mikrohibrit yapıda olan 3M Filtek Z250'den aşınmaya karşı daha dirençli bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da nanodolduruculu bir kompozit olan Charisma® Diamond yüksek doldurucu içeren 3M Filtek Z250 ve diğer kompozit gruplarından daha yüksek aşınma direnci göstermiştir.

Mantovani ve arkadaşları (Mantovani ve ark., 2019), Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) ve Tetric EvoFlow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) kompozit ile oluşturulan ataşmanların plak uyumu üzerindeki etkisini analiz etmek için taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanmıştır. Araştırmacılar geleneksel bulkfill kompozit kullanımının ataşmanlar için daha

yüksek bir uyuma sahip olduğu ve aşınmanın ataşmanların ankraj kontrolünü etkileyebileceği sonucuna varmışlardır. Tetric EvoCeram Bulk Fill'in Tetric EvoFlow'dan daha yüksek doldurucu oranı içermesi sebebiyle daha iyi fiziksel özellikler göstermesi bizim çalışmamızdaki bulgularla paralellik göstermektedir.

Ocak ve arkadaşları (Ocak ve ark., 2025) şeffaf plak ataşmanlarında kullanılan farklı kompozitlerin aşınma direncini inceledikleri çalışmalarında Ataşman hacmindeki en yüksek azalmayı Flow Tain flowable kompozit rezininde gözlenmiş, Flow Tain'in değerlendirilen kompozitler arasında en düşük doldurucu içeriğine sahip olduğunu ve bu bulgunun literatürle uyumlu olduğunu ifade etmişlerdir. Benzer şekilde Nayyer ve arkadaşları (Nayyer ve ark., 2018), düşük doldurucu içeriğine sahip kompozitlerin daha düşük mikrosertlik ve daha yüksek aşınma gösterdiğini bildirmiştir.

Yıldız ve Dedeoğlu (Yıldız ve Dedeoğlu, 2025) 96 adet çekilmiş diş üzerinde yaptıkları çalışmada GC Aligner Connect (ortodontiye özgü), G-aenial Universal Injectable (%69 doldurucu), Omnicroma (%79 doldurucu) ve Tetric Prime/EvoFlow kombinasyonu olmak üzere dört kompozit sistemi değerlendirmişlerdir. Örneklerin dijital analiz ile 12, 24, 48 ve 96. haftalarda yerleştirme doğruluğu ve hacimsel değişiklikleri değerlendirilmiştir. İncelenen parametreler; işlem süresi, makaslama bağlanma dayanımı, yerleştirme doğruluğu ve aşınma direnci olarak belirlenmiştir. 96. haftada, G-aenial Universal Injectable; Omnicroma, GC Aligner Connect ve Tetric kombinasyonu ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede daha fazla hacim kaybı göstermiştir. Ek olarak akışkan kompozitler, yüksek uygulama verimliliği sağlamakla birlikte 48. haftadan sonra hızlı aşınma sergilemiştir. Materyal viskozitesi ve doldurucu içeriği, uzun süreli tedavilerde klinik performansı belirgin biçimde etkilemektedir. Yüksek viskoziteli kompozitler, daha uzun uygulama sürelerine rağmen üstün uzun dönem stabilite göstermiştir. Bu bulgular, şeffaf plak tedavisinde kanıta dayalı materyal seçimi için yol gösterici olup, materyal tercihinin tedavi süresi ve klinik gereksinimlerle uyumlu olması gerektiğini göstermektedir.

Gazzani ve arkadaşları (Gazzani ve ark., 2022), yüksek viskoziteli konvansiyonel kompozitlerin daha üstün aşınma direnci gösterdiğini ve klinik kullanım açısından daha uygun olduğunu ortaya koymuştur.

Yine Gazzani ve arkadaşları (Gazzani ve ark., 2025) hibrit nanokompozit Aligner Connect (AC) ve akışkan rezin Connect Flow (CF) kompozitlerini

karşılaştırdığı çalışmasında AC'nin artmış inorganik doldurucu içeriğinin daha iyi mekanik dayanım ve basınç yükleri altında daha iyi boyutsal stabilite gösterdiğini ifade etmiştir. Buna ek olarak, tribolojik analizlerde, CF'nin daha düşük rijitite ve inorganik doldurucu oranına sahip olmasına rağmen daha düşük sürtünme katsayıları ve daha yüksek aşınma direnci sergilediğini ortaya koymuştur.

Roatkanjanaporn ve arkadaşları (Roatkanjanaporn ve ark., 2025), 24 hafta boyunca tekrarlanan plak takma ve çıkarma işlemleri sonrasında, nanohibrit akışkan kompozitler ile nanodolduruculu şekillendirilebilir kompozitler arasında aşınma hacmi bakımından anlamlı bir farklılık saptamadıklarını rapor etmiştir. Ayrıca, kullanılan kompozit türünün ortalama retansiyon kuvveti üzerinde belirleyici bir etkisi olmadığı belirtilmiştir. Buna paralel olarak, Shaalan ve arkadaşları (Shaalan ve ark., 2017), üç yıllık klinik izlem sonunda akışkan ve konvansiyonel kompozitlerin benzer klinik sonuçlar ortaya koyduğunu bildirmiştir. Bu veriler birlikte değerlendirildiğinde, ortodontik kompozit materyal seçiminde yalnızca tek bir özelliğe odaklanmak yerine, materyallerin termal stabilitesi, mekanik dayanımı ve tribolojik davranışlarının bütün olarak ele alınmasının klinik başarı açısından kritik olduğu anlaşılmaktadır.

5.3.3 ARI Skoru

Ataşmanlar diş yüzeyinden koparıldıktan sonra kopmanın nerede gerçekleştiğini belirlemek amacıyla Artık Adeziv İndeksi (ARI) kullanılmıştır.

ARI skorlarına ilişkin yapılan literatür taramasında, bağlanma dayanım testi sonrasında kompozitin tamamen diş yüzeyinde kaldığını bildiren çalışmalar (Chaudhary ve ark., 2017), kompozitin bir kısmının diş yüzeyinde bir kısmının braket üzerinde kaldığını rapor eden çalışmalar (Sfondrini ve ark., 2011) ve kompozitin tamamının braket üzerinde kaldığını (Karim Soltani ve ark., 2014) gösteren çalışmaların bulunduğu görülmektedir.

ARI skorunun 0 olması, diş yüzeyinde kompozit artığı kalmaması nedeniyle kompozit artıklarının temizlenmesi için gereken süreyi kısaltmakta ve debonding işlemini hasta açısından daha konforlu hâle getirmektedir.

Bu çalışmada, gruplar arasında ARI skorları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamakla birlikte, ARI skorlarının çoğunlukla 0 ve 1 olarak görülmesi kullanılan kompozit rezinlerin mine yüzeyinde yeterli adezyon gösterdiği ortaya koymaktadır.

Son olarak; sonuçlar değerlendirilirken bu çalışmanın bazı sınırlılıklarının vurgulanması gerekmektedir. Çalışmalar in-vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir. Testler klinik ortamı taklit edecek şekilde standardize edilmiş olsa da ağız içi ortamda bulunan tükürük, pH ve ısı değişimleri, çiğneme kuvvetleri ve hasta alışkanlıkları gibi faktörlerin laboratuvar koşullarında birebir simülasyonu mümkün değildir. Bu nedenle elde edilen bulguların klinik ortama doğrudan genellenmemelidir. Gelecek çalışmalarda, ataşman materyallerinin gerçek klinik performansını değerlendirmek amacıyla uzun dönemli in-vivo çalışmalarla desteklenmesi önerilmektedir.

Ayrıca farklı ataşman geometrileri, konumlandırma stratejileri ve yüzey hazırlama yöntemlerinin ve farklı rezin materyal seçeneklerinin kullanımının bağlanma dayanımı ve aşınma direnci üzerindeki etkilerinin karşılaştırıldığı çalışmaların literatüre katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

Bu çalışmanın bir diğer sınırlılığı, ataşman örneklerinin yüzey morfolojisinin taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile değerlendirilmemiş olmasıdır. SEM analizi, aşınma sonrası yüzeyde meydana gelen mikroçatlaklar, doldurucu partikül kayıpları, matriks ayrışmaları ve yüzey pürüzlülüğündeki değişimlerin ayrıntılı olarak incelenmesine olanak tanımaktadır. Bu çalışmada aşınma oranı ve sürtünme katsayısı gibi nicel veriler elde edilmiş olmakla birlikte, bu bulguların mikroyapısal düzeyde görsel olarak desteklenememiş olması, aşınma mekanizmalarının detaylı biçimde açıklanmasını sınırlamıştır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

1. Bu in-vitro çalışmada, şeffaf plak tedavilerinde ataşman materyali olarak kullanılan altı farklı kompozit rezinin makaslama bağlanma dayanımı (MBD) ve aşınma direnci bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gösterdiği belirlenmiştir.
2. Kompozit materyaller arasında gözlenen bu farklılıklar, ataşmanların klinik stabilitesi ve tedavi süresince form bütünlüğünün korunması açısından önem taşımaktadır.
3. Tepilebilir kompozit rezinlerin, genel olarak akışkan kompozitlere kıyasla daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı ve aşınma direnci gösterdiği tespit edilmiştir.
4. Çalıştığımız 6 kompozit rezinin de ortodonti pratiğinde kullanılmak üzere yeterli bağlanma dayanımı göstermiştir. Bu nedenle kompozit materyalin belirlenmesinde ilgili tüm değişkenlerin birlikte değerlendirilmesinin daha sağlıklı sonuçlar sağlayacağı düşünülmektedir.
5. Ataşman uygulaması sonrası diş yüzeyine yayılan artık kompozitlerin temizlenmesi işleminde akışkan kompozitlerin viskoziteleri sebebiyle daha fazla temizlenmesi gereken artık oluşturduğu görülmüştür.
6. Yüksek viskoziteli kompozitlerin, daha düşük aşınma oranları göstermesi, bu materyallerin ataşman formunu tedavi süresi boyunca daha iyi koruyabileceğini düşündürmektedir.
7. Akışkan kompozit rezinlerin, bazı gruplarda daha yüksek aşınma eğilimi gösterdiği ve bunun uzun dönemde ataşman yüzeyinde deformasyona yol açabileceği belirlenmiştir.
8. Aşınma testleri sonucunda elde edilen sürtünme katsayısı değerleri, kompozit materyalin mekanik özellikleri ve içerdiği doldurucu miktarı ve partikül yapısı ile ilişkili bulunmuştur.
9. Elde edilen tüm bulgular, ataşman materyali olarak kullanılan kompozit rezinin viskozitesi ve doldurucu oranının hem makaslama bağlanma dayanımı hem de aşınma direnci üzerinde belirleyici faktörler olduğunu göstermektedir.

10. Bu sonuçlar, şeffaf plak tedavilerinde ataşman başarısının kullanılan kompozit materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerine de bağlı olduğunu ortaya koymuştur.
11. ARI skorları, bağlanma başarısının yalnızca bağlanma dayanımı ile değil, aynı zamanda kopmanın gerçekleştiği ara yüzeyle de ilişkili olduğunu göstermiştir.
12. Araştırmamızda ARI skoru değerlerinin çoğunlukla 0 ve 1 olarak bulunması kullanılan kompozit rezinlerin mine yüzeyine iyi bir adezyon göstererek bağlandığını ortaya koymaktadır.



KAYNAKLAR

- AH Ali, S. A., & Miethke, H. R. (2012). Invisalign®, an innovative invisible orthodontic appliance to correct malocclusions: advantages and limitations. *Dent Update*, 39(4), 254-260. <https://doi.org/10.12968/denu.2012.39.4.254>
- Al Noor, H. S. S., & Al-Joubori, S. K. (2018). Retention of different orthodontic aligners according to their thickness and the presence of attachments. *Int. J. Med. Res. Health Sci*, 7, 115-121.
- Alexander, R. G., Sinclair, P. M., & Goates, L. J. (1986). Differential diagnosis and treatment planning for the adult nonsurgical orthodontic patient. *Am J Orthod*, 89(2), 95-112. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(86\)90086-2](https://doi.org/10.1016/0002-9416(86)90086-2)
- Ali, S. A., & Miethke, H. R. (2012). Invisalign, an innovative invisible orthodontic appliance to correct malocclusions: advantages and limitations. *Dent Update*, 39(4), 254-256, 258-260. <https://doi.org/10.12968/denu.2012.39.4.254>
- Alkan, Ö., et al. (2017). Çıplak Gözle ve Farklı Büyütmelerde Belirlenen Artık Adeziv Miktarı Skorlarının Güvenirliklerinin Değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 23(1). <https://doi.org/10.5336/dentalsci.2016-52286>
- Alkudhairy, F. (2017). Wear Resistance of Bulk-fill Composite Resin Restorative Materials Polymerized under different Curing Intensities. *J Contemp Dent Pract*, 18(1), 39-43. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-1985>
- Alkurdi, R. M., & Abboud, S. A. (2016). Clinical evaluation of class II composite: Resin restorations placed by two different bulk-fill techniques. *J Orofac Sci*, 8(1), 34-39. <https://doi.org/10.4103/0975-8844.181926>
- 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 (Basel)*, 15(12). <https://doi.org/10.3390/ma15124145>
- Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gulhane Medical Journal*, 47(1), 77-82.
- Anstice, H. M., & Nicholson, J. W. (1999). The chemistry of modern dental filling materials. *Journal of chemical education*, 76(11), 1497.
- Antunes, P. V., & Ramalho, A. (2003). Study of abrasive resistance of composites for dental restoration by ball-cratering. *Wear*, 255(7-12), 990-998. [https://doi.org/10.1016/S0043-1648\(03\)00150-9](https://doi.org/10.1016/S0043-1648(03)00150-9)
- Archard, J. (1953). Contact and rubbing of flat surfaces. *Journal of applied physics*, 24(8), 981-988.
- Arici, S., Caniklioglu, C. M., Arici, N., Ozer, M., & Oguz, B. (2005). Adhesive thickness effects on the bond strength of a light-cured resin-modified glass ionomer cement. *Angle Orthod*, 75(2), 254-259. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2005\)075<0250:ATEOTB>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2005)075<0250:ATEOTB>2.0.CO;2)
- Arslan, S., & Kilinc, H. (2023). Evaluation of the effects of different composite materials and surface roughening techniques in bonding attachments of clear aligner on monolithic zirconia. *Orthod Craniofac Res*, 26(4), 546-551. <https://doi.org/10.1111/ocr.12643>
- Artun, J., & Bergland, S. (1984). Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod*, 85(4), 333-340. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(84\)90190-8](https://doi.org/10.1016/0002-9416(84)90190-8)

- Asmussen, E., & Peutzfeldt, A. (1998). Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater*, 14(1), 51-56. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(98\)00009-8](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(98)00009-8)
- Atik, E., & Ciğer, S. (2014). ORTODONTİK BONDİNG İŞLEMİNDE SELF-ETCH PRİMER VE KONVANSİYONEL ASİT-ETCH TEKNİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(3), 452-457.
- Barreda, G. J., Dzierewianko, E. A., Muñoz, K. A., & Piccoli, G. I. (2017). Surface wear of resin composites used for Invisalign® attachments. *Acta odontologica latinoamericana: AOL*, 30(2).
- Bektaş, Ö. Ö., Siso, Ş. H., & Eren, D. (2006). Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *EÜ Dişhek Fak Der.*
- Besinis, A., De Peralta, T., Tredwin, C. J., & Handy, R. D. (2015). Review of nanomaterials in dentistry: interactions with the oral microenvironment, clinical applications, hazards, and benefits. *ACS nano*, 9(3), 2255-2289. <https://doi.org/10.1021/nn505015e>
- Bichu, Y. M., Alwafi, A., Liu, X., Andrews, J., Ludwig, B., Bichu, A. Y., & Zou, B. (2023). Advances in orthodontic clear aligner materials. *Bioact Mater*, 22, 384-403. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2022.10.006>
- Bishara, S. E., Ajlouni, R., Laffoon, J., & Warren, J. (2002). Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod*, 72(5), 464-467. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2002\)072<0464:EOMTAC>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2002)072<0464:EOMTAC>2.0.CO;2)
- Bishara, S. E., Gordan, V. V., VonWald, L., & Olson, M. E. (1998). Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 114(3), 243-247. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(98\)70205-7](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(98)70205-7)
- Bishara, S. E., Ostby, A. W., Laffoon, J. F., & Warren, J. (2007). Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling. A new self-etch primer and a resin-modified glass ionomer. *Angle Orthod*, 77(2), 337-341. [https://doi.org/10.2319/0003-3219\(2007\)077\[0337:SBSCOT\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.2319/0003-3219(2007)077[0337:SBSCOT]2.0.CO;2)
- 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. [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(90\)70008-z](https://doi.org/10.1016/0889-5406(90)70008-z)
- Bishara, S. E., VonWald, L., Laffoon, J. F., & Warren, J. J. (2001). Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119(6), 621-624. <https://doi.org/10.1067/mod.2001.113269>
- Bishara, S. E., VonWald, L., Olsen, M. E., & Laffoon, J. F. (1999). Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 116(6), 616-620. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(99\)70195-2](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(99)70195-2)
- Bishara, S. E., VonWald, L., & Zamtua, J. (1998). Effects of different types of light guides on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 114(4), 447-451. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(98\)70191-x](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(98)70191-x)
- Brezniak, N. (2008). The clear plastic appliance: a biomechanical point of view. *Angle Orthod*, 78(2), 381-382. [https://doi.org/10.2319/0003-3219\(2008\)078\[0381:TCPA\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.2319/0003-3219(2008)078[0381:TCPA]2.0.CO;2)
- Burgess, J., Walker, R., & Davidson, J. (2002). Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent*, 24(5), 465-479.

- Buyukyilmaz, T., Usumez, S., & Karaman, A. I. (2003). Effect of self-etching primers on bond strength--are they reliable? *Angle Orthod*, 73(1), 64-70. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2003\)073<0064:EOSEPO>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2003)073<0064:EOSEPO>2.0.CO;2)
- Cacciafesta, V., Sfondrini, M. F., De Angelis, M., Scribante, A., & Klersy, C. (2003). Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123(6), 633-640. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(03\)00198-7](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(03)00198-7)
- Cacciafesta, V., Sfondrini, M. F., Klersy, C., & Sfondrini, G. (2002). Polymerization with a micro-xenon light of a resin-modified glass ionomer: a shear bond strength study 15 minutes after bonding. *Eur J Orthod*, 24(6), 689-697. <https://doi.org/10.1093/ejo/24.6.689>
- Cai, Y., He, B., Yang, X., & Yao, J. (2015). Optimization of configuration of attachment in tooth translation with transparent tooth correction by appropriate moment-to-force ratios: Biomechanical analysis. *Biomed Mater Eng*, 26(1_suppl), S507-S517. <https://doi.org/10.3233/BME-151340>
- Can, E., Panayi, N., Polychronis, G., Papageorgiou, S. N., Zinelis, S., Eliades, G., & Eliades, T. (2022). In-house 3D-printed aligners: effect of in vivo ageing on mechanical properties. *Eur J Orthod*, 44(1), 51-55. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjab022>
- Canamero, P., & Fuente, J. (2004). Atom Transfer Radical Polymerization of Glycidyl Methacrylate: A Functional Monomer. *Macromol. Chem. Phys*, 205, 2221-2228. <https://doi.org/10.1002/macp.200400186>
- Cantekin, K., & Buyuk, S. K. (2014). Shear bond strength of a new low-shrinkage flowable composite for orthodontic bracket bonding. *J Dent Child* 81(2), 63-66.
- Cao, L., Zhao, X., Gong, X., & Zhao, S. (2013). An in vitro investigation of wear resistance and hardness of composite resins. *Int J Clin Exp Med*, 6(6), 423.
- Cardoso, P. E., Braga, R. R., & Carrilho, M. R. (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*, 14(6), 394-398. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(99\)00012-3](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(99)00012-3)
- Chaudhary, G., Mattevi, G., & Gakunga, P. (2017). Comparison of shear bond strength of four types of orthodontic brackets with different base technologies. *APOS*, 7(6), 273-273. https://doi.org/10.4103/apos.apos_91_17
- Chen, M.-H. (2010). Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*, 89(6), 549-560. <https://doi.org/10.1177/0022034510363765>
- 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. <https://doi.org/10.1111/ocr.12465>
- Chorak, A. (2011). *Interproximal reduction in conjunction with plastic aligner therapy: A retrospective pilot study*. University of Louisville. <https://doi.org/10.18297/etd/247>
- Combe, E., & Burke, F. (2000). Contemporary resin-based composite materials for direct placement restorations: packables, flowables and others. *Dent Update*, 27(7), 326-336. <https://doi.org/10.12968/denu.2000.27.7.326>
- Cruz, I. D. S., Tomaz, A. F. G., Moreno, M. C., de Araújo, R. M., de Medeiros Alves, A. C., Pereira, H. S. G., & Caldas, S. G. F. R. (2021). Clinically acceptable values of shear bond strength of

orthodontic brackets bonded on enamel: An integrative review. *Res Soc Dev*, 10(4), e11110413927-e11110413927. <https://doi.org/10.33448/rsdv10i4.13927>

Çağlar, İ., Duymuş, Z. Y., & Ateş, S. (2015). Diş hekimliğinde kullanılan ölçü sistemlerinde güncel yaklaşımlar: Dijital ölçü. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 135-140.

Çağlaroğlu, M., Çatalbaş, B., & Gelgör, E. (2012). Farklı Yöntemlerle Pürüzlendirilmiş Mine Yüzeylerinin Fotoğrafik Görüntülerinin Karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012(2), 154-159.

Çakmakcioğlu, A. G. Ö., & Topbaşı, B. (2005). FARKLI IŞIK KAYNAKLARININ KOMPOZİT POLİMERİZASYONUNA ETKİSİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005(1), 48-54.

Çelik, Ç. (2017). Güncel kompozit rezin sistemler. *Türkiye Klinikleri J Restor Dent-Special Topics*, 3(3), 128-137.

Çelik, Ç., & Özel, Y. (2008). Resin Restoratif Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 2(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 in Attachment Reproduction: An Experimental in Vitro Study. *Materials (Basel)*, 12(23). <https://doi.org/10.3390/ma12234001>

Dalaie, K., & Ghaffari, S. (2020). Importance of attachments in treatment with clear aligners: A narrative review. *Journal of Dental School*, 38(1), 41-47. <https://doi.org/10.22037/jds.v38i1.33729>

Dasy, Dasy, A., Asatrian, G., Rozsa, N., Lee, H. F., & Kwak, J. H. (2015). Effects of variable attachment shapes and aligner material on aligner retention. *Angle Orthod*, 85(6), 934-940. <https://doi.org/10.2319/091014-637.1>

Dasy, H., Dasy, A., Asatrian, G., Rózsza, N., Lee, H.-F., & Kwak, J. H. (2015). Effects of variable attachment shapes and aligner material on aligner retention. *Angle Orthod*, 85(6), 934-940. <https://doi.org/10.2319/091014-637.1>

Djeu, G., Shelton, C., & Maganzini, A. (2005). Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American Board of Orthodontics objective grading system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 128(3), 292-298. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.06.002>

Drake, C. T., McGorray, S. P., Dolce, C., Nair, M., & Wheeler, T. T. (2012). Orthodontic tooth movement with clear aligners. *ISRN Dent*, 2012(1), 657973. <https://doi.org/10.5402/2012/657973>

Eidelman, E. (1993). Intentional sealing of occlusal dentin caries: a controversial issue. In (Vol. 15, pp. 312).

Eliasson, S. T., & Dahl, J. E. (2020). Effect of thermal cycling on temperature changes and bond strength in different test specimens. *Biomater Investig Dent*, 7(1), 16-24. <https://doi.org/10.1080/26415275.2019.1709470>

Elkholy, F., Mikhael, B., Repky, S., Schmidt, F., & Lapatki, B. G. (2019). Effect of different attachment geometries on the mechanical load exerted by PET-G aligners during derotation of mandibular canines: an in vitro study. *J Orofac Orthop*, 80(6), 315-326. <https://doi.org/10.1007/s00056-019-00193-7>

- Ellis, R. W., Latta, M. A., & Westerman, G. H. (1999). Effect of air abrasion and acid etching on sealant retention: an in vitro study. *Pediatr Dent*, 21(6), 316-319.
- Erbas, S., & Atik, E. (2025). In vitro comparison of different composite resins for aligner attachment production: Amount of adhesive flash, flash removal time, and shear bond strength. *J Orofac Orthop*, 1-9. <https://doi.org/10.1007/s00056-025-00588-9>
- Esmaeili, B., Safarcherati, H., & Vaezi, A. (2014). Hardness evaluation of composite resins cured with QTH and LED. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, 8(1), 40. <https://doi.org/10.5681/joddd.2014.007>
- Fausto da Veiga Jardim, A., Curado de Freitas, J., & Estrela, C. (2024). Surface wear and adhesive failure of resin attachments used in clear aligner orthodontic treatment. *J Orofac Orthop*, 85(Suppl 1), 52-62. <https://doi.org/10.1007/s00056-023-00471-5> (Oberflächenabnutzung und Adhäsionsversagen von für die kieferorthopädische Behandlung mit Clear Alignern verwendeten Attachments aus Kunststoff.)
- Feinberg, K. B., Souccar, N. M., Kau, C. H., Oster, R. A., & Lawson, N. C. (2016). Translucency, stain resistance and hardness of composites used for invisalign attachments. *J Clin Orthod*.
- Ferracane, J. L. (1995). Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 6(4), 302-318.
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—State of the art. *Dent Mater*, 27(1), 29-38. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>
- Ferreira, J. T. L., Borsatto, M. C., Saraiva, M. C. P., Matsumoto, M. A. N., Torres, C. P., & Romano, F. L. (2020). Evaluation of Enamel Roughness in Vitro After Orthodontic Bracket Debonding Using Different Methods of Residual Adhesive Removal. *Turk J Orthod*, 33(1), 43-51. <https://doi.org/10.5152/TurkJOrthod.2020.19016>
- Field, J., Waterhouse, P., & German, M. (2010). Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *J Dent*, 38(3), 182-190. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.01.002>
- Flury, S., Lussi, A., Hickel, R., & Ilie, N. (2013). Light curing through glass ceramics with a second- and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clin Oral Invest*, 17(9), 2127-2137. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-0924-4>
- Gajewski, V. E., Pfeifer, C. S., Fróes-Salgado, N. R., Boaro, L. C., & Braga, R. R. (2012). Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Braz Dent J*, 23, 508-514. <https://doi.org/10.1590/s0103-64402012000500007>
- Ganta, G. K., Cheruvu, K., Ravi, R. K., & Reddy, R. P. (2021). Clear aligners, the aesthetic solution: a review. *Int J Dent Mater*. <https://doi.org/10.37983/IJDM.2021.3304>.
- Garino, F., Castroflorio, T., Daher, S., Ravera, S., Rossini, G., Cugliari, G., & Deregibus, A. (2016). Effectiveness of composite attachments in controlling upper-molar movement with aligners. *J Clin Orthod*, 50(6), 341-347.
- Gazzani, F., Bellisario, D., Pavoni, C., Santo, L., Cozza, P., & Lione, R. (2025). Comparative In Vitro Analysis of Composite Resins Used in Clear Aligner Attachments. *Appl Sci*, 15(15), 8698. <https://doi.org/10.3390/app15158698>

- Gazzani, F., Bellisario, D., Quadrini, F., Parrinello, F., Pavoni, C., Cozza, P., & Lione, R. (2022). Comparison between different composite resins used for clear aligner attachments: an in-vitro study. *Front Mater*, 8, 789143. <https://doi.org/10.3389/fmats.2021.789143>
- Ghosh, S., & Krishnamurti, N. (2000). Use of glycidyl methacrylate monomers for developing cross-linkable pressure sensitive adhesives. *Eur Polym J*, 36(10), 2125-2131. [https://doi.org/10.1016/S0014-3057\(00\)00003-3](https://doi.org/10.1016/S0014-3057(00)00003-3)
- Gomez, J. P., Peña, F. M., Martínez, V., Giraldo, D. C., & Cardona, C. I. (2015). Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments: a three-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod*, 85(3), 454-460. <https://doi.org/10.2319/050714-330.1>
- Goto, M., Yanagisawa, W., Kimura, H., Inou, N., & Maki, K. (2017). A method for evaluation of the effects of attachments in aligner-type orthodontic appliance: Three-dimensional finite element analysis. *Orthod Waves*, 76(4), 207-214. <https://doi.org/10.1016/j.odw.2017.09.001>
- Gökçe, K. (2005). Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005(3), 52-60.
- Graber, L. W., Vanarsdall, R. L., Vig, K. W., & Huang, G. J. (1994). *Orthodontics: current principles and techniques*.
- Hadad, R., Hobson, R. S., & McCabe, J. F. (2006). Micro-tensile bond strength to surface and subsurface enamel. *Dent Mater*, 22(9), 870-874. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.11.016>
- Hambire, U., Tripathi, V., & Mapari, A. (2012). Improvement in the compressive strength and flexural strength of dental composite. *ARPJ Eng Appl Scie*, 7(8), 1-4.
- Heintze, S. (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*, 22(8), 712-734. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.02.002>
- Heintze, S. (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*, 22(8), 712-734. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.02.002>
- Hervás García, A., Lozano, M., Cabanes Vila, J., Barjau Escribano, A., & Fos Galve, P. (2006). Composite resins: a review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*.
- Higley, L. (1969). Anchorage in orthodontics. *Am J Orthod*, 55(6), 791-794. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(69\)90051-7](https://doi.org/10.1016/0002-9416(69)90051-7)
- Hobson, R. S., McCabe, J. F., & Hogg, S. D. (2001). Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dent Mater*, 17(2), 184-189. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(00\)00068-3](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(00)00068-3)
- Hudson, J. D., Goldstein, G. R., & Georgescu, M. (1995). Enamel wear caused by three different restorative materials. *J Prosthet Dent*, 74(6), 647-654. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(05\)80319-1](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(05)80319-1)
- Huysmans, M., Chew, H. P., & Ellwood, R. (2011). Clinical studies of dental erosion and erosive wear. *Caries Res*, 45(Suppl. 1), 60-68. <https://doi.org/10.1159/000325947>
- Ilie, N., Rencz, A., & Hickel, R. (2013). Investigations towards nano-hybrid resin-based composites. *Clin Oral Investig*, 17(1), 185-193. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0689-1>

- Iso, T. (1994). 11405 Dental materials—Guidance on testing of adhesion to tooth structure. *International Organization for Standardization, Switzerland, Genf*.
- Jaffer, S., Oesterle, L. J., & Newman, S. M. (2009). Storage media effect on bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 136(1), 83-86. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.07.028>
- Jandt, K. D., & Mills, R. W. (2013). A brief history of LED photopolymerization. *Dent Mater*, 29(6), 605-617. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.02.003>
- Jindal, P., Juneja, M., Bajaj, D., Siena, F. L., & Breedon, P. (2020). Effects of post-curing conditions on mechanical properties of 3D printed clear dental aligners. *Rapid Prototyp J*, 26(8), 1337-1344. <https://doi.org/10.1108/RPJ-04-2019-0118>
- Joffe, L. (2003). Invisalign®: early experiences. *J Orthod*, 30(4), 348-352. <https://doi.org/10.1093/ortho/30.4.348>
- Juneja, M., Thakur, N., Kumar, D., Gupta, A., Bajwa, B., & Jindal, P. (2018). Accuracy in dental surgical guide fabrication using different 3-D printing techniques. *Addit Manuf*, 22, 243-255. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2018.05.012>
- Jung, J. H., & Park, S. H. (2017). Comparison of Polymerization Shrinkage, Physical Properties, and Marginal Adaptation of Flowable and Restorative Bulk Fill Resin-Based Composites. *Oper Dent*, 42(4), 375-386. <https://doi.org/10.2341/16-254-L>
- Kandhan, G. (2022). Clear aligners in orthodontic tooth movement: A conceptual review. *J Adv Med Dent Sci Res.*, 10(4), 40-43. <https://doi.org/10.21276/jamdsr>
- Karim Soltani, M., Barkhori, S., Alizadeh, Y., & Golfeshan, F. (2014). Comparison of debonding characteristics of the conventional metal and self-ligating brackets to enamel: An in vitro study. *Iran J Orthod*, 9(3), 1-6. <https://doi.org/10.17795/ijo-3739>
- Karimzadeh, A., Ayatollahi, M., & Shirazi, H. A. (2014). Mechanical properties of a dental nano-composite in moist media determined by nano-scale measurement. *Int J Mater Mech Manuf*, 2(1), 67-72. <https://doi.org/10.7763/IJMMM.2014.V2.102>
- Karkhanechi, M., Chow, D., Sipkin, J., Sherman, D., Boylan, R. J., Norman, R. G., Craig, R. G., & Cisneros, G. J. (2013). Periodontal status of adult patients treated with fixed buccal appliances and removable aligners over one year of active orthodontic therapy. *Angle Orthod*, 83(1), 146-151. <https://doi.org/10.2319/031212-217.1>
- Katona, T. R. (1997). A comparison of the stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 112(3), 244-251. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(97\)70251-8](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(97)70251-8)
- Kawamura, J., Ojima, K., & Nanda, R. (2023). Effect of attachment type on distal bodily movement of the maxillary canine in aligner orthodontics: a finite element study. *Angle Orthod*, 93(5), 566-571. <https://doi.org/10.2319/120121-879.1>
- Kesling, H. D. (1945). The philosophy of the tooth positioning appliance. *Am J Orthod Oral Surg*, 31(6), 297-304. [https://doi.org/doi.org/10.1016/0096-6347\(45\)90101-3](https://doi.org/doi.org/10.1016/0096-6347(45)90101-3)
- Kim, T.-W., & Echarri, P. (2007). Clear aligner: an efficient, esthetic, and comfortable option for an adult patient. *World J Orthod*, 8(1).
- Kim, T. W., & Ozturk-Ortan, Y. (2009). Clear Aligner Appliances: Fabrication and Clinical Application. *Turk J Orthod*, 22(3), 256-266. <https://doi.org/10.13076/1300-3550-22-3-256>

- Kim, W.-H., Hong, K., Lim, D., Lee, J.-H., Jung, Y. J., & Kim, B. (2020). Optimal position of attachment for removable thermoplastic aligner on the lower canine using finite element analysis. *Materials*, 13(15), 3369. <https://doi.org/10.3390/ma13153369>
- Kircelli, B. H., Kilinc, D. D., Karaman, A., Sadry, S., Gonul, E. Y., & Gogen, H. (2023). Comparison of the bond strength of five different composites used in the production of clear aligner attachments. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg*, 124(6), 101481. <https://doi.org/10.1016/j.jormas.2023.101481>
- Klocke, A., & Kahl-Nieke, B. (2005). Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. *Dent Mater*, 21(5), 391-396. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.07.004>
- Klocke, A., & Kahl-Nieke, B. (2006). Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129(2), 261-265. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2004.07.048>
- Koczorowski, R., & Wloch, S. (1999). Evaluation of wear of selected prosthetic materials in contact with enamel and dentin. *J Prosthet Dent*, 81(4), 453-459. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(99\)80013-4](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(99)80013-4)
- Koupis, N. S., Eliades, T., & Athanasiou, A. E. (2008). Clinical evaluation of bracket bonding using two different polymerization sources. *Angle Orthod*, 78(5), 922-925. <https://doi.org/10.2319/072807-351.1>
- Kravitz, N. D., Kusnoto, B., Agran, B., & Viana, G. (2008). Influence of attachments and interproximal reduction on the accuracy of canine rotation with Invisalign. *Angle Orthod*, 78(4), 682-687. [https://doi.org/10.2319/0003-3219\(2008\)078\[0682:IOAAIR\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.2319/0003-3219(2008)078[0682:IOAAIR]2.0.CO;2)
- Kravitz, N. D., Kusnoto, B., BeGole, E., Obrez, A., & Agran, B. (2009). How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135(1), 27-35. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2007.05.018>
- Kumar, K., Bhardwaj, S., & Garg, V. (2018). Invisalign: A Transparent Braces. *J Adv Med Dent Sci Res.*, 6(7). <https://doi.org/10.21276/jamdsr>
- Kuncio, D., Maganzini, A., Shelton, C., & Freeman, K. (2007). Invisalign and traditional orthodontic treatment postretention outcomes compared using the American Board of Orthodontics objective grading system. *Angle Orthod*, 77(5), 864-869. <https://doi.org/10.2319/100106-398.1>
- Kuo, E., & Miller, R. J. (2003). Automated custom-manufacturing technology in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123(5), 578-581. <https://doi.org/10.1067/mod.2003.S0889540603000519>
- Kuo, E., & Miller, R. J. (2003). Automated custom-manufacturing technology in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123(5), 578-581. <https://doi.org/10.1067/mod.2003.S0889540603000519>
- Kurachi, C., Tuboy, A. M., Magalhães, D. V., & Bagnato, V. S. (2001). Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater*, 17(4), 309-315. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(00\)00088-9](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(00)00088-9)
- Leinfelder, K., Radz, G., & Nash, R. (1998). A report on a new condensable composite resin. *Compend Contin Educ Dent*, 19(3), 230-232, 234, 236.
- Leinfelder, K. F. (1991). Using composite resin as a posterior restorative material. *J Am Dent Assoc*, 122(4), 65-70. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1991.0142>

- Leinfelder, K. F., Bayne, S. C., & Swift, E. J. (1999). Packable composites: overview and technical considerations. *J Esthet Dent*, 11(5), 234-249. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.1999.tb00405.x>
- Leinfelder, K. F., & Suzuki, S. (1999). In vitro wear device for determining posterior composite wear. *J Am Dent Assoc*, 130(9), 1347-1353. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1999.0406>
- Lin, S., Huang, L., Li, J., Wen, J., Mei, L., Xu, H., Zhang, L., & Li, H. (2021). Assessment of preparation time and 1-year Invisalign aligner attachment survival using flowable and packable composites. *Angle Orthod*, 91(5), 583-589. <https://doi.org/10.2319/063020-598.1>
- Linklater, R. A., & Gordon, P. H. (2003). Bond failure patterns in vivo. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123(5), 534-539. <https://doi.org/10.1067/mod.2003.S0889540602000252>
- Liu, Y., & Hu, W. (2018). Force changes associated with different intrusion strategies for deep-bite correction by clear aligners. *Angle Orthod*, 88(6), 771-778. <https://doi.org/10.2319/121717-864.1>
- Mair, L., Stolarski, T., Vowles, R., & Lloyd, C. (1996). Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent*, 24(1-2), 141-148. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(95\)00043-7](https://doi.org/10.1016/0300-5712(95)00043-7)
- Manhart, J., Chen, H. Y., & Hickel, R. (2001). The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations. *J Am Dent Assoc*, 132(5), 639-645. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2001.0241>
- Mantovani, E., Castroflorio, E., Rossini, G., Garino, F., Cugliari, G., Deregibus, A., & Castroflorio, T. (2019). Scanning electron microscopy analysis of aligner fitting on anchorage attachments. *J Orofac Orthop*, 80(2), 79-87. <https://doi.org/10.1007/s00056-018-00167-1>
- Manzo, B., Liistro, G., & De Clerck, H. (2004). Clinical trial comparing plasma arc and conventional halogen curing lights for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 125(1), 30-35. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2003.03.003>
- McCabe, J. F., & Walls, A. W. (2013). *Applied dental materials*. John Wiley & Sons.
- Metzler, K. T., Woody, R. D., Miller, A. W., 3rd, & Miller, B. H. (1999). In vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 81(3), 356-364. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(99\)70280-5](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(99)70280-5)
- Miller, K. B., McGorray, S. P., Womack, R., Quintero, J. C., Perelmuter, M., Gibson, J., Dolan, T. A., & Wheeler, T. T. (2007). A comparison of treatment impacts between Invisalign aligner and fixed appliance therapy during the first week of treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 131(3), 302. e301-302. e309. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2006.05.031>
- Mirabella, D., Spina, R., Scognamiglio, G., Luca, L., Gracco, A., & Siciliani, G. (2008). LED vs halogen light-curing of adhesive-precoated brackets. *Angle Orthod*, 78(5), 935-940. <https://doi.org/10.2319/042707-211.1>
- Mirsasaani, S. S., Atai, M. M., & Hasani-Sadrabadi, M. M. (2011). Photopolymerization of a dental nanocomposite as restorative material using the argon laser. *Lasers Med Sci*, 26(5), 553-561. <https://doi.org/10.1007/s10103-009-0699-7>
- Mitić, V., Todorović, A., Mitić, A., Todorović, K., & Miljković, M. (2024). The influence of bracket type and etching time on shear bond strength to enamel: An in vitro study. *Acta Fac Med Naiss*, 41(1), 129-138. <https://doi.org/10.5937/afmnai41-46364>

- Montasser, M. A., & Drummond, J. L. (2009). Reliability of the adhesive remnant index score system with different magnifications. *Angle Orthod*, 79(4), 773-776. <https://doi.org/10.2319/080108-398.1>
- Morton, J., Derakhshan, M., Kaza, S., & Li, C. (2017). Design of the Invisalign system performance. *Semin Orthod*,
- 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(3), 205-209. <https://doi.org/10.1111/j.1365-263X.2005.00624.x>
- Moya, S. P., & Zafra, J. L. (2021). *Aligner techniques in orthodontics*. John Wiley & Sons.
- Murray, S. D., & Hobson, R. S. (2003). Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123(1), 2-9. <https://doi.org/10.1067/mod.2003.49>
- Nagarajan, V. S., Jahanmir, S., & Thompson, V. P. (2004). In vitro contact wear of dental composites. *Dent Mater*, 20(1), 63-71. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(03\)00069-1](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(03)00069-1)
- Nahoum, H. I. (1964). The vacuum formed dental contour appliance. *NY State Dent J*, 9, 385-390.
- Nayyer, M., Zahid, S., Hassan, S. H., Mian, S. A., Mehmood, S., Khan, H. A., Kaleem, M., Zafar, M. S., & Khan, A. S. (2018). Comparative abrasive wear resistance and surface analysis of dental resin-based materials. *Eur J Dent*, 12(1), 57-66. https://doi.org/10.4103/ejd.ejd_380_17
- Noushad, M., Ab Rahman, I., Husein, A., & Mohamad, D. (2016). Nanohybrid dental composite using silica from biomass waste. *Powder Technol*, 299, 19-25. <https://doi.org/10.1016/j.powtec.2016.05.035>
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection* (Vol. 10). Quintessence Chicago.
- Ocak, I., Gorucu-Coskuner, H., & Aksu, M. (2025). Wear resistance of orthodontic attachments: a comparative analysis of different composite resins in clear aligner therapy. *Clin Oral Investig*, 29(5), 242. <https://doi.org/10.1007/s00784-025-06316-2>
- Oesterle, L. J., Newman, S. M., & Shellhart, W. C. (2001). Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119(6), 610-616. <https://doi.org/10.1067/mod.2001.113652>
- Oilo, G., & Um, C. M. (1992). Bond strength of glass-ionomer cement and composite resin combinations. *Quintessence Int*, 23(9), 633-639. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1287716>
- Opdam, N. J., Roeters, J. J., Joosten, M., & vd Veeke, O. (2002). Porosities and voids in Class I restorations placed by six operators using a packable or syringable composite. *Dent Mater*, 18(1), 58-63. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(01\)00020-3](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(01)00020-3)
- Ozturk, B., Malkoc, S., Koyuturk, A. E., Catalbas, B., & Ozer, F. (2008). Influence of different tooth types on the bond strength of two orthodontic adhesive systems. *Eur J Orthod*, 30(4), 407-412. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjn006>
- 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*, 33(11), 621-636. <https://doi.org/10.1016/j.tibtech.2015.09.005>

- Pashley, D. H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M., & Carvalho, R. M. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*, 11(2), 117-125. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(95\)80046-8](https://doi.org/10.1016/0109-5641(95)80046-8)
- Patodiya, A., & Hegde, M. N. (2012). Dental composites: past, present and future. *NatIJCommunity Med*, 3(04), 754-756.
- Pavoni, C., Lione, R., Laganà, G., & Cozza, P. (2011). Self-ligating versus Invisalign: analysis of dento-alveolar effects. *Ann Stomato*, 2(1-2), 23.
- Pereira, R., Lima, D., Giorgi, M. C. C., Marchi, G. M., & Aguiar, F. H. B. (2019). Evaluation of Bond Strength, Nanoleakage, and Marginal Adaptation of Bulk-fill Composites Submitted to Thermomechanical Aging. *J Adhes Dent*, 21(3), 255-264. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a42547>
- Phan, X., & Ling, P. H. (2007). Clinical limitations of Invisalign. *J Can Dent Assoc*, 73(3).
- Phan, X., & Ling, P. H. (2007). Clinical limitations of Invisalign. *J Can Dent Assoc*, 73(3), 263-266. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17439714>
- Pickett, K. L., Sadowsky, P. L., Jacobson, A., & Lacefield, W. (2001). Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results. *Angle Orthod*, 71(2), 141-148. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2001\)071<0141:OIVBSC>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2001)071<0141:OIVBSC>2.0.CO;2)
- Ponitz, R. J. (1971). Invisible retainers. *Am J Orthod*, 59(3), 266-272. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(71\)90099-6](https://doi.org/10.1016/0002-9416(71)90099-6)
- Putrino, A., Barbato, E., & Galluccio, G. (2021). Clear Aligners: Between Evolution and Efficiency-A Scoping Review. *Int J Environ Res Public Health*, 18(6). <https://doi.org/10.3390/ijerph18062870>
- Rahim, T., Mohamad, D., Ismail, A. R., & Akil, H. M. (2011). Synthesis of nanosilica fillers for experimental dental nanocomposites and their characterisations. *J Phys Sci*, 22(1), 93-105.
- Ravera, S., Castroflorio, T., Garino, F., Daher, S., Cugliari, G., & Deregibus, A. (2016). Maxillary molar distalization with aligners in adult patients: a multicenter retrospective study. *Prog Orthod*, 17(1), 12. <https://doi.org/10.1186/s40510-016-0126-0>
- Reynolds, I. (1975). A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod*, 2(3), 171-178. <https://doi.org/10.1080/0301228X.1975.11743666>.
- Roatkanjanaporn, N., Chavanavesh, J., & Teekavanich, C. (2025). Wear volumes of flowable and sculptable resin composite attachments and their correlation with retentive force of clear aligners: a laboratory study. *BMC Oral Health*, 25(1), 483. <https://doi.org/10.1186/s12903-025-05852-3>
- Romano, F. L., Tavares, S. W., Nouer, D. F., Consani, S., & Borges de Araujo Magnani, M. B. (2005). Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with Self-Etching Primer. *Angle Orthod*, 75(5), 849-853. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2005\)75\[849:SBSOMO\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2005)75[849:SBSOMO]2.0.CO;2)
- Rossini, Parrini, S., Castroflorio, T., Deregibus, A., & Debernardi, C. L. (2015). Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: a systematic review. *Angle Orthod*, 85(5), 881-889. <https://doi.org/10.2319/061614-436.1>

- Rossini, G., Parrini, S., Castroflorio, T., Deregis, A., & Debernardi, C. L. (2014). Periodontal health during clear aligners treatment: a systematic review. *Eur J Orthod*, 37(5), 539-543. <https://doi.org/10.1093/ejo/cju083>
- Rossini, G., Parrini, S., Castroflorio, T., Deregis, A., & Debernardi, C. L. (2015). Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: a systematic review. *Angle Orthod*, 85(5), 881-889. <https://doi.org/10.2319/061614-436.1>
- 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 Dentofacial Orthop*, 135(3), 276. e271-276. e212. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.09.020>
- Runkel, C., Güth, J.-F., Erdelt, K., & Keul, C. (2020). Digital impressions in dentistry—accuracy of impression digitalisation by desktop scanners. *Clin Oral Investig*, 24(3), 1249-1257. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02995-w>
- Sabbagh, J., Ryelandt, L., Bacherius, L., Biebuyck, J. J., Vreven, J., Lambrechts, P., & Leloup, G. (2004). Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil*, 31(11), 1090-1101. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2004.01352.x>
- Sachdeva, K., Singla, A., Mahajan, V., Jaj, H., & Saini, S. S. (2012). Effect of storage media on shear bond strength of orthodontic brackets: An in vitro study. *J Indian Orthod Soc*, 46(4), 203-209. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10021-1090>
- Sajewicz, E. (2006). On evaluation of wear resistance of tooth enamel and dental materials. *Wear*, 260(11-12), 1256-1261. <https://doi.org/10.1016/j.wear.2005.08.010>
- Sajewicz, E., & Kulesza, Z. (2007). A new tribometer for friction and wear studies of dental materials and hard tooth tissues. *Tribol Int*, 40(5), 885-895. <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2006.09.006>
- Saunders, S. A. (2009). Current practicality of nanotechnology in dentistry. Part 1: Focus on nanocomposite restoratives and biomimetics. *Clin Cosmet Investig Dent*, 47-61.
- Savignano, R., Valentino, R., Rationale, A., Michelotti, A., Barone, S., & D'anto, V. (2019). Biomechanical effects of different auxiliary-aligner designs for the extrusion of an upper central incisor: a finite element analysis. *J Healthc Eng*, 2019(1), 9687127. <https://doi.org/10.1155/2019/9687127>
- Schuh, C., Kinast, E. J., Mezzomo, E., & Kapczinski, M. P. (2005). Effect of glazed and polished surface finishes on the friction coefficient of two low-fusing ceramics. *J Prosthet Dent*, 93(3), 245-252. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.12.010>
- Schwartz, D. A., & Sheridan, J. J. (1997). Thermoformed plastic dental retainer and method of construction. In: Google Patents.
- Sfondrini, M. F., Gatti, S., & Scribante, A. (2011). Shear bond strength of self-ligating brackets. *Eur J Orthod*, 33(1), 71-74. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjq041>
- Shalan, O. O., Abou-Auf, E., & El Zoghby, A. F. (2017). Clinical evaluation of flowable resin composite versus conventional resin composite in carious and noncarious lesions: Systematic review and meta-analysis. *J Conserv Dent*, 20(6), 380-385. https://doi.org/10.4103/JCD.JCD_226_17

- Sheridan, J. J., LeDoux, W., & McMinn, R. (1993). Essix retainers: fabrication and supervision for permanent retention. *J Clin Orthod*, 27(1), 37-45. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8478438>
- Shimada, Y., Yamaguchi, S., & Tagami, J. (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater*, 18(5), 380-388. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(01\)00054-9](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(01)00054-9)
- Shinkai, K., Taira, Y., Suzuki, S., Kawashima, S., & Suzuki, M. (2018). Effect of filler size and filler loading on wear of experimental flowable resin composites. *J Appl Oral Sci*, 26, e20160652. <https://doi.org/10.1590/1678-7757-2016-0652>
- Simon, M., Keilig, L., Schwarze, J., Jung, B. A., & Bourauel, C. (2014). Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners: incisor torque, premolar derotation, and molar distalization. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 145(6), 728-736. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2014.03.015>
- Singh, P., Kumar, N., Singh, R., Kiran, K., & Kumar, S. (2015). Overview and recent advances in composite resin: A review. *Int J Sci Stud*, 3(9), 169-172. <https://doi.org/10.17354/IJSS/2015/578>
- Soderquist, S. A., Drummond, J. L., & Evans, C. A. (2006). Bond strength evaluation of ceramic and stainless steel bracket bases subjected to cyclic tensile loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 129(2), 175 e177-175 e112. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2005.09.023>
- Sulong, M. Z. A. M., & Aziz, R. A. (1990). Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 63(3), 342-349. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(90\)90209-u](https://doi.org/10.1016/0022-3913(90)90209-u)
- Sungurtekin, E., Bani, M., & Öztaş, N. (2009). Mine pürüzlendirme yöntemleri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 189-194.
- Sunna, S., & Rock, W. P. (1998). Clinical performance of orthodontic brackets and adhesive systems: a randomized clinical trial. *Br J Orthod*, 25(4), 283-287. <https://doi.org/10.1093/ortho/25.4.283>
- Tillitson, E. W., Craig, R. G., & Peyton, F. A. (1971). Friction and wear of restorative dental materials. *J Dent Res*, 50(1), 149-154. <https://doi.org/10.1177/00220345710500011001>
- Türkoğlu, Ö., & Bulut, A. C. (2019). GEÇMİŞTEN GÜNÜMÜZE POLİMERİZASYON CİHAZLARI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(4), 683-690.
- Türkün, Ş., & Ergücü, Z. (2004). Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 21(2), 143-151.
- Ulusoy, C. (2009). Comparison of finishing and polishing systems for residual resin removal after debonding. *J Appl Oral Sci*, 17(3), 209-215. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572009000300015>
- Ure, D., & Harris, J. (2003). Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update*, 30(1), 10-15. <https://doi.org/10.12968/denu.2003.30.1.10>
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2003). Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 28(3), 215-235.

- Van Meerbeek, B., Inokoshi, S., Braem, M., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (1992). Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res*, 71(8), 1530-1540. <https://doi.org/10.1177/00220345920710081301>
- Van Meerbeek, B., Vargas, M., Inoue, S., Yoshida, Y., Peumans, M., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2001). Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent*, 26, 119-144.
- Versluis, A., Tantbirojn, D., & Douglas, W. H. (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*, 76(6), 1298-1307. <https://doi.org/10.1177/00220345970760061001>
- Vlaskalic, V., & Boyd, R. (2001). Orthodontic treatment of a mildly crowded malocclusion using the Invisalign System. *Aust Orthod J*, 17(1), 41-46. <https://doi.org/10.2478/aoj-2001-0006>
- Vlaskalic, V., & Boyd, R. L. (2002). Clinical evolution of the Invisalign appliance. *J Calif Dent Assoc*, 30(10), 769-775. <https://doi.org/10.1080/19424396.2002.12223318>
- Vouvoudi, E. C., & Sideridou, I. D. (2014). Dental light-cured polymer nanocomposites: A brief review of experimental results obtained from the study of some physicochemical properties. *J Compos Biodegrad Polym*, 2(1), 46-55. <https://doi.org/10.12974/2311-8717.2014.02.01.6>
- Wang, R., Habib, E., & Zhu, X. (2017). Synthesis of wrinkled mesoporous silica and its reinforcing effect for dental resin composites. *Dent Mater*, 33(10), 1139-1148. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.07.012>
- Wang, W. N., & Tarng, T. H. (1991). Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 100(3), 209-211. [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(91\)70057-4](https://doi.org/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(1), 30-40. <https://doi.org/10.1007/s00056-019-00204-7>
- Wendl, B., Droschl, H., & Kern, W. (2004). A comparative study of polymerization lamps to determine the degree of cure of composites using infrared spectroscopy. *Eur J Orthod*, 26(5), 545-551. <https://doi.org/10.1093/ejo/26.5.545>
- White, D. W., Julien, K. C., Jacob, H., Campbell, P. M., & Buschang, P. H. (2017). Discomfort associated with Invisalign and traditional brackets: A randomized, prospective trial. *Angle Orthod*, 87(6), 801-808. <https://doi.org/10.2319/091416-687.1>
- Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Celis, J.-P., & Vanherle, G. (1992). A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater*, 8(5), 310-319. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(92\)90106-m](https://doi.org/10.1016/0109-5641(92)90106-m)
- Wong, B. H. (2002). Invisalign a to z. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 121(5), 540-541. <https://doi.org/10.1067/mod.2002.123036>
- Yadav, V. (2013). Nanotechnology, big things from a tiny world: a review. *Advance in Electronic and Electric Engineering*, 3(6), 771-778.
- Yaosen, C., Mohamed, A., Jinbo, W., Ziwei, Z., Al-Balaa, M., & Yan, Y. (2021). Risk factors of composite attachment loss in orthodontic patients during orthodontic clear aligner therapy: a prospective study. *Biomed Res Int*, 2021(1), 6620377. <https://doi.org/10.1155/2021/6620377>

- Yap, A. U., Tan, C. H., & Chung, S. M. (2004). Wear behavior of new composite restoratives. *Oper Dent*, 29(3), 269-274. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15195726>
- Yildiz, H., & Dedeoglu, M. (2025). Reliability of different composite materials in aligner treatments: a comprehensive in vitro study. *Prog Orthod*, 26(1), 46. <https://doi.org/10.1186/s40510-025-00594-y>
- Zaharia, C., Gabor, A.-G., Gavrilovici, A., Stan, A. T., Idorasi, L., Sinescu, C., & Negruțiu, M.-L. (2017). Digital dentistry-3D printing applications. *J Interdiscip Med*, 2(1), 50-53. <https://doi.org/10.1515/jim-2017-0032>
- 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(3), 127-133. <https://doi.org/10.1111/ocr.12177>
- Zhou, Z., Buchanan, F., Mitchell, C., & Dunne, N. (2014). Printability of calcium phosphate: calcium sulfate powders for the application of tissue engineered bone scaffolds using the 3D printing technique. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 38, 1-10. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2014.01.027>
- Zhouyan, C., Rong, Z., Song, H., Dingdan, W., Xi, W., Rui, B., & Yue, H. (2020). Chin J Tissue Eng Res. *Chinese Journal of Tissue Engineering Research/Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*, 24(16). <https://doi.org/10.3969/j.issn.2095-4344.2262>
- Zotti, F., Rosolin, L., Bersani, M., Poscolere, A., Pappalardo, D., & Zerman, N. (2022). Digital dental models: is photogrammetry an alternative to dental extraoral and intraoral scanners? *Dent J*, 10(2), 24. <https://doi.org/10.3390/dj10020024>