

**T.C.  
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ  
ORTODONTİ ANA BİLİM DALI**

**METAL ASTAR (PRİMER) UYGULAMANIN ORTODONTİK  
BRAKETLERİN BOND KUVVETİ ÜZERİNE ETKİSİ  
BİR İN VİTRO ÇALIŞMA**

Doktora Tezi

**Abdeen SHAKER**

Danışman  
**Prof. Dr. Selim ARICI**

SAMSUN  
2020

## **BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI**

Hazırladığım doktora tezinin bütün aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara riayet ettiğimi, çalışmada doğrudan veya dolaylı olarak kullandığım her alıntıya kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin Kaynaklar'da gösterilenlerden oluştuğunu, her unsurun enstitü yazım kılavuzuna uygun yazıldığını ve TÜBİTAK Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu Yönetmeliği'nin 3. bölüm 9. maddesinde belirtilen durumlarda aykırı davranılmadığını taahhüt ve beyan ederim.

03/09/2020

Abdeen SHAKER

T.C.

ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

Abdeen SHAKER tarafından Prof. Dr.Selim ARICI danışmanlığında hazırlanan  
“Metal Astar (Primer) Uygulamanın Ortodontik Braketlerin Bond Kuvveti Üzerine  
Etkisi: Bir İn Vitro Çalışma“ başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 03/09/2020 tarihinde  
yapılan sınav ile Ortodonti Anabilim Dalında DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Metin ORHAN

Üye : Prof.Dr. Selim ARICI (Danışman)

Üye: Prof.Dr. Murat YENİSEY

Üye: Doç.Dr. Abdullah ALPER ÖZ

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Fatih ÇELEBİ

ONAY

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri  
tarafından uygun görülmüştür.

Tarih ... /... /....

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü

## ÖZET

### METAL ASTAR (PRIMER) UYGULAMANIN ORTODONTİK BRACKETLERİN BOND KUVVETİ ÜZERİNE ETKİSİ: BİR IN VITRO ÇALIŞMA

Abdeen SHAKER  
Ondokuz Mayıs Üniversitesi  
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü  
Ortodonti Ana Bilim Dalı  
Doktora, Eylül/2020

Danışman: Prof. Dr. Selim ARICI

**Amaç:** Ortodontik tedavi sırasında, braket taban yapısı ve mine yüzeyi arasında elde edilen bağlanma kuvvetini - özellikle braket tabanı ve adeziv rezin ara yüzeyinde - optimum seviyeye çıkarabilecek bir bağlanma ajanının (metal astar) *in vitro* olarak değerlendirilmesidir.

**Materyal ve Metot:** 132 adet ortodontik tedavi amaçlı çekilmiş üst küçük azı dişi, test sürecine kadar 0,1 % thymol solüsyonda muhafaza edilmiş olup, M ve İ olmak üzere iki ana gruba ayrılmıştır. M grubunda mesh taban yapılı (3M Unitek, Victory) metal braket, İ grubunda ise integral taban yapılı (Adenta, Crown) braket kullanılmıştır. M ve İ gruplarının her ikisi 3 alt gruba ayrılıp toplamda 6 alt grup oluşturulmuştur (n = 22). MKONT ve İKONT kontrol gruplarında metal astar kullanılmadan yapıştırma işlemleri gerçekleştirilirken, MMAT ve İMAT gruplarında braket tabanının yapıştırma yüzeyinin tamamına, MMAK ve İMAK'da ise braket tabanının sadece merkezine metal astar (Reliance Metal Primer) sürülüp, yapıştırma işlemleri gerçekleştirilmiştir. Bond kuvvetinin ölçüldüğü testler Lloyd Instruments Plc cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Dişlerin bukkal yüzeylerine braketler yapıştırılmadan önce, kopma testi sonrası ve dişte kalan adeziv maddelerinin temizliği yapıldıktan sonra, x10 büyütme Stereo-Mikroskop ile görüntüleri alınmıştır. Veriler toplandıktan sonra, makaslama bağlanma dayanımı (SBS), artık adeziv indeksi (ARI) ve Stereo-Mikroskopik düzeydeki mine hasar indeksi (EDI) uygulanmıştır.

**Bulgular:** SBS ortalaması; MKONT grupta 15,67(±7,85) MPa, MMAT grupta 18,37(±7) MPa, MMAK grupta 20,89(±4,99) MPa, İKONT grupta 13,04(±5,06) MPa, İMAT grupta 17,1(±4,28) MPa ve İMAK grupta 12,66(±4,64) MPa olarak bulunmuştur. Çift yönlü ANOVA testine göre, gruplar arasında anlamlı bir farklılık ortaya çıkmıştır (p = 0.003). ARI skoru incelemesinde Ki-kare testine göre, önemli bir fark bulunurken (p = 0.01), EDI değerlendirmelerinde anlamlı bir fark bulunmamıştır (P = 0.75).

**Sonuç:** Metal astar uygulamasının, ortodontik braketlerin yapışma kuvvetini artırdığı tespit edilmiştir. Mesh taban yapılı braketlerin daha yüksek SBS değeri sağlamasına karşın, İntegral taban yapılı braketlerin, mine bütünlüğünü koruması nedeni ile uygulamada tercih edilebileceği kanaatine varılmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** SBS, Metal astar , ARI skoru.

## ABSTRACT

### EFFECT OF METAL PRIMER APPLICATION ON THE BOND STRENGTH OF ORTHODONTIC BRACKETS: AN IN VITRO STUDY

Abdeen SHAKER  
Ondokuz Mayıs University  
Institute of Graduate Studies  
Department of Orthodontics  
PhD., September/2020

Supervisor: Prof. Dr. Selim ARICI

**Aim:** *In vitro* evaluation of a bonding agent (metal primer) that can increase the bond strength achieved between the bracket base structure and the enamel surface - especially at the bracket base and adhesive resin interface.

**Materials and methods:** 132 extracted upper premolars for orthodontic treatment kept in 0.1% thymol solution until testing. The teeth divided into two main groups, M mesh-based brackets (3M Unitek, Victory) and I integral-based brackets (Adenta, Crown) metal brackets. M and I groups were divided into 3 subgroups (n=22). While the brackets in MKONT and IKONT groups has bonded without application of metal primer as control group, in MMAT and IMAT group, the metal primer (Reliance Metal Primer) was applied to the whole surface of the bracket base and in MMAK and IMAK groups, the metal primer applied to the central part of the bracket base. The brackets' debonding carried out using (Lloyd Instruments Plc) device. The buccal surfaces of the teeth were captured with x10 magnification Stereo-Microscope before brackets' bonding, after debonding and after adhesive remnants' cleaning. Shear bond strength (SBS), adhesive remnant index (ARI) and Stereo-Microscope observation of enamel damage index (EDI) were investigated.

**Results:** The mean (Sd.) shear bond strength for group MKONT was 15.67 ( $\pm 7.85$ ) MPa, for MMAT was 18.37 ( $\pm 7$ ) MPa , for MMAK was 20.89 ( $\pm 4.99$ ) MPa , for IKONT 13.04 ( $\pm 5.06$ ) MPa was,for IMAT was 17.1 ( $\pm 4.28$ ) MPa and for IMAK was 12.66 ( $\pm 4.64$ ) MPa . The two way ANOVA test showed a significant difference ( $p=0.003$ ) between groups. The Chi-square test for ARI indicated that there was a significant difference ( $P=0.01$ ) but for EDI there was no significant difference ( $P=0.75$ ).

**Conclusion:** Application of metal primer increases the bond strength of orthodontic brackets. Although the mesh base brackets providing higher SBS values integral base brackets are preferred for preserving enamel integrity.

**Keywords:** SBS, Metal primer, ARI score.

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca her zaman desteğini hissettiğim, değerli tecrübelerini ve zamanını esirgemeyen kıymetli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Selim ARICI'ya,

bizlere her zaman rehberlik eden Ortodonti Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Tamer TÜRK'e,

ihtiyacım olan her konuda yardımlarına başvurduğum Ortodonti Anabilim Dalı hocalarım Prof. Dr. Mete ÖZER'e, Prof. Dr. Selma ELEKDAĞ TÜRK'e, Doç. Dr. Nursel ARICI'ya, Doç. Dr. Fethiye ÇAKMAK ÖZLÜ'ye, Doç. Dr. Abdullah Alper ÖZ'e, Yrd.Doç.Dr. Sabahat YAZICIOĞLU'na ve Yrd.Doç.Dr. Aslıhan Zeynep ÖZ'e,

OMÜ Ortodonti Anabilim Dalındaki bütün hekim arkadaşlarıma, personel ve laboratuvar çalışanlarına,

Tez savunma aşamasına yaklaştığım sıralarda bana zaman ayıran Mehmet Zahid KARAAĞAÇ Bey'e, yardım istediğim anda bana cevap veren ve beni motive eden Dt. Firas Süleyman'a,

Hayatını çocuklarına adanmış kıymetli; anneme ve rahmetli babama; eğitimimi tamamlamak için elinden gelen tüm yardımları gösteren kıymetli kardeşlerime,

Doktora eğitimine başladığım günden beri beni destekleyen ve her türlü fedakârlığı yapan eşim Raghad'a,

Ders çalışırken kucağıma oturup resimler çizen oğlum Abdurrahman'a, tezimin son aşamasında doğumu ile bizi sevindiren kızım Sima'ya ,

Bugüne gelmemde emeği ve katkısı olan herkese,

Teşekkürlerimi sunarım...

## İÇİNDEKİLER

|                                                           |     |
|-----------------------------------------------------------|-----|
| ÖZET .....                                                | iii |
| ABSTRACT .....                                            | iv  |
| TEŞEKKÜR .....                                            | v   |
| İÇİNDEKİLER .....                                         | vi  |
| SİMGELER VE KISALTMALAR .....                             | x   |
| 1. GİRİŞ .....                                            | 1   |
| 2. GENEL BİLGİLER .....                                   | 6   |
| 2.1. Braketler: .....                                     | 6   |
| 2.1.1. Seramik Braketler .....                            | 6   |
| 2.1.2. Plastik Braketler .....                            | 6   |
| 2.1.3. Titanyum Braketler .....                           | 7   |
| 2.1.4. Paslanmaz Çelik Braketler .....                    | 7   |
| 2.2. Yapıştırıcı Maddeler .....                           | 7   |
| 2.2.1. Ortodontik Yapıştırıcının İdeal Özellikleri .....  | 8   |
| 2.2.2. Kompozit Rezinler .....                            | 8   |
| 2.2.3. Cam İyonomer Simanlar (CİS) .....                  | 10  |
| 2.2.4. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS) ..... | 11  |
| 2.2.5. Kompomerler .....                                  | 11  |
| 2.3. Işık Kaynağı Cihazlar .....                          | 11  |
| 2.3.1. Halojen Cihazlar .....                             | 11  |
| 2.3.2. Plazma Cihazlar .....                              | 12  |
| 2.3.3. Argon Lazer Cihazlar .....                         | 13  |
| 2.3.4. LED Cihazları .....                                | 13  |
| 2.4. Adeziv Sistemler .....                               | 13  |
| 2.4.1. Etch&Rinse Adeziv Sistemler .....                  | 14  |
| 2.4.2. Self-Etch Adeziv Sistemler .....                   | 15  |
| 2.4.3. Universal yada Multi-Mod Adeziv .....              | 16  |
| 2.5. Braket Yapıştırılması .....                          | 16  |
| 2.5.1. Dışın Minesi .....                                 | 16  |
| 2.5.2. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi .....                  | 16  |

|                                                                                  |           |
|----------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 2.5.3. Mine Yüzeyini Asitle Pürüzlendirme .....                                  | 17        |
| 2.5.4. Amalgam ve Metal Ataçlara Yapıştırma .....                                | 17        |
| 2.5.5. Metal Astar (Primer).....                                                 | 18        |
| 2.6. Makaslama Bağlanma Dayanımı (Shear Bond Strength = SBS) .....               | 18        |
| 2.6.1. Ortodontik Braketlerin Bağlanma Dayanımı Ölçüm Ünitesi .....              | 18        |
| 2.6.2. Ortodontik Braketlerin Bağlanma Dayanım Testi .....                       | 19        |
| 2.6.3. Braketlerin İdeal Bağlanma Dayanımı .....                                 | 19        |
| 2.7. Braketlerin Bağlanma Dayanımını Etkileyen Faktörler .....                   | 20        |
| 2.7.1. Diş İle İlgili Faktörler .....                                            | 20        |
| 2.7.2. Braketler İle İlgili Faktörler .....                                      | 20        |
| 2.7.3. Asitle İlgili Faktörler .....                                             | 21        |
| 2.7.4. Işık Kaynağı İle İlgili Faktörler .....                                   | 21        |
| 2.7.5. Adeziv İle İlgili Faktörler .....                                         | 21        |
| 2.8. Ortodontik Braketlerin Sökümü Sonrası Mine Yüzeyi İnceleme Yöntemleri ..... | 22        |
| 2.8.1. Artık Adeziv İndeksi (Adhesive Remnant Index = ARI) .....                 | 22        |
| 2.8.2. Ortodontik Tedavi Açısından Mine Yüzey Hasarı İncelemesi.....             | 23        |
| 2.8.3. Kantitatif Kalsiyum Kaybı Değerlendirmesi .....                           | 25        |
| 2.9. İn Vitro Yapay Yaşlandırma Metotları .....                                  | 25        |
| 2.9.1. Saklama Ortamı .....                                                      | 25        |
| 2.9.2. Termal Döngü .....                                                        | 26        |
| <b>3.MATERYAL VE METOT .....</b>                                                 | <b>27</b> |
| 3.1. Materyal.....                                                               | 27        |
| 3.1.1. Ortodontik Braket Yapıştırıcı Sistem .....                                | 27        |
| 3.1.2. Işık Cihazı: .....                                                        | 27        |
| 3.1.3. Yaşlandırma Cihazı.....                                                   | 27        |
| 3.1.4. Braketler.....                                                            | 28        |
| 3.1.5. Test Cihazları .....                                                      | 29        |
| 3.2. Metot .....                                                                 | 30        |
| 3.2.1. Dişlerin Seçimi .....                                                     | 30        |
| 3.2.2. Örnek Büyüklüğünün Belirlenmesi .....                                     | 30        |
| 3.2.3. Dişlerin Saklanma Koşulları.....                                          | 31        |

|                                                                              |           |
|------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 3.2.4. Dişlerin Hazırlanması: .....                                          | 31        |
| 3.2.5 Braket Yapıştırma Protokolü: .....                                     | 32        |
| 3.2.6. Termal Döngü .....                                                    | 34        |
| 3.2.7. Alçı Blokların Hazırlanması ve Dişlerin Alçı Bloklara Gömülmesi ..... | 34        |
| 3.2.8. Kopma Testinin Gerçekleştirilmesi .....                               | 35        |
| 3.2.9. Makaslama Bağlanma Dayanımı (SBS) .....                               | 36        |
| 3.2.10. ARI Skorları.....                                                    | 36        |
| 3.2.11. Mine Hasar İndeksi (EDI).....                                        | 37        |
| 3.2.12. İstatistiksel Analizler: .....                                       | 38        |
| <b>4.BULGULAR</b> .....                                                      | <b>39</b> |
| 4.1. SBS .....                                                               | 39        |
| 4.1.1. Braket Taban Tasarımının Etkisi .....                                 | 39        |
| 4.1.2. Metal Astarın Etkisi .....                                            | 40        |
| 4.1.3 Braket Taban Tasarımı ve Metal Astarın Etkileri.....                   | 42        |
| 4.1.4. Braket Taban Alanının Etkisi. ....                                    | 43        |
| 4.2. ARI Bulguları. ....                                                     | 47        |
| 4.2.1. M ve İ Ana Gruplar Arası Karşılaştırma .....                          | 47        |
| 4.2.2. M ve İ Ana Grup İçi Karşılaştırmalar .....                            | 48        |
| 4.2.3. Bütün Gruplar Arası Karşılaştırmalar .....                            | 48        |
| 4.3. EDI Bulguları. ....                                                     | 53        |
| <b>5. TARTIŞMA:</b> .....                                                    | <b>55</b> |
| 5.1. Materyal ve Metot .....                                                 | 55        |
| 5.1.1. Dişlerin Seçimi .....                                                 | 55        |
| 5.1.2. Dişlerin Muhafaza Edilmesi .....                                      | 55        |
| 5.1.3. Braketlerin Seçimi .....                                              | 55        |
| 5.1.4. Adeziv ve Asit Seçimi .....                                           | 56        |
| 5.1.5. Metal Astar Seçimi .....                                              | 56        |
| 5.1.6. Işık Cihazları.....                                                   | 57        |
| 5.1.7. Termal Döngü .....                                                    | 57        |
| 5.1.8. SBS Testi .....                                                       | 57        |
| 5.1.9. ARI Skorları.....                                                     | 58        |

|                                      |           |
|--------------------------------------|-----------|
| 5.1.10. EDI.....                     | 58        |
| 5.2. Bulgular .....                  | 59        |
| 5.2.1. SBS .....                     | 59        |
| 5.2.2. ARI.....                      | 62        |
| 5.2.3. EDI Sonuçları .....           | 63        |
| <b>6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....</b> | <b>65</b> |
| 6.1. Sonuçlar .....                  | 65        |
| 6.2. Öneriler .....                  | 66        |
| <b>KAYNAKLAR .....</b>               | <b>67</b> |
| <b>EKLER.....</b>                    | <b>79</b> |
| <b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>                 | <b>85</b> |

## SİMGELER VE KISALTMALAR

|                       |                                                              |
|-----------------------|--------------------------------------------------------------|
| °                     | : Derece (Santigrat)                                         |
| <b>3D</b>             | : Three Dimensional                                          |
| <b>ARI</b>            | : Adhesive Remnant Index                                     |
| <b>Ark</b>            | : Arkadaşları                                                |
| <b>BisGMA</b>         | : Bisphenol A-glycidyl methacrylate                          |
| <b>CİS</b>            | : Cam İyonomer Siman                                         |
| <b>EDI</b>            | : Mine Hasarı İndeksine (Enamel Damage Index)                |
| <b>EMC</b>            | : Enamel Microcracks                                         |
| <b>g</b>              | : Gram                                                       |
| <b>Kg</b>             | : Kilogram                                                   |
| <b>LED</b>            | : Light Emitting Diode                                       |
| <b>Max</b>            | : Maximum                                                    |
| <b>Min</b>            | : Minimum                                                    |
| <b>mm</b>             | : Milimetre                                                  |
| <b>mm<sup>2</sup></b> | : Milimetrekare                                              |
| <b>MPa</b>            | : Megapaskal                                                 |
| <b>N</b>              | : Newton                                                     |
| <b>OCT</b>            | : Optical Coherence Tomography                               |
| <b>p</b>              | : İstatistiksel anlamlılık düzeyi                            |
| <b>RMCİS</b>          | : Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman                          |
| <b>SBS</b>            | : Shear Bond Strength                                        |
| <b>SEM</b>            | : Scanning Electron Microscope                               |
| <b>SEM/EDX</b>        | : Scanning Electron Microscope/Energy Dispersive Using X-Ray |
| <b>sn</b>             | : Saniye                                                     |
| <b>X</b>              | : Büyütme Oranı                                              |

## 1. GİRİŞ

Ortodondik bonding kullanımı, 60 yıldan fazla bir süredir başarılı ve güvenilir bir yöntem olarak tercih edilmektedir. Yapılan araştırmalar da diğer bir metot olan bantlama, yerine bonding kullanımının günümüzde giderek yoğunlaştığını göstermektedir (Keim ve ark., 2008).

Braketlerin direkt mine yüzeyine yapıştırılması, siman ile yapıştırılan bantlara göre birçok avantaja sahiptir. Estetik anlayışındaki yenilikler, ağızdaki bantların görüntüsünü, diş separasyonu işlemini ve ark uzunluğunu etkileyen bant maddesi kalınlığının ortadan kaldırması sonucunu getirmiştir. Braket kullanımı proksimal diş bölgelerine daha kolay erişimi sağlar. Bunun yanında ileri düzey bir ağız hijyeni ile mine dekalsifikasyonu riskinin azalmasını da mümkün kılar. Dahası, interproksimal bölgeye erişilebilirlik sayesinde bu bölgelerdeki çürüklerin daha erken tespit edilebilmesine ve restorasyonuna yardımcı olur. Bununla birlikte, meziyodistal konturlama için interproksimal temaslara daha iyi erişimi ve tedavi sonrası boşlukların kapanmasına imkân tanır. Braketlerin kısmen erozyonlu ve çapraşık dişlere yapıştırılabilme imkânı, kuvvetin tedavi başında tüm dişlere rahatlıkla uygulanmasını sağlar (Zachrisson, 1977; Schanerveldt ve ark., 2002).

Eksik ağız hijyeni sonucu diş plaklarının oluşumu, periodontal diş dokusuna zarar verebilir. Molar Tüp kullanımı ile dekalsifikasyon oluşumu, bant kullanımı sonucu oluşacak dekalsifikasyondan daha aza indirilebilir (Boyd ve ark., 1992).

Braketlerin mine yüzeyine yapışmasında sağlanacak başarının artırılması öncelikli bir hedef olmalıdır, çünkü kopan braketlerin değiştirilmesi rahatsız edici, zaman alıcı ve maliyetlidir. Bu nedenle, daha yüksek yapışma kuvvetleri, daha iyi yapıştırıcılar, daha basit prosedürler ve yapıştırma işleminde kullanılan malzemelerin tükürükten etkilenmemesi ile ilgili araştırmalar devam etmektedir (GÖRÜKMEZ ve ark., 2016).

Newton/milimetre kare ( $N/mm^2$ ), Newton/metre kare ( $N/m^2$ ), Pascal (Pa) ve Megapascal (MPa) gibi braketlerin bağlanma dayanımını ölçmek için kullanılan birkaç birim vardır. Braket taban alanı azaldıkça,  $N/mm^2$  ve MPa gibi birimlerin kullanımı tercih edilir (Fox ve ark., 1994). Bağlanma kuvvetlerinin ölçümünde, farklı bağlayıcı

maddeler arasında doğru karşılaştırmaların yapılabilmesi için, test prosedürlerinin standartlaştırılması önerilmektedir (Van Noort ve ark., 1989). Önerilen standartlaştırma faaliyetleri arasına yapışma kuvvet testi de dahil edilmektedir (Fox ark., 1994).

Ortodontik braketlerin tedavi sürecinde mine yüzeyinde tutunmaları için 5,9 ila 7,8 MPa'lık bir bağlanma kuvvetine ihtiyaç vardır (Reynolds, 1975). Mine ve braketler arasındaki bağlanma gücünü, dişin minesi, asit konsantrasyonu, asitleme süresi, astar, adeziv sistemi, braket tabanının tasarımı ve braket maddesi gibi faktörler etkiler (Pawar ve ark., 2012). Mekanik integral tabanlı braketler, foil-mesh tabanlı braketlerden daha iyi retansiyon sağlanmasına (Regan ve ark., 1989), rağmen bazı araştırmacıların vardığı sonuçlar bu yargının tam tersini ifade etmektedir (Smith ve ark., 1991; MacColl ve ark., 1998).

4-META içeren bazı yapışma takviye ediciler, dental alaşımlara yapışma oranını arttırmak amacıyla üretilmiştir (Matsumura ve ark., 1997; Büyükyılmaz ve ark., 1998). Ortodontik tedavi sonrası braketlerin sökümü esnasında belirli bir ölçüde mine hasarının, ortodontik tedavinin kaçınılmaz sonucu olduğu kabul edilmiştir (Arhun ve ark., 2007). Mine üzerindeki çatlaklar (EMC) braketlerin sökümü sonrası mine yüzeyinde oluşan hasarlardır. EMC'ler, minenin bütünlüğünü tehlikeye atabilir ve pürüzlü kırık yüzeyde leke ve plak birikmesine neden olabilir. Bunun sonucunda dişlerin çürük ve lezyonlara duyarlılığı artar ve kötü görünümlü dişler ortaya çıkabilir (Sorel ve ark., 2002; Chen ve ark., 2008; Graber ve ark., 2016).

EMC'leri değerlendirmek için çeşitli laboratuvar teknikleri vardır. Literatürde en sık kullanılan ve tarif edilen yöntemler: Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), Stereo-Mikroskop, Konfokal Optik Profilometri (COP), üç boyutlu (3D) tarama yöntemleri, Optik Koherens Tomografi (OCT) ve Ultrason (Dumbryte ve ark., 2017) olarak sıralanmaktadır.

Tedavi sonrası dişte veya braket tabanında kalan artık adeziv miktarı, klinisyenlerin ortodontik yapıştırıcı seçiminde dikkate aldığı önemli bir faktördür. Her ne kadar artık adeziv indeksi (ARI) skorlarındaki farklılıklar, yapıştırma dayanımını yansıtırsa da, genel olarak diş üzerinde daha az artık bırakan adeziv sistemleri tercih edilir. Çünkü artık adeziv miktarının az olması braket sökümü sonrası temizliğin daha

kolay ve güvenli yapılmasını sağlar. Adeziv uzantıları, mine yüzeyine nüfuz ederek 50 µm derinliğe kadar ulaşabilmektedir (Hermsen ve ark., 1993). ARI sistemi, söküm işleminden sonra dişte kalan yapışkan miktarını değerlendirmek için kullanılır.

Ortodontik yapıştırıcıların çoğu, in-vitro olarak bağlanma kuvveti ve biyo-uyumluluk açısından test edilir. Çünkü bu malzemelerin *in vivo* test edimesinde etik ve klinik sorunlar vardır. Araştırmadaki bu zorluklar, çekilmiş insan veya sığır dişlerinde *in vitro* test prosedürlerinin uygulanmasına neden olmuştur (Reena ve ark., 2011).

Bu çalışmanın konusu, ortodontide sabit tedaviler sırasında kullanılan ve diş yapıştırılan braketlerin, mine yüzeyine yapışma kuvvetinin, bazı durumlarda yetersiz kalmasından kaynaklanan problemlerin, araştırılması ve braket tabanına uygulanacak metal astar aracılığı ile bu yapışma direncinde optimum bir seviyeye ulaşılmasının sağlanmasıdır. Bu araştırma şu sorulara cevap bulmak için planlanmıştır:

1. Yapışma kuvvetinin artırılması için metal braket tabanlarına metal astar uygulanması etkin bir yöntem midir?
2. Metal astar uygulaması farklı yapılara sahip metal braket tabanlarında aynı etkiyi mi gösterir?
3. Braket tabanının bir kısmı veya tüm yüzeyine metal astar uygulamanın yapışma kuvvetine ve braket sökümü sırasında mine yüzeyine etkisi nedir?
4. Yapışma kuvvetinin lokal veya tüm braket tabanında artırılması mine bütünlüğünü nasıl etkiler?

Bu çalışma için ileri sürülen *Null Hipotezi* şu şekilde ifade edilebilir:

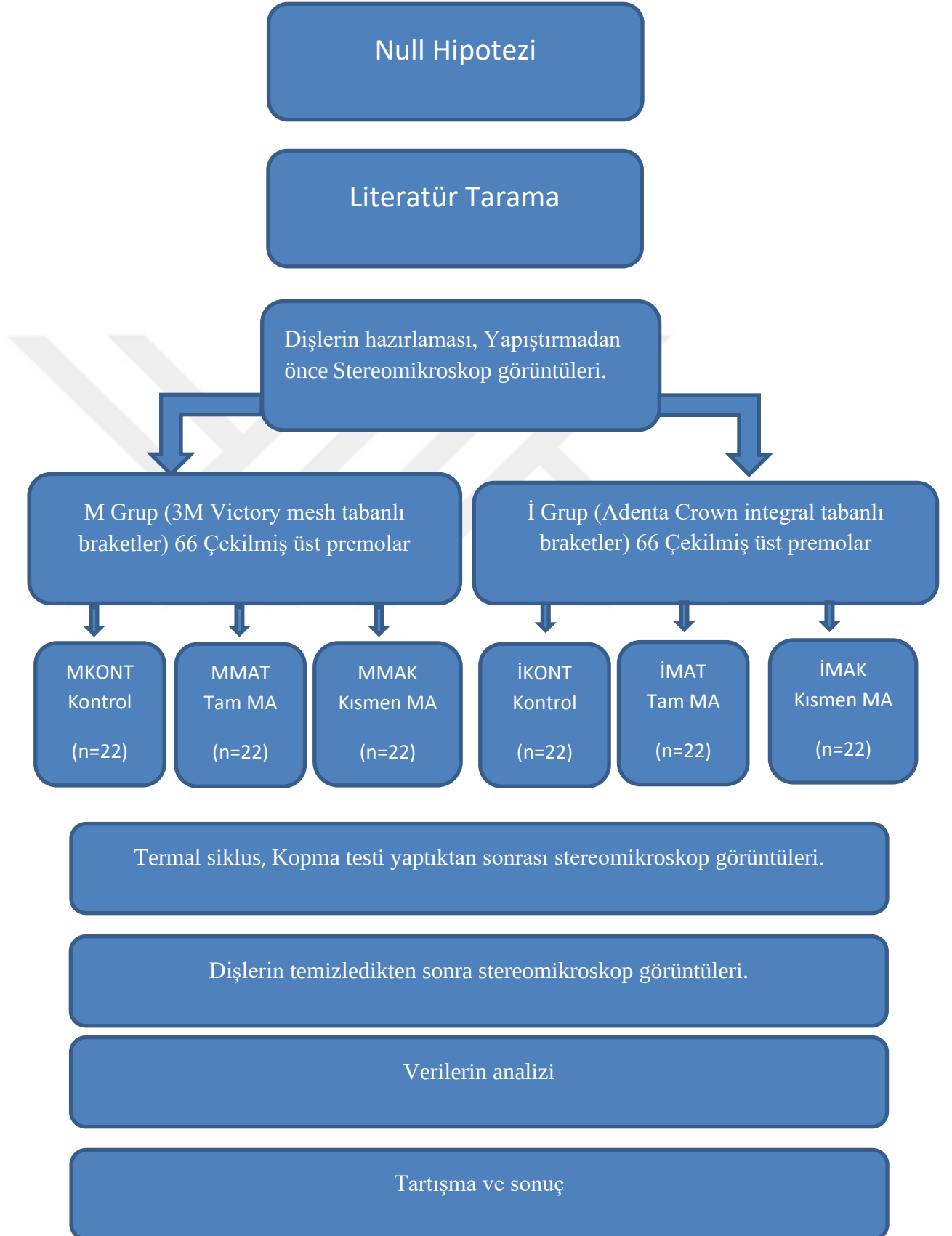
**“Ortodontik braketlerin tabanlarının bir kısmına veya tamamına, mine yüzeyine yapıştırma öncesi, metal astar uygulanması *in vitro* şartlarda test edildiğinde yapıştırılmış braketin makaslama bağlanma dayanımı (SBS) değerini değiştirmez”.** Bu hipotezin test edilmesi için yapılması planlanan işlemler ise şöyle sıralanabilir:

1. Mesh tabanlı ve Integral tabanlı metal braketler kullanarak, braket tabanının tamamına ya da sınırlı bir kısmına metal astar sürülmesinin SBS değerlerine etkisini değerlendirmek.

2. Bu uygulamanın yapılmadığı ve benzer şartlar altında test edilen kontrol grupları oluşturarak sonuçları karşılaştırmak,
3. Yapıştırma öncesi ve sonrası mine yüzeylerinden görsel kayıtlar alarak bu uygulamanın mine bütünlüğüne etkisini araştırmak,
4. Elde edilen veriler ışığında metal astar uygulamasının klinikte de kullanılıp kullanılmayacağı yönünde ön görüde bulunmaktır.

Bu çalışmanın akış grafiğı aşağıdadır:





## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Braketler:**

Ortodontide kullanılan tüm braketlerin % 91'ini metal ve seramik braketler oluşturur (% 80 metal,% 11 seramik) (Vogels, 1996). Ortodontik braketler, metal ve metal olmayan iki ana grup olmak üzere sınıflandırılır. Metal olmayan braketler seramik ve plastik braketlerdir (Proffit ve ark., 2006).

#### **2.1.1. Seramik Braketler**

Seramik braketler, günümüzde ortodontik pratiğin bazen zahmetli bir parçası olmasına rağmen önemli hale gelmiştir. Seramik ortodontik braketler, monokristal veya polikristalin alüminyum oksit içerir. Teorik olarak, bu braketler plastiğin estetiğini ve metal braketlerin güvenilirliğini birleştirmelidir. Seramik braketler mineye iki farklı mekanizma ile bağlanır: (1) tabanda olan mekanik retansiyon ile bağlanma, (2) silan bağlama maddesi ile kimyasal bağlanma (Graber ve ark., 2016).

#### **2.1.2. Plastik Braketler**

Plastik braketler genellikle polikarbonattan üretilmektedirler. Estetik braket olarak kullanılmasına rağmen;

- Braketlerin su emmesi ve renklenmesi,
- Zayıf fiziksel özellikleri nedeniyle kırılma ve deformasyon ihtimalinin yüksek olması,
- Düşük makaslama bağlanma dayanımına sahip olmaları,
- Braketin slotu ve ark telleri arasındaki sürtünme değerlerinin yüksek olması (Graber ve ark., 2016),
- Streptococcus mutans'ın diğer estetik braketlere kıyasla daha fazla üreme ve plak birikimine neden olması gibi dezavantajları gözlenmiştir (Faltermeier ve ark., 2008).

Kısa süreli sabit ortodontik tedavilerde plastik braketler kullanılabilir. Bu tedavilerde braketleri güçlendirmek için braketin slotu metalden yapılabilir (Liu ve ark., 2002). Bazı çalışma sonuçları, plastik braketlerin makaslama bağlanma dayanımının düşük olduğunu ortaya koymuştur (Liu ve ark., 2002; Graber ve ark.,

2016).

Edgewise tekniğine göre metal braketleri ve tüpleri üretmek için üç yöntem vardır: metal enjeksiyon kalıplama (MIM), döküm ve üç boyutlu baskı (metallerle ve plastiklerle mümkündür). Çağdaş ortodontik sabit apareylerde braketlerin ve tüplerin çoğu hala MIM yöntemi ile üretilmektedir (Proffit ve ark., 2006). Metal braketlerin yapıştırılması, mekanik retansiyon mekanizma ile sağlanır. Bunu elde etmek için kullanılan en yaygın braket taban tasarımı mesh tipidir (Keim ve ark., 2008). Bununla birlikte, standart mesh, supermesh, integral, mikro-etched ve lazer-yapılı olmak üzere birçok braket taban tasarımı vardır (Maijer ve ark., 1981; Sharma-Sayal ve ark., 2003).

### **2.1.3. Titanyum Braketler**

Kroma karşı alerji gösteren durumlarda alternatif olarak titanyum braketler kullanılmaktadır (Proffit ve ark., 2006). Titanyum braketler ya saf titanyumdan ya da titanyum alaşımlardan üretilir. Ayrıca Titanyum alaşımlar, vanadyum ve alüminyum da içerir. Titanyum braketler, yüksek biyo-uyumluluk, yüksek aşınma direnci ve paslanmaz çelik braketlere yakın sürtünme özelliklerine sahip olması nedeniyle tercih edilir. Ancak Titanyumun yumuşak bir metal olması ve yüksek tork kuvvetleri üretebilen kalın ark telleri ile kullanıldığında plastik deformasyonuna sebebiyet verebilmektedir (Gioka ve ark., 2004).

### **2.1.4. Paslanmaz Çelik Braketler**

Metal braketlerin çoğu paslanmaz çelikten üretilir (Proffit ve ark., 2006). Paslanmaz çelik braketler, görünüşte estetik olmamasına rağmen, iyi retansiyon, stabilite ve deformasyon direncine sahip oldukları için tercih edilirler. Paslanmaz çelik braketler içerdikleri nikel nedeniyle metal alerjisi olan kişilerde kullanılmamalıdır (Oh ve ark., 2005).

## **2.2. Yapıştırıcı Maddeler**

Ortodontik tedavide direkt yapıştırma tekniklerinin uygulanmaya başlamasından bu yana, ortodontik braketlerin, diş yüzeyine yapıştırılması önemli bir konu olmuştur. Daha iyi fiziksel özellikler sunmalarından dolayı, rezin ve hibrit rezin-simanların kullanımı daha popüler hale gelmiştir (Marković ve ark., 2009). Epoksi rezin, ilk olarak

1965 yılında Newman tarafından paslanmaz çelik braketlerin diş yüzeyine yapıştırılması için kullanılmıştır. Rezin monomerleri ve aktif olmayan dolduruculardan oluşan rezin simanları esas olarak düşük viskoziteli akışkan kompozitlerdir (Pawar ve ark., 2012).

Işıkla aktive edilen tek komponent rezinleri karıştırmaya gerek yoktur. Bu sayede daha kolay bir şekilde kullanılabilirler (Ewoldsen ve ark., 2001; Pawar ve ark., 2012). Kimyasal olarak polimerize olan sistemler toz, sıvı veya iki macun halindedirler. Dual-cure sistemler ise hem kimyasal olarak hem de ışıkla polimerize edilmektedirler. Rezin simanların herhangi bir florür salınım potansiyeli yoktur ve oral sıvı içinde çözünmezler. Rezinin mineye ve brakete bağlanma mekanizması mekanik kilitlenmedir. RMCİS en yeni nesil cam iyonomer simanlardır. Bu simanların florür salınım özellikleri ve nemli alanda yeterli bağlanma kabiliyetleri kompozit rezinlerden fazladır. Diş yüzeyinde oluşturulan mikromekanik pürüzlerde kimyasal bağlanma, daha fazla bağlanma kuvveti sağlar (Marković ve ark., 2009).

### **2.2.1. Ortodontik Yapıştırıcının İdeal Özellikleri**

Ortodontik yapıştırıcılar, tedavi süresi boyunca brakette stabilite sağlamalı ve diş yapısı veya hastaya zarar vermeden braketlerin kolayca çıkarılmasını sağlayacak özellikte olmalıdır (Rock ve ark., 1997; Klocke ve ark., 2003).

Braket uygulamasında hasta konforu için yapıştırıcının dayanıklılık süresi, uygulama süresindeki kısıklık ve kolaylık çok önemlidir. Ayrıca, seçilen yapıştırıcının sertleşme tipinin hedef işleme uygunluğu ve yapıştırıcının florür salınım özelliğine sahip olması dikkate alınmalıdır (Sunna ve ark., 1999).

### **2.2.2 Kompozit Rezinler**

Kompozit rezin, kullanım kolaylığı ve bağlanma dayanımındaki başarısı nedeniyle, ortodonti pratiğinde en yaygın kullanılan yapıştırıcılardan biridir (Marković ve ark., 2009). Modern dental kompozit restorasyonların, bir klasik olarak isimlendirilen Bowen'in 2,2-bis-4 (2-hidroksi-3-metakriloyloksi propoksi) fenil propan adlı çalışmasının geliştirilmesi ile ortaya çıktığı söylenilebilir (Bowen, 1962). Bowen'in çalışmalarında kullandığı bu madde, glisidil metakrilatın bisfenol A'nın, bisfenol A-glisidil metakrilat (bisGMA) olarak bilinen maddenin oluşumu için reaksiyona girmesi sonucu meydana gelmektedir. Bu monomerin geliştirilmesine yol açan Bowen'in

sentetik çalışmalarının asıl amacı; bisfenol A'nın akrilik sistem avantajlarını, epoksi sistemlerinin avantajlarıyla birleştirmektir. İki madde arasındaki temel fark, sertleşmiş akrilik rezinlerin sadece doğrusal polimerler oluşturmalarıdır. Oysaki daha yeni formüllerle polimerizasyon üç boyutlu bir ağa çapraz bağlanarak da elde edilebilir. Hem bu sayede elde edilen çapraz bağlanmalarda daha fazla dayanım, daha düşük su emme ve daha az polimerizasyon büzülmesi elde edilebilir (Graber ve ark., 2016).

Bis-GMA günümüzde klinik olarak kullanılan, çağdaş kompozit rezin sistemlerinin çoğunun temelini oluşturmaktadır (Nicholson 2002; Usumez ve ark., 2011). Kompozit rezin polimerizasyonu, kimyasal olarak veya ışığa maruz kalma ile başlatılabilir.

### **Kimyasal Sertleşen Kompozit Reziner**

Kimyasal olarak sertleşen iki tip kompozit rezin vardır:

**1-Çift patlı:** Primer, A ve B solüsyondan oluşur, her solüsyon ayrı şişede bulunur. Solüsyonlardan eşit miktar alıp karıştırdıktan sonra dişin yüzeyine uygulanır. İkinci aşamada, iki ayrı macun tüpten eşit miktar alınıp, karıştırdıktan sonra braket tabanına uygulanır, ardından dişin üzerine yerleştirilir (McNamara ve ark., 2001). Çift patlı kompozit rezinin, karıştırılması sırasında oluşan hava kabarcıkları ve karıştırmanın sonucu oluşan, heterojen rezin kıvamı bağlanma kuvvetinde bir azalmaya yol açar (Craig ve ark., 1997). Çalışma süresi kompozit karıştırıldıktan sonra 1-1,5 dakika ile sınırlıdır. Yapıştırıcının sertleşmesi ise 4-5 dakika alır. Bu süre zarfında kompozite dokunulmamalıdır (Greenlaw ve ark., 1989; Smith ve ark., 1993).

**2-Pasta-likit (no-mix):** Bu yapıştırıcı sisteminde, primer dişin minesine ve braket tabanına sürülür. Daha sonra, yapıştırıcı primer sürülmüş braket tabanına uygulandıktan sonra, braketle beraber dişe yerleştirilir. Primer yapıştırıcı ile temas ettiğinde hafif baskı ile sertleşir (McNamara ve ark., 2001).

### **Dual-Cured Kompozit Reziner**

Dual Cure kompozit rezinler hem foto-başlatıcılar, hem de kimyasal hızlandırıcılar içerirler. Polimerizasyon, ışığa maruz kaldığında başlar ve kimyasal olarak devam eder. Işığın kompozite ulaşamayacağı yerlerde dual-cured kompozit tercih

edilir (Craig ve ark., 1997).

Literatürlerde, dual-cured kompozit rezinlerin yapışma dayanımı üzerine, fazla çalışma bulunmamaktadır. Bu yapıştırıcıların uygulanmasında, hem karıştırma hem de ışınlama gerektiği için klinik uygulamaları fazla zaman alır. Dual-cured rezinlerin normal ortodontik uygulamalar için dayanıklı bir yapıştırıcı olduğu bildirilmiştir (Smith ve ark., 1993).

### **Işıkla Sertleşen Kompozit Rezinler**

Işıkla sertleşen yapıştırıcıların, tek adımda eklenmesi, yapıştırma prosedüründe sadece bir adımı ortadan kaldırmakla kalmaz, aynı zamanda pratisyenlere braket yerleştirildikten sonra yapışkan sertleştirme siklusunu ne zaman başlatacaklarını seçme özgürlüğünü verir. Işıkla sertleşen rezin kompozitler 1970'lerde piyasaya girmiştir. Işıkla sertleşen yapıştırıcılarda sertleşme işlemi bir foto-başlatıcının etkinleştirilmesi ile başlar. Genellikle, diş foto-başlatıcı sistemleri, diketon emici olarak, 470 nanometre (nm) dalga boyunda işlem görür. Işık spektrumunun mavi bölgesinde maksimum absorpsiyon ile kamforkinon kullanır (Hotz, 1977; Althoff ve ark., 2000).

Işıkla sertleşen yapıştırıcılar günümüzde, ortodontistlerin % 80'inden fazlası tarafından, rutin olarak kullanılmaktadır ve bu özelliği ile piyasaya hakim olduğu rahatlıkla söylenebilir (Keim ve ark., 2014).

### **2.2.3. Cam İyonomer Simanlar (CİS)**

CİS, 1972'de restoratif bir materyal olarak üretilmiştir ve diş minesine, dentin ve paslanmaz çeliğe, kimyasal olarak bağlanma ve çürükten koruması için florür iyonlarını serbest bırakabilme özellikleri ile bilinmektedir. İkinci nesil su ile sertleşen simanlar, aynı asitlerin dondurularak kurutulmuş biçimini veya akrilik ve metalik asitlerin alternatif toz haline getirilmiş bir kopolimerini içerir. CİS, dual-cured veya hibrit simanlar olmak üzere modifiye edilmiştir (Graber ve ark., 2016). CİS'nin bu avantajlarına rağmen bağlanma kuvvetleri, geleneksel kompozit rezin sistemlerden daha düşüktür. CİS, mine yüzeyini demineralizasyondan korumak için ciddi ölçüde florür içerir. Ayrıca, minenin daha az zarar görmesini ve sökülümün daha kolay olmasını sağlar (Ødegaard ve ark., 1990). CİS'nin bütün bu avantajlarına rağmen, yapışma kuvvetleri

konvansiyonel yapıştırıcı sistemlere göre daha azdır (Grandhi ve ark., 2001).

#### **2.2.4. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)**

1990'ların başında geleneksel cam iyonomerler modifiye edilerek, CİS rezin (RMCİS) şeklinde değişikliklere maruz kalmıştır. Onun fiziksel özelliklerini geliştirmek ve geleneksel CİS'de su dengesi hassasiyetini en aza indirmek için suda çözünür rezin ilavesi yapılmıştır (Sunna ve ark., 1999). RM-CİS, dişe iyi yapışma, florür salınımı ve görünür ışıktaki hızlı prizleme gibi özelliklere sahiptir (Sidhu ve ark., 1995, Fricker, 1997). Ancak bazı laboratuvar çalışmaları; RMCİS başlangıç makaslama bağlanma dayanımı düşük olduğundan dolayı ortodontik klinik uygulamalar için uygun olmadığı sonucuna varmıştır (Choo ve ark., 2001).

#### **2.2.5. Kompomerler**

Kompozit rezin içindeki doldurucuların yerine alüminyum silika parçacıklar ile oluşturulan restoratif materyal yapıştırıcılara "kompomer" denir. Ayrıca "modifiye poliasit kompozit rezinler" olarak da adlandırılırlar. Bileşik rezinlerin mukavemet özelliklerine kompomer üretimi ile homomerik simanda florür ve karboksil karışım salınımı eklenir. Kompomerlerin, cam iyonomer simanlarının florür salınımı özelliğine, kompozit rezinlerin dayanıklılığı eklenerek, yeni bir yapıştırıcı üretilmesi sağlanmıştır (Zachrisson, 1977). Vicente ve ark., (2005) laboratuvar çalışmalarında, kompomerlerin ve diğer konvansiyonel yapıştırıcı sistemlerin karşılaştırılması sonucunda, kompomerin makaslama bağlanma dayanımının daha düşük olduğunu gözlemlemiştir.

### **2.3. Işık Kaynağı Cihazlar**

Işıklı polimerizasyon elde etmek için, ortodonti ve diğer diş hekimliği alanlarında, geleneksel halojen ışık kaynakları, plazma ark ışık kaynakları ve diyet aydınlatma lambaları (LED) kullanılmıştır (Sfondrini ve ark., 2001).

#### **2.3.1. Halojen Cihazlar**

Diş hekimliğinde ışık kaynağı olarak en çok tercih edilen ışın yayma özellikli cihazlar halojen özellikli olanlardır. Mavi ışığı iletmek için ışık kaynağı 470 nm dalga boyunda ışık üretmelidir. Elektrik enerjisi tungsten filamanları yüksek ısıya yükseltildiğinde, halojen lamba ışık üretmeye başlar. Mavi ışık sadece filtrelerden

gönderilir. Bunun yanında halojen ışık cihazlarının avantajları ve dezavantajları vardır:

#### **Avantajları:**

- Işık kaynağı olarak yıllarca güvenilir bir şekilde kullanılabilir,
- Yeni jenerasyonlar daha yoğun ışık verir ve daha kısa sürede polimerizasyon sağlar,
- Fiber-optik uçlar geliştirilmesiyle ışığın daha küçük bir alana toplanıp daha fazla enerji taşınmasını sağlar.

#### **Dezavantajları:**

- Cihazdan gelen mavi ışığın çoğu filtrelendir ve ışıkla sertleşen malzemeleri polimerize etmek için sadece küçük bir kısım kullanılır,
- Halojen cihazlarda kullanılan lambalar zamanla yıpranır. Bu nedenle ışık enerjisi zamanla azalır. Bu da lambaların sık sık kontrol edilmesini gerektirir,
- Filtreler ışığa maruz kaldıklarında aşınırlar ve bunun sonucu, hasta veya doktor istenmeyen ışığa maruz kalabilir,
- Halojen ışık kaynakları ısı üretir (Stahl ve ark., 2000).

#### **2.3.2. Plazma Cihazlar**

1990 yıllarda; daha hızlı polimerizasyon elde etmek için, yoğun ışık emisyonu kullanımıyla üretilen plazma ark cihazları ortaya çıkmıştır. Plazma arkı, iki elektrot arasında, yüksek akım elektrik iletimi sağlayan bir ışık kaynağıdır. Plazma ark ampulleri anot ve katot uçlardan oluşur (Klocke ve ark., 2002; Klocke ve ark., 2003).

Halojen ampuller 300 mW üretirken, plazma ark cihazları 900 mW üretir. Bu nedenle halojen ışık cihazlarının polimerizasyonu 20 saniye sürerken, aynı bağlanma kuvvetini sağlayan plazma cihazları ile bu işlem 3-5 saniyede yapılabilir. Ancak plazma cihazlarının bazı yan etkilerinden dolayı ideal ışık kaynağı olarak değerlendirilmezler. Bu yan etkiler, yüksek maliyete sahip olması ve yoğun ışığa maruz bırakılan alanlarda dişin ısınmasına neden olarak dişin pulpasına zarar verme ihtimali olarak sıralanabilir. Bunun yanında, plazma cihazların kullanımında, her ışınlamadan sonra 3-5 saniye ara vermek gerekir. Cihazın diğer bir olumsuz yanı ise kablosuz olarak üretiminin olmamasıdır (Oesterle ve ark., 2001; Sfondrini ve ark., 2004).

### 2.3.3. Argon Lazer Cihazlar

Argon lazer cihazlar, ışıkla sertleşen dental materyallerin sertleşme süresini kısaltmak için geliştirilmiştir. Argon lazerin ürettiği iki güçlü dalga boyu vardır. Bunlar ; 488 nm mavi ve 514 nm yeşildir. Işık paralel geldiği için, mesafe artsa bile ışığın gücünü etkilenmez. Ek olarak mine demineralizasyonu daha az görülür (Anderson ve ark., 2002; Noel ve ark., 2003). Bu cihazlar çok pahalıdır ve kablosuz olarak üretilemezler çünkü çalışması için yüksek ve aktif soğutma sistemine ihtiyaç duyarlar, ışık veren uçları çok kırılgandır. Günümüzde diğer ışık cihazlarından daha az kullanılmaktadır (Noel ve ark., 2003).

### 2.3.4. LED Cihazları

LED cihazlar ışık ile sertleşen materyallerin polimerizasyonunda kullanılan en son teknolojidir. İlk LED cihazlar 1960'larda üretilmiştir. Son zamanlarda LED ışıkları, ışık spektrumunun mavi bölgesinde ışık yaymaktadır. LED cihazların, diğer ışın cihazlarına göre çok daha fazla avantajı vardır:

- Diğer ışık cihazları gibi filtreye gereksinim duymaz.
- Ağız dokularında etki eden ısınma azdır.
- Halojen ve plazma ışık cihazlarına göre ışık dağılımı daha azdır.
- Pili şarj edilip kablosuz olarak kullanılabilir.
- LED cihazları, katı-fazlı ışık kaynağına sahiptir ve diğer ışık cihazlarından daha az kırılğan ve daha güçlüdür.
- LED'lerin çalışma süresi binlerce saat sürerken, halojen kaynaklı cihazların yüz saatten daha kısa bir ömrü vardır (Üşümez ve ark., 2004; Uzel ve ark., 2006; Graber ve ark., 2016).

### 2.4. Adeziv Sistemler

Dentin bağlayıcılar “hazırlanmış dentin ve kompozit rezin matriksi arasında uygulanan ince bir rezin tabakası” olarak tanımlanabilir. Yıllar boyunca, birçok otorite tarafından savunulan çok sayıda dentin bağlayıcılar sınıflandırması yapılmıştır. Ancak, şu anda modern yapıştırıcı sistemler tarafından üç yapışma mekanizması kullanılmaktadır. Bu nedenle, yapıştırıcının stratejisine dayalı sınıflandırma önerilmiştir (Sofan ve ark., 2017).

- Etch&Rinse Adeziv Sistemler.
- Self-Etch Adeziv Sistemler.
- Universal ya da Multi-mod Adeziv sistemler.

#### **2.4.1. Etch&Rinse Adeziv Sistemler**

Etch&Rinse Adeziv Sistemleri, rezin bağlayıcı sistemlerinin en eskisidir. Asitleme, astarlama ve ayrı bir adezivin uygulanması yöntemlerini içeren üç aşamalı total-etch adeziv sistemler 1990'lı yılların başından beri bilinmektedir (Deliperi ve ark., 2007). Üç aşama hep birlikte kullanıldığında, bağlı ara yüzün nispeten hidrofobik bir yapışkan tabaka ile kapatılmasıyla biten çoklu görevi yerine getirebilir. Sonuç olarak hibrit tabaka adı verilen, diffüz bir ara tabaka oluşur. Etch&Rinse adezivler, asitleme aşaması ardından, smear tabaka ve smear tıkaçların tamamen çıkarılmasından sorumlu olan bir durulama prosedürü ile karakterize edilir. Mine üzerinde asit-etching, mine çubuklarını seçici olarak çözer. Ardından hidrofobik bağlama maddeleri; kapiller ataçmanların kolayca diş minesine nüfuz etmesini sağlayan makro ve mikro gözenekler oluşturur (Gwinnett ve ark., 1967). Şimdiye kadar diş yapısı üzerinde en iyi yapışma kuvvetine; polimerizasyon sonucu asitlenmiş mine ile diş yüzeyinin üzerindeki ince rezin uzantılarının birbirleri ile retansiyon gerçekleştirmesi ile ulaşılmıştır (Van Meerbeek ve ark., 2003).

Etch&rinse adeziv sistemler klinik uygulama aşamalarına göre; üç ve iki aşamalı olarak iki farkı şekilde sınıflandırılmıştır (Van Meerbeek ve ark., 2003; De Munck ve ark., 2005). Üç aşamalı etch&rinse sistemlerde asit, astar ve bond ayrı bir şekilde uygulanmaktadır. Astar (primer) bifonksiyonel moleküller, bond Bis-GMA olarak yüksek hidrofobik monomerler ve hidrofilik monomerler olarak daha az HEMA içerirler (Roberson ve ark., 2006). Bu adeziv sistemlerin diş dokusuna ve nemli dentin yüzeyine yüksek bağlanma değerlerinin olması, amalgam ve porselen gibi restoratif materyallere bağlanabilme avantajlarına sahip olmasının yanında, klinik uygulama aşamalarının zaman alması, teknik hassasiyetinin fazla olması ve aşırı kurutmadan veya nemden etkilenmesi gibi dezavantajları da vardır (Ac, 2013).

İki aşamalı olan Etch&rinse adeziv sistemlerde asit-etch yapıldıktan sonra, mine ve dentin dokusuna tek şişede bulunan ikisi bir arada Primer ve Bond uygulanır.

Demineralize dentine sürülen ilk tabaka astar görevi görür ve dentin yüzeyindeki bulunan serbest enerjiyi artırır (Roberson ve ark., 2006). İki aşamalı Etch&rinse sistemler; klinik uygulama aşamalarının daha az zaman alması ve uygulama sonrası diş hassasiyetinin azalması gibi avantajlara sahiptir. Ancak, üç aşamalı Etch&rinse adeziv sistemlere kıyaslandığında, bağlanma kuvveti daha azdır (Ac, 2013).

#### **2.4.2. Self-Etch Adeziv Sistemler**

Self-Etch Adeziv Sistemler, Etch&rinse adeziv sistemlerin neme hassasiyetini kontrol etmek, yapıştırıcı uygulamasının klinik prosedürlerini basitleştirmek ve klinik süreyi azaltmak maksatları için üretimiştir (Sundfeld ve ark., 2005).

Self-etch adeziv sistemlerde asitleme ve yıkama aşamasına gerek yoktur. Dişin mine ve dentin dokularına demineralizasyonunu ve astarın infiltrasyonunu aynı anda asidik monomerlerle sağlamak mümkündür. Dolayısıyla, smear tabakasının tamamen uzaklaştırılmasına gerek yoktur. Sadece bu smear tabakasının modifiye edilmesi yeterlidir. Bununla beraber, Self-etch adeziv sistemlerin klinik uygulama aşamaları ve süresi diğer sistemlere göre daha azdır. Bu sistemlerde fosforik asit uygulanmaz. Bu nedenle, nemli bağlanma yönteminde olduğu gibi demineralize edilmiş dentinin fazla kurutulmasına gerek kalmaz. Aynı şekilde, fazla nemli bırakılmasından kaynaklı sıkıntılara veya uygulamadan sonra meydana gelen hassasiyet gibi problemlere de daha az rastlanır (Perdigao ve ark., 2000; Peumans ve ark., 2010; Van Meerbeek ve ark., 2011). Self-etch adeziv sistemler iki yada tek aşamalı uygulama yöntemine göre sınıflandırılmaktadır (Van Meerbeek ve ark., 2003).

İki aşamalı sistemlerde, hidrofilik astarlı asidik monomer sürüldükten sonra, hidrofobik rezin uygulaması yapılır. Asidik monomer, smear tabakasını uzaklaştırmadan asit ile yaklaşık 0,5-1 µm derinliği olan intertübüler kollajen ağına maruz bırakılır. Smear tabakası, tıkaçları uzaklaştırmadan tıkaçlara penetrasyon sağlar (Roberson ve ark., 2006).

Tek aşamalı self-etch adezivlerde asidik monomer, astar ve bond tek şişede bulunmaktadır. Bu adeziv sistemler ile hızlı ve kolay bir şekilde yapıştırma işlemleri uygulanır ve hata yapma riski daha azdır. Ancak, diğer geleneksel adeziv sistemlere kıyasla, uzun vadede bağlanma kuvvetleri oldukça azdır (De Munck ve ark., 2012).

### **2.4.3. Universal yada Multi-Mod Adeziv**

Diş hekimliğinde kullanılan adeziv sistemlerin en yenilerinden biri, 2011'den beri klinik uygulamada kullanılan universal adeziv sistemlerdir. Bu yeni ürünler “çok modlu” veya “çok amaçlı” yapıştırıcılar olarak bilinir. Çünkü “self-etch adeziv” yada “etch-rinse adeziv” veya dentin ile self-etch mine ile etch-rinse adeziv olarak kullanılabilmektedirler, yaygın olarak “selektif mine etching” olarak adlandırılan bir tekniktir (Hanabusa ve ark., 2012; Perdigão ve ark., 2012).

## **2.5. Braket Yapıştırılması**

### **2.5.1. Dişin Minesi**

Minenin temel yapı birimi, mine prizmaları olarak bilinen ve 4-8 mikron çapında mine çubuğu olarak adlandırılan yapıdır. Mine çubuğu, yapılandırılmış bir desende, uzun ve sıkı paketlenmiş, hidroksiapatit kristallerinin oluşturduğu bir kütledir. Mine kesitine bakıldığında; mine çubuklarının, başından tepeye ve alt tarafından köke doğru yönelmiş, anahtar deliğine benzer bir görüntüyle karşılaşılır. Mine çubuğunu çevreleyen alana " inter prizmatik mine" adı verilir. Hem çubuklar hem de inter prizmatik mine, bileşimde aynıdır. Sadece kristallerinin yönlerinde farklılık gösterirler. Çubuk kılıfı, hem mine çubukları hem de inter prizmatik kristallerinin bulunduğu sınırdır (Ten Cate ve ark., 2013).

### **2.5.2. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi**

Ortodontik braketler yapıştırılmadan önce, diş yüzeyinin temizlenmesi gerekir. Mine asitleme işlemi öncesi, renklenmenin ve plak birikiminin giderilmesi için, düşük hızda döner el aletiyle fırça ile veya lastik ile diş profilaksisi (ponza tozu veya macunu) uygulanması en yaygın tekniktir. Bununla birlikte, hava akışı ve bikarbonat jetli parlaticılar gibi daha hızlı ve daha etkili teknikler kullanılabilir. Ancak bu yöntemler, aynı zamanda, dokulara zarar verebilir ve yüzeyleri kirletebilir (Sol ve ark., 2000; Cerutti ve ark., 2007; Rios ve ark., 2008).

Minenin, kıl fırça kullanılarak 10-15 saniye temizlenmesi sonrasında 10 µm'ye kadar aşınma gözlemlenirken, lastik kullanıldığında mine yüzeyindeki aşınma 5 µm kadar düşürülebilir (Pus ve ark., 1980; Thompson ve ark., 1981).

### 2.5.3. Mine Yüzeyini Asitle Pürüzlendirme

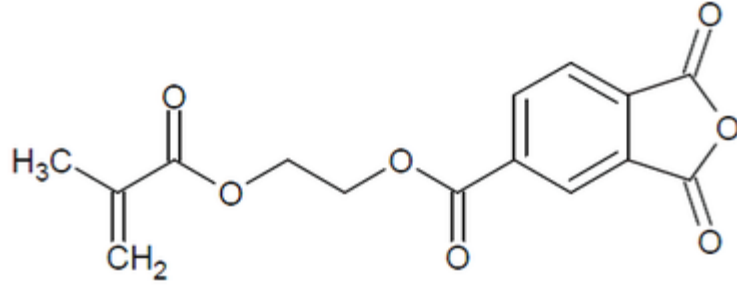
Mine yüzeyini aşındırma tekniği ilk olarak Bounocore tarafından 1955 yılında, fosforik asite benzeyen zayıf asit ( $H_3PO_4$ ) % 85'lik bir konsantrasyonla mineye, mine ve akrilik rezinler arasındaki retansiyonu geliştirmek için 30 saniye boyunca uygulanmıştır (Buonocore ve ark., 1968). Asitle aşındırma tekniği, mine yüzeyinde mikroskobik düzeyde pürüzlendirme sağlayarak, mine ve yapıştırıcı arasında kilitlenen mekanik rezin uzantıları oluşturmayı hedefler. Bu işlem ile mekanik bağlantının artması için yüzey alanı artırılır (Buzzitta ve ark., 1982). Asitle aşındırmanın etkisi, aşındırma süresine, minenin yüzeyine ve kullanılan asit tipine bağlı olarak değişebilir (Summitt ve ark., 2006).

### 2.5.4. Amalgam ve Metal Ataçlara Yapıştırma

Teorik olarak, amalgam ve rezin arasında bağlanmayı güçlendirmek için üç metot kullanılabilir:

1. Kum püskürtme (Büyükyılmaz ve ark., 1998) veya lazer ablasyon (Oskoe ve ark., 2012).
2. Metal moleküllere bağlanmayı artırmak için, rezin materyallerinin modifiye edilmesi (Germec ve ark., 2008).
3. Resin ve amalgam arasındaki yapışmayı teşvik edebilecek yapışkan materyallerin kullanılması (Özcan ve ark., 2006).

4-metakriloksietil trimellitat anhidrit (4-META) içeren, ilk nesil metal yapıştırıcıları Tanaka ve arkadaşları üretmiştir. Tanaka ve arkadaşlarının ürettiği metal yapıştırıcılar, 500 termal döngü yaptıktan sonra  $250 \text{ kg/cm}^2$ lik bağlanma dayanımı vermiştir (Tanaka ve ark., 1981). Yapıştırıcının asidik doğasından sorumlu olan aromatik grup, (4-META) iki karboksilik gruba bağlanır. Ancak aromatik grubun hidrofobikliği, karboksil gruplarının (Unemori ve ark., 2003) asitliğini hafifletir, bu nedenle bu malzeme için en iyi çözücü asetondur (Şekil 1) (Van Landuyt ve ark., 2007).



**Şekil 1.** 4-metakriloksietil trimellitat anhidrit (4-META) kimyasal yapısı.

10-MDP, 4-META monomerin temelinde geliştirilmiştir, ilk olarak dihidrojenfosfat grubu nedeniyle etching monomeri olarak kullanılmıştır. Kimyasal olarak bu yapışkan uzun karbonil grubu nedeniyle çok hidrofobiktir (Yoshida ve ark., 2004). 10-MDP ve 4-META adezivler ilk olarak soy olmayan alaşımları ile kullanılmıştır (Tanaka ve ark., 1981) ve rezin ile kırık amalgam restorasyonunun tamiri için iyi sonuçlar elde edilmiştir (Chang, 2004). Metal yüzeyin spesifik özelliklerinden biri, bağlanma mekanizmasında önemli bir rol oynayan, doğal bir oksit tabakasının oluşmasıdır, ancak bu tabakanın oluşumu soy olmayan alaşımlarla sınırlıdır (McCabe ve Walls 2013).

#### **2.5.5. Metal Astar (Primer)**

Amalgama yapıştırma işleminde, 4-META içeren ve ara madde olarak kullanılan rezinlerden en yaygın olanı Reliance Metal Primer'dir (RMP; Reliance Orthodontic Products, Itasca, Illinois, ABD). Bu Reliance Metal Primer'in Ortodontik braketlerin dental metallerine makaslama bağlanma dayanımının arttırılmasındaki etkinliğini göstermektedir (Gross ve ark., 1997; Büyükyılmaz ve ark., 1998).

### **2.6. Makaslama Bağlanma Dayanımı (Shear Bond Strength = SBS)**

#### **2.6.1. Ortodontik Braketlerin Bağlanma Dayanımı Ölçüm Ünitesi**

Newton/milimetre kare (N/mm<sup>2</sup>), Newton/metre kare (N/m<sup>2</sup>), Pascal (Pa) ve Megapascal (MPa) gibi braketlerin yapışma kuvvetini tanımlamak için kullanılan birkaç birim vardır. Braket taban alanı azaldıkça, Newton/milimetre kare (N/mm<sup>2</sup>) ve

Megapascal (MPa) daha fazla tercih edilen birimler olarak karşımıza çıkar (Fox ve ark., 1994).

### 2.6.2. Ortodontik Braketlerin Bağlanma Dayanım Testi

Bağlanma kuvvetlerinin ölçülmesinde farklı bağlayıcı maddeler arasında gerçeğe uygun karşılaştırmalarının yapılabilmesi için test prosedürlerinin standartlaştırılması gerektiği önerilmektedir (Van Noort ve ark., 1989; Fox, McCabe ve ark., 1994).

Instron universal test makinesi, hassas ve yaygın olduğundan, braket bağlanma dayanımını ölçmek için kullanılmıştır. Bu makine, hareket eden çapraz kafası ile braketle kontrollü ve ölçülü bir kuvvet uygulayabilir. Universal test makinesiyle yapılan basınç kırılma direnç testi, çıkarılan dişlere bağlı farklı ortodontik braketlerin makaslama bağlanma dayanımını ölçmek için kullanılan önemli bir yöntemdir. Bu testin çeşitli avantajları ve dezavantajları vardır. En büyük dezavantajı (*in vitro*) braketlerin bağlanma dayanımı testinin klinik şartlarına benzerliğinin tam sağlanamamasıdır. Ağızda ortodontik braketlere yönlendirilen kuvvetler makaslama, çekme ve burulma kuvvetlerinin bir kombinasyonu olmasına rağmen, *in vitro* çalışmalarda, universal test makinesi bunların kombinasyonunu değil sadece saf debonding kuvvetlerini (makaslama, çekme veya burulma) üretebilir. Ortodontide bond sisteminin (braket-yapıştırıcı-mine) bağlanma kuvveti; yapışkan türü, braket taban tasarımı, depolama ortamı, mine morfolojisi, apareyin kuvvet sistemleri ve klinisyenin tekniği gibi faktörlere bağlı olarak değişir (Greenlaw ve ark., 1989; Gupta ve ark., 2017).

Ortodontik braketlerin bağlanma dayanımını değerlendirmek için birçok yöntem vardır, makaslama bağlanma dayanımı, kullanılan bu yöntemler arasında (Shear Bond Strength = SBS) en yaygın olanı haline gelmiştir (Akhoundi ve ark., 2005).

### 2.6.3. Braketlerin İdeal Bağlanma Dayanımı

Ortodontik braketlerin bağlanma dayanımının klinik uygulamalarda yeterli olabilmesi için 5,9 ila 7,8 MPa'lık bir bağlanma kuvvetine ihtiyaç duyduğu ifade edilmektedir. (Reynolds, 1975).

Ortodontik braketin optimum makaslama bağlanma dayanımı, braket taban yüzey ölçüleri 6.82 mm<sup>2</sup> ile 12.35 mm<sup>2</sup> değerleri arasında olduğu zaman elde edilmektedir. Braket taban alan ölçüleri 6.82mm<sup>2</sup>'den 2.38 mm<sup>2</sup>'ye doğru azaldıkça,

braket bağlanma dayanımları da azalır (MacColl ve ark., 1998).

## **2.7. Braketlerin Bağlanma Dayanımını Etkileyen Faktörler**

Dişin minesi, asit konsantrasyonu, asitleme süresi, astar, adeziv sistemi, braket taban tasarımı ve braket maddesi gibi faktörler, mine ve braketler arasındaki bağlanma dayanımını etkiler (Pawar ve ark., 2012).

### **2.7.1. Diş İle İlgili Faktörler**

Bağlanma dayanıklılığı testleri yapılırken, genellikle küçük azı dişler tercih edilmektedir. Posterior dişlerdeki aprizmatik minenin, anterior dişlere göre daha kalın olduğu gözlemlenmiştir (Whittaker, 1982). Aprizmatik minenin kalınlığının artması ile asitleme süresi, aşındırma özelliği ve asidin etkinliği azalabilir. Bu da, rezinin penetrasyonu ve bağlanma dayanımının daha az olmasına neden olabilir (Perdigao ve ark., 2000).

### **2.7.2. Braketler İle İlgili Faktörler**

#### **Braket Taban Tasarımı**

Metal braketlerin yapıştırılması, mekanik retansiyon mekanizması ile sağlanır. Bu mekanizmayı elde etmek için en yaygın braket taban tasarımı mesh tipidir (Keim ve ark., 2008). Bununla birlikte, standart mesh taban, supermesh taban, integral taban, mikro-etched taban ve lazer-yapılı taban gibi birçok braket taban tasarımı vardır (Maijer ve ark., 1981; Sharma-Sayal ve ark., 2003).

Mekanik integral tabanlı braketlerin, foil-mesh tabanlı braketlerden daha iyi retansiyon sağladığına dair araştırma sonuçları olduğu gibi (Regan ve ark., 1989), bunun tam tersine bulgular elde edilen çalışmalar da vardır (Smith ve ark., 1991; MacColl ve ark., 1998).

Mekanik retansiyonlu, micro-etched ve kumlanmış integral tabanlı braketler, diğer tip braketlere nazaran, ortalama% 20-40 daha yüksek makaslama bağlanma dayanımına sahiptir (Sharma-Sayal ve ark., 2003).

Braket taban tasarımının, SBS'yi anlamlı bir biçimde etkilediği ve 60-gauge foil-mesh veya makine ile yapılmış andırcat (undercut machined) tabana sahip braketlerin

diğer braket türlerine göre, daha yüksek bağlanma dayanımlarına sahip olduğu gözlemlenmiştir (Sharma-Sayal ve ark., 2003).

### **Braket Tabanı Yüzey Alanı**

Ortodontik sabit apareylerden iyi bir retansiyon elde edebilmek için, braket tabanı yüzey alanının en az 6,82 mm<sup>2</sup> olması yeterlidir; braket taban alanının bu ölçüden daha küçük olması durumunda, bağlanma dayanımında önemli bir azalma olur ve bu durum ortodontik sabit apareylerin retansiyonunu olumsuz etkileyebilir (MacColl ve ark., 1998).

### **2.7.3. Asitle İlgili Faktörler**

Mineyi asitlemek için, genellikle %37'lik ortofosforik asit kullanılmaktadır (Ostby ve ark., 2008). Fosforik asidin konsantrasyonu ve uygulama süresinin, braket bağlanma dayanımına etkisi incelendiğinde, değişik konsantrasyonlarda bağlanma dayanıklılığı hakkında anlamlı bir fark bulunamazken, asit uygulama süresinin azalması ile bağlanma dayanımlarının azaldığı tespit edilmiştir. Bunun yanında asit uygulama süresi 15 saniyeden az olunca braketin kopma ihtimalinin arttığı da tespit edilmiştir (Legler ve ark., 1990). Bin Abdullah ve Rock 1996'da yaptığı çalışmada 15 sn asitlemenin yeterli olduğunu belirlemişler, ancak braketler 5 dakika içinde tel ile bağlanacaksa asitleme süresinin 30 saniye olmasını önermişlerdir (Bin Abdullah ve ark.,1996).

### **2.7.4. Işık Kaynağı İle İlgili Faktörler**

In-vitro çalışmalar ve uzun süreli klinik araştırmalar Elipar LED ile 10 saniye ışın uygulanması ile rezinde sertleşmenin gerçekleştiğini ve bu yöntemle braket yapıştırma işleminin başarılı olduğunu göstermektedir (Oz ve ark., 2016).

### **2.7.5. Adeziv İle İlgili Faktörler**

Kimyasal yöntemlerle sertleşen adeziv kompozitler, ışıkla sertleşenlerle karşılaştırıldığında, kimyasal sertleşen kompozitlerin yapışma dayanımının daha fazla olduğu (Van Meerbeek ve ark., 1992) iddia edilirken, bu konu ile ilgili yapılan bir çalışma iki yöntem arasında istatistiksel bir fark ortaya koyamamıştır (Ødegaard ve ark., 1990). Smith ve Shivapuja (1993) yaptıkları laboratuvar çalışmaları, dual-cure

mekanizma ile polimerize olan adeziv kompozitlerin bağlanma dayanımının, kimyasal ve ışıkla polimerize olan adeziv kompozitlere kıyasla daha fazla olduğunu ortaya koymuştur (Smith ve ark.,1993).

## **2.8. Ortodontik Braketlerin Sökümü Sonrası Mine Yüzeyi İnceleme**

### **Yöntemleri**

Söküm prosedürünün amacı, iatrojenik mine kaybını en aza indirgeyip, dişin estetiğini ve konturlarını orijinal haline getirmek, bunun yanında, ataçmanları ve herhangi bir yapıştırıcı maddeyi dişlerden uzaklaştırmaktır (Campbell, 1995). Söküm işlemi sırasında Mine hasarı rutin şekilde meydana gelmektedir. Diş minesi üzerinde meydana gelen hasarın derecesi çeşitli faktörlere bağlı olarak farklılık göstermektedir. Yapılan çalışmalarda; braket sökümü esnasında, seramik braketlerin, metal braketlere kıyasla mine yüzeyi üzerinde daha çok hasar meydana getirdiği ortaya çıkmıştır (Cochrane ve ark., 2017).

### **2.8.1. Artık Adeziv İndeksi (Adhesive Remnant Index = ARI)**

Klinisyenler için, dişte veya braket tabanında kalan artık adeziv miktarı, ortodontik yapıştırıcı seçiminde önemli bir faktördür. Her ne kadar, ARI skorlarındaki farklılıklar bağlanma dayanım kuvvetinin bir göstergesi gibi algılansa da , genel olarak diş üzerinde kalan artık adeziv miktarının daha az olduğu adeziv sistemleri tercih edilir. Çünkü söküm işleminden sonra ne kadar az artık adeziv varsa temizlik işlemi o kadar kolay ve güvenli şekilde gerçekleştirilir. Adeziv uzantıları, mine yüzeyine nüfuz ederek 50 µm derinliğe kadar ulaşır (Hermesen ve ark.,1993). ARI sistemi, söküm işleminden sonra dişte kalan yapışkan miktarını değerlendirmek için kullanılır. Bu indeksin 4 skoru vardır : Skor 0 = dişte yapışkan kalmadı, skor 1 = dişte kalan yapıştırıcı yarısından azdır, skor 2 = dişte kalan yapıştırıcı yarısından fazladır, skor 3 = yapıştırıcı tamamen dişte kalmış (Årtun ve ark., 1984). Bishara isimli araştırmacı, deneylerinde Modifiye Artık Adeziv İndeksi (MARI) kullanmıştır. Bu indeksin skorları: skor 5 = diş üzerinde adeziv yoktur, skor 4 = dişte kalan adeziv uygulanan adezivin % 10'undan azdır, skor 3= dişte kalan adeziv uygulanan adezivin % 10'dan fazla; ancak % 90'dan azdır, skor 2 = dişte kalan adeziv uygulanan adezivin % 90'ından fazladır ve skor 1 = adeziv % 100 diş üzerinde kalmıştır (Bishara ve ark., 1998).

### **2.8.2. Ortodontik Tedavi Açısından Mine Yüzey Hasarı İncelemesi**

Belli bir derecede mine hasarının, ortodontik tedavinin kaçınılmaz sonucu olduğu kabul edilmiştir (Arhun ve ark., 2007). Mikro mine çatlakları (EMC) söküm sonrası mine hasarı biçimidir. EMC'ler, minenin bütünlüğünü tehlikeye atabilir. Pürüzlü kırık yüzeyde leke ve plak birikmesine neden olabilir; bu da çürük insidansını artırır ve dişlerin görünümünü tehlikeye atar (Sorel ve ark., 2002; Chen ve ark., 2008; Graber ve ark., 2016). EMC değerlendirmek için çeşitli laboratuvar teknikleri vardır. Literatürde en sık kullanılan ve tarif edilen yöntemler şunlardır: Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), Stereo-Mikroskop, Konfokal Optik Profilometri (COP), (3D) tarama yöntemleri, Optik Koherens Tomografi (OCT) ve Ultrason (Dumbryte ve ark., 2017). Mine mikro çatlaklar EMC karakteristiklerini değerlendirme yöntemlerinin karşılaştırılması Tablo 1'de gösterilmektedir (Dumbryte ve ark., 2017).

**Tablo 1.** Mine mikro çatlaklar (EMC) karakteristikleri değerlendirme yöntemlerinin karşılaştırılması

| Metot/cihaz                       | Çalışma Prensibi                | Minenin mikro kırıkları (EMC) İnceleme özellikleri                  | Avantajları                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | Dezavantajları                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |
|-----------------------------------|---------------------------------|---------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Kameralı Stereo-mikroskop         | Işıklı Mikroskop                | Sayı<br>Yön<br>Uzunluk<br>Yer                                       | EMC'lerin direkt değerlendirilmesi. Özel numune hazırlamaya gerek yoktur. Tahribatsız teknik.                                                                                                                                                                                                                                                                     | Taramalı elektron mikroskobuna (SEM) kıyasla daha düşük çözünürlük, sadece 1.000-2.000 kata kadar faydalı büyütme. Sınırlı büyütme nedeniyle genişlik parametresini ölçme imkânı yoktur. Bir dış yüzeyinin yanal karakterizasyonu (2D), EMC derinliğini ölçme imkânı yoktur. Dış yüzeyi başına sadece birkaç ölçüm yapın. Düz olmayan yüzeyleri analiz etmek zordur. Zaman alıcı prosedür. <i>In vitro</i> ölçümler. |
| Taramalı elektron mikroskop (SEM) | Elektron mikroskop              | Sayı<br>Yön<br>Uzunluk<br>Yer<br>Genişlik                           | EMC'lerin direkt değerlendirilmesi ve ölçümü. Stereomikroskopiye kıyasla daha yüksek çözünürlük (1 nanometreden daha iyi) ve daha yüksek bir büyütme (2 milyon kata kadar) yeteneği; normalde optik mikroskop ile görülemeyen yapıların görselleştirilmesi. Bir nesnenin üç boyutlu (3D) dış şeklini görüntüleme imkânı. Tahribatsız, son derece hassas teknik.   | Numune hazırlama gereklilikleri (dışlerin EMC değerlendirmesi için iletken bir tabaka ile kaplanması zorunlu değildir). Bir yüzeyin yanal karakterizasyonu (2D), EMC'lerin derinliğini ölçme imkânı yoktur. Dış yüzeyi başına sadece birkaç ölçüm yapın. Düz olmayan yüzeyleri analiz etmek zordur. Zaman alıcı prosedür. <i>In vitro</i> ölçümler.                                                                  |
| Konfokal optik profilometri (COP) | Işıklı Mikroskop                | Sayı<br>Yön<br>Uzunluk<br>Yer<br>Genişlik<br>Derinlik               | EMC'nin direkt değerlendirilmesi ve ölçümü. Bir yüzeyin lateral ve aksiyal karakterizasyonu (3D). Özel numune hazırlamaya gerek yoktur. Tahribatsız, son derece hassas teknik.                                                                                                                                                                                    | Dış yüzeyi başına sadece birkaç ölçüm yapın. Düz olmayan yüzeylere SEM'den daha duyarlıdır. Zaman alıcı prosedür. <i>In vitro</i> ölçümler.                                                                                                                                                                                                                                                                          |
| Optik koherens tomografi (OCT)    | Düşük koherensli interferometri | Sayı<br>Yön<br>Uzunluk<br>Yer<br>Derinlik<br>Emaye kaybı (hacimsel) | Gerçek zamanlı görüntü. Yüksek uzamsal çözünürlük (birkaç mikrometrenin uzamsal eksenel çözünürlüğü). Dış yüzeylerinin birçok noktasının (50.000 noktaya kadar ölçülebilir) doğru ve tekrarlanabilir ölçümlerine izin verin ve toplam madde kaybının hacimsel hesaplarını yapın (3D görüntüleme). Tahribatsız, ışımsal olmayan teknik. Zaman tasarruflu prosedür. | Dolaylı ölçüm (replikasyon prosedürü ile) çünkü dış yüzeyi lazer ışınının dağılmasına ve sonuç olarak çözünürlük kaybına neden olur. Sınırlı nüfuz derinliği ve tarama aralığı. <i>In vivo</i> ve <i>in vitro</i> ölçümler                                                                                                                                                                                           |
| Ultrason                          | Yüksek frekanslı ses dalgaları  | Sayı<br>Yön<br>Uzunluk<br>Yer<br>Derinlik<br>Emaye kaybı (hacimsel) | Gerçek zamanlı görüntü. Yüksek çözünürlük. Dakik yöntem. Tahribatsız, ışımsal olmayan teknik. Zaman tasarruflu prosedür. Numune hazırlama (dış minesine uygun kaplin seçimi). Düz olmayan yüzeylere duyarlı teknik. <i>In vivo</i> ve <i>in vitro</i> ölçümler.                                                                                                   | Numune hazırlama (dış minesine uygun kaplin seçimi). Düz olmayan yüzeylere duyarlı teknik. <i>In vivo</i> ve <i>in vitro</i> ölçümler.                                                                                                                                                                                                                                                                               |

### 2.8.3. Kantitatif Kalsiyum Kaybı Değerlendirmesi

Ortodontik sabit apareyin sökümü diş yüzeyinde hasara neden olur (Gwinnett ve ark., 1977). Bu hasar, braket çıkarıldığında mine yapısının bütünlüğünün bozulmasına sebebiyet verirse, mine çatlakları (Årtun, 1997) ve çukurlar ortaya çıkabilir (Pont ve ark., 2010). Yapışkan kalıntıların çıkarılması sırasında mine yapısında hasar oluşabilir (Cochrane ve ark., 2012). Bazı durumlarda yapıştırıcının mineye bağlanma dayanımı, minenin iç dayanım kuvvetinden daha yüksek olabilir; bu da söküm esnasında mine çatlaklarına veya mine yüzeyinden küçük parçacıkların atmasına neden olabilir (Joseph ve ark., 1990, Rix ve ark., 2001).

Dumbryte ve arkadaşları, 2017’de *in vivo* olarak çeşitli adezivler ile metal ve seramik ortodontik braketlerin sökümü esnasında, diş minesinin maruz kaldığı iatrojenik hasar derecesini ve sıklığını belirlemek için, SEM ve EDX kullanmıştır (Dumbryte, Linkeviciene ve ark., 2017). SEM ve EDX birlikte laboratuvarda kantitatif kimyasal element analizi yapmak için kullanılır. Bu analiz, maruz kaldıkları yüksek voltajlı elektron ışınlarını kırıdıktan sonra, farklı enerji seviyelerindeki minerallerin yansımaya dayanmaktadır. Numunelerden yansıyan enerjideki değişim, mineral içeriğindeki değişikliği yansıtır (Dankner ve ark., 1997). Bu yöntem, numunelerin doğru ve hasarsız kimyasal analizine izin verir (Moshonov ve ark., 2005). Ortodonti literatüründe, SEM ve EDX’in birlikte kullanıldığı çalışmaların yardımı ile söküm yapıldıktan sonra braketler ve mine üzerinde kalan maddelerin haritalandırılması ve braketlerde kalan artıkların analizi yapılmıştır (Wang ve ark., 1997; Zinelis ve ark., 2004).

## 2.9. *İn Vitro* Yapay Yaşlandırma Metotları

Ortodontik yapıştırıcıların çoğu, *in vitro* olarak bağlanma kuvveti ve biyoyumluluk açısından test edilir. Çünkü bu malzemelerin *in vivo* test edilmesinde etik ve klinik sorunlar vardır. Araştırmadaki bu zorluklar, çekilmiş insan/sığır dişlerinde *in vitro* test prosedürlerinin artmasına yol açmıştır (Reena ve ark., 2011).

### 2.9.1. Saklama Ortamı

Çekilmiş dişler, laboratuvar ekipmanlarına ve personeline çapraz kontaminasyon için potansiyel kaynaktır; bu nedenle depolanmadan önce dekontamine edilmelidir. Çekilmiş dişlerin depolaması ve dezenfeksiyonu/sterilizasyonu için çok sayıda

solüsyonlar bulunmaktadır. Depolama ortamlarının bağlanma kuvveti sonuçları üzerinde etkisi vardır. Distile su ve izotonik tuzlu su, saklama ortamı olarak benzer bir makaslama bağlanma dayanımı üretir. Formalin ve etanol ile depolama yöntemi ise SBS değerlerinde aşırı değişkenliğe sebebiyet vermiştir (Reena ve ark., 2011).

İn vitro testlerde kullanılacak çekilmiş dişler, genellikle toplandıktan sonra ve sterilizasyondan önce solüsyon içerisinde muhafaza edilir. Depolama solüsyonunun mineyi ve dentini nasıl etkilediği açık değildir. Depolama solüsyonları ve sterilizasyon yöntemleri, bu substratların rezin bazlı kompozit bağlamasını etkileyebilir (Lee ve ark., 2007).

Binde birlik (% 0,1) tymol solüsyonu, lokal bir antiseptik ve küf kolonizasyonu inhibitörü olduğu için, çekilmiş dişlerin enfeksiyon kontrolünde kullanılmıştır (Schulein, 1994). Dişlerin 6 aya kadar tymol solüsyonda saklanması sonucunda, dişlerin bağlanma dayanımı üzerinde solüsyonun bir etkisi olmadığı gözlemlenmiştir (Santana ve ark., 2008).

### **2.9.2. Termal Döngü**

Laboratuvarda (*In vitro*) makaslama bağlanma dayanımı testi gerçekleştirmeden önce kullanılacak braketlenmiş dişler,  $5\pm 2^{\circ}$  ile  $55\pm 2^{\circ}$  arasında en az 500 döngü (tur) bırakılmalı ve her turda ısı banyolarında kalma süresi en az 20 saniye ve banyolar arası aktarma süresi ise 5 ile 10 sn olan termal döngü işlemlerine tabi tutulması gerekmektedir (Gale ve ark., 1999).

### 3.MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışması için T.C. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 13.06.2019 tarih ve 2019-474 sayılı etik kurul onayı alınmıştır (Ek 1).

#### 3.1. Materyal

##### 3.1.1. Ortodontik Braket Yapıştırıcı Sistem

Bu *in vitro* araştırmada braketlerin mine yüzeylerine yapıştırılmasında aşağıdaki malzemeler kullanılmıştır.

Asit: (% 34) jel şeklindeki fosforik asit (3M ESPE, Universal Etchant, Scotchbond™, Monrovia-California-ABD).

Transbond XT Light-Cure Adhesive Primer ve Transbond XT Kompozit (3M Unitek, Monrovia-California ABD) Metal Astar (Primer) (Reliance Ortho Products Inc., Itasca, ABD) (Şekil 2).



Şekil 2. Çalışmada kullanılan asit, bond, kompozit ve metal astar.

##### 3.1.2. Işık Cihazı:

1200 mW/cm<sup>2</sup> ışık gücü ve % 50 artırılmış optik güç içeren 3M ESPE Elipar S10 Dental Curing Light (3M ABD) ışık cihazı kullanılmıştır. Cihaz 10 mm'lik geniş ışık ucu ile tek seferde daha geniş ışınlama alanına sahipti ve 5, 10, 15 ve 20 sn'lik ışınlama süreleri bulunmaktadır. Ayrıca yapıştırma işlemlerinde rezin fazlalığının temizlenmesini kolaylaştıracak "tack cure" modu vardır (Şekil 3).

##### 3.1.3. Yaşlandırma Cihazı

(SALUBRIS-technica , İstanbul-Türkiye) (Şekil 4).



Şekil 3. Çalışmada kullanılan ışık cihazı

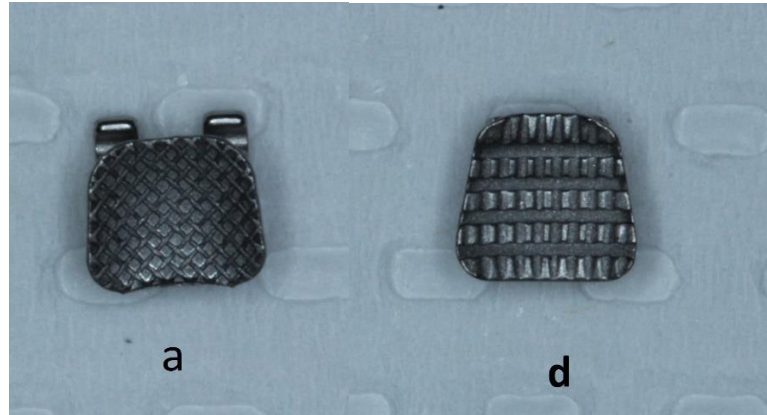


Şekil 4. Çalışmada kullanılan yaşılandırma cihazı

#### 3.1.4. Braketler

Bu çalışmada iki tip braket kullanılmıştır:

- 1- 3M MBT Metal Victory Braketler (3M, Monrovia-California, ABD). Braket taban alanı  $9.09 \text{ mm}^2$ , taban tasarımı Micro-Etch 80 Gauge Mesh tipidir, braket tabanları 50 mikron boyutunda kum kullanılarak Micro-Etch prosedüründen geçirilmiştir.
- 2- Adenta MBT Metal CROWN™ Braketler (Adenta, GmbH-Almanya). Braket tabanının alanı  $12.64 \text{ mm}^2$ , taban tasarımı (Micro-Etch Mechanical Andırkat İntegral) tipidir (Şekil 5).



Şekil 5. Çalışmada kullanılan braketler: a) 3M Mesh tabanlı braket, b) Adenta İntegral tabanlı braket.

### 3.1.5. Test Cihazları

**Lloyd LRX** test cihazı (Lloyd Instruments Plc, Fareham, Hampshire, İngiltere) (Şekil 6-a).

**OLYMPUS** Stereo-mikroskop (SZ2-STU2, Tokyo-Japonya) (Şekil 6-b).



**Şekil 6. a)** Lloyd Instruments makaslama bağlanma dayanımı test cihazı **b)** OLYMPUS Stereo-mikroskop.

**ImageJ 1.52p** bilgisayar programı (Wayne Rasband National Institutes of Health, ABD).

Özellikler: ImageJ, 8 bit renkli ve gri tonlamalı, 16 bit tam sayı ve 32 bit kayan nokta görüntülerini görüntüleyebilir, düzenleyebilir, analiz edebilir, işleyebilir, kaydedebilir ve yazdırabilir. TIFF, PNG, GIF, JPEG, BMP, DICOM ve FITS dahil olmak üzere birçok görüntü dosyası formatını ve ham formatı okuyabilir.

### 3.2. Metot

Bu çalışma araştırmacılar tarafından kaynaklanabilecek taraflılığını en aza indirmek için kontrollü, körlemeli, randomize bir *in vitro* deneysel araştırma olarak planlandı. Çekilmiş dişler rastgele olacak şekilde 6 gruba ayrıldı. Metal astar sürülecek braketlerin tabanlarına bu işlemin uygulaması doktorant (A. S.) tarafından yapıldıktan sonra grup ve gruba ait diş ve braketler danışman tarafından (S. A.) kodlandı ve bir zarfta mühürlendi. Bu kodlar ve numaralar daha sonraki süreçte deneyleri yapan doktorant tarafından bilinmiyordu. Tüm ölçümler yapıp veriler elde edildikten sonra kapalı zarftaki bu kodlar açılarak ölçümler bilgisayar ortamına aktarılıp ait oldukları denek ve grupla eşleştirildi ve istatistikî analizler gerçekleştirildi.

#### 3.2.1. Dişlerin Seçimi

Çalışmada toplam 132 adet ortodontik tedavi amaçlı çekilmiş üst küçük azı dişi kullanılmıştır. Kullanılan dişlerin çalışmaya dahil edilme kriterleri:

- Ortodontik tedavi amacıyla tedavi başlamadan önce çekilmiş olması.
- Çekilen dişin daha önce ortodontik tedavi görmemiş ve diş yüzeyine ataçman yapıştırılmamış olması.
- Dişte çürük, kırık, dolgu ve herhangi bir defekt olmaması.
- Dişin bukkal yüzeyinin düzgün olması.
- Dişin çekimi sırasında kronunda herhangi bir zarar oluşmamış olması.
- Diş yüzeyine herhangi bir kimyasal madde kullanılmaması.
- Dişin kanal tedavili olmaması.
- Dişin çekimden sonra % 0,1'lik thymol solüsyonda muhafaza edilmesi.
- Dişin çekimi sonrasında 6 aydan fazla süre geçmemesi.

#### 3.2.2. Örnek Büyüklüğünün Belirlenmesi

Örnek büyüklüğünü belirlemek için Albuquerque ve arkadaşlarının (2013) çalışması model olarak kullanılmıştır. <http://statulator.com/SampleSize/ss2M.html> Güç-analiz programı kullanılarak basit tesadüfî örnekleme 6 MPa standart sapma ile örnek büyüklüğü % 95 güvenlik sınırları içerisinde her grupta n=19 diş olarak hesaplanmıştır. Çalışmamızda oluşabilecek kayıplar göz önünde bulundurularak n=22 kabul edilip toplam 132 üst küçük azı diş çalışmaya dahil edilmiştir.

### 3.2.3. Dişlerin Saklanma Koşulları

Diş minesinin bozulmaması ve saklanılan ortamda bakteri ürememesi amacıyla dişler çekildikten sonra OMÜ Tıp Fakültesinden temin edilen % 0,1'lik tymol solüsyonda, cam şişelerde, oda sıcaklığında bekletilmiştir.

### 3.2.4. Dişlerin Hazırlanması:

Toplanan 132 çekilmiş üst küçük azı dişi % 0,1'lik Tymol solüsyondan çıkarıldıktan sonra, dişlerin bukkal yüzeyleri pomza-su karışımından oluşan pat kullanılarak dönen lastiklerle temizledikten sonra, su ile yıkanıp distile su içerisinde bekletilmiştir (Şekil 7).

Dişler rastgele 6 gruba ayrılarak M gruplarında mesh taban yapılı metal braket, İ gruplarında integral taban yapılı metal braket kullanılmıştır. M ve İ grupları 3 alt gruba ayrılıp çalışmanın toplamında 6 alt grup (MKONT, MMAT, MMAK, İKONT, İMAT, İMAK) oluşturulmuştur (n = 22).

Dişlerin karıştırılmaması, randomize, körlemeli bir araştırma yöntemi uygulanabilmesi ve çalışma başında ve sonrasında yapılan ölçüm yapılan deneklerin kolay bir şekilde eşleştirilebilmesi için suda silinmeyen bir kalem ile dişlerin lingual Kısına özel kodlama sistemi ile işaretler konulmuştur (Şekil 8). Sonra bütün dişlerin bukkal yüzeyleri x10 büyütme Stereo-Mikroskop ile görüntülenmiştir.



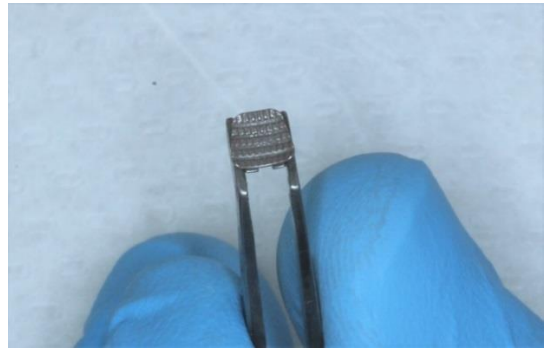
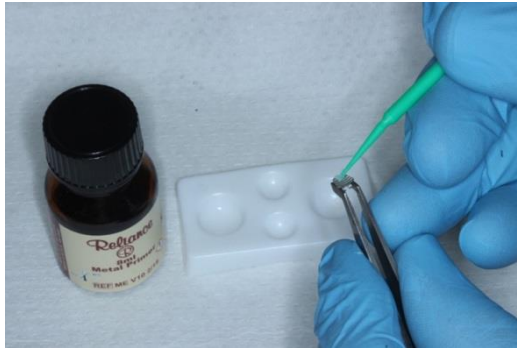
Şekil 7. Dişlerin temizlenmesi



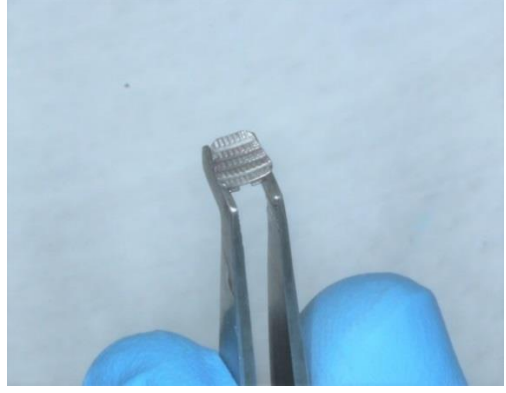
Şekil 8. Dişlerin kodlanması

### 3.2.5 Braket Yapıştırma Protokolü:

- Braketlerin tabanına öncelikle metal astar uygulamaları yapıldı. Her iki tip braketten oluşturulan üçer alt gruba yapıştırılacak braketler (n = 22) ait oldukları gruplara göre işleme tabi tutuldu, 6 ayrı poşet içerisine yerleştirildi ve üzerleri danışman tarafından kodlandı. Kontrol grupları (MKONT, İKONT) için braketlere her hangi bir işlem yapılmazken, araştırma gruplarından ikisinde braket tabanının tamamına (MMAT ve İMAT) (Şekil 9), ve diğer ikisinde de braket tabanının sadece orta kısmına (MMAK ve İMAK) (Şekil 10) metal astar uygulaması yapıldı. Doktorant braket gruplarından hangisinde astar olup olmadığı veya ne oranda metal astar uygulandığı konusunda kördü. Braket yapıştırma işlemlerinde şu yöntem uygulandı:
- Diş distile sudan çıkarıldıktan sonra hava ile kurulanıp dişin vestibül yüzeyine % 34'lik konsantrasyona sahip fosforik asit uygulandı (Şekil 11). 30 sn sonra, hava su spreyiyle 30 sn yıkandı ve hava ile kurutuldu (Şekil 12).
- Dişin tebeşirimsi bir görünüme sahip yüzeyine fırça yardımıyla Transbond XT Light-Cure Adhesive Primer sürüldü (Şekil 13).
- Braketin tabanına Transbond XT Kompozit sürülüp, braket dişin vestibül yüzeyine yerleştirildikten sonra (Şekil 14), sond ile braketten taşan kompozit temizlendi (Şekil 15).
- 3M Unitek Ortholux LED cihazı ile 20 saniye ışınladı (Şekil 16).



Şekil 9. Yapıştırma işlemleri öncesi braket tabanının tamamına Reliance Metal Primer sürülmesi



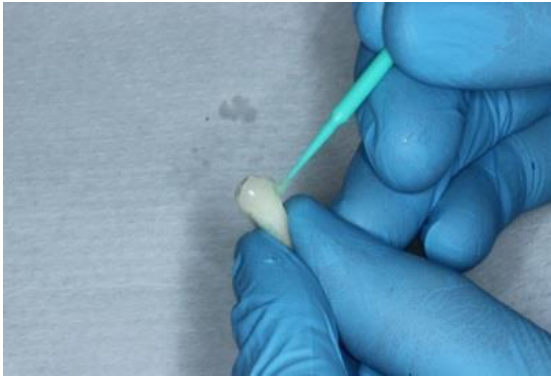
**Şekil 10.** Yapıştırma işlemleri öncesi braket tabanının merkezi kısmına Reliance Metal Primer sürülmesi



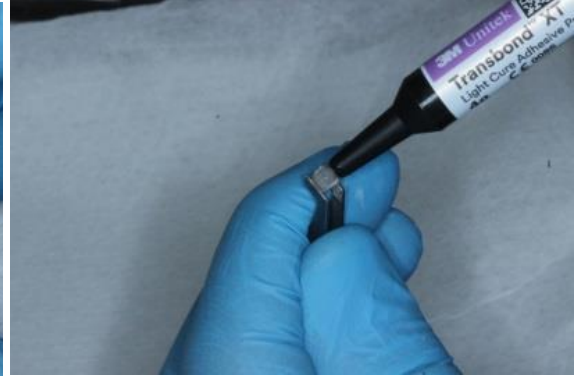
**Şekil 11.** Dişin üzerine fosforik asit sürülmesi



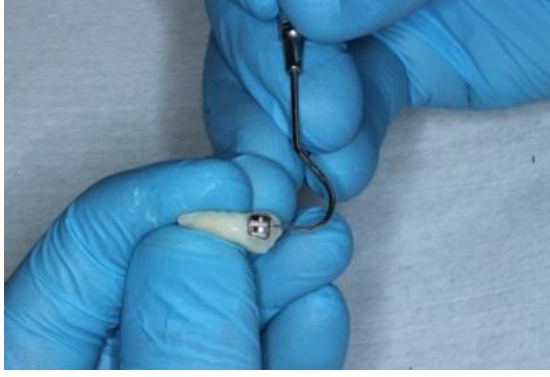
**Şekil 12.** Dişin, hava su spreyiyle yıkanması



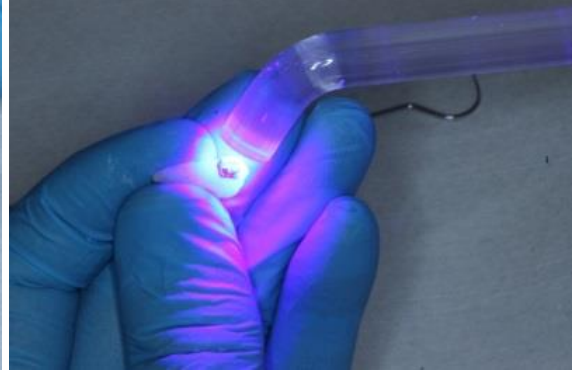
**Şekil 13.** Transbond Adhesive Primer uygulaması



**Şekil 14.** Braketin tabanına kompozit sürülmesi



Şekil 15. Sond ile taşan kompozit temizlenmesi



Şekil 16. LED cihazı ile 20 saniye ışınlaması

### 3.2.6. Termal Döngü

Bütün braketler yapıştırıldıktan sonra dişler 12 saat distile su içerisinde oda ısısında bekletilmiş, daha sonra OMÜ Diş Hekimliği Fakültesinde bulunan (SALUBRIS-technica, İstanbul-Türkiye) termal döngü cihazında 5°C-55°C arasında 2000 kez termal döngü işlemine tabi tutulmuştur (Şekil 17).



Şekil 17. Dişlerin termal döngü cihazında 5°C-55°C arasında termal döngü işlemine tabi tutulması

### 3.2.7. Alçı Blokların Hazırlanması ve Dişlerin Alçı Bloklara Gömülmesi

Termal döngü işlemi tamamladıktan sonra, örneklerin test cihazına taşınabilmeleri için 132 plastik halka hazırlanmış ve dişlerin kronları köklerinden airatör kullanılarak ayrılmıştır. Bu işlemi takiben dişler) alçıdan (Durguix Protechno-İspanya) oluşan bloklara gömülmek için satıcı firmanın kullanma talimatlarına göre alçıdan bir ölçü toz bir ölçü su ile karıştırılıp, halka içerisine döküldükten sonra, yer düzlemi ile paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 18).



**Şekil 18.** Örneklerin Alçı Bloklara Gömülmesi

### 3.2.8. Kopma Testinin Gerçekleştirilmesi

Alçının sertleşmesi için örnekler 1 saat oda ısısında bekletildikten sonra 24 saat 37°C su içerisinde bekletildi. Daha sonra yapıştırılan braketlerin kopma testi Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan universal test cihazı (Lloyd Instruments Plc, Fareham, Hampshire, England) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Cihazda plastik halkaları sabit tutacak şekilde bir düzenek bulunmaktadır. Cihazın yükleme ucu braket yapıştırılan yüzeye paralel bir şekilde braket kanatlarının altına yerleştirildi (Şekil 19). Çekme kuvveti 1mm/dakika hızı ile, braket tabanına paralel olacak şekilde uygulandı. Diş-braket ara yüzeyine braket kopana kadar makaslama kuvveti uygulandı. Elde edilen bağlantı kuvveti verileri direkt cihazın ekranından okunup Newton cinsinden kaydedildi.



**Şekil 19. a)** Örnekleri kopma testi için hazırlanması **b)** Örneğin, kopma testi cihazına yerleştirilmesi.

Kopma testi gerçekleştirildikten sonra, her diş ve braketi yan yana konarak tekrar x10 büyütme Stereo-mikroskop ile görüntülendi (Şekil 20). Bütün dişlerin yüzeyinde kalan adeziv maddeleri karpid frez kullanılarak mikromotor ile temizlendi; ardından dişlerin bukkal yüzeyleri 10 saniye dönen lastiklerle cilalandı, sonrasında ise tekrar bütün dişlerin bukkal yüzeyleri x10 büyütme Stereo-Mikroskop ile görüntülendi (Şekil 21).



Şekil 20. Kopma testi sonrası Stereomikroskop görüntülerinin alınması.



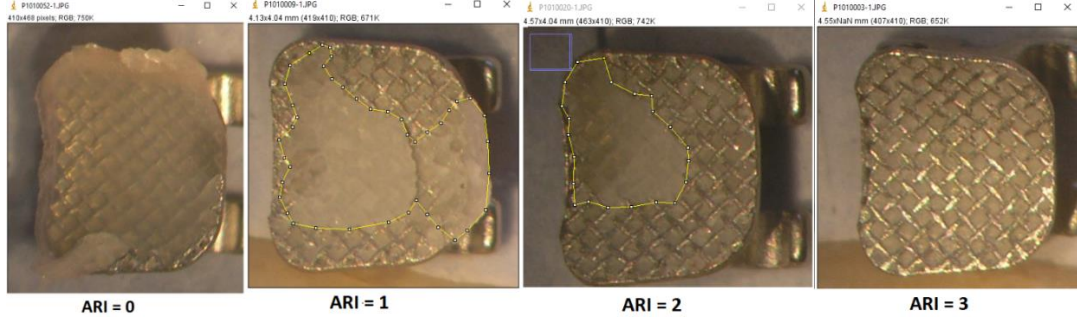
Şekil 21. a) Dişte kalan adeziv maddeleri temizlenmesi, b) Lastik bant ile cila yapılması, c) Stereomikroskop ile görüntülenmesi.

### 3.2.9. Makaslama Bağlanma Dayanımı (SBS)

Kopma testinden toplanan SBS değerlerini Newton'dan MPa'a dönüştürmek için, M gruplarda braket tabanının yüzeyini (9.09 mm<sup>2</sup>), İ gruplarda braket tabanının yüzeyini (12.64 mm<sup>2</sup>) bölerek SBS değerleri MPa olarak hesaplandı (Ek.1 ve 2).

### 3.2.10. ARI Skorları

Braketlerin tabanında kalan adeziv kalıntılarının Stereo-Mikroskop görüntüleri ImageJ programına aktarıldı. Her brakete uygun ARI skorunu belirlemek için, braket tabanında kalan adeziv oranı hesaplandı (Şekil 22).



Şekil 22. ImageJ programı ile Artık Adeziv İndeksi ARI değerlendirilmesi.

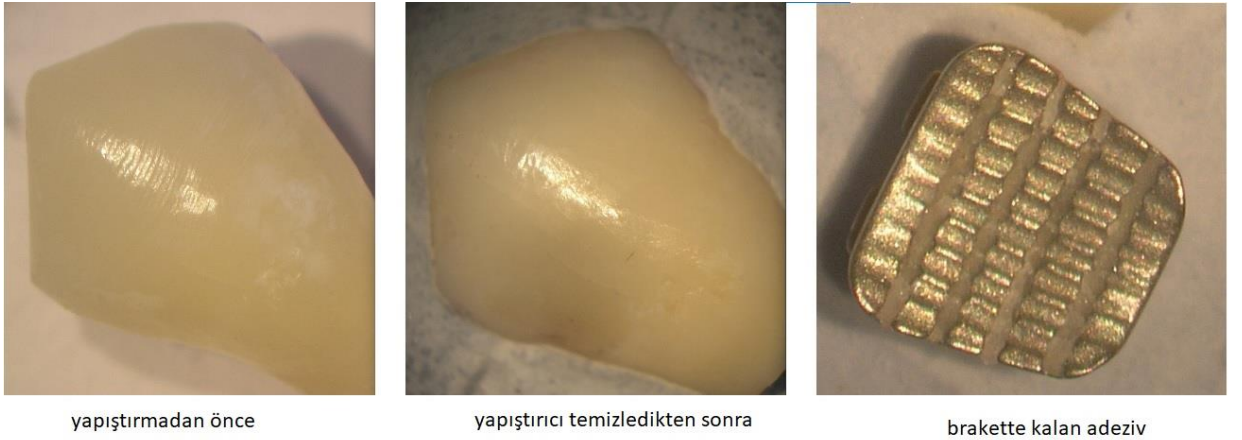
### 3.2.11. Mine Hasar İndeksi (EDI)

Stereo-mikroskop ile X 10 büyütme lensi altında mine yüzeyinin incelenmesi sonucu EDI belirlendi. EDI'ye ait iki değer şu şekilde tanımlanmaktadır:

EDI skoru 0: Dişin bukkal yüzeyinde herhangi bir maddi kayıp tespit edilememesi (Şekil 23).

EDI skoru 1: Dişin bukkal yüzeyinde maddi kayıp tespit edilmesi (Şekil 24).

Çalışmada bütün kullanılan dişlerin bukkal yüzeyleri, braketler yapıştırılmadan ve kopma testini takiben adeziv artıkları temizlendikten sonra Stereo-Mikroskop görüntüleri (x 10 büyütme altında) incelendi.



Şekil 23. EDI skoru 0: Dişin yüzeyinde herhangi bir maddi kayıp fark edilmemekte.



**Şekil 24.** EDI skoru 1: Dişin yüzeyinde maddi kayıp görülmekte.

### 3.2.12. İstatistiksel Analizler:

Verilerin analizleri SPSS 21.0 (IBM SPSS Statistics 21.0) istatistik programında yapılmıştır. Sürekli değişkenlerin dağılımının normal olup olmadığını belirlemek için Shapiro Wilk testi yapılmış, varyansların homojenliği ise Levene testi ile araştırılmıştır.

Braket tabanının tasarımı ve yapıştırma işlemlerinde metal astar kullanılmasının SBS değerleri üzerine olan etkileri hem ortalama MPa, hem de Newton cinsinden değerler kullanılarak iki yönlü varyans (Two-Way ANOVA) analizi ile test edilmiştir. Diğer bir ifadeyle SBS üzerinde etki edebilecek olan braket taban yapısının tipi ve astar uygulanmasının etkisi iki yönlü varyans analizi ile araştırılmıştır. Braket tipine göre oluşturulan gruplar içi ve arasındaki farkları inceleyebilmek için ise Post Hoc analizlerden Tukey testi kullanılmıştır. Parametrik olmayan çoklu karşılaştırmalar ise iki yönlü varyans analizindeki ikili karşılaştırma testleri (Pairwise) ile yapılmıştır.

ARI ve EDI skorlarının dağılımlarının incelenmesinde ise Ki kare (Chi-Square) testi kullanılmıştır. Nicel veriler ortalama ve standart sapma olarak, kategorik veriler ise frekans ve yüzde olarak ifade edilmiştir. Tüm istatistiki analizlerde önem düzeyi  $p < 0,05$  olarak % 95 güvenilirlik sınırları gerçekleştirilmiştir. Çoklu karşılaştırma testlerinde, tip  $\alpha$  hatasını kontrol altına alabilmek için Bonferroni Düzeltmesi yapılmıştır.

## 4.BULGULAR

### 4.1. SBS

Bütün grupların SBS testi sonucu elde edilen minimum, maksimum ortalama, standart sapma ve standart hata değerleri (Tablo 2)'de verilmektedir. En yüksek ortalama SBS değeri, MMAK grupta (20,89 MPa) bulunmuştur. Bunu sırasıyla MMAT (18,37 MPa), İMAT (17,11 MPa), MKONT (15,68MPa), İKONT (13,04MPa) ve İMAK (12,66MPa) grup takip etmiştir.

**Tablo 2.** Grupların SBS ölçümlerinin minimum, maksimum ortalama, standart sapma ve standart hata değerleri

| SBS.MPa  |        | Ortalama için 95% Güvenlik Aralığı |          |          |           |                                    |           |       |       |
|----------|--------|------------------------------------|----------|----------|-----------|------------------------------------|-----------|-------|-------|
| Braket   | Tabanı | N                                  | Ortalama |          | Std. Hata | Ortalama için 95% Güvenlik Aralığı |           | Min.  | Maks. |
|          |        |                                    | a        | Std. Sd. |           | Alt Sınır                          | Üst Sınır |       |       |
| Mesh     | MKONT  | 22                                 | 15.6750  | 7.85885  | 1.67551   | 12.1906                            | 19.1594   | 4.07  | 36.74 |
|          | T      |                                    |          |          |           |                                    |           |       |       |
|          | MMAT   | 22                                 | 18.3750  | 7.00977  | 1.49449   | 15.2670                            | 21.4830   | 5.61  | 36.52 |
|          | MMAK   | 22                                 | 20.8900  | 4.99904  | 1.06580   | 18.6735                            | 23.1065   | 12.87 | 32.45 |
|          | Toplam | 66                                 | 18.3133  | 6.96469  | .85729    | 16.6012                            | 20.0255   | 4.07  | 36.74 |
| İntegral | İKONT  | 22                                 | 13.0432  | 5.06658  | 1.08020   | 10.7968                            | 15.2896   | 4.51  | 22.86 |
|          | İMAT   | 22                                 | 17.1068  | 4.28983  | .91459    | 15.2048                            | 19.0088   | 9.73  | 24.05 |
|          | İMAK   | 22                                 | 12.6618  | 4.64628  | .99059    | 10.6018                            | 14.7219   | 6.72  | 21.76 |
|          | Toplam | 66                                 | 14.2706  | 5.03210  | .61941    | 13.0336                            | 15.5077   | 4.1   | 24.05 |

#### 4.1.1. Braket Taban Tasarımının Etkisi

Braket taban tasarımının, SBS üzerine etkisini inceleyebilmek için, MKONT ile İKONT grupları karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucunda, MKONT grubu İKONT grubundan daha yüksek ortalama SBS değerine sahip olmasına rağmen, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p=0,661$ ) (Tablo 3).

#### 4.1.2. Metal Astarın Etkisi

Metal astarın etkisini incelemek için ana gruplar (M ve İ) için tek yönlü ANOVA ve post-hoc Tukey testi ile M ve İ gruplar arasında ve içinde parametrik olmayan çoklu karşılaştırmalar yapılmıştır (Tablo 4 ve 5).

**Tablo 3.** Pairwise Bonferroni Düzeltmesi ile parametrik olmayan çoklu karşılaştırma.

İkili Karşılaştırmalar, Bağımlı Değişken: SBS.MPa

|                   |                   | Ortalama için 95% Güvenlik Aralığı |           |       |           |           |
|-------------------|-------------------|------------------------------------|-----------|-------|-----------|-----------|
| (I) AstarEklemesi | (J) AstarEklemesi | Ortalama Fark (I-J)                | Std. Hata | Sig.d | Alt Sınır | Üst Sınır |
| MKONT             | MMAT              | -2.700a,b                          | 1.748     | 1.000 | -7.929    | 2.529     |
|                   | MMAK              | -5.215a,b                          | 1.748     | .051  | -10.444   | .014      |
|                   | İKONT             | 2.632a,b                           | 1.748     | 1.000 | -2.597    | 7.861     |
|                   | İMAT              | -1.432a,b                          | 1.748     | 1.000 | -6.661    | 3.797     |
|                   | İMAK              | 3.013a,b                           | 1.748     | 1.000 | -2.216    | 8.242     |
|                   | MKONT             | 2.700a,b                           | 1.748     | 1.000 | -2.529    | 7.929     |
|                   | MMAK              | -2.515a,b                          | 1.748     | 1.000 | -7.744    | 2.714     |
|                   | İKONT             | <b>5.332a,b,*</b>                  | 1.748     | .042  | .103      | 10.561    |
| MMAT              | İMAT              | 1.268a,b                           | 1.748     | 1.000 | -3.961    | 6.497     |
|                   | İMAK              | <b>5.713a,b,*</b>                  | 1.748     | .021  | .484      | 10.942    |
|                   | MKONT             | 5.215a,b                           | 1.748     | .051  | -.014     | 10.444    |
|                   | MMAK              | 2.515a,b                           | 1.748     | 1.000 | -2.714    | 7.744     |
|                   | İKONT             | <b>7.847a,b,*</b>                  | 1.748     | .000  | 2.618     | 13.076    |
|                   | İMAT              | 3.783a,b                           | 1.748     | .484  | -1.446    | 9.012     |
|                   | İMAK              | <b>8.228a,b,*</b>                  | 1.748     | .000  | 2.999     | 13.457    |
|                   | MKONT             | -2.632a,b                          | 1.748     | 1.000 | -7.861    | 2.597     |
| MMAK              | MMAT              | <b>-5.332a,b,*</b>                 | 1.748     | .042  | -10.561   | -.103     |
|                   | MMAK              | <b>-7.847a,b,*</b>                 | 1.748     | .000  | -13.076   | -2.618    |
|                   | İMAT              | -4.064a,b                          | 1.748     | .325  | -9.293    | 1.165     |
|                   | İMAK              | .381a,b                            | 1.748     | 1.000 | -4.848    | 5.610     |
|                   | MKONT             | 1.432a,b                           | 1.748     | 1.000 | -3.797    | 6.661     |
|                   | MMAT              | -1.268a,b                          | 1.748     | 1.000 | -6.497    | 3.961     |
|                   | MMAK              | -3.783a,b                          | 1.748     | .484  | -9.012    | 1.446     |
|                   | İKONT             | 4.064a,b                           | 1.748     | .325  | -1.165    | 9.293     |
| İKONT             | İMAK              | 4.445a,b                           | 1.748     | .183  | -.784     | 9.674     |
|                   | MKONT             | -3.013a,b                          | 1.748     | 1.000 | -8.242    | 2.216     |
|                   | MMAT              | <b>-5.713a,b,*</b>                 | 1.748     | .021  | -10.942   | -.484     |
|                   | MMAK              | <b>-8.228a,b,*</b>                 | 1.748     | .000  | -13.457   | -2.999    |
|                   | İKONT             | -.381a,b                           | 1.748     | 1.000 | -5.610    | 4.848     |
|                   | İMAT              | -4.445a,b                          | 1.748     | .183  | -9.674    | .784      |

Tahmini marjinal ortalamalara göre.

\*. Ortalama fark 0.05 düzeyinde anlamlıdır.

a. Değiştirilmiş popülasyon marjinal ortalamasının tahmini (I).

b. Değiştirilmiş popülasyon marjinal ortalamasının tahmini (J).

d. Çoklu karşılaştırmalar için ayarlama: Bonferroni.

**Tablo 4** M ve İ ana gruplar içi SBS MPa değerlerinin tek yönlü ANOVA tablosu

| One Way ANOVA |               |                 |           |               |       |      |
|---------------|---------------|-----------------|-----------|---------------|-------|------|
|               |               | SBS.MPa         |           |               |       |      |
| BraketTabanı  |               | Toplam Kareler  | df        | Ortalama Kare | F     | Sig  |
| Mesh (M)      | Gruplar Arası | 299.284         | 2         | 149.642       | 3.304 | .043 |
|               | Gruplar İçi   | 2853.667        | 63        | 45.296        |       |      |
|               | Toplam        | 3152.951        | 65        |               |       |      |
| Integral (İ)  | Gruplar Arası | 267.055         | 2         | 133.528       | 6.101 | .004 |
|               | Gruplar İçi   | 1378.876        | 63        | 21.887        |       |      |
| <b>Total</b>  |               | <b>1645.931</b> | <b>65</b> |               |       |      |

**Tablo 5.** Post Hoc Tukey testi ile grup içi parametrik olmayan çoklu karşılaştırma.

| Bağımlı Değişken: SBS.MPa                   |                   |                   |               |           |      |                    |         |
|---------------------------------------------|-------------------|-------------------|---------------|-----------|------|--------------------|---------|
| Tukey HSD                                   |                   |                   |               |           |      |                    |         |
|                                             |                   |                   |               |           |      | % 95 Güven Aralığı |         |
|                                             |                   |                   | Ortalama Fark |           |      | Üst                |         |
| Braket Tabanı                               | (I) AstarEklemesi | (J) AstarEklemesi | (I-J)         | Std. Hata | Sig  | Alt Sınır          | Sınır   |
| Mesh                                        | MKONT             | MMAT              | -2.70000      | 2.02925   | .384 | -7.5709            | 2.1709  |
|                                             |                   | MMAK              | -5.21500*     | 2.02925   | .033 | -10.0859           | -.3441  |
|                                             | MMAT              | MKONT             | 2.70000       | 2.02925   | .384 | -2.1709            | 7.5709  |
|                                             |                   | MMAK              | -2.51500      | 2.02925   | .435 | -7.3859            | 2.3559  |
|                                             | MMAK              | MKONT             | 5.21500*      | 2.02925   | .033 | .3441              | 10.0859 |
| İntegral                                    | İKONT             | MMAT              | 2.51500       | 2.02925   | .435 | -2.3559            | 7.3859  |
|                                             |                   | İMAT              | -4.06364*     | 1.41057   | .015 | -7.4495            | -.6778  |
|                                             |                   | İMAK              | .38136        | 1.41057   | .961 | -3.0045            | 3.7672  |
|                                             | İMAT              | İKONT             | 4.06364*      | 1.41057   | .015 | .6778              | 7.4495  |
|                                             |                   | İMAK              | 4.44500*      | 1.41057   | .007 | 1.0592             | 7.8308  |
|                                             | İMAK              | İKONT             | -.38136       | 1.41057   | .961 | -3.7672            | 3.0045  |
|                                             |                   | İMAT              | -4.44500*     | 1.41057   | .007 | -7.8308            | -1.0592 |
| *. Ortalama fark 0.05 düzeyinde anlamlıdır. |                   |                   |               |           |      |                    |         |

### M Gruplar İçi Karşılaştırma

MKONT ve MMAT grupları karşılaştırıldığında; SBS MPa değerleri açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p=0,384$ ). MKONT ve MMAK grupları karşılaştırıldığında; SBS MPa değeri açısından anlamlı bir fark bulunmuş olup ( $p=0,033$ ), MMAK grubunun SBS ortalama değerlerinin daha yüksek olduğu saptanmıştır. MMAT ile MMAK grupları karşılaştırıldığında SBS MPa miktarı açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p=0,435$ ).

### İ Grupları İçi Karşılaştırma

İKONT ile İMAT grupları karşılaştırıldığında SBS MPa değeri açısından anlamlı fark bulunmuş olup ( $p=0,015$ ), İMAT grubunun SBS ortalama değerlerini daha yüksek olduğu gözlenmiştir. İKONT ile İMAK grupları karşılaştırıldığında; SBS MPa değerleri açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p=0,961$ ). İMAT ile İMAK grupları karşılaştırıldığında SBS MPa değerleri açısından anlamlı bir fark bulunmuş olup ( $p=0,007$ ), İMAK grubunun SBS ortalama değerleri daha yüksek çıkmıştır (Tablo 4).

#### 4.1.3 Braket Taban Tasarımı ve Metal Astarın Etkileri.

Hem braket, hem de metal astar faktörünün etkilerini inceleyen iki yönlü ANOVA sonuçları (Tablo 6)'de verilmektedir.

**Tablo 6.** Bütün gruplar arası SBS MPa değerlerinin One Way Anova tablosu

| Gruplar Arası Etkilerin Testleri |                            |     |               |          |      |
|----------------------------------|----------------------------|-----|---------------|----------|------|
| Bağımlı Değişken: SBS.MPa        |                            |     |               |          |      |
| Kaynak                           | Tip III Kareler<br>Toplamı | df  | Ortalama Kare | F        | Sig  |
| Düzeltilmiş Model                | 1105.679a                  | 5   | 221.136       | 6.583    | .000 |
| Tutmak                           | 35036.533                  | 1   | 35036.533     | 1043.014 | .000 |
| BraketTabanı                     | .000                       | 0   | .             | .        | .    |
| AstarEkleme                      | 566.339                    | 4   | 141.585       | 4.215    | .003 |
| BraketTabanı *                   | .000                       | 0   | .             | .        | .    |
| AstarEkleme                      |                            |     |               |          |      |
| Hata                             | 4232.543                   | 126 | 33.592        |          |      |
| Toplam                           | 40374.755                  | 132 |               |          |      |
| Düzeltilmiş Toplam               | 5338.222                   | 131 |               |          |      |

### M ve İ grupları arası

M ve İ ana grupların arasında SBS değerlerinin (MPa) karşılaştırılması sonucunda istatistiksel olarak, anlamlı bir fark elde edilmiş olup ( $p<0,05$ ), M grubunun

ortalama değeri 18,3 MPa, İ grubunun ise 14,3MPa olarak tespit edilmiştir (Tablo 7, Şekil 24).

**Tablo 7.** Braket Tabanının Tasarımı ve Metal Astarın M ,İ gruplarının SBS ortalama değerlerine etkisi .

|              |                  | Tahminler                   |           |           |
|--------------|------------------|-----------------------------|-----------|-----------|
|              |                  | Bağımlı Değişken: SBS.MPa   |           |           |
|              |                  | % 95 Güven Aralığı          |           |           |
| BraketTabanı | Ortalama         | Std. Hata                   | Alt Sınır | Üst Sınır |
| Mesh         | 18.313a          | .713                        | 16.902    | 19.725    |
| Integral     | 14.271a          | .713                        | 12.859    | 15.682    |
|              |                  | İkili Karşılaştırma         |           |           |
|              |                  | Bağımlı Değişken: SBS.MPa   |           |           |
| (I)          | (J) BraketTabanı | Ortalama Fark (I-J)         | Std. Hata | Sig.d     |
| Mesh         | Integral         | 4.043*,b,c                  | 1.009     | .000      |
| Integral     | Mesh             | -4.043*,b,c                 | 1.009     | .000      |
|              |                  | Fark için% 95 Güven Aralığı |           |           |
| BraketTabanı | (J) BraketTabanı | Ortalama Fark (I-J)         | Std. Hata | Sig.d     |
| Mesh         | Integral         | 4.043*,b,c                  | 1.009     | .000      |
| Integral     | Mesh             | -4.043*,b,c                 | 1.009     | .000      |

#### Aynı yapıştırma protokolü olan gruplar arası

Bu gruplarda işlemlerin ana etkileri istatistiksel olarak çok anlamlı bulunmuş olup ( $p < 0,001$ ), Kontrol gruplarında (MKONT+İKONT) makaslama bağlanma dayanımı SBS ortalama değeri 14,4 MPa iken, braket tabanının tamamına metal astar sürülmüş olan gruplarda (MMAT+İMAT) 17,7 MPa, braket tabanının orta kısmına metal astar sürülmüş olan gruplarda (MMAK+İMAK) ortalama değer 16,8 MPa olarak elde edilmiştir. Braketin tabanının ortasına metal astar sürülmüş olan gruplar (MMAK+İMAK) ve braketin tabanının tamamına metal astar sürülmüş olan gruplar (MMAT+İMAT) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (Tablo 8).

#### Bütün Gruplar Arası

Bütün gruplar arası makaslama bağlanma dayanımı SBS MPa değerleri karşılaştırıldığında: MMAT ve İKONT, MMAT ve İMAK, MMAK ve İKONT, MMAK ve İMAK gruplarının arasında MPa değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlenmiştir (Tablo 3, Şekil 26).

#### 4.1.4. Braket Taban Alanının Etkisi

M ve İ ana grupları arasında yapışma kuvveti Newton üzerinden karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilmemiş olup ( $p = 0,187$ ), M grupların yapışma kuvvetinin ortalama değeri 166,48 Newton iken İ grup braketlerinde

yapışma kuvvetinin ortalama değeri 180,37 Newton olarak tespit edilmiştir (Tablo 9, Şekil 25).

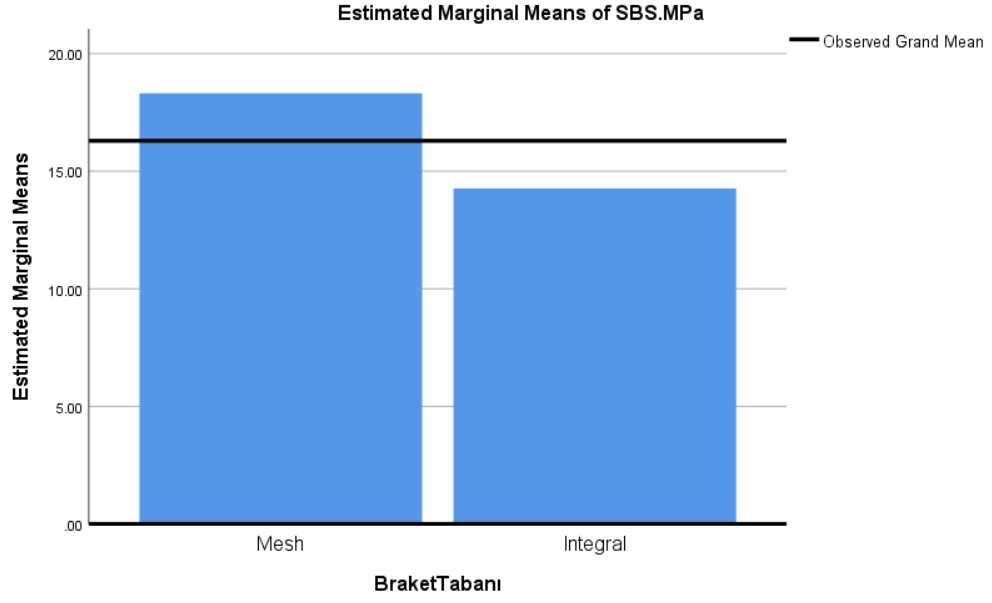
**Tablo 8.** Braket Tabanının Tasarımı ve Metal Astarın Etkileri , Aynı yapıştırma protokolü olan gruplar arası

|                        | Mesh                     | İntegral                  | Toplam                         |
|------------------------|--------------------------|---------------------------|--------------------------------|
| Metal Astarsız Kontrol | 15,7 ± 7,9 <sup>AB</sup> | 13,0 ± 5,1 <sup>A</sup>   | <b>14,4 ± 6,7<sup>a</sup></b>  |
| Metal Astar Tamamen    | 18,4 ± 7,0 <sup>BC</sup> | 17,1 ± 4,3 <sup>ABC</sup> | <b>17,7 ± 5,8<sup>b</sup></b>  |
| Metal Astar Kısmen     | 20,9 ± 5,0 <sup>C</sup>  | 12,7 ± 4,6 <sup>A</sup>   | <b>16,8 ± 6,3<sup>ab</sup></b> |
| <b>Toplam</b>          | <b>18,3 ± 7,0</b>        | <b>14,3 ± 5,0</b>         |                                |

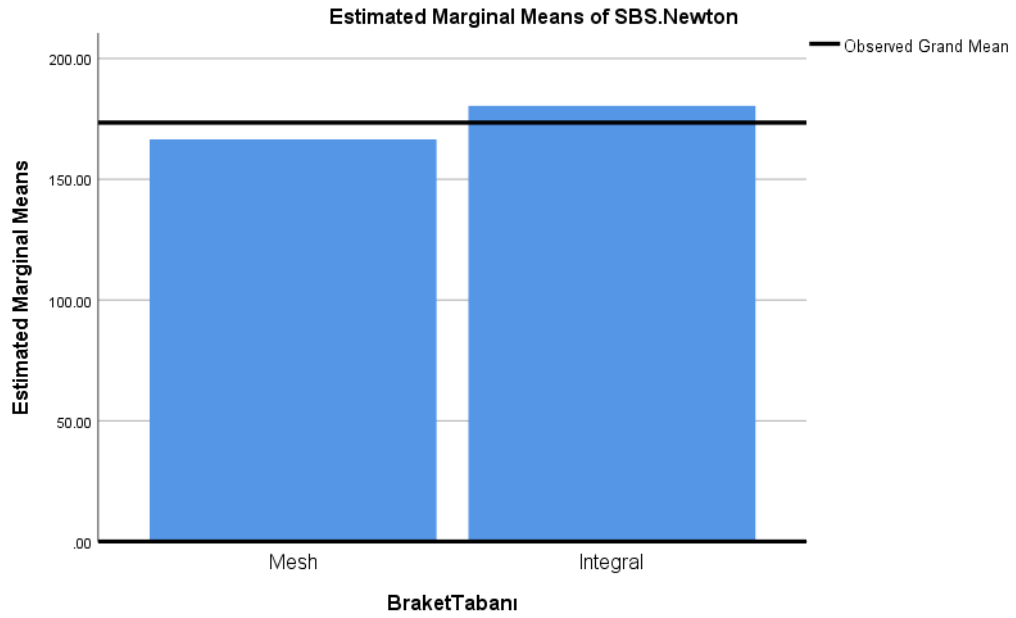
A-C: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında fark yoktur. a-b: Aynı harfe sahip işlemler arasında fark yoktur.

**Tablo 9.** SBS Newton üzerinde M ve İ gruplar arası taban alanın etkisi karşılaştırma.

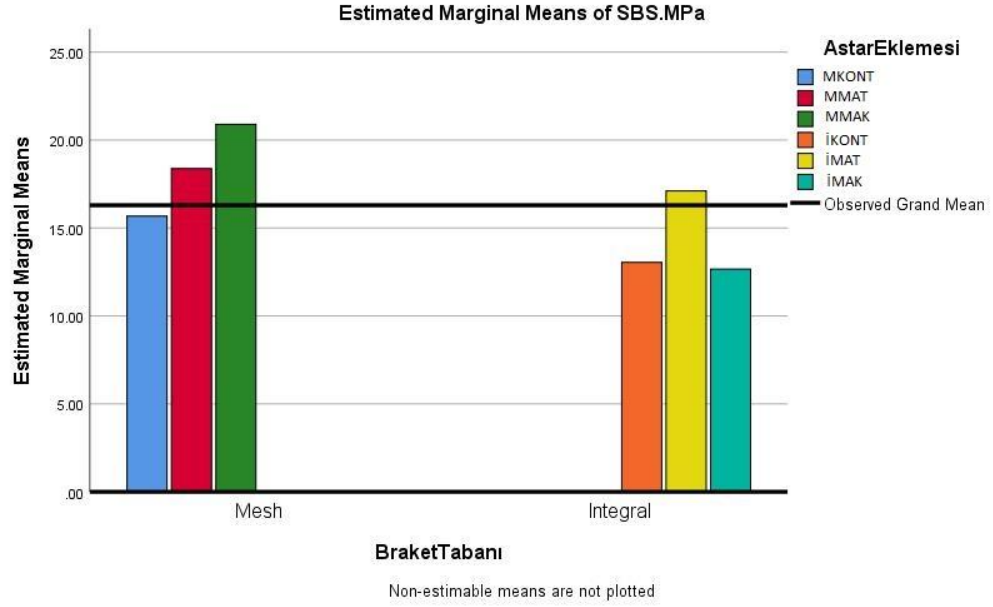
| Tahminler                    |                  |                     |                             |           |           |           |
|------------------------------|------------------|---------------------|-----------------------------|-----------|-----------|-----------|
| Bağımlı Değişken: SBS.Newton |                  |                     |                             |           |           |           |
|                              |                  |                     | Fark için% 95 Güven Aralığı |           |           |           |
| BraketTabanı                 | Ortalama         | Std. Hata           | Alt Sınır                   | Üst Sınır |           |           |
| Mesh                         | 166.485a         | 7.406               | 151.828                     | 181.142   |           |           |
| Integral                     | 180.379a         | 7.406               | 165.722                     | 195.036   |           |           |
| İkili Karşılaştırma          |                  |                     |                             |           |           |           |
| Bağımlı Değişken: SBS.Newton |                  |                     |                             |           |           |           |
|                              |                  |                     |                             |           |           |           |
|                              |                  |                     |                             |           |           |           |
| % 95 Güven                   |                  |                     |                             |           |           |           |
| (I) BraketTabanı             | (J) BraketTabanı | Ortalama Fark (I-J) | Std. Hata                   | Sig.c     | Alt Sınır | Üst Sınır |
| Mesh                         | Integral         | -13.894a,b          | 10.474                      | .187      | -34.622   | 6.834     |
| Integral                     | Mesh             | 13.894a,b           | 10.474                      | .187      | -6.834    | 34.622    |



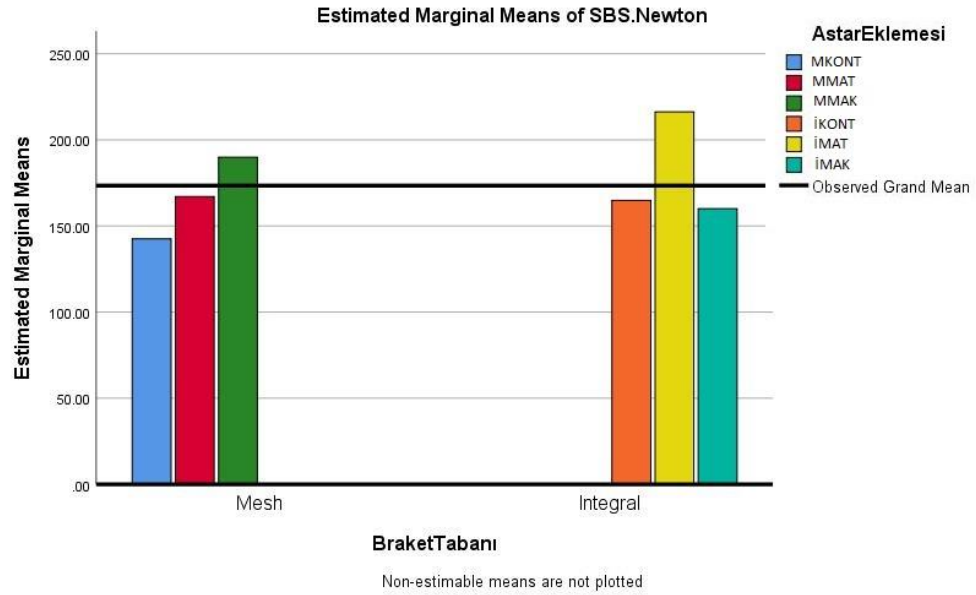
Şekil 24. SBS ortalama MPa değerleri.



Şekil 25. SBS ortalama Newton değerleri.



Şekil 26. SBS ortalama MPa değerleri.



Şekil 27. SBS ortalama Newton değerleri.

## 4.2. ARI Bulguları.

### 4.2.1. M ve İ Ana Gruplar Arası Karşılaştırma

Gurupların ARI skorun değerleri tabloda toplanmıştır (Ek 3), Ki-kare testi, ARI skorları dağılımlarının guruplara göre çok anlamlı düzeyde farklı olduklarını göstermektedir ( $p<0,001$ ) (Tablo 10). İ braket grubunda, yapıştırıcının çoğu diş üzerinde kalırken, M braket grubunda yapıştırıcının çoğu braket üzerinde kalmıştır (Tablo 11, Şekil 28).

**Tablo 10.** M ve İ ana gruplar arası ARI skor değerleri üzerinde karşılaştırmadaki Ki-Kare testi sonuçları

| Ki-Kare Testleri             |         |    |               |
|------------------------------|---------|----|---------------|
|                              | Değer   | df | p (2 taraflı) |
| Pearson Chi-Square           | 75.239a | 15 | .000          |
| Likelihood Ratio             | 88.809  | 15 | .000          |
| Linear-by-Linear Association | 29.560  | 1  | .000          |
| N Geçerli Vakaların          | 132     |    |               |

**Tablo 11.** M ve İ ana gruplar arası ARI skor değerleri üzerinde karşılaştırma

| ÇalışmaGrupları * ARI_Skoru Çapraz tablolama |                    | ARI_Skoru |        |        |        | Total  |
|----------------------------------------------|--------------------|-----------|--------|--------|--------|--------|
|                                              |                    | ARI=0     | ARI=1  | ARI=2  | ARI=3  |        |
| Çalışma Mesh Grupları                        | Sayım              | 17a       | 31b    | 16c    | 2c     | 66     |
|                                              | Beklenen Sayım     | 8.5       | 21.0   | 28.0   | 8.5    | 66.0   |
|                                              | % Grupları içinde  | 25.8%     | 47.0%  | 24.2%  | 3.0%   | 100.0% |
|                                              | % ARI_Skoru içinde | 100.0%    | 73.8%  | 28.6%  | 11.8%  | 50.0%  |
|                                              | % of Total         | 12.9%     | 23.5%  | 12.1%  | 1.5%   | 50.0%  |
| Integral                                     | Sayım              | 0a        | 11b    | 40c    | 15c    | 66     |
|                                              | Beklenen Sayım     | 8.5       | 21.0   | 28.0   | 8.5    | 66.0   |
|                                              | % Grupları içinde  | 0.0%      | 16.7%  | 60.6%  | 22.7%  | 100.0% |
|                                              | % ARI_Skoru içinde | 0.0%      | 26.2%  | 71.4%  | 88.2%  | 50.0%  |
|                                              | % Toplamdan        | 0.0%      | 8.3%   | 30.3%  | 11.4%  | 50.0%  |
| Toplam                                       | Sayım              | 17        | 42     | 56     | 17     | 132    |
|                                              | Beklenen Sayım     | 17.0      | 42.0   | 56.0   | 17.0   | 132.0  |
|                                              | % Grupları içinde  | 12.9%     | 31.8%  | 42.4%  | 12.9%  | 100.0% |
|                                              | % ARI_Skoru içinde | 100.0%    | 100.0% | 100.0% | 100.0% | 100.0% |
|                                              | % Toplamdan        | 12.9%     | 31.8%  | 42.4%  | 12.9%  | 100.0% |

#### 4.2.2. M ve İ Ana Grup İçi Karşılaştırmalar

M ve İ gruplar içinde yapılan karşılaştırmalarda; M grup içi ARI skor değerleri arasında anlamlı farklar bulunurken (Şekil 29), İ grup içi ARI skor değerleri üzerinde anlamlı farklar bulunmamıştır (Tablo 12, Şekil 30).

M braket gruplarında SBS MPa değerleri yükseldikçe, yapıştırıcının çoğu braket üzerinde kalmıştır (Tablo 14), (Şekil 29).

#### 4.2.3. Bütün Gruplar Arası Karşılaştırmalar

Bütün gruplar arası ARI skor değerleri karşılaştırıldığında anlamlı farklar elde edilmiştir (Tablo 13, Şekil 15 ve 31).

**Tablo 12.** Ki-Kare testi ile M ve İ ana grup içi ARI skor değerleri üzerinde karşılaştırma

| Ki-Kare Testleri |                              |         |    |                  |
|------------------|------------------------------|---------|----|------------------|
| TabanTasarımı    |                              | Değer   | df | P<br>(2 taraflı) |
| Mesh             | Pearson Chi-Square           | 22.166a | 6  | .001             |
|                  | Likelihood Ratio             | 27.103  | 6  | .000             |
|                  | Linear-by-Linear Association | 4.374   | 1  | .036             |
|                  | N of Valid Cases             | 66      |    |                  |
| Integral         | Pearson Chi-Square           | 6.164b  | 4  | .187             |
|                  | Likelihood Ratio             | 6.340   | 4  | .175             |
|                  | Linear-by-Linear Association | .918    | 1  | .338             |
|                  | N Geçerli Vakaların          | 66      |    |                  |

**Tablo 13.** Ki-Kare testi, bütün gruplar arası ARI skor değerleri üzerinde karşılaştırma

| Ki-Kare Testleri             |         |    |               |
|------------------------------|---------|----|---------------|
|                              | Değer   | Df | P (2 taraflı) |
| Pearson Chi-Square           | 75.239a | 15 | .000          |
| Likelihood Ratio             | 88.809  | 15 | .000          |
| Linear-by-Linear Association | 29.560  | 1  | .000          |
| N Geçerli Vakaların          | 132     |    |               |

a. 12 hücre (% 50.0) 5'ten az beklenen sayıya sahiptir. Beklenen minimum sayı 2.83'tür.

**Tablo 14.** M ve İ ana grup içi ARI skor değerleri üzerinde karşılaştırma

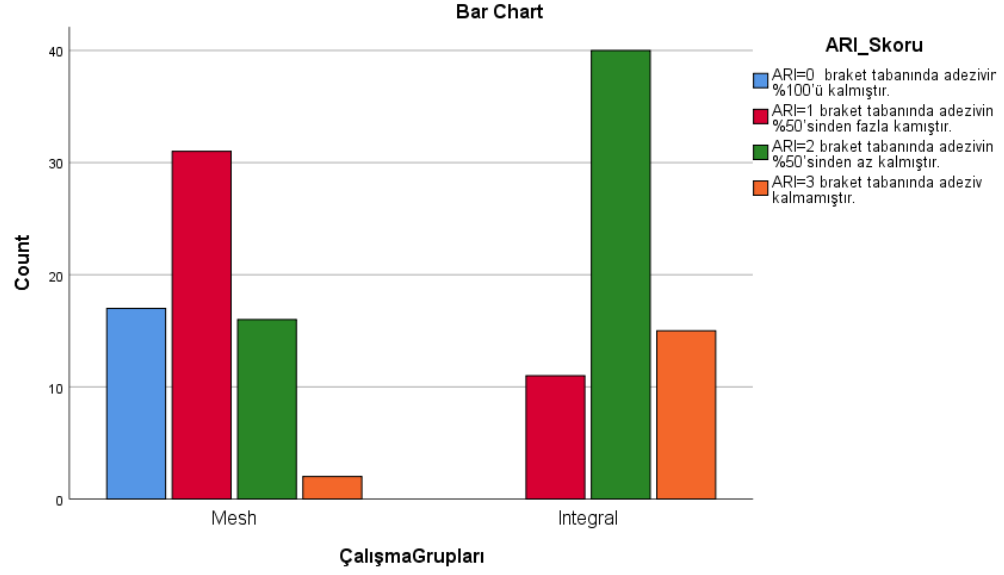
ÇalışmaGrupları \* ARI\_Skoru Çapraz tablolama

| TabanTasarımı |                          | ARI_Skoru |        |        |          | Total  |
|---------------|--------------------------|-----------|--------|--------|----------|--------|
|               |                          | ARI=0     | ARI=1  | ARI=2  | ARI=3    |        |
| MKONT         | Sayım                    | 6a, b     | 5b     | 9a     | 2a       | 22     |
|               | % ÇalışmaGrupları içinde | 27.3%     | 22.7%  | 40.9%  | 9.1%     | 100.0% |
|               | % ARI_Skoru içinde       | 35.3%     | 16.1%  | 56.3%  | 100.0%   | 33.3%  |
|               | % Toplamdan              | 9.1%      | 7.6%   | 13.6%  | 3.0%     | 33.3%  |
| MMAT          | Sayım                    | 7a        | 8a     | 7a     | 0a       | 22     |
|               | % ÇalışmaGrupları içinde | 31.8%     | 36.4%  | 31.8%  | 0.0%     | 100.0% |
|               | % ARI_Skoru içinde       | 41.2%     | 25.8%  | 43.8%  | 0.0%     | 33.3%  |
|               | % Toplamdan              | 10.6%     | 12.1%  | 10.6%  | 0.0%     | 33.3%  |
| MMAK          | Sayım                    | 4a        | 18b    | 0c     | 0a, b, c | 22     |
|               | % ÇalışmaGrupları içinde | 18.2%     | 81.8%  | 0.0%   | 0.0%     | 100.0% |
|               | % ARI_Skoru içinde       | 23.5%     | 58.1%  | 0.0%   | 0.0%     | 33.3%  |
|               | % Toplamdan              | 6.1%      | 27.3%  | 0.0%   | 0.0%     | 33.3%  |
| Toplam        | Sayım                    | 17        | 31     | 16     | 2        | 66     |
|               | % ÇalışmaGrupları içinde | 25.8%     | 47.0%  | 24.2%  | 3.0%     | 100.0% |
|               | % ARI_Skoru içinde       | 100.0%    | 100.0% | 100.0% | 100.0%   | 100.0% |
|               | % Toplamdan              | 25.8%     | 47.0%  | 24.2%  | 3.0%     | 100.0% |
| İKONT         | Sayım                    |           | 3a     | 14a    | 5a       | 22     |
|               | % ÇalışmaGrupları içinde |           | 13.6%  | 63.6%  | 22.7%    | 100.0% |
|               | % ARI_Skoru içinde       |           | 27.3%  | 35.0%  | 33.3%    | 33.3%  |
|               | % Toplamdan              |           | 4.5%   | 21.2%  | 7.6%     | 33.3%  |
| İMAT          | Sayım                    |           | 6a     | 14a, b | 2b       | 22     |
|               | % ÇalışmaGrupları içinde |           | 27.3%  | 63.6%  | 9.1%     | 100.0% |
|               | % ARI_Skoru içinde       |           | 54.5%  | 35.0%  | 13.3%    | 33.3%  |
|               | % Toplamdan              |           | 9.1%   | 21.2%  | 3.0%     | 33.3%  |
| İMAK          | Sayım                    |           | 2a     | 12a    | 8a       | 22     |
|               | % ÇalışmaGrupları içinde |           | 9.1%   | 54.5%  | 36.4%    | 100.0% |
|               | % ARI_Skoru içinde       |           | 18.2%  | 30.0%  | 53.3%    | 33.3%  |
|               | % Toplamdan              |           | 3.0%   | 18.2%  | 12.1%    | 33.3%  |
| Toplam        | Sayım                    |           | 11     | 40     | 15       | 66     |
|               | % ÇalışmaGrupları içinde |           | 16.7%  | 60.6%  | 22.7%    | 100.0% |
|               | % ARI_Skoru içinde       |           | 100.0% | 100.0% | 100.0%   | 100.0% |
|               | % Toplamdan              |           | 16.7%  | 60.6%  | 22.7%    | 100.0% |

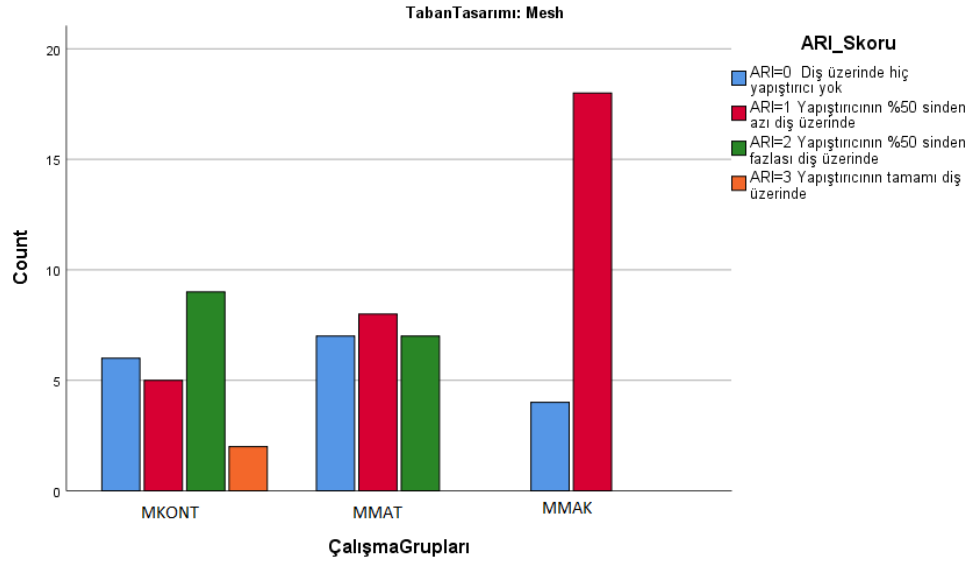
**Tablo 15.** Bütün gruplar arası ARI skor değerleri üzerinde karşılaştırma

ÇalışmaGrupları \* ARI\_Skoru Çapraz tablolama

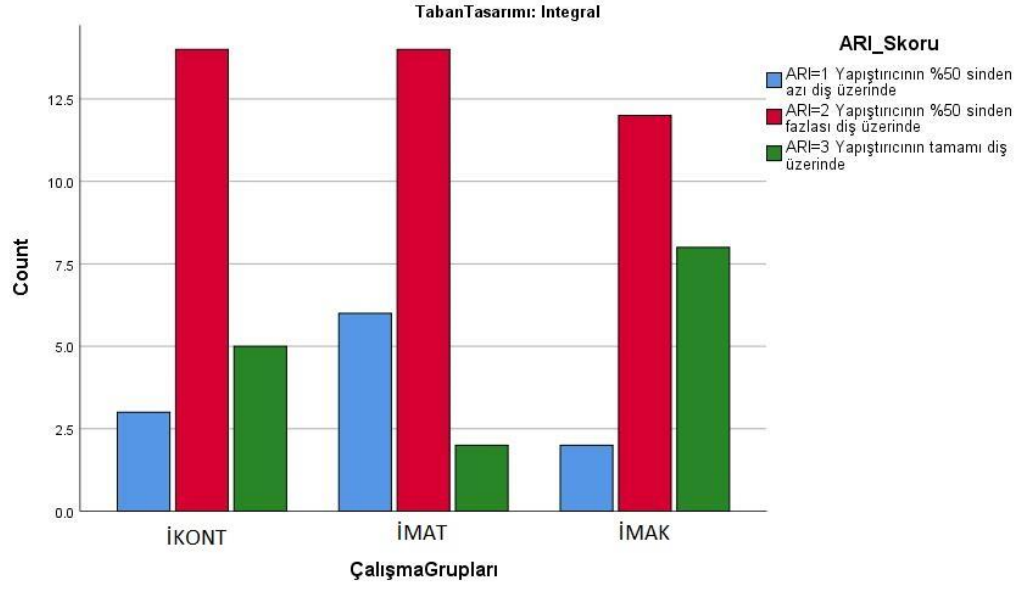
|                     |                    |                    | ARI_Skoru |        |        |        |        |
|---------------------|--------------------|--------------------|-----------|--------|--------|--------|--------|
|                     |                    |                    | ARI=0     | ARI=1  | ARI=2  | ARI=3  | Toplam |
| Çalışma<br>Grupları | MKONT              | Sayım              | 6         | 5      | 9      | 2      | 22     |
|                     |                    | % Grupları içinde  | 27.3%     | 22.7%  | 40.9%  | 9.1%   | 100.0% |
|                     |                    | % ARI_Skoru içinde | 35.3%     | 11.9%  | 16.1%  | 11.8%  | 16.7%  |
|                     |                    | % Toplamdan        | 4.5%      | 3.8%   | 6.8%   | 1.5%   | 16.7%  |
|                     | MMAT               | Sayım              | 7         | 8      | 7      | 0      | 22     |
|                     |                    | % Grupları içinde  | 31.8%     | 36.4%  | 31.8%  | 0.0%   | 100.0% |
|                     |                    | % ARI_Skoru içinde | 41.2%     | 19.0%  | 12.5%  | 0.0%   | 16.7%  |
|                     |                    | % Toplamdan        | 5.3%      | 6.1%   | 5.3%   | 0.0%   | 16.7%  |
|                     | MMAK               | Sayım              | 4         | 18     | 0      | 0      | 22     |
|                     |                    | % Grupları içinde  | 18.2%     | 81.8%  | 0.0%   | 0.0%   | 100.0% |
|                     |                    | % ARI_Skoru içinde | 23.5%     | 42.9%  | 0.0%   | 0.0%   | 16.7%  |
|                     |                    | % Toplamdan        | 3.0%      | 13.6%  | 0.0%   | 0.0%   | 16.7%  |
|                     | İKONT              | Sayım              | 0         | 3      | 14     | 5      | 22     |
|                     |                    | % Grupları içinde  | 0.0%      | 13.6%  | 63.6%  | 22.7%  | 100.0% |
|                     |                    | % ARI_Skoru içinde | 0.0%      | 7.1%   | 25.0%  | 29.4%  | 16.7%  |
|                     |                    | % Toplamdan        | 0.0%      | 2.3%   | 10.6%  | 3.8%   | 16.7%  |
|                     | İMAT               | Sayım              | 0         | 6      | 14     | 2      | 22     |
|                     |                    | % Grupları içinde  | 0.0%      | 27.3%  | 63.6%  | 9.1%   | 100.0% |
|                     |                    | % ARI_Skoru içinde | 0.0%      | 14.3%  | 25.0%  | 11.8%  | 16.7%  |
|                     |                    | % Toplamdan        | 0.0%      | 4.5%   | 10.6%  | 1.5%   | 16.7%  |
|                     | İMAK               | Sayım              | 0         | 2      | 12     | 8      | 22     |
|                     |                    | % Grupları içinde  | 0.0%      | 9.1%   | 54.5%  | 36.4%  | 100.0% |
|                     |                    | % ARI_Skoru içinde | 0.0%      | 4.8%   | 21.4%  | 47.1%  | 16.7%  |
|                     |                    | % Toplamdan        | 0.0%      | 1.5%   | 9.1%   | 6.1%   | 16.7%  |
| Toplam              | Sayım              |                    | 17        | 42     | 56     | 17     | 132    |
|                     | % Grupları içinde  |                    | 12.9%     | 31.8%  | 42.4%  | 12.9%  | 100.0% |
|                     | % ARI_Skoru içinde |                    | 100.0%    | 100.0% | 100.0% | 100.0% | 100.0% |
|                     | % Toplamdan        |                    | 12.9%     | 31.8%  | 42.4%  | 12.9%  | 100.0% |



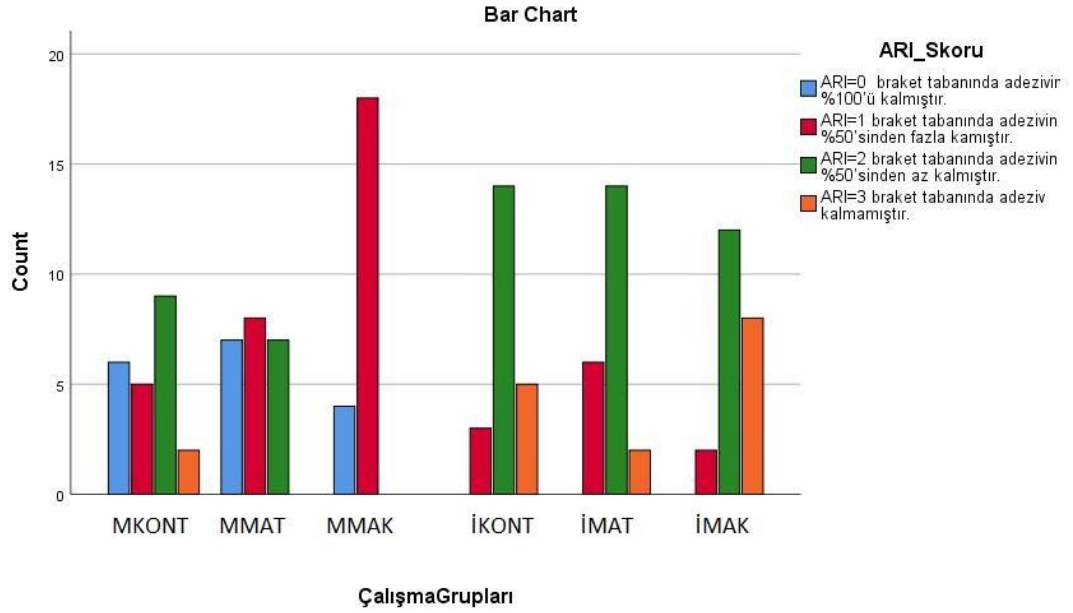
Şekil 28. M ve İ ana gruplar arası ARI skor değerleri.



Şekil 29. M grup içi ARI skor değerleri.



**Şekil 30.** İ grup içi ARI skor değerleri



**Şekil 31.** Bütün grupların ARI skor değerleri

#### 4.3. EDI Bulguları.

Grupların EDI değerleri ( Ek 4)'te gösterilmektedir. Ki-kare testi sonucuna göre, M ve İ grupları karşılaştırıldığında; hem grup içi hem de ana gruplar ve alt gruplar arası EDI skor değerleri üzerinde anlamlı farklar bulunmamıştır (Tablo 16 ve 17, Şekil 32 ve 33).

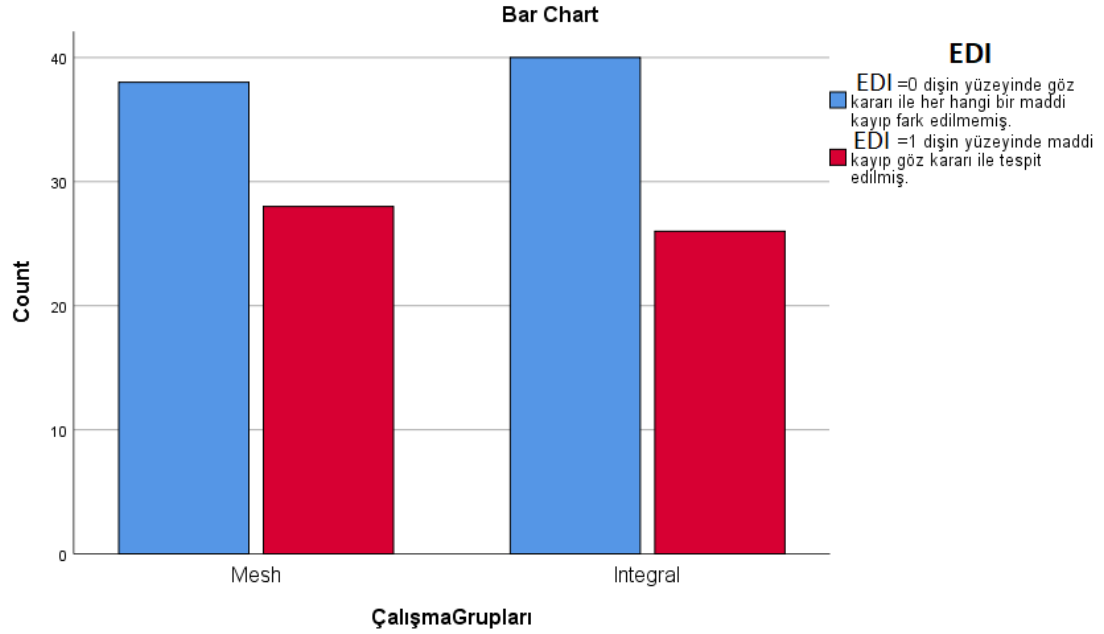
**Tablo 16.** Ki-Kare testi ile M ve İ gruplar arası EDI skor değerlerinin karşılaştırması.

| Braket | İşlem | EDI Skoru |          | p     |
|--------|-------|-----------|----------|-------|
|        |       | 0         | 1        |       |
| Mesh   | MKONT | 14 (63,6) | 8 (36,4) | 0,756 |
|        | MMAT  | 11 (50)   | 11 (50)  |       |
|        | MMAK  | 13 (59,1) | 9 (40,9) |       |
|        | İKONT | 14 (63,6) | 8 (36,4) |       |
|        | İMAT  | 11 (50)   | 11 (50)  |       |
|        | İMAK  | 15 (68,2) | 7 (31,8) |       |

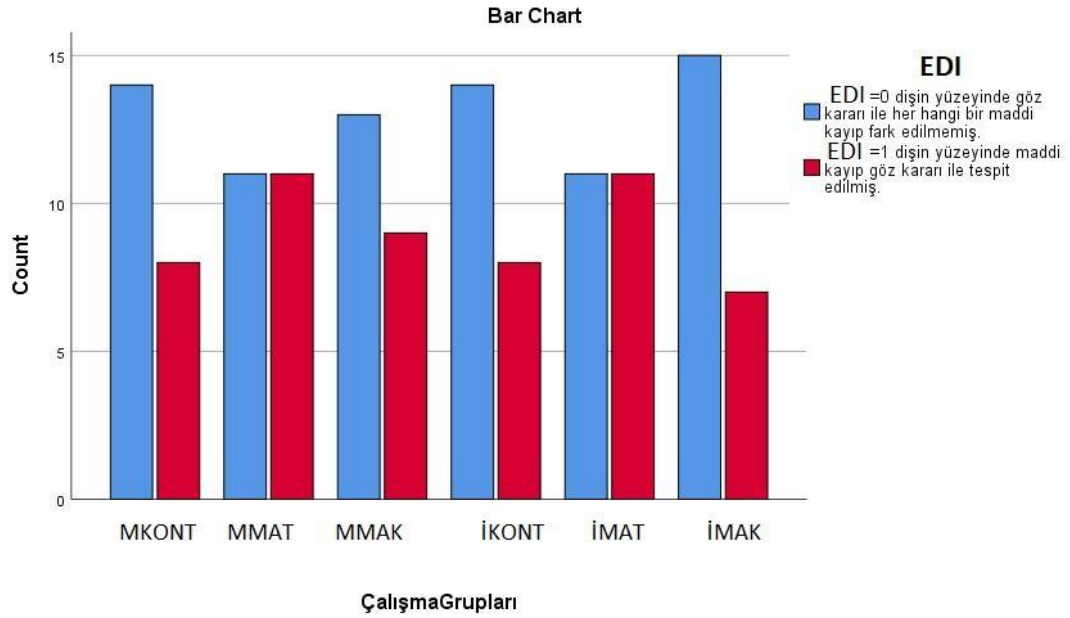
\*Frekans(Yüzde) EDI skorları dağılımları gruplara göre farklılık göstermemektedir (p=0,756)

**Tablo 17.** Bütün gruplar arası EDI skor değerleri üzerinde Ki-Kare testi

| Ki-Kare Testleri             |        |    |               |
|------------------------------|--------|----|---------------|
|                              | Değer  | df | P (2 taraflı) |
| Pearson Chi-Square           | 2.632a | 5  | .756          |
| Likelihood Ratio             | 2.635  | 5  | .756          |
| Linear-by-Linear Association | .096   | 1  | .757          |
| N Geçerli Vakaların          | 132    |    |               |



**Şekil 32.** M ve İ gruplarının EDI skor değerleri.



**Şekil 33.** Bütün grupların EDI skor değerleri.

## **5. TARTIŞMA:**

### **5.1. Materyal ve Metot**

#### **5.1.1. Dişlerin Seçimi**

Ortodontik braketlerin makaslama bağlanma dayanım testlerinde; kesici, kanin ve molar dişler kullanılabilir olmasına rağmen, genellikle küçük azı dişleri tercih edilmektedir (Hobson ve ark., 2001; Manzo ve ark., 2004). Aynı kategoride bulunan alt ve üst dişlerin arasında makaslama bağlanma dayanım değerleri arasında anlamlı farklar bulunmaktadır (Hobson ve ark., 2001; Öztürk ve ark., 2008). Çalışmamızda ortodontik nedenlerle çekilmiş üst küçük azı dişleri kullanılmıştır.

#### **5.1.2. Dişlerin Muhafaza Edilmesi**

Dişlerin depolanma ortamlarının bağlanma kuvveti üzerinde etkisi vardır. Distile su ve izotonik tuzlu su saklama ortamı olarak, benzer bir makaslama bağlanma dayanımı üretir. Formalin ve etanol depolaması kullanıldığında ise SBS değerlerinde aşırı değişkenlik gözlemlenmiştir (Reena ve ark.,2011). Depolama solüsyonları ve sterilizasyon yöntemleri, bu substratların rezin bazlı kompozit bağlama değerlerini etkileyebilir (Lee ve ark., 2007). % 0.1 tymol solüsyonu, lokal bir antiseptik ve küf büyütme inhibitörü olduğu için çekilmiş dişlerin enfeksiyon kontrolünde kullanılmıştır (Schulein, 1994). Dişler 6 ay kadar tymol solüsyonda saklanması işleminin, dişlerin yapıştırma dayanımı üzerinde bir etkisi olmadığı bildirilmiştir (Santana ve ark., 2008). Çalışmamızda % 0,1 tymol solüsyonu saklama ortamı olarak kullanılmış ve hiç bir diş 4 aydan fazla bu solüsyonda bekletilmemiştir.

#### **5.1.3. Braketlerin Seçimi**

Literatürde, standart mesh taban, supermesh taban, integral taban, micro-etched taban ve lazer-formatted taban (Maijer ve ark., 1981; Sharma-Sayal ve ark., 2003) olmak üzere braket türleri kullanılmıştır. Mekanik Integral tabanlı braketler, foil-mesh tabanlı braketlerden daha iyi retansiyon sağlanmaktadır (Regan ve ark., 1989). Mekanik retansiyonlu, micro-etched ve kumlanmış integral tabanlı braketler yapıştırma işleminde, ortalama % 20-40 daha yüksek makaslama bağlanma dayanımı sağlar (Sharma-Sayal ve ark., 2003). Diğer çalışmalarda foil-mesh tabanlı braketlerin bağlanma dayanımı daha

yüksek olduğu gösterilmiştir (MacColl ve ark., 1998; Smith ve ark., 1991). Bu nedenle bu çalışmamızda “micro-etch 80 gauge mesh 3M MBT Victory” tipi ve “mechanical micro-etch undercut integral Adenta MBT Crown” tipi metal braketler kullanılmıştır.

#### **5.1.4. Adeziv ve Asit Seçimi**

Dört farklı ortodontik yapıştırıcının makaslama bağlanma dayanımı üzerinde karşılaştırma yapıldığında, Transbond XT yapıştırıcının (15.49 MPa)’a ulaştığı gözlemlenmiştir. (Sharma ve ark., 2014). Laboratuvar çalışmalarında, çok sayıda araştırmacı 3M Unitek Transbond XT Kompozit kullanmıştır (Zeppieri ve ark., 2003; Paschos ve ark., 2009; Vicente ve ark., 2006).

Ortodonti laboratuvar çalışmalarının çoğunda, %35-%37 fosforik asit ile mine pürüzlendirilmesi sağlanır. Literatürde asit uygulama süresi 15 sn ile 60 sn arasında değişir (Bishara ve ark., 2002; Cacciafesta ve ark., 2002; Büyükyılmaz ve ark., 2003; Cacciafesta ve ark., 2003; Bishara ve ark., 2006). Çalışmamızda “3M Unitek Transbond XT Kompozit” ve % 34’lik “3M ESPE Universal Etchant” kullanılmış ve firma talimatları doğrultusunda asit uygulama süresi 30 saniye olarak tatbik edilmiştir.

#### **5.1.5. Metal Astar Seçimi**

Braket yapıştırma işlemlerinde 4-META içeren bazı yapışma takviye ediciler, dental alaşımlara yapışma oranını arttırmak amacıyla kullanılmıştır (Matsumura ve ark., 1997; Büyükyılmaz ve ark., 1998). Reliance Metal Primer; amalgama yapıştırmada, 4-META içeren ara maddeler arasında en yaygın kullanılan rezinlerden biridir. Yapılan çalışmalarda, Reliance Metal Primer’in, Ortodontik braketlerin dental metallere bağlanma dayanımlarının artmasına dair etkide bulunduğu gözlemlenmiştir (Gross ve ark., 1997; Büyükyılmaz ve ark., 1998) .

Skilton ve arkadaşları (2006), kumlanmış amalgamda metal primer kullanılmasının, en yüksek SBS ortalama değerinin elde edilmesini sağlamasına rağmen, tüm amalgam numunelerinde, amalgam ile adeziv ara yüzünde kopmalar meydana geldiğini belirlemişlerdir.

Albuquerque ve arkadaşları (2013) yaptıkları çalışmada, Reliance Metal Primer’in lingual ortodonti braketlerinin yapışma kuvveti üzerindeki etkisini

incelemişlerdir. Çalışmamızda metal astar (Reliance Ortho Products Inc, Itasca, ABD) kullanılmıştır.

#### 5.1.6. Işık Cihazları

Önceki yıllarda, halojen ışık cihazları, ışık kaynağı olarak, yapılan birçok çalışmada kullanılmaktaydı (Buyukyılmaz ve ark., 2003; Arici ve ark., 2005). Ancak son yıllarda, yapılan *in vitro* çalışmalarda LED ışık cihazlarının kullanımının arttığı görülmektedir (Soderquist ve ark., 2006).

Elipar LED cihazının; 10 saniyede ışıkla sertleştirme özelliği, klinik sağkalım oranları ve *in-vitro* yapıştırma kuvvet değerleri, braket yapıştırma işlemi güvenliğini gerçekleştirdiğini göstermektedir (Oz ve ark., 2016). Bu çalışmada “3M ESPE Elipar S10 Dental Curing Light (3M ABD) LED” ışık cihazı 20 saniye ışıma süresi ile kullanılmıştır.

#### 5.1.7. Termal Döngü

Ağız içerisinde meydana gelen sıcaklık değişim simülasyonunun yapılması için, *in vitro* şartlarda, alınan örnekler, yüksek ve düşük sıcaklıklara maruz bırakılmaktadır. En çok kullanan maksimum ve minimum sıcaklık değerleri sırası ile 5°C ve 55°C’dir. Tercih edilen tur sayısı 1-1.000.000 arasında değişmektedir (Türkün ve ark., 2004). Ağız sıcaklığının taklit edebilmesi için, termal döngü uygulamasının gerekli bir prosedür olduğu rapor edilmiştir (Bishara ve ark., 2007).

Bizim çalışmamızda bütün braketler yapıştırıldıktan sonra dişler 12 saat distile su içerisinde, oda sıcaklığında bekletildikten sonra, OMÜ Diş Hekimliği Fakültesinde bulunan (SALUBRIS-technica, İstanbul-Türkiye) termal döngü cihazında 5°C - 55°C arasında, 2000 defa termal döngü işlemine tabii tutulmuştur.

#### 5.1.8. SBS Testi

Newton/milimetre kare (N/mm<sup>2</sup>), Newton/metre kare (N/m<sup>2</sup>), Pascal (Pa) ve Megapascal (MPa) gibi braketlerin yerinden kopmasını tanımlamak için kullanılan, kuvvet/alan ilişkisini gösteren birkaç birim vardır. Braket taban alanı küçüldükçe, Newton/milimetre kare (N/mm<sup>2</sup>) ve Megapascal (MPa) gibi birimler, kullanım için tercih edilir (Fox ve ark., 1994). Ağızda ortodontik braketlere makaslama, çekme ve burulma kuvvetleri gibi bir çok kuvvet etkiler. Ancak *in vitro* çalışmalarda üniversal test

makinesi, bunların kombinasyonunu değil sadece saf debonding kuvvetlerini (makaslama, çekme veya burulma) üretebilir (Greenlaw ve ark., 1989, Gupta ve ark., 2017).

Ortodontik braketlerin bağlanma dayanımını değerlendirmek için birçok yöntem vardır. Makaslama bağlanma dayanımı (Shear Bond Strength ,SBS) kullanılan bu yöntemler arasında en yaygın olanı haline gelmiştir (Akhoundi ve ark., 2005).

Çalışmamızda, braketlerin kopma testi, “Lloyd LRX” aleti ile yapılmıştır. Test esnasında sıyırma kuvvetlerini mümkün olduğunca azaltabilmek amacıyla, test cihazıyla uyumlu bir düzeneğe kullanılarak, kuvvetin braket kanatlarının altına dik olarak uygulanması sağlanmıştır. Bunun yanında, yine bu düzeneğe sayesinde, kopma kuvvetinin mümkün olduğu kadar braket tabanına paralel olmasını sağlayacak şekilde uygulama yapılmıştır (Şekil 19-b).

SBS ölçümleri için gruplar arasındaki karşılaştırmalar, hem Newton değerleri hem de mine yüzeyinde birim alanda oluşan stres miktarını gösteren, MPa değerleri kullanılarak yapılmıştır.

#### **5.1.9. ARI Skorları**

ARI sistemi, söküm işleminden sonra dişte kalan yapışkan miktarını değerlendirmek için kullanılır. (Artun ve ark., 1984). Bishara, modifiye Artık Adeziv İndeksi (MARI) sistemini kullanmıştır. Bizim çalışmamızda Artun ve arkadaşları tarafından oluşturulan indeks kullanılmıştır.

#### **5.1.10. EDI**

Habibi ve arkadaşları (2007) yaptığı çalışmada; mine çatlaklarının stereo-mikroskop ile değerlendirilmesi için metal, kimyasal retansiyonlu seramik ve mekanik retansiyonlu seramik olmak üzere üç farklı braket kullanmışlardır. Braketlerin sökümü sırasında minede meydana gelmesi muhtemel hasar risk değerlerinin karşılaştırılması esnasında anlamlı bir fark elde edilememiştir.

Kitahara ve arkadaşları (2008) yaptıkları çalışmada, stereo-mikroskop ile ortodontik braketlerin sökümü esnasında diş yüzeyinde oluşan mine hasarını değerlendirmişler ve mine hasarını değerlendirmek için bir ölçek geliştirmişlerdir. Bu ölçekte: Skor 0: mine yüzeyinde çatlak veya kopma yok;. Skor 1: mine yüzeyinde çatlak

var; Skor 2: mine yüzeyinden kopma var; Skor 3: mine yüzeyinde çatlak ve kopma var Sınıflandırması yer almaktadır.

Çalışmamızda braketlerin sökümü yapıldıktan sonra, mine yüzeyindeki maddi hasarı değerlendirebilmek amacıyla, iki skorlu bir ölçek geliştirdik. İki skorlu bu ölçme işleminde; her dişin braket yapıştırılma işlemi öncesi ve braket sökümü sonrası yapılan kopma testi akabinde, dişlerin X 10 büyütme ile stereo-mikroskop kullanılarak alınan bukkal resimleri yan yana konularak, dişin yüzeyinde her hangi bir maddi kayıp tespit edilemediğinde mine hasar indeksi EDI 0 olarak skorlandırılırken, dişin yüzeyinde her hangi bir maddi kayıp tespit edildiğinde ise EDI 1 olarak skorlandırılmıştır.

## **5.2. Bulgular**

### **5.2.1. SBS**

Çalışmamızda braket taban tasarımının, makaslama bağlanma dayanımına (SBS) etkisini inceleyebilmek için, metal astar etkisi düşürülmek için MKONT ile İKONT kontrol grupları karşılaştırılmış, bunun sonucunda mesh kontrol grubunun, SBS MPa değerlerinin daha yüksek ortalamaya sahip olduğu görülmüştür. Fakat elde edilen bu değerler, konu ile ilgili anlamlı bir fark ortaya koymak için yeterli değildir ( $p=0,661$ ). Naisbitt (2010), 4 farklı taban tasarımına sahip braket (80-gauge tek-mesh, supermesh 81.50-gauge çift-mesh, 3D kancalı integral micro-etched ve mekanik andırkat integral micro-etched) arasında karşılaştırma yaptığıında, braket taban tasarım varyasyonunun SBS'yi önemli ölçüde etkilediğini tespit etmiştir. Sonuç olarak; mekanik andırkat integral micro-etched braketler, diğer braket tiplerinden önemli ölçüde yüksek SBS değerleri göstermiştir. Bu sonuçların çalışmamız ile zıtlık göstermesinin sebebi, bu çalışmada kullanılan mesh tabanlı braketlerin micro-etch işleminden geçirilmemiş olması olabilir.

Sharma-Sayal ve ark. (2003) yaptıkları çalışmalarda braket taban tasarımının SBS'yi anlamlı bir biçimde etkilediğini, micro-etched foil-mesh tabanlı braketlerin, en yüksek bağlanma dayanımlarına sahip olduğunu ve ikinci sırada ise integral micro-etched tabanlıların yerini aldığını ortaya koymuşlardır. Bu çalışmada kullanılan mesh ve integral braketlerin, kendi çalışmamızda kullandığımız braketlere benzer olduğu ve bu

nedenle de SBS değerlerinin kendi çalışmamızdaki SBS değerlerine bu konuda yapılan diğer çalışmalardan daha yakın olduğu gözlenmektedir.

Çalışmamızda metal astar uygulamasının, ortodontik braketlerin SBS değerleri üzerindeki etkisini değerlendirebilmek için, aynı yapıştırma protokolü olan gruplar arası, M ve İ iki ana grup arası, her ana grup içi ve bütün gruplar arası farklar araştırılmıştır.

Aynı yapıştırma protokolü olan gruplar üzerinde yapılan çalışmalarda, metal astar etkisi anlamlı bulunmuş olup ( $p < 0,001$ ), kontrol gruplarında (MKONT+İKONT) SBS ortalama değeri 14,4 MPa iken, braket tabanının tamamına metal astar sürülmüş olan gruplarda (MMAT+İMAT) 17,7 MPa, braket tabanının orta kısmına metal astar sürülmüş olan gruplarda (MMAK+İMAK) ortalama değer 16,8 MPa olarak elde edilmiştir. Braketin merkezine metal astar sürülmüş olan gruplar (MMAK+İMAK) ve braketin tabanının tamamına metal astar sürülmüş olan gruplar (MMAT+İMAT) arasında fark yoktur. Albuquerque ve ark. (2013), yaptığı çalışmada, lingual ortodonti tekniğinde, metal astar kullanılmasının braket bağlanma kuvvetini 12.87 MPa'dan 18.74 MPa 'a kadar artırdığı rapor edilmiştir (de Albuquerque Calasans-Maia ve ark., 2013). Bu çalışmanın verileri bizim çalışmamız ile benzerlik göstermektedir.

Wongsamut ve ark. (2017) de yaptıkları çalışmada kumlama ve farklı astarların, ortodontik metal braketler ve amalgam arasındaki SBS değerleri üzerindeki etkilerini test etmişlerdir. Bu testler, kumlama işleminin ve metal astar uygulamalarının, ortodontik metal braketler ve amalgam arasındaki SBS değerlerini etkili bir şekilde artırdığını göstermiştir (Wongsamut ve ark., 2017). Zaheer ve arkadaşları da 2018'de yaptıkları çalışmalarda benzer sonuçlara ulaşmışlardır (Zaheer ve ark., 2018). Kumlanmış amalgam üzerine Metal Primer kullanımı ile en yüksek SBS ortalama değeri elde edilmiş ve aynı adeziv kompozit kullanıldığında, pürüzlendirilmiş mine ile elde edilen değerlerde istatistiksel olarak benzerlikler görülmüştür (Skilton ve ark., 2006). Bu çalışmaların sonuçları bizim çalışmamızı destekler niteliktedir.

M grup içi, MKONT ve MMAT ile karşılaştırıldığında SBS MPa miktarları açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p=0,384$ ). MKONT ve MMAK gruplar birbirleri ile karşılaştırıldığında SBS MPa değeri açısından anlamlı farklar bulunmuş olup ( $p=0,033$ ), MMAK grubu SBS ortalama değerinin diğerlerine göre 5.215 MPa daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. MMAT ile MMAK grupları birbirleri ile

karşılaştırıldığında, SBS MPa değerleri açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p=0,435$ ).

İ grupları arasında , İKONT ve İMAT grupları birbirleri ile karşılaştırıldığında, SBS MPa değeri açısından anlamlı farklar bulunmuş olup ( $p=0,015$ ), İMAT grubun SBS ortalama değeri (4.064 MPa), diğerlerine göre daha yüksek çıkmıştır. İKONT ile İMAK grupları birbirleri ile karşılaştırıldığında, SBS MPa değeri açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p=0,961$ ). İMAT ile İMAK grupları birbirleri ile karşılaştırıldığında, SBS MPa değeri açısından anlamlı bir fark bulunmuş olup ( $p=0,007$ ), İMAK grubu SBS ortalama değeri diğerlerinden 4.445 MPa daha yüksektir.

Bu sonuç, mesh ve integral braketlerin taban alanı ve taban yapısı farklılıklarına bağlı olabilir; MMAK gruplarında braketin merkezi kısmına aynı boyutlu bond fırça ile metal astar sürülmesine rağmen böyle bir sonuç alınmasının nedeni; mesh tabanlı braketlerin küçük boyutta ve mesh altında boşluk barındırması nedeni ile, braket taban merkezine metal astar sürülünce, astarın braket tabanının çoğuna yayılmasıdır. Diğer taraftan İMAK grubunda ki, integral braketin tabanının daha büyük ve integral yapıda olması astarın tamamen yayılmasına izin vermemiş olabilir. Sonuç olarak, bu gruptaki braketlerin çoğu kısmı, metal astarsız kalmış ve bu durum braketlerin İKONT gurubu ile aynı özelliği sergilemesine neden olmuştur. Bahsettiğimiz bu neden ortadan kalkarsa, M ve İ grupları SBS Mpa değerleri arasında anlamlı bir farkın bulunması beklenmeyebilir.

Bütün gruplar arasında karşılaştırma yapıldığında, istatistiksel olarak anlamlı en yüksek SBS ortalama değerine MMAK gurubu 20.89 MPa ile sahip olurken, ardından gelen İMAK grubu 17.1 MPa değeri ile ikinci sırada yer almaktadır.

M ve İ grupları arasında yapılan karşılaştırma sonucunda istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuş olup ( $p<0,05$ ), M braket gruplarında ortalama değer 18,3 MPa iken, İ braket gruplarında ortalama değer 14,3 MPa olarak elde edilmiştir. Bu sonuç, MKONT ve İKONT kontrol grupları arasındaki farkın bir yansıması ve metal astarın, her iki grubu farklı bir şekilde etkilemesinden kaynaklandığını göstermektedir.

Braket taban alanının , SBS'ye olan etkisini incelemek için; M ve İ ana grupları arası yapışma kuvveti Newton baz alınarak karşılaştırılmıştır. Adenta Crown integral braketin taban alanı 12.64 mm<sup>2</sup> ve 3M Victroy Mesh braketin taban alanı ise 9.09 mm<sup>2</sup> olarak ölçülmüştür. Diğer bir ifadeyle, İ grubundaki braketlerin taban alanı, M

grubundaki braketlerin taban alanından 3.55 mm<sup>2</sup> (% 28.08) daha büyüktür. Bunun etkisini inceleyebilmek için M ve İ ana grupları arasında yapışma kuvveti Newton üzerinden karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı bir fark elde edilememiş olup (p=0,187), M grupları arasında yapışma kuvveti ortalama değeri 166,48 Newton iken, İ grup braketlerin yapışma kuvveti ortalama değeri 180,37 Newton olarak tespit edilmiştir. MacColl ve ark., (1998)'de yaptıkları çalışmada braket taban alanının azalmasının, bağlanma kuvvetlerinde önemli bir azalmaya neden olduğunu belirlemişlerdir. Bu çalışmadaki sonuç bizim çalışmamız ile benzerlik göstermektedir.

### 5.2.2. ARI

Ortodontik braketlerin sökümü yapıldıktan sonra, dişin yüzeyinde kalan yapışkan maddelerin değerlendirilmesinde iki farklı görüş ileri sürülmektedir. Birinci görüşe göre; adeziv artıklarının çoğunun dişte kalması ve kopmaların braket-adeziv seviyesinde gerçekleşmesi, oluşabilecek mine hasarını azaltır (Bishara ve ark., 2004; Eminkahyagil ve ark., 2005). Diğer görüşe göre; adezivin braket tabanında kalması ve kopmaların mine-adeziv arayüzünde gerçekleşmesi tercih edilir, çünkü dişte kalan yapıştırıcının temizlemesi esnasında, dişin minesinde daha fazla hasar oluşabilmektedir (Trites ve ark., 2004).

Cochrane ve ark. (2017) “*in vivo*” olarak çeşitli adezivler ile metal ve seramik ortodontik braketlerin sökümü sırasında, diş minesinde meydana gelen, iatrojenik hasar derecesini ve sıklığını belirlemek için, SEM ve EDX kullanmışlar ve çalışma sonucunda braketten kalan adeziv miktarı ile braket üzerindeki mine miktarı arasında bir ilişki bulunduğunu belirlemişlerdir.

Çalışmamızda, ARI skoru değerlendirilmesi için yapılan Ki-Kare testi sonucunda, M ve İ iki ana grup arasında istatistiksel olarak çok önemli farklar bulunmuştur. İ grubunda, kopmalar braket-adeziv seviyesinde daha sık gözlenmiştir. Yani, yapıştırıcının çoğu diş üzerinde kalmıştır. M grubunda ise, kopmaların, diş-adeziv seviyesinde daha yoğun olduğu gözlenmiş ve yapıştırıcının çoğu, braket üzerinde birikmiştir. Bu iki grup arasındaki fark, braketlerin taban tasarımlarının farklılığından kaynaklanmış olabilir. Albuquerque ve arkadaşlarının (2013)'te elde ettiği sonuçlar, metal primer grubunun, mine üzerinde, kontrol grubundan daha az yapışkan bıraktığını göstermiştir. Bu sonuç, klinisyenler için braketlerin ayrılma işlemi sonrası,

yapıştırıcının daha kolay ve daha hızlı mine yüzeyinden temizlenmesini sağlamış ve uygulamada kolaylık ortaya koymuştur (Albuquerque Calasans-Maia ve ark., 2013). Bizim çalışmamız ile Albuquerque ve arkadaşlarının sonuçları M grubu açısından benzerlik gösterirken İ grubu ile farklılık göstermektedir. İ grubu açısından çalışmalar arasındaki farklılıkların braket taban tasarımından kaynaklanmış olabilir.

ARI skoru, grup içinde değerlendirildiğinde; M grubunda ARI skor değerleri arasında anlamlı farklar bulunurken, İ grubunda ARI skor değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. 3M Victory mesh tabanlı braket gruplarında, SBS MPa değerleri yükseldikçe yapıştırıcının çoğu, braket üzerinde birikmiştir.

Adenta Crown integral tabanlı braket gruplarında, SBS değerlerinin yükselmesinin, braketlerin kopma modunu etkilemediği gözlenmiştir. Ayrıca bu grupta yapıştırıcılar çoğunlukla, diş üzerinde kalmıştır. Bu sonucun, braketlerin sökümü esnasında, diş minesinde meydana gelebilecek zararın bu yöntemler ile azaltılabileceğine dair bir ipucu olarak kabul edilebilir.

Birçok çalışma, konvansiyonel ortodontik bond teknikleri kullanılırken bağlanma kopmalarının en yoğun olarak, amalgam yüzeyler ve yapıştırıcı arasında meydana geldiğini göstermiştir (Gross ve ark., 1997; Sperber ve ark., 1999; Wongsamut ve ark., 2017). Ancak Wongsamut ve arkadaşları 2017’de yaptıkları çalışmada, yapışkan başarısızlığının çoğunlukla karışık tip kopmalardan meydana geldiğini, kumlama ve metal primerlerin, en yüksek SBS’yi gösteren kumlanmış gruplarda (ARI skoru= 2 ile desteklenen) bond kuvvetini artırdığını ortaya koymuşlardır. Bu, ARI skorunun SBS ile pozitif korelasyon içinde olduğunu göstermektedir (Wongsamut ve ark., 2017). Bu çalışmaların sonuçları, genel olarak, bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçları desteklemektedir.

### **5.2.3. EDI Sonuçları**

Çalışmamızda EDI skoru değerlendirilmesi için yaptığımız Ki-Kare testi sonucunda, M ve İ iki ana grup arası, grup içi ve bütün gruplar arası istatistiksel olarak çok önemli farklar bulunmamıştır. Buradan çıkan sonuç şu şekilde değerlendirilebilir; Cochrane ve arkadaşlarının 2017 yaptıkları çalışmada, kantitatif mine hasarı değerlendirilmiş ve braketten kalan adeziv miktarı ile braket üzerindeki mine miktarı arasında bir ilişki bulunduğu belirlenmiştir (Cochrane ve ark., 2017) . Çalışmamızda

ARI skoru değerlendirilmesinde, M ve İ grupları arasında istatistiksel olarak önemli farklar bulunmuş, o nedenle stereo-mikroskobun, ortodontik braketlerin sökümü yapıldıktan sonra, mine hasarı değerlendirmesi için, güvenilir bir metot olmadığı kanaatine varılmıştır.



## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

### 6.1. Sonuçlar

- Metal braket tabanında metal astar (primer) uygulaması ortodontik braketlerin bond kuvvetini artırmaktadır.
- Metal astar kullanıldığında, 3M Victory mesh tabanlı braketler, Adenta Crown integral tabanlı braketlerden daha yüksek SBS değerlerine ulaşabilmektedir.
- Mesh tabanlı braketlerin, tabanının tamamına ya da, tabanının orta kısmına metal astar sürülünce SBS değerleri arasında anlamlı bir fark oluşmamaktadır.
- İntegral tabanlı braketlerin, tabanının tamamına metal astarın sürülmesi, SBS değerlerini artırırken, tabanının orta kısmına metal astar sürülmesi SBS değerlerine anlamlı bir etki yapmamaktadır.
- Çalışmamızda kullanılan braketlerin taban tasarımının SBS değerlerine anlamlı bir etkisi yoktur.
- Ortodontik braketlerin bond kuvveti, braketin taban alanıyla orantılıdır.
- Adenta Integral tabanlı braket grubunda, yapıştırıcının çoğu diş üzerinde kalırken, 3M Victory mesh tabanlı braket grubunda yapıştırıcının çoğu braket üzerinde birikmiştir.
- 3M Victory mesh tabanlı braketlerin SBS değerleri yükseldikçe, yapıştırıcının çoğu braket üzerinde kalmıştır.
- Adenta integral tabanlı braketlerin SBS değerleri yükseldikçe ARI skoruna ait çoğu değerde anlamlı bir değişiklik bulunmamıştır.
- Stereo-mikroskop görüntülerinin incelemesinde, mine yüzeyi hasarı açısından, gruplar arasında anlamlı bir fark tespit edilememiştir.

## 6.2. Öneriler

- Ortodontik braketlerin bond kuvvetini artırmak amaçlandığında metal astar ve integral tabanlı braketler birlikte kullanılabilir.
- Metal astarın, mesh tabanlı braketler ile kullanılmasında, bond kuvvetindeki artışın, mine üzerindeki etkisi daha fazla incelenmelidir.
- Ortodontik tedavi açısından, mine yüzeyinde oluşan hasarın incelenebilmesi için, Stereo-Mikroskoptan daha hassas cihazlar ve yöntemler kullanılması gerekir.
- Daha fazla örnek üzerinde, farklı braketler ve bukkal tüpler ile yapılacak *in vitro* araştırmalardan daha iyi sonuçlar elde edilebileceği düşünülmektedir.
- Bu konuda yapılacak klinik çalışmalardan çok değerli veriler elde edilebilir.

## KAYNAKLAR

- Ac I. Restorative Dentistry-E-Book: Elsevier Health Sciences; 2013.
- Akhoundi M, Mojtahedzadeh F. Problems in standardization of orthodontic shear bond strength tests; a brief review. *Frontiers in Dentistry*. 2005;36-9.
- Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. *American journal of dentistry*. 2000;13(Spec No):77D-81D.
- Anderson AM, Kao E, Gladwin M, Benli O, Ngan P. The effects of argon laser irradiation on enamel decalcification: An *in vivo* study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2002;122(3):251-9.
- Arhun N, Arman A, editors. Effects of orthodontic mechanics on tooth enamel: a review. *Seminars in Orthodontics*; 2007: Elsevier.
- Arici S, Caniklioglu CM, Arici N, Ozer M, Oguz B. Adhesive thickness effects on the bond strength of a light-cured resin-modified glass ionomer cement. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(2):254-9.
- Årtun J. A post-treatment evaluation of multibonded ceramic brackets in orthodontics. *European journal of orthodontics*. 1997;19(2):219-28.
- Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *American journal of orthodontics*. 1984;85(4):333-40.
- Bin Abdullah MS, Rock W. The effect of etch time and debond interval upon the shear bond strength of metallic orthodontic brackets. *British journal of orthodontics*. 1996;23(2):121-4.
- Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon J, Warren J. Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*. 2002;72(5):464-7.
- Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *The Angle Orthodontist*. 2006;76(1):123-6.
- Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, Olson ME. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1998;114(3):243-7.
- Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Laffoon JF. Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2004;125(3):348-50.

- Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren J. Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling: a new self-etch primer and a resin-modified glass ionomer. *The Angle Orthodontist*. 2007;77(2):337-41.
- Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate. Google Patents; 1962.
- Boyd RL, Baumrind S. Periodontal considerations in the use of bonds or bands on molars in adolescents and adults. *The Angle Orthodontist*. 1992;62(2):117-26.
- Buonocore M, Matsui A, Gwinnett A. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Archives of oral biology*. 1968;13(1):61-IN20.
- Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*. 1955;34(6):849-53.
- Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman AI. Effect of self-etching primers on bond strength—are they reliable? *The Angle Orthodontist*. 2003;73(1):64-70.
- Büyükyilmaz T, Zachrisson BU. Improved orthodontic bonding to silver amalgam. Part 2. Lathe-cut, admixed, and spherical amalgams with different intermediate resins. *The Angle Orthodontist*. 1998;68(4):337-44.
- Buzzitta VJ, Hallgren SE, Powers JM. Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-bracket systems as studied *in vitro*. *American Journal of Orthodontics*. 1982;81(2):87-92.
- Cacciafesta V, Sfondrini MF, De Angelis M, Scribante A, Klersy C. Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;123(6):633-40.
- Cacciafesta V, Sfondrini MF, Klersy C, Sfondrini G. Polymerization with a micro-xenon light of a resin-modified glass ionomer: a shear bond strength study 15 minutes after bonding. *The European Journal of Orthodontics*. 2002;24(6):689-97.
- Campbell PM. Enamel surfaces after orthodontic bracket debonding. *The Angle Orthodontist*. 1995;65(2):103-10.
- Cerutti A, Mangani F, Putignano A. *Odontoiatria estetica adesiva: didattica multimediale*; Quintessenza; 2007.
- Chang JC. Amalgam repair with a 4-META resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;92(5):506-7.

- Chen C-S, Hsu M-L, Chang K-D, Kuang S-H, Chen P-T, Gung Y-W. Failure analysis: enamel fracture after debonding orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*. 2008;78(6):1071-7.
- Choo SC, Ireland A, Sherriff M. An *in vitro* investigation into the use of resin-modified glass poly (alkenoate) cements as orthodontic bonding agents. *The European Journal of Orthodontics*. 2001;23(3):243-52.
- Cochrane N, Ratneser S, Reynolds E. Effect of different orthodontic adhesive removal techniques on sound, demineralized and remineralized enamel. *Australian dental journal*. 2012;57(3):365-72.
- Cochrane NJ, Lo TW, Adams GG, Schneider PM. Quantitative analysis of enamel on debonded orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2017;152(3):312-9.
- Craig R, Power J. Restorative dental materials. Mosby-Year Book. Inc, Missouri. 1997:486.
- Dankner E, Neev J, Stabholz A, Rotstein I. Effect of XeCl-308nm excimer laser on the mineral content of human dentin. *Dental Traumatology*. 1997;13(5):234-7.
- de Albuquerque Calasans-Maia J, de Almeida NV, Rohen H, Freire MAG. Effect of a metal primer on the adhesive interface between composite and lingual brackets. *The journal of contemporary dental practice*. 2013;14(6):1106.
- De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Cardoso MV, Van Landuyt KL, Peumans M, Van Meerbeek B. Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *Journal of Dental Research*. 2012;91(4):351-7.
- De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dental Materials*. 2005;21(11):999-1007.
- Deliperi S, Bardwell D, Wegley C. Restoration interface microleakage using one total-etch and three self-etch adhesives. *Operative Dentistry*. 2007;32(2):179-84.
- Dumbryte I, Linkeviciene L, Linkevicius T, Malinauskas M. Enamel microcracks in terms of orthodontic treatment: A novel method for their detection and evaluation. *Dental materials journal*. 2017;36(4):438-46.
- Eminkahyagil N, Korkmaz Y, Gokalp S, Baseren M. Shear bond strength of orthodontic brackets with newly developed antibacterial self-etch adhesive. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(5):843-8.
- Ewoldsen N, Demke RS. A review of orthodontic cements and adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;120(1):45-8.

- Faltermeier A, Bürgers R, Rosentritt M. Bacterial adhesion of Streptococcus mutans to esthetic bracket materials. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2008;133(4):S99-S103.
- Fox NA, McCabe JF, Buckley JG. A critique of bond strength testing in orthodontics. British journal of orthodontics. 1994;21(1):33-43.
- Fricker JP. A new self-curing resin-modified glass-ionomer cement for the direct bonding of orthodontic brackets. Australian orthodontic journal. 1997;14(4):247.
- Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. Journal of dentistry. 1999;27(2):89-99.
- Germec D, Cakan U, Ozdemir FI, Arun T, Cakan M. Shear bond strength of brackets bonded to amalgam with different intermediate resins and adhesives. The European Journal of Orthodontics. 2008;31(2):207-12.
- Gioka C, Bourauel C, Zinelis S, Eliades T, Silikas N, Eliades G. Titanium orthodontic brackets: structure, composition, hardness and ionic release. Dental Materials. 2004;20(7):693-700.
- Görükmez E, Aksakallı S. Ortodontide Braket Sökümü Yapılırken Dikkat Edilmesi Gerekenler. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.26(4).
- Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KW, Huang GJ. Orthodontics-E-Book: current principles and techniques: Elsevier Health Sciences; 2016.
- Grandhi RK, Combe EC, Speidel TM. Shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets with a moisture-insensitive primer. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2001;119(3):251-5.
- Greenlaw R, Way DC, Galil KA. An *in vitro* evaluation of a visible light-cured resin as an alternative to conventional resin bonding systems. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1989;96(3):214-20.
- Gross MW, Foley TF, Mamandras AH. Direct bonding to Adlloy-treated amalgam. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 1997;112(3):252-8.
- Gupta N, Kumar D, Palla A. Evaluation of the effect of three innovative recycling methods on the shear bond strength of stainless steel brackets-an *in vitro* study. Journal of clinical and experimental dentistry. 2017;9(4):e550.
- Gwinnett A, Matsui A. A study of enamel adhesives: the physical relationship between enamel and adhesive. Archives of Oral Biology. 1967;12(12):1615-IN46.
- Gwinnett AJ, Gorelick L. Microscopic evaluation of enamel after debonding: clinical application. American journal of orthodontics. 1977;71(6):651-65.

- Habibi M, Nik TH, Hooshmand T. Comparison of debonding characteristics of metal and ceramic orthodontic brackets to enamel: an in-vitro study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2007;132(5):675-9.
- Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, De Munck J. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *Journal of dentistry*. 2012;40(6):475-84.
- Hermesen R, Vrijhoef M. Loss of enamel due to etching with phosphoric or maleic acid. *Dental Materials*. 1993;9(5):332-6.
- Hilal K, AYDINATAY BS, CİĞER S. Ortodontide Kullanılan Antibakteriyal Adezivler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 23(1):131-7.
- Hobson R, McCabe J, Hogg S. Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dental Materials*. 2001;17(2):184-9.
- Hotz P. The bonding of glass-ionomer cements to metal and tooth substrates. *Br Dent J*. 1977;142:41-7.
- Joseph V, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;97(2):121-5.
- Katona TR. A comparison of the stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1997;112(3):244-51.
- Keim R, Gottlieb E, Vogels 3rd D, Vogels P. 2014 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures, Part 1: results and trends. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 2014;48(10):607.
- Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH, VOGELS III DS. 2008 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Age (years). 2008;2002(1996):1990.
- Kitahara-Céia FMF, Mucha JN, dos Santos PAM. Assessment of enamel damage after removal of ceramic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2008;134(4):548-55.
- Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG, Ghosh J, Kahl-Nieke B. Plasma arc curing of ceramic brackets: an evaluation of shear bond strength and debonding characteristics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;124(3):309-15.
- Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG, Kahl-Nieke B. Plasma arc curing lights for orthodontic bonding. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2002;122(6):643-8.

- Klocke A, Tadic D, Kahl-Nieke B, Epple M. An optimized synthetic substrate for orthodontic bond strength testing. *Dental materials*. 2003;19(8):773-8.
- Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook Jr A, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *The Journal of the American Dental Association*. 2007;138(12):1599-603.
- Legler L, Retief D, Bradley E. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an *in vitro* study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;98(2):154-60.
- Liu J-K, Chang L-T, Chuang S-F, Shieh D-B. Shear bond strengths of plastic brackets with a mechanical base. *The Angle Orthodontist*. 2002;72(2):141-5.
- MacColl G, Rossouw P, Titley K, Yamin C. The relationship between bond strength and orthodontic bracket base surface area with conventional and microetched foil-mesh bases. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1998;113(3):276-81.
- Maijer R, Smith D. Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. *American journal of orthodontics*. 1981;79(1):20-34.
- Manzo B, Liistro G, De Clerck H. Clinical trial comparing plasma arc and conventional halogen curing lights for orthodontic bonding. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2004;125(1):30-5.
- Marković E, Glišić B, Šćepan I, Marković D, JOKANOVIC V. Bond strength of orthodontic adhesives. *Journal of Metallurgy*. 2009;14:2.
- Matsumura H, Tanaka T, Atsuta M. Effect of acidic primers on bonding between stainless steel and auto-polymerizing methacrylic resins. *Journal of dentistry*. 1997;25(3-4):285-90.
- McCabe JF, Walls AW. *Applied dental materials*: John Wiley & Sons; 2013.
- McNamara JA, Brudon WL, Kokich VG. *Orthodontics and dentofacial orthopedics*: Needham Press Ann Arbor, Mich; 2001.
- Moshonov J, Stabholz A, Bar-Hilel R, Peretz B. Chemical analysis and surface morphology of enamel and dentin following 9.6  $\mu$  CO<sub>2</sub> laser irradiation versus high speed drilling. *Journal of dentistry*. 2005;33(5):427-32.
- Naisbitt MA. *The Effect of Bracket Base Design on Shear Bond Strength: At the Bracket Base-cement Interface*: University of Alabama at Birmingham; 2010.
- Nicholson JW. *The chemistry of medical and dental materials*: Royal Society of Chemistry; 2002.

- Noel L, Rebellato J, Sheats RD. The effect of argon laser irradiation on demineralization resistance of human enamel adjacent to orthodontic brackets: an *in vitro* study. *The Angle Orthodontist*. 2003;73(3):249-58.
- Ødegaard J, Segner D. The use of visible light-curing composites in bonding ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;97(3):188-93.
- Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;119(6):610-6.
- Oh K-T, Choo S-U, Kim K-M, Kim K-N. A stainless steel bracket for orthodontic application. *The European Journal of Orthodontics*. 2005;27(3):237-44.
- Oskoe PA, Kachoei M, Rikhtegaran S, Fathalizadeh F, Navimipour EJ. Effect of surface treatment with sandblasting and Er, Cr: YSGG laser on bonding of stainless steel orthodontic brackets to silver amalgam. *Medicina oral, patologia oral y cirugía bucal*. 2012;17(2):e292.
- Ostby AW, Bishara SE, Denehy GE, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of self-etchant pH on the shear bond strength of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;134(2):203-8.
- Oz AA, Oz AZ, Arici S. In-vitro bond strengths and clinical failure rates of metal brackets bonded with different light-emitting diode units and curing times. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2016;149(2):212-6.
- Özcan M, Vallittu P, Huysmans M-C, Kalk W, Vahlberg T. Bond strength of resin composite to differently conditioned amalgam. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2006;17(1):7.
- Öztürk B, Malkoç S, Koyutürk AE, Çatalbaş B, Özer F. Influence of different tooth types on the bond strength of two orthodontic adhesive systems. *The European Journal of Orthodontics*. 2008;30(4):407-12.
- Paschos E, Kleinschrodt T, Clementino-Luedemann T, Huth KC, Hickel R, Kunzelmann K-H, Rudzki-Janson I. Effect of different bonding agents on prevention of enamel demineralization around orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2009;135(5):603-12.
- Pawar RL, Ronad YA, Ganiger CR, Suresh K, Phaphe S, Mane P. Cements and Adhesives in Orthodontics-An Update. *Biological and Biomedical Reports*. 2012;2(5):342-7.
- Perdigao J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L. New trends in dentin/enamel adhesion. *American journal of dentistry*. 2000;13(Spec No):25D-30D.

- Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC. Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *American journal of dentistry*. 2012;25(3):153.
- Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dental Materials*. 2010;26(12):1176-84.
- Pont HB, Özcan M, Bagis B, Ren Y. Loss of surface enamel after bracket debonding: an in-vivo and ex-vivo evaluation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;138(4):387. e1-. e9.
- Proffit WR, Fields Jr HW, Sarver DM. *Contemporary orthodontics*: Elsevier Health Sciences; 2006.
- Pus MD, Way DC. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *American journal of orthodontics*. 1980;77(3):269-83.
- Reena RK, Gill S, Miglani A. Storage media: A neglected variable for *in vitro* studies. *Journal of Indian Orthodontic Society*. 2011;45(1):5.
- Regan D, Van Noort R. Bond strengths of two integral bracket-base combinations: an *in vitro* comparison with foil-mesh. *The European Journal of Orthodontics*. 1989;11(2):144-53.
- Reynolds I. A review of direct orthodontic bonding. *British journal of orthodontics*. 1975;2(3):171-8.
- Rios D, Honório HM, Francisconi LF, Magalhães AC, Machado MAdAM, Buzalaf MAR. In situ effect of an erosive challenge on different restorative materials and on enamel adjacent to these materials. *Journal of dentistry*. 2008;36(2):152-7.
- Rix D, Foley TF, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;119(1):36-42.
- Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*: Elsevier Health Sciences; 2006.
- Rock W, Abdullah M. Shear bond strengths produced by composite and compomer light cured orthodontic adhesives. *Journal of dentistry*. 1997;25(3-4):243-9.
- Santana FR, Pereira JC, Pereira CA, Fernandes Neto AJ, Soares CJ. Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. *Brazilian oral research*. 2008;22(4):352-7.

- Schaneveldt S, Foley TF. Bond strength comparison of moisture-insensitive primers. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2002;122(3):267-73.
- Schulein T. Infection control for extracted teeth in the teaching laboratory. Journal of dental education. 1994;58(6):411-3.
- Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2001;119(1):30-5.
- Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, De Angelis M, Klersy C. Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional and self-etching primers. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 2004;125(3):357-60.
- Sharma-Sayal SK, Rossouw PE, Kulkarni GV, Titley KC. The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 2003;124(1):74-82.
- Sharma S, Tandon P, Nagar A, Singh GP, Singh A, Chugh VK. A comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with four different orthodontic adhesives. Journal of orthodontic science. 2014;3(2):29.
- Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. American Journal of Dentistry. 1995;8(1):59-67.
- Skilton JW, Tyas MJ, Woods MG. Effects of surface treatment on orthodontic bonding to amalgam. Australian Orthodontic Journal. 2006;22(1):59.
- Smith N, Reynolds I. A comparison of three bracket bases: an *in vitro* study. British journal of orthodontics. 1991;18(1):29-35.
- Smith RT, Shivapuja PK. The evaluation of dual cement resins in orthodontic bonding. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1993;103(5):448-51.
- Soderquist SA, Drummond JL, Evans CA. Bond strength evaluation of ceramic and stainless steel bracket bases subjected to cyclic tensile loading. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2006;129(2):175. e7-. e12.
- Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. Annali di stomatologia. 2017;8(1):1.
- Sol E, Espasa E, Boj J, Canalda C. Effect of different prophylaxis methods on sealant adhesion. The Journal of clinical pediatric dentistry. 2000;24(3):211-4.

- Sorel O, El Alam R, Chagneau F, Cathelineau G. Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002;122(3):260-6.
- Sperber R, Watson P, Rossouw P, Sectakof P. Adhesion of bonded orthodontic attachments to dental amalgam: *In vitro* study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1999;116(5):506-13.
- Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*. 2000;21(13):1379-85.
- Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS, Dos Santos Jr J. *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*: Quintessence Pub. Chicago; 2006.
- Sundfeld RH, Valentino TA, de Alexandre RS, Briso ALF, Sundfeld MLMM. Hybrid layer thickness and resin tag length of a self-etching adhesive bonded to sound dentin. *Journal of dentistry*. 2005;33(8):675-81.
- Sunna S, Rock W. Clinical performance of orthodontic brackets and adhesive systems: a randomized clinical trial. *British journal of orthodontics*. 1998;25(4):283-7.
- Sunna S, Rock W. An ex vivo investigation into the bond strength of orthodontic brackets and adhesive systems. *British journal of orthodontics*. 1999;26(1):47-50.
- Tanaka T, Nagata K, Takeyama M, Atsuta M, Nakabayashi N, Masuhara E. 4-META opaque resin—a new resin strongly adhesive to nickel-chromium alloy. *Journal of dental research*. 1981;60(9):1697-706.
- Ten Cate A, Nanci A. *Ten Cate's oral histology: development, structure, and function*: Elsevier; 2013.
- Thompson RE, Way DC. Enamel loss due to prophylaxis and multiple bonding/debonding of orthodontic attachments. *American journal of orthodontics*. 1981;79(3):282-95.
- Trites B, Foley TF, Banting D. Bond strength comparison of 2 self-etching primers over a 3-month storage period. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2004;126(6):709-16.
- Türkün Ş, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *Acta Odontologica Turcica*; Cilt 21, Sayı 2 (2004); 143. 2004.
- Unemori M, Matsuya Y, Matsuya S, Akashi A, Akamine A. Water absorption of poly (methyl methacrylate) containing 4-methacryloxyethyl trimellitic anhydride. *Biomaterials*. 2003;24(8):1381-7.

- Üşümez S, Büyükyılmaz T, Karaman A. Effect of light-emitting diode on bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*. 2004;74(2):259-63.
- Usumez S, Usumez A. Bonding and Restorative Composite Materials in Dentistry. *Wiley Encyclopedia of Composites*. 2011:1-11.
- Uzel A, Büyükyılmaz T, Kayalioglu M, Uzel I. Temperature rise during orthodontic bonding with various light-curing units—an *in vitro* study. *The Angle Orthodontist*. 2006;76(2):330-4.
- Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007;28(26):3757-85.
- Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*-. 2003;28(5):647-60.
- Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*-. 2003;28(3):215-35.
- Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *Journal of dental research*. 1992;71(8):1530-40.
- Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt K. State of the art of self-etch adhesives. *Dental materials*. 2011;27(1):17-28.
- Van Noort R, Noroozi S, Howard I, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *Journal of Dentistry*. 1989;17(2):61-7.
- Vicente A, Bravo LA, Romero M. Influence of a nonrinse conditioner on the bond strength of brackets bonded with a resin adhesive system. *The Angle Orthodontist*. 2005;75(3):400-5.
- Vicente A, Bravo LA, Romero M, Ortíz AJ, Canteras M. Effects of 3 adhesion promoters on the shear bond strength of orthodontic brackets: an in-vitro study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 2006;129(3):390-5.
- Vogels D. study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Part 1: results and trends. *J Clin Orthod*. 1996;30:615-29.

- Wang WN, Meng CL, Tarng TH. Bond strength: a comparison between chemical coated and mechanical interlock bases of ceramic and metal brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*. 1997;111(4):374-81.
- Whittaker D. Structural variations in the surface zone of human tooth enamel observed by scanning electron microscopy. *Archives of oral biology*. 1982;27(5):383-92.
- Wongsamut W, Satrawaha S, Wayakanon K. Surface modification for bonding between amalgam and orthodontic brackets. *Journal of orthodontic science*. 2017;6(4):129.
- Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of dental research*. 2004;83(6):454-8.
- Zachrisson BU. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *American Journal of Orthodontics*. 1977;71(2):173-89.
- Zaheer U, Zaheer N, Shahbaz M. SHEAR BOND STRENGTH OF BRACKETS ON BONDING TO TREATED AMALGAM SURFACES. *Pakistan Oral & Dental Journal*. 2018;38(2):207-10.
- Zeppieri IL, Chung C-H, Mante FK. Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;124(4):414-9.
- Zinelis S, Annousaki O, Eliades T, Makou M. Elemental composition of brazing alloys in metallic orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*. 2004;74(3):394-9.

## EKLER

**Ek 1:** Ondokuz Mayıs Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan çalışmanın uygunluğuna dair 13.06.2019 tarih ve 2019/474 karar ile alınan belge.



T.C.  
**ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ**  
**KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

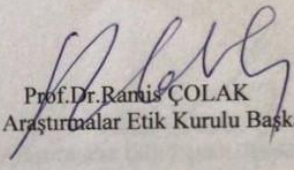
Sayı: B.30.2.ODM.C.20.08/507-571

08.07.2019

**Sayın Prof.Dr. Selim ARICI**

Etik Kurulumuza sunmuş olduğunuz **Metal Astar (Primer) Uygulamanın Ortodontik Braketlerin Bond Kuvveti Üzerine Etkisi: Bir In Vitro Çalışma** başlıklı OMÜ KAЕК 2019/474 Karar nolu nitelikli araştırma projeniz amaç, gerekçe, yaklaşım ve yöntemle ilgili açıklamaları, Klinik Araştırmalar Etik kurulu yönergesine göre 13.06.2019 tarihli Etik Kurulumuzda incelenmiş etik açıdan uygun bulunmuştur. Ancak araştırma bütçesinin maddi desteği henüz sağlanamadığından projeye bütçe desteği sağlanıp, tarafımıza bildirilmesinden sonra başlanmasına oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinize arz/rica ederim.



Prof.Dr.Ramis ÇOLAK  
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı

Ondokuz mayis Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Tel:(0362)3121919/2782 -4576007 Omutaek@gmail.com  
Hastane içi 1.Kat (Özel servis karşısı) Atakum/SAMSUN

**Ek 2:** Makaslama bağlanma dayanımı (SBS) Newton değerleri.

| SBS Değerleri Newton |      |      |       |      |      |
|----------------------|------|------|-------|------|------|
| MKONT                | MMAT | MMAK | İKONT | İMAT | İMAK |
| 37                   | 51   | 170  | 163   | 304  | 137  |
| 167                  | 105  | 170  | 104   | 236  | 120  |
| 142                  | 124  | 200  | 161   | 302  | 275  |
| 250                  | 230  | 238  | 68    | 172  | 159  |
| 110                  | 135  | 231  | 195   | 231  | 94   |
| 52                   | 100  | 231  | 57    | 200  | 171  |
| 203                  | 134  | 142  | 120   | 263  | 93   |
| 118                  | 110  | 168  | 219   | 235  | 232  |
| 76                   | 106  | 156  | 165   | 216  | 124  |
| 79                   | 204  | 138  | 215   | 140  | 125  |
| 111                  | 149  | 210  | 105   | 241  | 150  |
| 91                   | 218  | 207  | 173   | 195  | 85   |
| 78                   | 183  | 204  | 115   | 300  | 93   |
| 122                  | 140  | 131  | 150   | 223  | 180  |
| 198                  | 181  | 122  | 132   | 144  | 200  |
| 115                  | 332  | 243  | 132   | 123  | 123  |
| 122                  | 158  | 192  | 257   | 220  | 178  |
| 206                  | 240  | 295  | 289   | 169  | 92   |
| 146                  | 218  | 218  | 278   | 165  | 266  |
| 142                  | 232  | 117  | 120   | 202  | 160  |
| 236                  | 120  | 174  | 241   | 177  | 220  |
| 334                  | 205  | 221  | 168   | 299  | 244  |

**Ek 3: Makaslama bağlanma dayanımı (SBS) MPa değerleri**

| SBS by MPa |       |       |       |       |       |
|------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| MKONT      | MMAT  | MMAK  | İKONT | İMAT  | İMAK  |
| 4.07       | 5.61  | 18.7  | 12.9  | 24.05 | 10.84 |
| 18.37      | 11.55 | 18.7  | 8.23  | 18.67 | 9.49  |
| 15.62      | 13.64 | 22    | 12.74 | 23.89 | 21.76 |
| 27.5       | 25.3  | 26.18 | 5.38  | 13.61 | 12.58 |
| 12.1       | 14.85 | 25.41 | 15.43 | 18.28 | 7.44  |
| 5.72       | 11    | 25.41 | 4.51  | 15.82 | 13.53 |
| 22.33      | 14.74 | 15.62 | 9.49  | 20.81 | 7.36  |
| 12.98      | 12.1  | 18.48 | 17.33 | 18.59 | 18.35 |
| 8.36       | 11.66 | 17.16 | 13.05 | 17.09 | 9.81  |
| 8.69       | 22.44 | 15.18 | 17.01 | 11.08 | 9.89  |
| 12.21      | 16.39 | 23.1  | 8.31  | 19.07 | 11.87 |
| 10.01      | 23.98 | 22.77 | 13.69 | 15.43 | 6.72  |
| 8.58       | 20.13 | 22.44 | 9.1   | 23.73 | 7.36  |
| 13.42      | 15.4  | 14.41 | 11.87 | 17.64 | 14.24 |
| 21.78      | 19.91 | 13.42 | 10.44 | 11.39 | 15.82 |
| 12.65      | 36.52 | 26.73 | 10.44 | 9.73  | 9.73  |
| 13.42      | 17.38 | 21.12 | 20.33 | 17.41 | 14.08 |
| 22.66      | 26.4  | 32.45 | 22.86 | 13.37 | 7.28  |
| 16.06      | 23.98 | 23.98 | 21.99 | 13.05 | 21.04 |
| 15.62      | 25.52 | 12.87 | 9.49  | 15.98 | 12.66 |
| 25.96      | 13.2  | 19.14 | 19.07 | 14    | 17.41 |
| 36.74      | 22.55 | 24.31 | 13.29 | 23.66 | 19.3  |

**Ek 4:** Dişin yüzeyinde göz kararı ile mine hasar indeksi (EDI) değerleri .

| EDI   |       |      |      |       |      |      |
|-------|-------|------|------|-------|------|------|
| score | MKONT | MMAT | MMAK | İKONT | İMAT | İMAK |
| 0     | 14    | 11   | 13   | 14    | 11   | 15   |
| 1     | 8     | 11   | 9    | 8     | 11   | 7    |

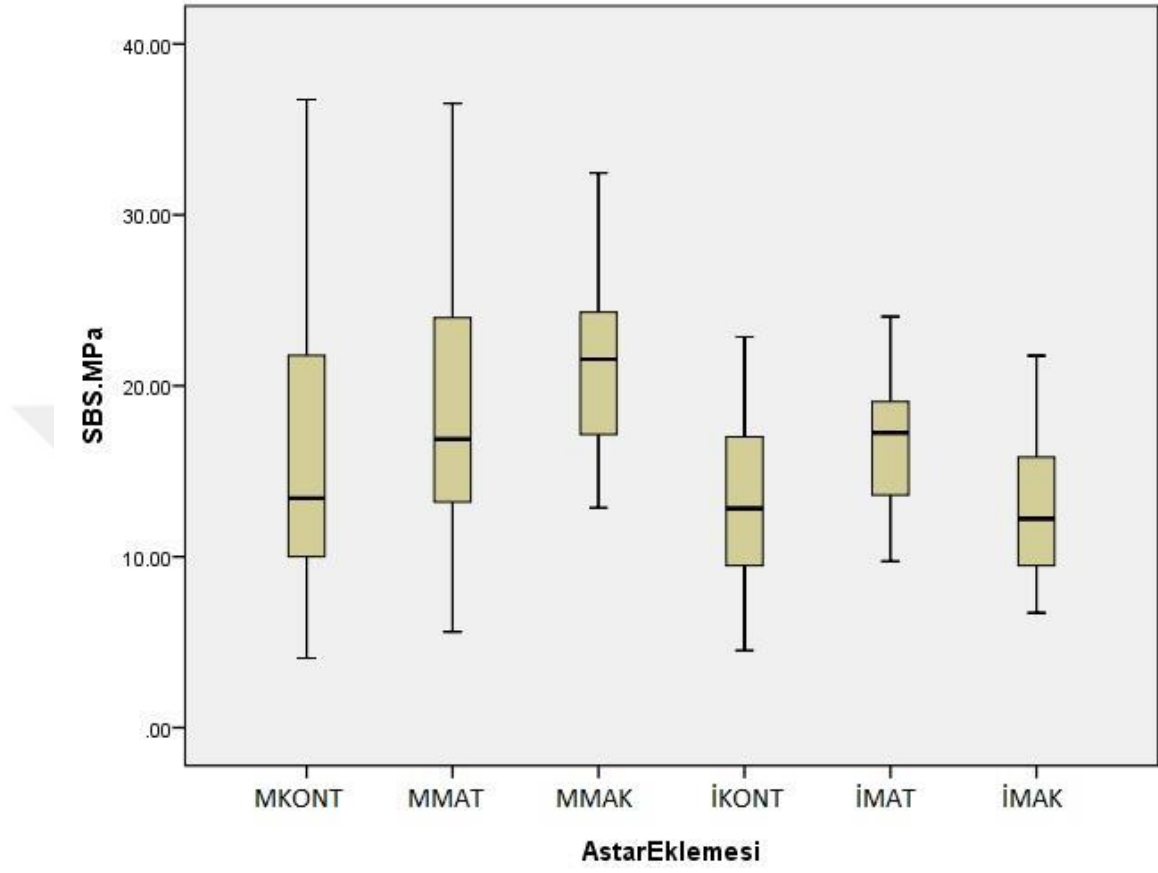
**Ek 5:** Artık Adeziv İndeksi ARI skor değerleri.

| Adhesive Remnant Index ARI |       |      |      |       |      |      |
|----------------------------|-------|------|------|-------|------|------|
| score                      | MKONT | MMAT | MMAK | İKONT | İMAT | İMAK |
| 0                          | 6     | 7    | 4    | yok   | yok  | yok  |
| 1                          | 5     | 8    | 18   | 3     | 6    | 2    |
| 2                          | 9     | 7    | yok  | 14    | 14   | 12   |
| 3                          | 2     | yok  | yok  | 5     | 2    | 8    |

**Ek 6:** SBS MPa üzerinde, bütün grupların normal dağıtım testi

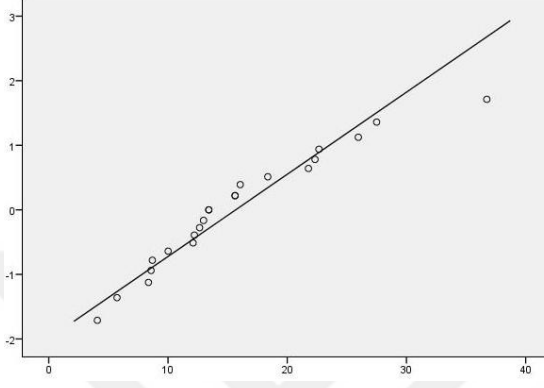
| Normal Dağıtım Testi |                 |                                 |    |       |              |    |      |
|----------------------|-----------------|---------------------------------|----|-------|--------------|----|------|
|                      | Astar<br>Ekleme | Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup> |    |       | Shapiro-Wilk |    |      |
|                      |                 | Statistic                       | df | Sig.  | Statistic    | df | Sig. |
| SBS.MPa              | MKONT           | .162                            | 22 | .136  | .936         | 22 | .163 |
|                      | MMAT            | .119                            | 22 | .200* | .955         | 22 | .399 |
|                      | MMAK            | .091                            | 22 | .200* | .969         | 22 | .685 |
|                      | İKONT           | .131                            | 22 | .200* | .964         | 22 | .572 |
|                      | İMAT            | .119                            | 22 | .200* | .951         | 22 | .334 |
|                      | İMAK            | .134                            | 22 | .200* | .928         | 22 | .113 |

**Ek 7:** Bütün grupların verilerin genel dağılımlarının gösteren grafikler.

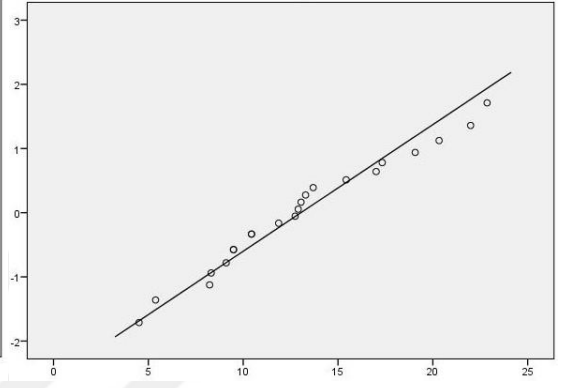


**Ek 8.** Sağ-sol veriler grup içinde birleştirildikten sonra yapılan genel istatistik değerlendirmede her bir ölçümden elde edilen verilerin genel dağılımlarının gösteren grafikler.

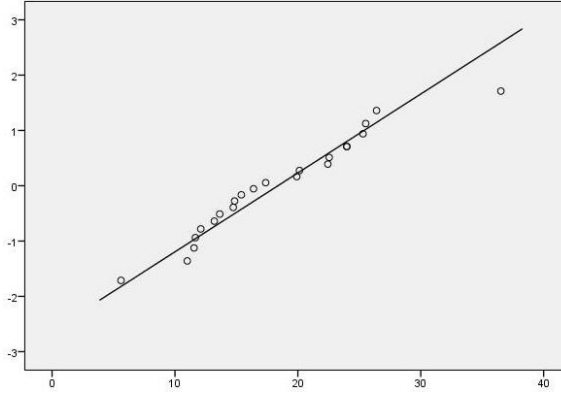
**MKONT**



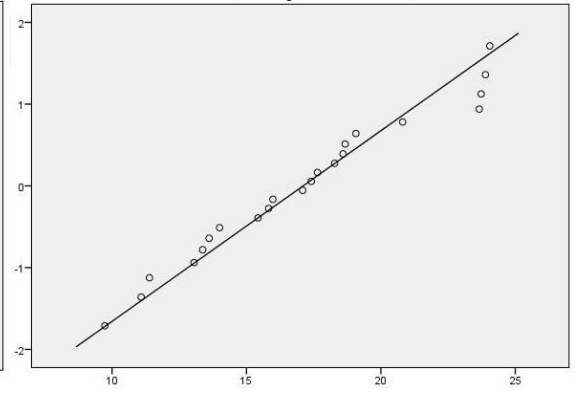
**İKONT**



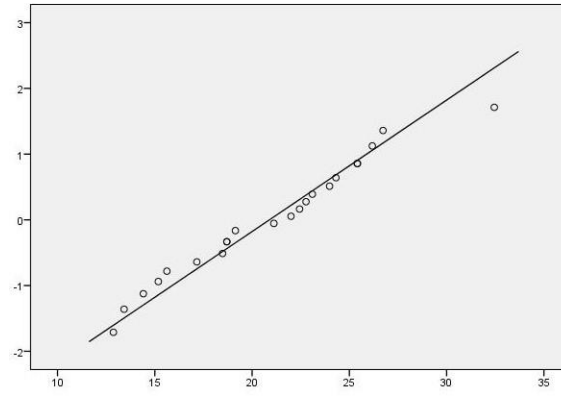
**MMAT**



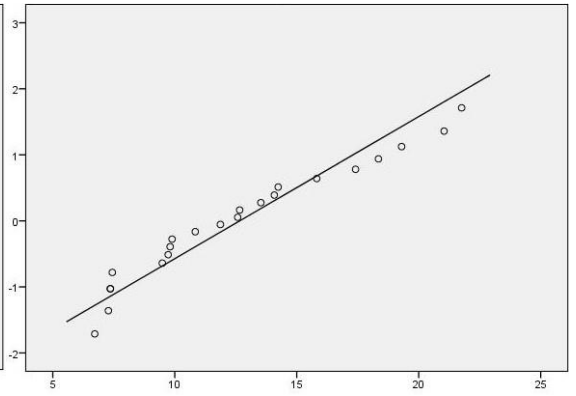
**İMAT**



**MMAK**



**İMAK**



## ÖZGEÇMİŞ

**Adı Soyadı:** Abdeen Shaker

**Doğum Yeri:** Latakia, Suriye

**Doğum Tarihi:** 05.10.1984

**Medeni Hali:** Evli

**Bildiği Yabancı Diller:** Arapça, İngilizce, Fransızca

**Eğitim Durumu:**

Adnan Almaliki Lisesi ,Latakia- Suriye (Ortaokul, Lise- 2002 )

Tishreen University Dış Hekimliği Fakültesi, Latakia-Suriye (Lisans-2008)

Halep University Dış Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, Halep-Suriye  
(Y.Lisans-2012)

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, Samsun  
(Doktora)...

**Çalıştığı Kurumlar:**

Halep University Dış Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, Halep-Suriye  
(Y.Lisans Öğr.) 2008-2012

Özel Hokail Estetik Ağız ve Dış Sağlığı Merkezi, Aljubeyl-KSA 2014-2015

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, (Doktora  
Öğr.) 2011...

**İletişim Bilgileri:**

**E-posta:** Abdeenodent@hotmail.com