



**ÜÇ FARKLI ORTODONTİK MOLAR TÜPÜN MAKASLAMA
BAĞLANMA DAYANIM KUVVETLERİNİN, DIŞ YÜZEYİ VE ATAÇMAN
ZEMİNİNİN TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) İLE
İNCELENMESİ**

Nisa ALTAN

**DOKTORA TEZİ
ORTODONTİ ANA BİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

HAZİRAN 2024

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

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

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

Nisa ALTAN

01.06.2024

ÜÇ FARKLI ORTODONTİK MOLAR TÜPÜN MAKASLAMA BAĞLANMA
DAYANIM KUVVETLERİNİN, DİŞ YÜZEYİ VE ATAÇMAN ZEMİNİNİN
TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) İLE İNCELENMESİ
(Doktora Tezi)

Nisa ALTAN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Haziran 2024

ÖZET

Bu araştırmanın amacı, metal, kompozit ve seramik molar tüplerin kesme bağlanma dayanım kuvvetlerini karşılaştırmak, kopma sonrası mine yüzeyinde kalan artık adeziv miktarını saptamak ve ortodontik tüplerin kırılmasının ardından molar dişlerin mine yüzeylerini incelemektir. Altmış altı adet üst molar diş rastgele 3 gruba ayrılarak dişlere metal, kompozit ve seramik tüpler yapıştırılmış ve ardından bağlanma dayanımı testi (SBS) uygulanmıştır. Kırma işleminin ardından adeziv kalıntı indeksi (ARI) skorları kaydedilmiş ve mine yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu (SEM) aracılığıyla incelenmiştir. İstatistiksel analiz için ShapiroWilk's, Kolmogorov Smirnov's, Kruskal Wallis H testi ve Post-Hoc testler kullanılmıştır. Metal ve seramik molar tüp gruplarının ortalama SBS değerleri, kompozit tüp grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulunmakla birlikte en yüksek SBS değerleri seramik molar tüp grubunda ($11,09 \pm 2,51$ MPa) kaydedilmiştir. Seramik molar tüp grubunda başarısızlık tipik olarak yapıştırıcı-mine arayüzeyinde meydana gelirken, kompozit molar tüp grubunda çoğunlukla yapıştırıcı-tüp tabanı arayüzeyindedir. ARI 1 ve ARI 2 skorları metal molar tüp grubunda yaygın olarak gözlenmiştir. Test edilen tüm molar tüpler klinik olarak kabul edilebilir SBS değerlerine sahip olmakla birlikte; kompozit molar tüplerin SBS değerleri, seramik ve metal molar tüplerinin değerlerinden önemli ölçüde daha düşük bulunmuştur. Debonding işlemi dikkatli bir şekilde yapıldığı takdirde, seramik molar tüpler, tam estetik ortodontik tedavi ayaşında olan hastalar için mine sağlığı açısından güvenli bir ürün olabilir.

Bilim Kodu : 1045
Anahtar Kelimeler : Sabit ortodontik apareyler, Seramik, Dental estetik, Adeziv kalıntı indeksi, Ortodontik braketler
Sayfa Adedi : 59
Danışman : Prof. Dr. M. Çağrı ULUSOY

EVALUTION OF RESIDUAL ADHESIVE REMAINING ON ENAMEL SURFACE
WITH SCANNING ELECTRON MICROSCOPE AND COMPARISON OF SHEAR
BOND STRENGTH OF THREE DIFFERENT ORTHODONTIC MOLAR TUBES

(Ph. D. Thesis)

Nisa ALTAN

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

June 2024

ABSTRACT

The aim for this research was to evaluate and compare the impact, bond strength, and residual adhesive on the enamel surface after debonding of different orthodontic molar tubes. The tested materials were metal, composite, and newly introduced ceramic orthodontic molar tubes. In all, 66 first molar teeth were randomly divided into three groups. Metal, glass-fiber composite and ceramic orthodontic molar tubes were bonded and shear bond strength (SBS) tests were performed. The adhesive remnant index (ARI) scores after debonding were recorded and the enamel surfaces were investigated using scanning electron microscopy (SEM) after the adhesives were cleaned. The mean SBS values of the metal and ceramic tube groups were significantly higher than that of the glass-fiber composite tube group. The highest SBS values were recorded for the ceramic tube group (11.09 ± 2.51 MPa). Failure typically occurred at the adhesive–enamel interface in the ceramic group, whereas the majority of the samples in the glass-fiber composite group showed failure at the adhesive–tube base interface according to ARI and SEM investigations. ARI 1 and ARI 2 scores were commonly observed for the metal tube group. All the molar tubes tested had generated clinically acceptable SBS values; however, the values for glass-fiber composite molar tubes were significantly lower than those for the ceramic and metal molar tubes. If the debonding procedure is performed carefully, the ceramic molar tubes may be an enamel-safe product for patients seeking fully esthetic orthodontic treatment.

Science Code : 1045

Key Words : Fixed orthodontic appliances, Ceramic, Dental esthetics, Adhesive remnant index, Orthodontic brackets

Page Number : 59

Supervisor : Prof. Dr. M. Çağrı ULUSOY

TEŞEKKÜR

Doktora sürecim boyunca öğrencisi olmaktan büyük mutluluk ve gurur duyduğum, gerek klinik gerek akademik anlamda bilgisine ve deneyimine sonsuz güvendiğim, beraber çalışmaktan çok büyük keyif aldığım, her zaman yanımda olan, en zor zamanlarımda desteğini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Mehmet Çağrı ULUSOY'a,

Eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini esirmeyen Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine, çalışma hayatım boyunca her türlü yardımlarını ve güler yüzlülüğünü esirgemeyen Ortodonti Anabilim Dalı sekreterleri ve yardımcı personeline,

Doktora eğitimime başladığım ilk günden itibaren yanımda olan, bu süreci birlikte yaşadığım, birlikte çok güzel anılar biriktirdiğim canım dönem arkadaşlarım Dr. Dt. Cansu OĞAN ve Dt. Eda ŞİRİN'e,

Yalnızca birlikte çalışmaktan değil, birlikte zaman geçirmekten de çok büyük keyif aldığım, her zaman ve her koşulda yanımda olacaklarını bildiğim, hayat boyu dostluğumuzun devam etmesini istediğim canım arkadaşlarım Dt. Hande BAŞARAN, Dr.Dt. Türker AKDEMİR ve Dt. Mehmet Salih ÖZAYDIN'a,

Benim için bir çalışma arkadaşından her zaman çok daha fazlası olmuş canım kıdemlim Dr. Dt. Zeynep ATMACA'ya,

Hayatım boyunca tüm kararlarımda her daim yanımda ve destek olan, hep gururla bahsettiğim, onların kızı olduğum için kendimi çok şanslı hissettiğim sevgili ailem; annem Sevda ALTAN, babam Ufuk ALTAN ve kardeşim Eren ALTAN'a,

Tüm kalbimle sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Sabit Ortodontik Aygıtların Gelişimi	3
2.1.1. Ortodontik braketler	4
2.2. Yapıştırma İşlemleri	11
2.2.1. Mine yüzeyinin temizlenmesi ve hazır hale getirilmesi	11
2.2.2. Asit uygulanması.....	12
2.2.3. Primer uygulanması.....	12
2.2.4. Yapıştırma	13
2.2.5. Yapıştırıcı tipleri	14
2.2.6. Işık kaynakları	17
2.3. Bağlanma Dayanımı Testleri	20
2.4. Taramalı Elektron Mikroskopunun (SEM) Çalışma Prensipleri.....	21
2.5. Adhesive Remnant Index (ARI).....	22
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	23
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	23

	Sayfa
3.2. Yapıştırma Protokolü.....	24
3.3. Kesme Bağlanma Dayanımı Testi	24
3.4. Adhesive Remnant Index Skorları.....	25
3.5. SEM analizi.....	26
3.6. İstatistik Yöntem.....	26
4. BULGULAR	27
5. TARTIŞMA.....	33
6. SONUÇLAR.....	39
KAYNAKLAR	41
EKLER.....	51
EK-1. Etik Komisyon İzni	52
EK-2. Power Raporu.....	56
ÖZGEÇMİŞ	58

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.1. Makaslama bağlanma dayanım değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu	27
Çizelge 4.2. ARI değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu	28



ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 4.1. Gruplara göre makaslama bağlanma dayanım değerlerine ilişkin dağılım grafiği	27
Şekil 4.2. Gruplara göre ARI değerlerine ilişkin dağılım grafiği	28



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Çalışmamızda kullanılan molar tüpler: 1 metal molar tüp, 2 kompozit molar tüp, 3 seramik molar tüp	24
Resim 3.2. Universal test makinesi tarafından üretilen kesme kuvvetinin büyük azı dişlerine uygulanması	25
Resim 4.1. Metal molar tüp tabanının taramalı elektron mikroskobu görüntüsü.....	29
Resim 4.2. Kompozit molar tüp tabanının taramalı elektron mikroskobu görüntüsü....	29
Resim 4.3. Seramik molar tüp tabanının taramalı elektron mikroskobu görüntüsü.....	30
Resim 4.4. Orjinal mine yüzeyinin taramalı elektron mikroskobu görüntüsü	30
Resim 4.5. Metal ortodontik molar tüpün kırılmasının ardından mine yüzeyinin taramalı elektron mikroskobu görüntüsü	31
Resim 4.6. Kompozit ortodontik molar tüpün kırılmasının ardından mine yüzeyinin taramalı elektron mikroskobu görüntüsü	31
Resim 4.7. Seramik ortodontik molar tüpün kırılmasının ardından mine yüzeyinin taramalı elektron mikroskobu görüntüsü; siyah ok ile gösterilen alanda mine kırığı, siyah kare ile işaretli alanlarda mine kaybı görülmektedir.....	32

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
-----------------	--------------------

%	Yüzde
°C	Santigrat

Kısaltmalar	Açıklamalar
--------------------	--------------------

ARI	Adhesive Remnant Index
BIS-GMA	Bisfenol A glisidil metakrilat
LED	Light Emitting Diode

1. GİRİŞ

Dişleri doğru konumda seviyeleyebilmek için ortodontik olarak diş hareketi oluşturacak kuvvet uygulanması gereklidir. Bu amaçla ortodonti pratiğinde ilk olarak hareketli apareyler kullanılmış, ardından uzayın üç yönünde kuvvet uygulayan sabit aygıtların gelişimi ile yeni bir dönem başlamıştır. Ortodontik uygulamalarda dişlere kuvvet uygulanması ilk geliştirilen yöntem dişler çevresine bantların yerleştirilmesidir[1].

Günümüzde hem klinisyen hem hasta için kullanım kolaylığı sunması nedeniyle bantların yerini mineye yapıştırılan braketler ve molar tüpler almıştır.

Ortodontik molar tüplerin avantajları arasında, tedavi başlangıcında seperatör yerleştirmek için gereken ek randevu süresi gerekmemesi, ortodontik tedavi sonrasında molar dişler arasında oluşan interdental boşluğun oluşmaması ve daha rahat temizlenebilmeleri nedeniyle diş eti sağlığının korunması sayılabilir [2, 3].

İlk molar tüpler paslanmaz çelik materyalden üretilse de, özellikle son on yılda artan estetik beklentiyi karşılamak amacıyla estetik molar ürünler de piyasaya sürülmüştür. Seramik ataşmanlar, estetik özellikleri, metal braketlerle karşılaştırılabilir bağlanma dayanım kuvvetleri ve oral dokularla biyouyumlu olmaları nedeniyle ortodontik uygulamalarda sıklıkla kullanılmaktadır [4, 5].

Literatür incelendiğinde artan popülaritelerine karşın, mine-braket ara yüzeyindeki bağlanma başarısızlıkları ve debonding sırasında mine yüzeyinin hasar görmesi gibi dezavantajlarından bahsedilmektedir [6-8].

Ortodontik tedavide kullanılan birçok seramik ataşman olmasına rağmen, bildiğimiz kadarıyla literatürde, yeni tanıtılan seramik ortodontik molar tüplerin bağlanma dayanım kuvvetini ve bu molar tüplerin mine yüzeyine etkilerini değerlendiren bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle bu çalışmanın amacı, metal, kompozit ve seramik molar tüplerin kesme bağlanma dayanım kuvvetlerini karşılaştırmak, kopma sonrası mine yüzeyinde kalan artık adeziv miktarını saptamak ve ortodontik tüplerin kırılmasının ardından molar dişlerin mine yüzeylerini incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Sabit Ortodontik Aygıtların Gelişimi

Gülüş estetiği, fasiyal görünüm, doğru fonasyon ve çeneler arasında uygun fonksiyonel konumun sağlanması amacıyla dental arklar üzerinde dişlerin düzgün olarak konumlandırılması için sabit ortodontik tedavi aygıtları kullanılmaktadır.

Ortodontik uygulamalarda dişlere kuvvet uygulayabilmek amacıyla ilk geliştirilen aygıtlar dişler çevresine yerleştirilen bantlardır.

Sabit aygıtlardan braketler ve tüpler ortodonti pratiğinin ilk zamanlarında dişler üzerine yerleştirilen bu bantlar aracılığı ile dişlere kuvvet uygulamaktadır. İlk başta molar dişlerin çevresine vidalar aracılığıyla oturtulmuş bantlar kullanılmış olup, 1960'lı yıllarda önceden hazırlanmış paslanmaz çelik bantlar ortodonti pratiğinde kullanım alanı bulmuştur [1].

Ortodontik braketler 1964 yılında ilk olarak Newman tarafından kullanılmıştır [9].

Uzun yıllar boyunca bantlar üzerinde lehimlenen ve Angle tarafından geliştirilmiş Edgewise braketler son otuz yıl içindeki teknolojiye hızlı gelişmeler sonucu dişler üzerinde doğrudan yapıştırma yöntemiyle konumlandırılmaktadır [10].

Direkt olarak mine yüzeyine yapıştırılan braketlerin bantlara kıyasla daha estetik bir görünüme sahip olması, daha hijyenik olması, minede dekalsifikasyon oluşma riskini azaltması ve daha rahat uygulanması gibi avantajları söz konusudur [11].

Bununla birlikte braketler, tedavi esnasında ara yüzeylere ulaşma olanağı da sağladıkları için karşılaşılabilecek diş boyutuna dair problemler aşındırma yapılarak giderilebilir. Bantlanması mümkün olmayan, henüz tam olarak sürmemiş veya travmaya maruz kalarak kırılmış dişlere tedavinin erken dönemlerinde braketler aracılığı ile kuvvet uygulanabilir. Bant ile diş yüzeyi arasında çürük oluşma riski ortadan kaldırılır, ortodontik tedavi sırasında ara yüzeylerdeki çürükler tespit edilerek tedavisi gerçekleştirilebilir ve restorasyon gereken dişlerde bu yüzeylere ulaşılabilir. Braketlerin doğrudan diş yüzeyine yapıştırılmasıyla tedavi sonunda oluşan bant boşlukları ve bu boşlukları kapatma gerekliliği

de ortadan kaldırılmış olur. Bununla birlikte braketler daha az plak birikimine, daha az dişeti iltihabına ve ara yüzeylerde daha az dişeti ataçman kaybına neden olurlar [12].

2.1.1. Ortodontik braketler

Ortodontik braketlerin üretiminde çok sayıda farklı materyal (metal alaşımları, seramik, plastik), çeşitli tasarımlar ve farklı üretim metotları kullanılabilir. Günümüzde ortodontik tedavide en fazla tercih edilen sabit aygıtlar metal braketlerdir. Piyasada birbirinden farklı kanat tasarımına, oluk açısına, mesiodistal ve oklüzogingival boyuta sahip çok sayıda braket sistemi bulunmaktadır [13].

Metal braketler

İlk geliştirilen altın braket protipi 1900'lü yıllarda Angle tarafından geliştirilen Edgewise braketlerdir. 1933 yılında ilk paslanmaz çelik sabit aparey sistemi Dr. Archie Brusse tarafından tanıtılmıştır. Bu tarihten itibaren altının yerini paslanmaz çelik almıştır. Paslanmaz çelik materyali altından daha sert yapıda ve daha dayanıklı bir materyaldir. Paslanmaz çelik braketler daha küçük boyutlarda üretilebilirler ve daha estetik bir görüntü sunarlar [14].

Ortodontik tedavide en sık kullanılan braket tipleri metal braketlerdir. Metal braketlerin üretimi için 3 farklı yöntem kullanılmaktadır: döküm yöntemi, enjeksiyonla şekillendirme yöntemi ve işleme (freze) yöntemi. Metal braketlerin üretimi için kullanılan materyaller büyük oranda paslanmaz çelik alaşımlardan oluşmaktadır [15, 16].

Ostenitik paslanmaz çelik alaşımlar içeriğinde %18 krom ve %8 nikel barındırırlar. Paslanmaz çelik braketlerde pürüzlü tabanın gövdeye tutunması için metallerin kaynaşması, titanyum braketlerde taban ve gövdenin birleşmesi için ise lazerle lehimlenmeleri gerekmektedir. Paslanmaz çelik ile altın, gümüş, bakır ve nikel gibi farklı metal tiplerini çok yüksek ısılarda (450°C üzerinde) birleştirmek oldukça kolay bir işlemdir; alüminyum veya titanyum gibi materyallerle kaynaştırma işlemi esnasında ise oksidasyonu önüne geçilmesi için bazı önlemler alınması gerekmektedir [17].

Yapılan araştırmalarda ortodonti alanında kullanılan metal alaşımların içerisinde bulunan çinko ve bakırın yüksek sitotoksik etkilere neden olduğu bulunmuştur [18, 19].

Üretici firmalar bu sorunun çözülmesi amacıyla altın bazlı materyallere yönelmişlerdir. Ancak bu durumla birlikte, paslanmaz çelik çözünerek braket tabanında korozyona neden olabilir ve böylelikle çelikten nikel salınımına yol açılabilir [20, 21].

Bu nedenle özellikle nikel alerjisi olan bireylerde paslanmaz çelik braketlere alternatif olarak titanyum braketlerin kullanımı ileri sürülmüştür [22].

Titanyum braketler, paslanmaz çelik braketler kadar dayanıklı ve sağlamdırlar, ancak bükülmeye karşı dirençleri çelik alaşımlara göre çok daha düşüktür [23].

Metal braketlerin iyon salınımı alerjik reaksiyonlara ve sitotoksik etkilere yol açabileceği için oldukça önemsenmesi gereken bir sorundur. Hangi yöntem ile üretilmiş metal braketlerin daha az sitotoksikiteye neden olduğu konusunda görüş birliği yoktur; bununla birlikte lehimlenmiş parçaları bulunan braketlerin daha sitotoksik olabileceği düşünülmektedir [24].

1970 li yılların başında erişkin hastalarda ortodontik tedavinin yaygınlaşması ile artan estetik beklentiyi karşılamak için plastik braketler piyasaya sürülmüştür [25].

Plastik braketler

Plastik braketler, estetik özelliklerinden dolayı metal braketlere alternatif olarak ilk defa 1969 yılında Newman tarafından tanıtılmış ve üretilmeye başlanmıştır. Genel olarak plastik şekillendirici toz ve polikarbonattan oluşan plastik braketler, fiber-cam, cam parçacıklı ve metalle desteklenmiş tipte de olabilirler. Plastik braketlerin distorsiyon ve kırılmalara karşı dirençleri oldukça azdır. Bu braketlerin istenmeyen özelliklerinden ötürü ortodonti pratiğinde kullanımları oldukça sınırlıdır [26].

Bununla birlikte dişler üzerine uygulanan tork kuvvetlerinin artırılmasıyla plastik braketin deformasyonun da arttığı bulunmuştur [27].

Bir diğer dezavantajı ise yüksek sürtünme katsayısına sahip olmaları ve metal braketlerle karşılaştırıldığında daha yüksek sürtünme göstermeleridir [28].

İlk başlarda yoğun ilgi görmelerine karşın, su absorpsiyonuna bağlı renklenmeleri ve slot deformasyonu sebebi ile popülaritelerini yitirmişlerdir. Bu nedenle üretici firmalar plastik braketleri, seramik dolgular ve metal slotlar ile modifiye etmişlerdir. Tüm bu eklemelere rağmen braketlerde meydana gelen distorsiyonun ve renklenmelerin önüne geçilememiştir.

Plastik braketler estetik tedavi arayışındaki erişkin hastalarda, kısa süreli tedavi gerektiren maloklüzyonlarda ve düşük kuvvet uygulanması gereken durumlarda kullanılabilirler. Hastalar için uygun bir alternatif de metal oluklarla güçlendirilen plastik braketler olabilir ancak bu braketlerde kanatlar yeterli dirence sahip değildirler. Bu nedenle braket kütesinin artırılması gerekmektedir.

Kompozit braketler

İki ya da daha fazla sayıdaki, aynı veya farklı çeşit malzemelerin, en üstün özelliklerini tek bir materyalde bir araya getirme ya da ortaya yeni bir özellikte materyal çıkarmak amacıyla, birleştirilen malzemelere “Kompozit” denmektedir [29].

1990’lı yılların sonlarında tanıtılan kompozit braketlerde seramik braketlerden daha az sürtünme görülmektedir. Sürtünmenin düşürülmesi için, sertlikten ve aşınmaya karşı dirençten ödün verilmek zorunda kalınmış ve diğer dezavantajlar tümüyle elimine edilememiştir.

Zinelis ve arkadaşları 2005 yılında yaptıkları araştırmada estetik ortodontik braketlerin yapımında sık kullanılan malzemelerin klinik özelliklerini belirlemeyi amaçlamışlardır. Polikarbonat, polioksimetilen, ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen ve polikristalin alumina (seramik) gruplarının en yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğunu göstermiştir. Seramik, içlerinden yıpranmaya karşı en dirençlisidir ve polioksimetilen tarafından takip edilmektedir [30].

Polikarbonat, polioksimetilen ve ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen, kompozit braketlerin üretiminde de sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak kompozit braketler, bu kuvvetli materyaller ve doldurucularla desteklenmiş olsa da kuvvet altında çelikten 60 kat daha fazla deformasyona uğramaktadır. Slot genişliği de bu deformasyona bağlı olarak arttığı için,

kompozit braketler köşeli teli tam olarak kavrayamamakta ve tork uygulanması zorlaşmaktadır [29].

Kompozit braketler seramik partikülleri ile güçlendirilmiş, estetik ve düşük maliyetli ürünlerdir. Bazılarında slot metal ile kaplanmıştır. Slotun metal olması braket ile tel arasındaki sürtünme kuvvetini azaltmakta, fakat zamanla metal slotun kompozit gövdeden ayrılması gibi sorunlar ortaya çıkabilmektedir. Kompozit braketler elastik modüllerinin düşük olması nedeni ile metal braketlere benzer şekilde kolay sökülürler [28].

Rutin olarak kullanılan metal braketlerden daha estetik özellikte olsalar da kompozit braketlerin birçok dezavantajı mevcuttur. Dış yüzeyine gösterdikleri bağlanma kuvvetinin düşük olması, uzun süren tedavilerde lekelenmeleri ve renk değiştirmeleri, zayıf hacimsel stabilite göstermeleri, irregüler yüzeyleri dolayısıyla yüksek sürtünme katsayısına sahip olmaları, kanatlar ve çengellerinin fraktür dayanıklılığının düşük olması ve tork kuvvetlerine karşı düşük dayanıklılıkta olmaları dezavantajlardan bazılarıdır. Ayrıca kompozit braketler S. mutans kolonilerinin üremesi ve plak birikimine diğer estetik braketlere kıyasla daha fazla neden olmaktadır [31].

Yapılan araştırmalarda da görülebildiği gibi, seramikle güçlendirilmeleri, ultra güçlü polimerlerle sağlamlaştırılmaları ve hatta seramik/metal slot eklemeleri gibi modifikasyonlara rağmen belirgin üstünlük göstermemeleri ve major eksikliklerinin giderilememesi nedeniyle, kompozit braketlerin endikasyonları kısa süreli seviyeleme ve basit çapaşıklık vakaları ile sınırlanmıştır [32, 33].

Seramik braketler

Seramik braketler 1986 yılında piyasaya sürülmüştür. Bu braketler üstün estetik özellikleri nedeniyle metal braketlerden, hızlı deformasyona uğramamaları nedeniyle plastik braketlerden daha avantajlıdır. Seramik braketler genellikle alüminyum oksitin (alumina) yüksek saflıktaki formunda üretilirler, monokristalin (safir) ya da polikristalin yapıdadırlar [34].

Alumina, paslanmaz çeliğe göre çok daha sert yapıdadır ve 20-50 kat daha kırılgandır. Seramik braketlerin gelişiminde ilerleyen zamanlarda polikristalin zirkonyum oksit yapıdaki

braketler üretilmiştir. Bu braketler, polikristalin alumina braketlere oranla dört kat daha dayanıklı yapıdadırlar [35].

Mine yüzeyine bağlanma kuvvetleri, alumina seramik braketlerden oldukça yüksek olduğundan minede çatlaklara ve mine yüzeyinden kopmalara neden olma ihtimalleri yüksektir. Günümüzde piyasaya sürülen seramik braketlerin büyük oranı alüminyum oksit materyalinden üretilmektedir [34].

Seramik braketlerin, ortodontik kuvvetlere direnç gösterecek kadar kuvvetli olmaları ve kolay renklenmemeleri tercih edilebilirliğini arttırmıştır. Ancak rezinler ile kimyasal bağ kurmamaları, düşük kırılma dirençleri ve özellikle ark telleri ile kullanılırken oluşan yüksek sürtünme kuvveti, seramik braketlerin dezavantajları arasında sayılmaktadır. Yapılan laboratuvar çalışmalarında mekanik olarak mineye tutunan seramik braketlerin bağlanma direnci aynı boyuta sahip metal braketlere kıyasla daha düşük bulunmuştur. Seramik braketlerin tabanları, metal braketlerin tabanlarına oranla daha az girinti ve çıkıntılar içerir, bu sebeple yapıştırma esnasında silanla birlikte kullanılmadıklarında kopma gibi problemlerin metal braketlerden daha yüksek oranda olması beklenir. Kimyasal olarak bağlanma sistemlerinde ise alüminyum oksit kaide üzerine cam eklenerek ara yüzeye silan uygulanır. Silan ve cam bağlanırlar. Böylelikle bir akrilik yapıştırıcı ile birleşebilen serbest uçlar oluşturulmuş olur.

Mekanik ve kimyasal bağlanma sistemleri arasındaki fark, bağlanma yüzeyine dağıtılan stres yoğunluğundaki farktan köken alır. Diş yüzeyine mekanik olarak tutunan seramik braketlerin köşeleri 90°'lik oluklar şeklindedir ve keskin köşeli çıkıntılara sahiptir. Böylelikle stres braketin keskin köşeleri çevresinde yoğunlaşarak, braketler çıkarılırken adezivin bir kısmı diş yüzeyinde bir kısmı ise braketin tabanında kalır. Öte yandan, kimyasal olarak diş yüzeyine bağlanan seramik braketlerin tabanı oluşan stresin braketin herhangi bir bölgesinde yoğunlaşmasına neden olmadan tüm yapıştırıcı yüzeyine dağılmasına izin verirler. Aynı nedenden ötürü braketin de mine yüzeyinden ayrılması için daha fazla kuvvet uygulanması gerekmektedir [36].

Yapılan çalışmalarda kimyasal yolla bağlanan seramik braketlerin bağlanma direnci, mekanik yolla bağlanan seramik braketlere kıyasla daha yüksek bulunmuştur. Seramik braketlerin bağlanma dayanımının daha yüksek olması, kırılma bölgesini, daha güvenilir

olan braket ile yapıştırıcı arayüzeyinden mine yapıştırıcı arayüzeyine taşır. Böylelikle mine ile adeziv ara yüzünde oluşacak kopmalar ile minede hasar meydana gelme olasılığı arttırabilir [37-39].

Bu nedenle üretici firmalardan bazıları daha fazla mekanik tutuculuk ve daha az kimyasal bağlanmayı hedefleyerek seramik braketlerin tabanınlarına pürüzler ve oluklar eklemiştir. Yapılan bazı çalışmalarda mekanik tutuculuk ile yeterli seviyede bağlanma direncinin sağlandığı, silan eklenerek elde edilen kimyasal bağlanmaya gerek olmadığı görüşü de savunulmuştur [37].

Polikristalin braketler

Polikristalin braketler, seramik braketler arasında kullanımı en yaygın braket tipidir. Polikristalin braketler sinterlenen ya da birleştirilen alüminyum oksit parçacıklarının fırınlanmasıyla üretilirler [40].

Polikristalin alumina braketlerin üretim aşamalarından ilki ortalama 0.3 µm büyüklükteki alüminyum oksit partiküllerinin bağlayıcı bir ajan yardımıyla karıştırılmasıdır. Meydana gelen bu karışıma braket formu verilmesinin ardından 1800°C'den daha yüksek sıcaklıklarda fırınlama işlemi yapılır. Bağlayıcı bu yüksek sıcaklıkta yapıdan uzaklaşır ve alüminyum oksit partiküllerinin birbirlerine bağlanması sağlanır. Bu işleme sinterizasyon denir [41].

Sinterizasyon işleminin ardından braketlere istenilen oluk boyutları elmas frezler aracılığıyla verilir. Tüm bu işlemlerin sonucunda oluşacak stresi ortadan kaldırmak amacıyla en son ısıtma işlemi ile şekillendirilirler [42].

Kalıplama ve sinterleme işlemleri, monokristalin braketlerin üretim maliyetlerine göre daha düşük maliyete neden olduğundan polikristalin braketler, seramik braketler içinde popüler hale gelmiştir [40].

Sinterizasyon işlemi daha kolay ve daha ucuz bir yöntem olmasıyla birlikte polikristalin alumina mikroyapısı içerisinde granüllü sınırların yaratılmasına neden olur. Bu durum materyalin saflığının bozulmasına yol açar. Bu bozulan mikroyapı, kristallerin yönlerinde değişiklik meydana getirir ve bu bölgeler materyalin dayanıklılığını ve optik özelliklerini olumsuz yönde etkiler. Braketler düzensiz kristal yapıdaki bu bölgelerinde ışık tam olarak

geçemez ve braketler daha opak görünürler. Sinterizasyon için kullanılan ajanın konsantrasyonu %0.001'den azdır ve ısıtma işlemi tabi tutulmasına rağmen materyalde eser miktarda kalmaktadır. Klinik kullanımda brakete kuvvet uygulandığı zaman bu granüllü sınırlar ve düzensiz bölgeler, braketten meydana gelen çatlakların başladığı alanlar olarak belirlenmiştir [42].

Monokristalin braketler

Monokristalin yapıdaki braketler, polikristalin braketler gibi alüminyum oksit parçacıklarından üretilirler. Monokristalin braketlerin üretiminde alüminyum oksit parçacıkları öncelikle 2100°C'de eritilir ve sonrasında yavaş yavaş soğutulur. Böylelikle kristalizasyon sağlanmış ve polikristalin braketlerde rastlanan stres kaynaklı sorunlar en az düzeye indirilmiş olur. Soğutulmuş tek kristalli alüminyum; elmas lazer, elmas veya ultrasonik kesici aletler aracılığıyla braket formu verilir. Bu şekil verme işlemi seramiğin yüksek sertliğinden ötürü zordur. Bu nedenle monokristalin seramik braketlerin üretim maliyeti polikristalin braketlerden daha yüksektir [40].

Polikristalin yapıdaki braketlerin üretimindeki sinterizasyon işlemi materyalin saf yapısını bozarak braketten opak bir görünüm verir. Buna karşılık iç yapıdaki saflık, monokristalin braketlerdeki optik geçirgenliği mükemmel hale getirir ve estetik bir görünüm kazanmalarına neden olur. Monokristalin braketler de polikristalin braketler de yapılarında bulunan alüminyum oksitten ötürü metal braketlere kıyasla daha yüksek dayanıklılığa sahiptirler. Bununla birlikte seramik braketler mineye oranla dokuz kat daha sert yapıdadır [42].

Eğer seramik braketlerin oklüzyondaki karşıt diş ile bir teması varsa temastaki dişin minesini hızla aşınabilir [43].

Seramik braketlerin sahip olduğu bir diğer önemli özellik de gerilim dirençleridir. Bu özellik seramik braketlerin yüzey koşullarına bağlıdır. Seramik braket yüzeyindeki ufak çizikler, braketin kopması için gerekli kuvveti azaltarak daha düşük kuvvetlerde kırılmasına sebep olacaktır. Seramik braketlerde kırılmaya karşı dayanıklılık paslanmaz çelik braketlere kıyasla 20-40 kat daha azdır ve bu nedenle daha kolay kırılırlar [44, 45].

Polikristalin ve monokristalin braketler yapılarındaki alüminyum oksit parçacıkları nedeniyle doğrudan herhangi bir yapıştırıcı ajana bağlanamazlar. Bu nedenle iki ayrı yöntem geliştirilmiştir. Mekanik bağlanma yönteminde bağlanma braket tabanına eklenen girinti çıkıntılarla sağlanırken, kimyasal bağlanma yönteminde braketlerin tabanları düz bir yüzey şeklindedir ve kimyasal bağlanma bir ajan aracılığıyla gerçekleşir. Braketin tabanı ve adeziv rezin arasında bağlayıcı ajan olarak silan kullanılmaktadır.

Kimyasal bağlanma yönteminde, braket ile diş yüzeyi arasında oldukça güçlü bir bağlantı oluşur. Meydana gelen bu bağ kırılma esnasında yüksek strese neden olur. Bu nedenle kırılma sırasında minede geri dönüşümsüz mine hasarı oluşabilmekte ve mineden tabaka kaldırılabilmektedir. Sonuçta çözülmesi gereken problem; diş ve braket ara yüzeyi arasında oluşan bu güçlü bağlanma kuvvetidir, tedavi esnasında uygun kuvvette bağlanma sağlanmalı ve braketlerin sökülmesinden sonra mine yüzeyinde bir hasar oluşmamalıdır [44, 46].

2.2. Yapıştırma İşlemleri

2.2.1. Mine yüzeyinin temizlenmesi ve hazır hale getirilmesi

Yapıştırma işlemleri öncesinde dişlerin temizlenmesi gereklidir. Bu sayede plak ve organik artıklar diş yüzeyinden uzaklaştırılır ve maksimum bağlanma direnci sağlanmış olur [47].

Bu işlem ile pelikül uzaklaştırılır, minede mevcut olan düzensiz bölgeler belirginleştirilir, mine prizmaları arasındaki gözenekleri açığa çıkarılır ve asitin mine yüzeyine difüzyonunu artırılmış olur. Minenin temizliği için lastik, polisaj fırçası ve pomza ile döner el aletlerinin kullanılması önerilmektedir [48].

Reisner ve ark., diş yüzeylerinin, asitleme öncesinde pomza ile temizlenmesine alternatif olarak tungsten karbid frezle düşük devirde (25.000 rpm) hafif bir şekilde abraze edilmesinin daha etkili sonuçlar verdiğini bulmuşlardır [49].

Bununla birlikte başarılı bir yapışma sağlanması için uygun izolasyon ve nem kontrolünün sağlanması gerekmektedir. Nem ve tükürük temasının önlenmesi için kullanılan bir çok sayıda alet mevcuttur; yanak, dudak ekartörleri, dil iten tükürük emici aletler, pamuk rulo ve tükürük salgısı azaltan ilaçlar bu aletler arasında sayılabilir.

2.2.2. Asit uygulanması

Ortodonti pratiğinde asit kullanılarak ataçmanların yapıştırılması ilk olarak Buonocore tarafından 1955 yılında ortaya atılmıştır. Buonocore, mineye %85lik ortofosforik asit uygulanarak bağlanma dayanımının artırıldığını göstermiştir [11].

Yapıştırma işlemlerinin ilk aşaması olarak nem kontrolü sağlandıktan sonra, asit uygulamasına geçilir. Asitleme işlemi öncesinde dişler kurutulurlar ve genellikle %35-50'lik ortofosforik asit mineye uygulanır [50].

Rutin asitleme ile yüzeyden 3–10 µm(mikrometre) kalınlığında mine uzaklaştırılır [51].

Yapılan laboratuvar çalışmaları, minede meydana gelen değişimlerin büyük oranda geri dönüşümlü olduklarını ve mine yüzeyine uygulanan asidin zarar vermediğini göstermişlerdir [52, 53].

Minenin pürüzlendirilmesi için kullanılan asit jel ya da likit tipinde olabilir; bununla birlikte jel form klinik pratikte daha sık kullanılmaktadır. Yüzeyin pürüzlendirmesi için kullanılan her iki form arasında herhangi bir farklılık bulunmamıştır fakat jel formunda olan asitin istenen bölgeye uygulanmasının kontrolü daha kolaydır, likit form ise yapıştırma alanının dışına da yayılma eğilimi gösterir. Yapılan araştırmalar 15-30 saniyelik asit uygulama süresinin birçok durumda yeterli olduğunu belirtmişlerdir [54-56].

Asit uygulanmasından sonra su spreyi kullanılarak mine yüzeyi yıkanır. Ardından hava spreyi kullanılarak asitlenen yüzey tamamen kurutulmalı ve kurutulmuş yüzey mat, opak beyazlıkta görünmelidir. Bu görüntünün görülemediği durumlarda yeniden asitleme yapılması önerilmemektedir. Mine yapısı servikalde farklı olabilir ve asit uygulama miktarı yeterli bile olsa diğer alanlardan farklı görünebilir. Tüm ataçmanların yapıştırılması tamamlanana kadar tükürük kontaminasyonunun kesin olarak önlenmesi gereklidir, aksi halde asitleme işleminin tekrarlanması gerekir [57].

2.2.3. Primer uygulanması

Tüm dişlerin kurutulmasının ardından, mine yüzeyine primer sürülür, yüzeyin tamamı kaplandıktan ve primer sertleştirildikten sonra braketlerin konumlandırılmasına geçilir.

Ortodontide primer kullanımının nedenleri şu şekilde açıklanabilir: mineyi asit uygulamasının ardından oluşma ihtimali olan demineralizasyondan korumak, bağlanma dayanımını artırmak, mine yüzeyinin tutuculuğunu artırmak ve oluşabilecek kenar sızıntılarını azaltmak [58-61].

Mine yüzeyinin primerle kaplanmasının ardından nem kontrolü kritik olmaktan çıkar. Ayrıca primer, yapıştırıcı ajanın ulaşamadığı mine bölgelerini de kaplayarak mine yüzeyinin korunmasını sağlar [57].

Asit ve primer ajanın birleştirilmesiyle oluşan altıncı kuşak bonding ajanlar ortodontik yapıştırmada çoğunlukla kullanılan bir kombinasyondur. Bu ajanlar self etch primerler olarak adlandırılır. Self etch primerlerin avantajları iki aşamayı tek aşamaya indirerek uygulama süresini kısaltması, hekime de hastaya da zaman kazandırması, minedeki hasarı minimuma indirmesi ve çapraz kontaminasyonu engellemesidir [62].

Mine yüzeyine asit uygulandıktan sonra su ile yıkanmadan ve hava ile kurutulmadan yapıştırma için uygun zemini oluşturan tek basamaklı asit ve primer uygulamasının aktif ajanı metakrilli fosforik asit esteridir. Bu madde minedeki hidroksil apatitten kalsiyumu ayırır ve minenin yapısından kopan kalsiyum yıkanarak uzaklaştırılmaz, primerin polimerizasyonu ile karmaşık ağ yapısı içine dahil olur. Böylelikle asit ve monomer mine yüzeyine aynı anda penetre olurlar.

Self etch primerlerin ardından asidi, primeri ve yapıştırıcı adezivi rezini tek şişede barındıran sistemler de geliştirilmiştir. Yaptıkları laboratuvar çalışmasında Bishara ve arkadaşları bu sistemin bağlanma değerlerini self etch primerlere kıyasla oldukça düşük bulmuştur [63].

Yapılan klinik çalışmalarla self etch primerlerin klinik başarısı da ölçülmüştür. 12 aylık gözlem süresi içerisinde Aljubouri ve arkadaşları self etch primerlerin başarısızlık oranını %1,6, geleneksel adezivlerin başarısızlık oranını ise %33,1 olarak belirtmişlerdir [64].

2.2.4. Yapıştırma

Günümüzde klinikte hekimlerin birçoğu braketlerin yapıştırılmasında direkt yapıştırma yöntemini tercih etmektedirler. Bu teknikte, ataçmanlar dişlere kimyasal veya ışıkla sertleşen kompozit aracılığıyla doğrudan yapıştırılır. Amerika Birleşik Devletleri'nde 2002

yılında yapılan araştırma klinisyenlerin %90'ından fazlasının direkt tekniği kullandıklarını, indirekt tekniği kullanan klinisyenlerin oranının ise %10 olduğunu göstermiştir [65].

Doğrudan yapıştırma tekniğinde, braket tutucu ile braket tutularak tabana yapıştırıcı uygulanır. Tutunmanın kolaylaştırılması amacıyla ataçmanın tabanından bir miktar fazla adeziv yüzeye uygulanır. Daha sonra braketler doğru olduğu düşünülen ortalama bir pozisyonda konumlandırılarak diş üzerine yerleştirilir. Braketlerin hem mesiodistal hem gingivinsizal olarak doğru pozisyonlandırılmaları ve dişin uzun eksenine göre uygun konumda açılabilirilmeleri için el aletleri kullanılır. Vertikal konumun saptanması için ise ölçüm aletleri mevcuttur. Rotasyonlu dişler için, braket horizontal olarak konumlandırılırken ağız aynasıyla kontrol edilmelidir. Hemen sonrasında el aleti yardımı ile braket diş yüzeyine doğru bastırılır. Böylelikle yapıştırıcının braket tabanına yayılması sağlanmış olur ve braketin mine yüzeyinden kayması engellenir. Ayrıca braketlerin çıkarılması esnasında temizlenecek materyal azaltılır ve bağlanma direnci artırılır. Braket diş üzerine yerleştirilmesinin ardından artan kompozit el aleti yardımıyla temizlenir.

Braket tabanına bir miktar fazla yapıştırıcı uygulanması braket kaidesi ile diş yüzeyi arasında boşluk olma ihtimalini azaltır. Ancak braket etrafından taşan yapıştırıcı sertleştikten sonra fırçalama gibi mekanik kuvvetlerle uzaklaştırılmaz. Özellikle dişeti kenarına taşmış fazlalıklar materyal sertleştirilmeden önce el aleti veya sertleştirildikten sonra frezler aracılığıyla uzaklaştırılmalıdır [57].

Braket etrafına taşan fazla adezivin temizlenmesinin nedeni; braketin çevresinde oluşabilecek plak akümülyasyonunu minimuma indirmektir. Bununla birlikte taşan yapıştırıcının uzaklaştırılmasıyla periodontal yıkım ve dekalsifikasyon olasılığı azaltılmış olur. Fazla adezivin renklenmesiyle oluşabilecek kötü görüntü olasılığı ortadan kaldırılır ve daha estetik bir görünüm sağlanır.

2.2.5. Yapıştırıcı tipleri

Ortodontide ataçmanların yapıştırılması için kullanılan adezivler aktive olma şekillerine (ışıkla, kimyasal, her iki yolla) ve hazırlanma tiplerine göre (pasta sistemleri, pasta-likit ya da toz-likit sistemleri) farklı sınıflarda gruplandırılabilirler.

Adeziv ajanlar kompozit restoratif materyallerle içerik olarak benzerdirler. Bu içerik BIS-GMA (2,2-Bis(4-hidroksi-3-metakroloksipropoksifenil)propan) ile komonomerin birleşimi şeklindedir. BIS-GMA içeren adezivler ilk olarak 1960larda dental yapıştırma materyalleri olarak piyasaya sürülmüş ve sonrasında ortodonti pratiğinde uygulanmaya başlamışlardır [66].

Yapıştırıcılar doldurucu içerebilir; bu doldurucuların temel görevleri rezin yapısını güçlendirerek rezinin sertliğini ve direncini artırmak, aşınmayı azaltmak, polimerizasyon büzülmesinin önüne geçmek, ısıya bağlı oluşabilecek genleşme ve büzülme miktarını minimuma indirmek, su emilimini azaltmak ve diş görüntüsü ile uygun renk özellikleri sağlamaktır [67].

İçeriğinde BIS-GMA olan yapıştırıcı sistemleri sertleştirilirken, çapraz bağlar kurulur ve böylelikle polimerize olurlar. Oluşan her polimer ağı bir diğer polimer ağına kimyasal yollarla tutunur. Böylelikle çapraz bağlar içermeyen veya çok az içeren materyallere oranla daha sert ve dayanıklı yapı kazanırlar [68].

Çapraz bağlı polimerlerle oluşan zincir yapısı, sertliği ve solvent ajanlara karşı direnci artırır. Araştırmalarda BIS-GMA içeren materyaller diğer materyallere kıyasla daha üstün fiziksel özellikler göstermiş ve metal braketlerde klinik başarısı açısından en güçlü yapıştırıcılar olarak nitelendirilmişlerdir [69, 70].

Tedavi bittiğinde metal braketler kolaylıkla uzaklaştırılabilir ancak adeziv rezin tabaka genelde mine yüzeyinde kalır. Mine yüzeyinde kalan adezivin temizlenmesi hekimin ve hastanın zamanını alır ve yüzeyin temizleme esnasında mineye zarar verilme olasılığı vardır [51, 71].

Diğer bir adeziv ajanlar ise metil metakrilat bazlı (MMA-based) monomerlerdir. Bu sistemler geliştirilirken braketin ve adeziv rezinin mine yüzeyinden rahatlıkla temizlenmesi amaçlanmıştır [51].

Bu sistem kendi kendine sertleşen toz ve likit içerir. Metil metakrilatın likidi öncesinde polimerize olmuş polimetil metakrilat taneciklerine ilave edilir. Likit polimerizasyona uğramış partiküllerin ıslanmasını sağlar ve ağız ısıyla braketin mine yüzeyine

bağlanmasını kolaylaştıracak şekilde serbest radikali polimerizasyona uğratar. Sertleşen bu yapı BIS-GMA sistemindekinden farklı olarak çapraz ağ yapısına sahip değildir. Çapraz bağların olmaması MMA-bazlı materyallerin, daha düşük fiziksel özellikler göstermelerine neden olur. Bununla birlikte sahip oldukları daha düşük fiziksel özellikleri nedeniyle tedavi tamamlandığında braketlerin mine yüzeyinden uzaklaştırılmasının daha rahat olacağı savunulmaktadır. MMA-bazlı materyallerin diş minesine bağlanma dirençleri BIS-GMA bazlı materyallerden daha düşük olduğundan dolayı, temizlenmeleri daha kolaydır [65].

BIS-GMA ve MMA monomerleri serbest radikaller aracılığıyla başlayan polimerizasyon sistemleriyle polimerize olurlar. Ortodontik uygulamalarda direkt olarak uygulanan kompozit rezinlerin polimerizasyonu ise kimyasal yolla, ışıkla veya her ikisinin kombinasyonu aracılığıyla gerçekleşir [67].

Yapıştırıcıların, direkt yapıştırma için seçim kriterleri, kullanım özellikleri ve klinikteki uygulama seçimiyle ilişkilidir. Mine-yapıştırıcı ara yüzündeki adeziv kopmalar, yetersiz asitleme, nem ya da tükürük kontaminasyonu gibi teknik hatalardan kaynaklanmaktadır. Yapıştırıcı-braket aralığındaki koheziv kopmalar ise, polimerizasyonun erken safhasında braketin oynatılması, polimerizasyon tamamlanmadan brakete fazla kuvvet yüklenmesi, veya yapıştırıcı rezin braket tabanına bastırılırken çok az kuvvet uygulanması gibi nedenlerle olur.

Yapıştırıcı adezivin polimerizasyon süreci zincirleme bir reaksiyon şeklinde gerçekleşir. Metal braketler sertleştirilirken uygulanan ışık metal braketin altına tamamen penetre olamaz. Bu durumda polimerizasyon, braket tabanının kenarlarından başlayarak zincirleme reaksiyon şeklinde devam eder. Işıkla sertleşen yapıştırıcı rezinler maksimum polimerize oldukları safhaya 3 günde ulaşabilirler.

Şeffaf braketlerin polimerizasyonu neredeyse anında gerçekleşmektedir.

Bununla birlikte üniten ışığı bile polimerizasyonu başlatabilir. Işıkla sertleşen rezinler kullanılırken braketlerin yerleştirilmesinin hemen ardından ışınlama yapılmalı ya da yerleştirme ile ışınlama işlemleri arasındaki zaman minimuma indirilmelidir [72].

2.2.6. Işık kaynakları

Halojen ışık kaynakları

Ortodontide yakın sayılabilecek bir zamana kadar polimerizasyon amaçlı mavi ışık elde etmede en çok tercih edilen yöntemler halojen kaynaklı ışık sistemleridir. 1980li yıllarda piyasaya sürülen Quartz tungsten halojen lambalar aynı anda ultraviyole ve beyaz ışık yayan tungsten filamentli quartz ampulden oluşurlar. Bu lambalarda ışık, mavi mor dalga boyları (yaklaşık 400–500 nm) haricinde diğer dalga boyları ve ısıyı elimine edecek şekilde filtre edilir. Elektrik enerjisiyle tungsten filament yüksek derecelere ulaşacak şekilde ısıtılır ve böylelikle ışık üretilir. Ampul yoğunluğu kullanıma bağlı azalma eğiliminde olduğu için ışık yoğunluğunu ölçmek amacıyla kalibrasyon ölçeğinin kullanılması önerilir [67].

Halojen lambaların dalga boyları genellikle 400—520 nm aralığında, oluşan ışığın yoğunluğu ise 400 mW/cm² civarındadır. Ortodonti pratiğinde kullanılan adeziv kompozitlerde ışığa hassas bileşen olarak kullanılan kamforokinon, 470 nm dalga boyuna sahip ışıktaki polimerizasyonu başlatır [73].

Halojen ışık kaynaklarının dezavantajları şu şekilde sıralanabilir: Halojen ampulün çalışma ömrü oldukça kısadır (yaklaşık 40-100 saat). Filtre sistemi, halojen ampul ile yakın konumda olduğundan dolayı zaman içerisinde bozulabilir. Ayrıca ara kablo gerekliliği klinik işlemlerde engel yaratabilir ve çalışılan bölgenin yakınında bir güç kaynağı bulunmasını gerekebilir. Halojen sistemler için ışık yoğunluğu ve gücü uzaklık arttıkça azalma eğilimindedir bu nedenle en yüksek etkiyi elde etmek için halojen lamba polimerize edilecek materyalin yakınında pozisyonlandırılmalıdır [74].

Geleneksel halojen lambaların kullanımı sınırlıdır, oluşturdukları ışığın %98'i polimerizasyona herhangi bir katkıda bulunmayarak, ısı şeklinde kaybedilir [75].

Quartz halojen ışıkların ortodontik adeziv rezinler için uygulanma süreleri genellikle 20 saniye olacak şekilde tavsiye edilir, bununla birlikte 40 saniyelik uygulamaların bağlanma dayanımını arttırdığı yapılan çalışmalarda belirtilmiştir [76-78].

Cam iyonomer simanlar ise halojen ışık kaynakları aracılığı ile 40 saniye gibi bir sürede polimerize edilebilirler [76].

Argon lazerler

1980li yılların sonunda piyasaya sürülen argon lazerlerin dalga boyu 454–496 nm'dir ve ışığın yoğunluğu 800 mW/cm² civarındadır [78].

Bahsi geçen dalga boyu aralığı ışık ile aktivasyonu sağlanan yapıştırıcı adezivlerin birçoğunda aktivatör olarak kullanılan kamforokinon tarafından absorbe edilen en yüksek değere denk gelmektedir. Bununla birlikte bu sistemlerle oluşturulan ışık, uzun mesafelerde bile gücünü veya yoğunluğunu kaybetmemektedir.

Argon lazerler aracılığıyla elde edilen bağlanma dayanımı değerleri görünür ışık ile sertleşen kompozitlere oranla daha yüksek bulunmuştur [79].

Argon lazerler ile halojen lambalar karşılaştırıldığında, lazerler ile yapıştırılan braketler için ışığın uygulanma süresi %75-87 oranında daha kısadır. Ayrıca yapılan çalışmalarda braketlerin kırılma insidansı değerlendirildiğinde her iki ışık kaynağı arasında belirgin bir fark olmadığı ortaya konmuştur [72, 80].

Argon lazer, geleneksel ışık kaynaklarıyla 40 saniye sonunda elde edilecek polimerizasyon süresini dolduruculu rezinlerde 10 saniyeye, doldurucu içermeyen rezinlerde ise 5 saniyeye düşürmüştür [80, 81].

Bununla birlikte argon lazer, rutin olarak kullanılan ışık kaynakları ile kıyaslandığında daha büyük oldukları için taşınmaları mümkün değildir. Maliyetlerinin diğer ışık kaynaklarına göre oldukça yüksek olması ise en büyük dezavantajlarıdır.

Plazma ark ışık kaynakları

Plazma ark ışık kaynakları 1990lı yıllarda tanıtılmıştır. Plazma arklar, xenon gazı ile doldurulan quartz bir tüple birlikte tungsten anot ve katoda sahiptirler. Bu kaynaklarda voltajın arttırılmasıyla xenon gazı iki elektrot arasında iyonize olur. Böylelikle plazma oluşur. Meydana gelen beyaz ışık, 450-500 nm dalga boyu arasındaki spektruma kadar filtrelendirir. Güç yoğunlukları 2000 mW/cm² ye kadar çıkabilir [75].

Oluşan yüksek yoğunluğa sahip ışık demeti, kompozitin polimerize olması için gerekli süreyi kısaltmaktadır. Yapılan araştırmalar, metal braketlerde 3 ile 5 saniye, seramik braketlerde ise daha kısa süreyle plazma arkla ışık uygulamasının geleneksel ışık kaynaklarıyla 20 saniyelik uygulama kadar başarı sağladıklarını göstermektedir [82, 83].

Bununla birlikte yapılan çalışmalar ve klinik araştırmalarda plazma ark kullanılarak yapıştırılmış braketlerin bağlanma dirençleri ve kopma tiplerinin halojen ışıkla karşılaştırıldığında belirgin bir fark olmadığı rapor edilmiştir [84].

Yüksek yoğunluklu ışık kaynakları ile oluşturulan ısının pulpa dokusuna zarar verip vermediği de önemli bir tartışma konusu haline gelmiştir. Bir çalışmaya göre pulpa dokusunda halojen ışık kaynakları, diğer ışık kaynaklarına göre daha fazla ısınmaya neden olmuştur. Bununla birlikte pulpanın sağlığı için kritik değer olarak kabul edilen 5,5°C yi her üç tip ısı kaynağın da neden olduğu ısı artışı geçmemiştir [85].

LED ışık kaynakları

LED (light-emitting diode) teknolojisiyle ortodontiye yeni bulgular kazandırılmıştır. İlk olarak 1995'te ışık ile aktivasyonu başlatılan rezinlerin polimerizasyonunda LED teknolojisi kullanılmıştır. LED kaynaklar, görünür ışık spektrumunda 440–480 nm dalga boyu arasında yer alan mavi segmentteki radyasyonu yayarlar ve filtreleme gerektirmezler. Bu ışık kaynakları düşük voltajlarda da çalışabilirler, ısı artışına neden olmazlar ve soğutucu bir fanı ihtiyaçları yoktur . Kullanım ömürleri 10.000 saatten fazla olmakla birlikte bu sürenin sonunda da performans kayıpları oldukça düşüktür. LED lambaların avantajları arasında etkili, güvenli ve uzun ömürlü olmaları sayılabilir. Bununla birlikte maliyetleri de düşüktür [86].

LED ışık kaynakları taşınabilirler ve LED ile sertleştirilen adezivlerin polimerizasyon kaliteleri diğer ışık kaynakları ile kıyaslanabilir niteliktedir [87, 88].

Ayrıca LED ışık kaynaklarının neden olduğu pulpal ısı artışı daha azdır ve pulpa dokusu açısından tehdit yaratmazlar [89].

LED ışık kaynakları ve halojen lambalar ile yapıştırılmış braketler için bağlanma dirençleri kıyaslandığında; 20-40 saniyelik uygulamalar için aralarında bir fark olmadığı ortaya konmuştur [90, 91].

Bununla birlikte LED ışık kaynakları ile 10 saniyelik ışık uygulamasının braketlerin bağlanma direncini belirgin olarak düşürdüğünü rapor eden bir çalışma da mevcuttur [92].

Ward ve arkadaşları 2015 yılında yaptıkları çalışmada 20 saniye boyunca 1200 mW / cm² LED ışıkla karşılaştırıldığında 6 saniye 3200 mW / cm² LED ışık kullanımının başarısızlık yüzdelерinde anlamlı bir fark bulamamışlardır.

Kısa ışınlama süreleri için yüksek yoğunluklu LEDlerin kullanılması, bağlanma hatalarını en aza indirgeyerek ışınlama süresini de azaltabilecek klinik olarak geçerli bir prosedürdür [93].

2.3. Bağlanma Dayanımı Testleri

Braketlerin bağlanma dayanımı in vivo koşullar altında ölçülemediği için yalnızca in vitro olarak değerlendirilebilmektedir. Bu kuvvetler, test cihazı ile braketlerin üzerine makaslama veya çekme kuvveti uygulanarak ölçülebirlirler [94].

Makaslama testleri ile braketlere kuvvet uygulanırken braketin yüzey ile paralel şekilde yerleştirilmesi ve kuvvetin brakete dik bir açıyla uygulanması gerekmektedir. Bununla birlikte saf makaslama yüklemesinin elde edilmesi oldukça zor bir işlemdir. Genellikle makaslama testleri sıyırma, germe ve burulma gibi bileşenler içermektedir. Ortodonti çalışmalarında bağlanma dayanımının ölçülmesinde hem makaslama hem de çekme testleri, geçerli testler olarak kabul görmektedir [95].

Bununla birlikte bazı araştırmacılar ise bağlanma dayanım testlerinden makaslama ve çekme testlerini klinik uygulamalar göz önünde bulundurulduğunda yeterli bulmamaktadırlar. Protokolün uygulanması ve tekrarlanabilirliğin daha kolay olması nedeniyle makaslama bağlanma dayanımı testleri ortodontide diğer testlere kıyasla daha çok yer bulmaktadır [96].

Yapılan çalışmalarda çiğneme sırasında braketlere iletilen kuvvetlerin ortalama 40-120 N arasında olabileceği belirtilmiştir. Bağlanma dayanımı, uygulanan kuvvetin braket tabanının

yüzey alanına bölünmesi ile birim alana düşen kuvvet miktarı bazında hesaplanır ve 1 MPa=1 Newton/mm² olarak ölçülür [94].

Reynolds, dişler üzerine yapıştırılan ataçmanların ağız içi ve ortodontik tedavi sırasında uygulanan kuvvetlere karşı koyabilmesi için bağlanma dayanımı değer aralıklarının 5.88-7.85 MPa arasında olması gerektiğini söylemiştir [97].

Ancak, Rossouw 2010 yılında yaptığı çalışmada optimum bağlanma dayanımı değer aralığını 5.88-13.53 MPa olarak bulmuştur [94].

2.4. Taramalı Elektron Mikroskobunun (SEM) Çalışma Prensibi

Temel olarak taramalı elektron mikroskobu, tungsten lantan hekza borit katottan veya alan emisyonlu (FEG) tabancadan ortaya çıkan elektronların kullanımı incelenecek malzeme yüzeyine gönderilmesi sonucu oluşan etkileşmelerden yararlanılması esasına dayanır.

SEM’lerde genel olarak bu elektron enerjisi 200-300 eV dan 100 keV a kadar değişebilir. Bu amaçla, yoğunlaştırıcı elektromanyetik mercek (condenser lense) toplanan, objektif mercek odaklanan elektron demeti, yine elektromanyetik saptırıcı bobinlerle örnek yüzeyinde tarama işlemini (scanning) gerçekleştirir.

Bir taramalı elektron mikroskobunda görüntü oluşumu temel olarak; elektron demetinin incelenen örneğin yüzeyi ile yaptığı fiziksel etkileşmelerin (elastik, elastik olmayan çarpışmalar ve diğerleri) sonucunda ortaya çıkan sinyallerin toplanması ve incelenmesi prensibine dayanır.

Bunlardan ilki, gelen elektron demetindeki elektronların, malzemedeki atomlarla yapmış olduğu elastik olmayan çarpışma sonucu yani, örnek yüzeyindeki atomlardaki elektronlara enerjilerini transfer ederek ortaya çıkan ikincil elektronlardır (secondary electrons). Bu elektronlar örnek yüzeyinin yaklaşık 10 nm’lik bir derinliğinden ortaya çıkarlar ve bunların tipik enerjileri en fazla 50 eV civarındadır. İkincil elektronlar foto çoğaltıcı tüp yardımıyla toplanıp, örneğin tarama sinyali konumuyla ilişkilendirilerek yüzey görüntüsü elde edilir.

Elektron demeti ile incelenen örnek yüzeyindeki malzeme arasındaki etkileşimde ortaya çıkan diğer bir elektron grubu ise geri saçılma elektronları (backscattered electrons) adı verilen elektronlardır. Bu elektronlar, yüzeye gelen elektron demeti ile yaklaşık 180° açı yapacak biçimde saçılırlar.

Geri saçılma elektronları, yüzeyin derin bölgelerinden (yaklaşık 300 nm'ye kadar) gelen daha yüksek enerjili elektronlardır. Bu enerjideki elektronlar bir foto çoğaltıcı tüp tarafından tespit edilemeyecek kadar yüksek enerjiye sahip olduklarından, genellikle quadrant foto dedektörlerle (katı hal dedektörleri) yardımıyla tespit edilir.

Bu tür dedektörler üzerine gelen elektronların indüklediği elektrik akımının şiddetine göre çıkış sinyali verirler. İkincil elektronlar incelenen örneğin kompozisyonu hakkında bilgi verir.

Gelen elektron demetinin incelenen örnek yüzeyi ile yapmış olduğu diğer bir etkileşime ise (yaklaşık 1000 nm derinlik civarında), karakteristik X ışınlarının çıktığı durumdur.

Buna göre örneğe çarpan elektron, örnekteki atomun iç yörüngesinden bir elektron kopmasına neden olunca, enerji dengelenmesi gereği bir üst yörüngedeki elektron bu seviyeye geçer ve geçerken de ortama bir X ışını yayar ve buna da karakteristik X ışını adı verilir.

Bu X ışını 10 mm² çapındaki bir Si (Li) dedektörle algılanır, ortaya çıkan sinyal yükselticiye, oradan çok kanallı analizöre ve daha sonra da SEM sistemin bilgisayarına gönderilir. Sonuçta ortaya çıkan karakteristik X ışını ki bu ışının enerjisi her atoma özeldir, SEM' de incelenen malzemenin element bakımından içeriğinin nitel ve nicel olarak tespit edilmesine yardımcı olur [125].

2.5. Adhesive Remnant Index (ARI)

Årtun ve Bergland tarafından geliştirilmiş olan ARI (Adhesive Remnant Index) indeksi diş yüzeyinde kalan adeziv rezin miktarını belirlemek amacıyla kullanılmaktadır. Bu skorlamaya göre 0, diş üzerinde hiç adeziv artığı kalmadığını, 1, diş üzerinde kalan adeziv artığın %50'den az olduğunu, 2, diş üzerinde kalan adeziv artığının %50'den fazla olduğunu, 3 ise, tüm adezivin diş üzerinde kaldığını ifade etmektedir [98].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızın etik onayı Gazi Üniversitesi Araştırma Etik Kurulundan alınmıştır (2020-511). Örneklem büyüklüğü hesaplamasında power analiz kullanılarak, her grup için 22 dişlik bir örneklem büyüklüğünün gerekli olduğu bulunmuştur. Bu nedenle çalışmamızda 66 adet yeni çekilmiş insan maksiller birinci büyük azı dişi kullanılmış ve çekilen dişler %0,1'lik timol solüsyonunda saklanmıştır.

Periodontal nedenlerden dolayı çekilen dişler seçilmiş ve araştırmaya dahil edilmeme kriterleri şu şekilde belirlenmiştir:

- (1) Bukkal yüzeyde çürük veya çatlak gibi hasarlar olması, (2) Restorasyonlar içermesi ve (3) Diş anormallikleri bulunması.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

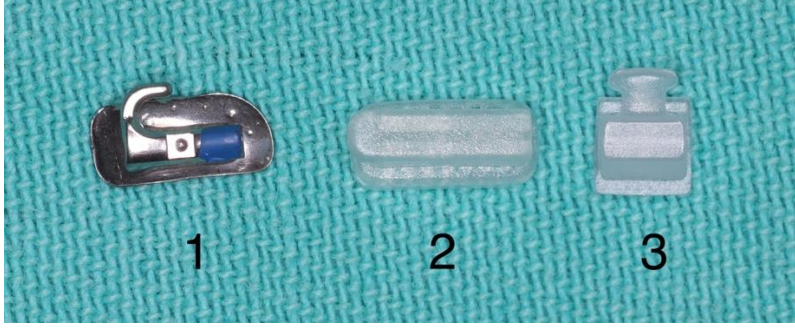
Ortodontik yapıştırma işleminden önce her diş, akrilik reçine kalıbına gömülmüştür. Dişler akrilik kalıplara gömülürken, ataçman yapıştırılan yüzeyin test makinesinin bıçağına paralel ve dişin bukkal yüzeyinin kalıbın tabanına dik olmasına dikkat edilmiştir.

Ardından dişler rastgele üç farklı gruptan birine dağıtılmıştır (Resim 3.1):

Grup 1: Metal molar tüpler (Avex BX Bondable Buccal Tubes, Opal Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD).

Grup 2: Kompozit molar tüpler (Image bukkal tüp, Gestenco International AB, Gothenburg, İsveç).

Grup 3: Seramik molar tüpler (Phantom bukkal tüp, Gestenco International AB, Göteborg, İsveç).



Resim 3.1. Çalışmamızda kullanılan molar tüpler: 1 metal molar tüp, 2 kompozit molar tüp, 3 seramik molar tüp

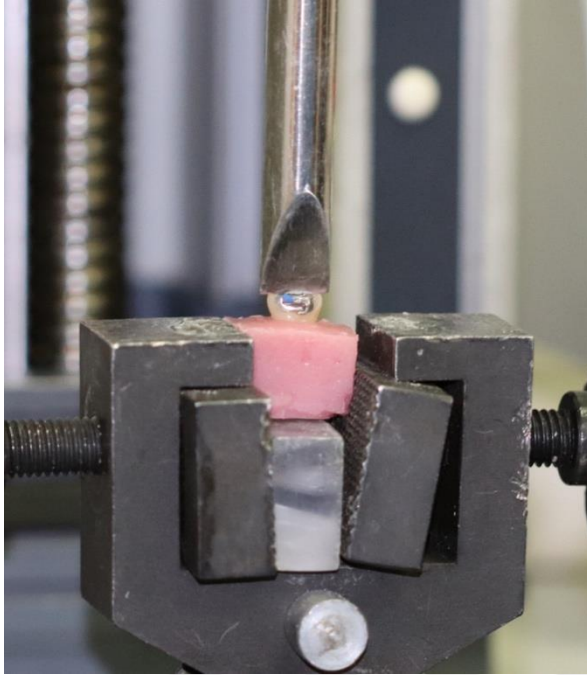
3.2. Yapıştırma Protokolü

Her diş yüzeyi, florür içermeyen pomza ve lastik frez kullanılarak 10 saniye süreyle temizlenmiştir. Her 3 gruptaki molar tüplerin yapıştırılması için üretici firmanın talimatlarına uyulmuş ve araştırmada Transbond XT ortodontik yapıştırıcı kullanılmıştır (Transbond XT, 3M Unitek, Monrovia, CA, ABD). Mine yüzeylerine %37'lik fosforik asit solüsyonu 30 saniye uygulanmış, 10 saniye su ile durulanmış ve yüzeyde tebeşir beyazı görüntü elde edilinceye kadar hava ile kurutulmuştur. Daha sonra primer, üreticinin talimatlarına uygun olarak uygulanmış ve ardından primer hafif düzeyde hava ile yüzeye dağıtılmıştır. Yapıştırıcı rezin, ortodontik tüplerin tabanlarına uygulanarak mine yüzeyine hafif bir basınçla yerleştirilmiştir. Molar tüplerin konumlandırılmasının ardından tüp etrafından taşan fazla adeziv keskin uçlu bir el aletiyle temizlenmiştir.

Rezin bir LED ışık ünitesi (VALO Ortho Cordless, Ultradent Products GmbH, Köln, Almanya) ile mezial açıdan 3 saniye ve distal açıdan 3 saniye süreyle ışıkla sertleştirilmiştir (toplam sertleşme süresi 6 saniye). LED ünitesinde, 3200 mW/cm² yoğunluğa sahip ekstra ışıklandırma modu seçilmiştir.

3.3. Kesme Bağlanma Dayanımı Testi

Molar dişlere tüpler yapıştırıldıktan sonra tüm örnekler 24 saat süre ile 37°C'de distile su içerisinde saklanmıştır. Her örnek, Universal test makinesi (Lloyd Instruments Ltd., Fareham, İngiltere) kullanılarak 1 mm/dakika hızıyla 1 kg'lık bir kesme kuvvetine maruz bırakılmıştır. Kuvvetin, bukkal mine yüzeyine paralel olacak şekilde tüp tabanına oklüzogingival yönde uygulanmasına dikkat edilmiştir (Resim 3.2).



Resim 3.2. Universal test makinesi tarafından üretilen kesme kuvvetinin büyük azı dişlerine uygulanması

Test makinesinin kesme bıçağı molar tüp tabanına mümkün olduğu kadar yaklaştırılmış ve numunenin son konumu, her testten önce tekrar kontrol edilmiştir. Daha sonra kesme bağlanma dayanımı (SBS) değerleri, Newton cinsinden kesme kuvvetinin (N), milimetre kare cinsinden tüpün taban alanına bölünmesiyle hesaplanmış ve MPa cinsinden kaydedilmiştir.

3.4. Adhesive Remnant Index Skorları

Bu çalışmada mine yüzeyinde kalan yapıştırıcı miktarını değerlendirmek için Artun ve Bergland'ın metodolojisi kullanılmıştır. [98]

Yapıştırıcı kalıntı indeksi (ARI) skorunun 0 olması, bağlanma alanında diş üzerinde adeziv artığın kalmadığını; 1, diş üzerinde kalan adeziv artığın %50'den az olduğunu, 2, diş üzerinde kalan adeziv artığının %50'den fazla olduğunu, 3 ise, tüm adezivin diş üzerinde kaldığını göstermektedir. Tüplerin kırılmasının ardından, her örnek için ARI skoru aynı operatör tarafından stereomikroskop altında (Carl-Zeiss GmbH, Oberkochen, Almanya) x20 büyütme kullanılarak kaydedilmiştir.

3.5. SEM analizi

3 nm kalınlığında altın-paladyum ile kaplanan örnekler, taramalı elektron mikroskobu (SEM; QUANTA 400F Field Emission SEM, Philips/FEI, Hillsboro, OR, ABD) kullanılarak yüksek çözünürlükte (1,2 nm) analiz edilmiştir.

3.6. İstatistik Yöntem

Bu çalışmada elde edilen veriler Lisanslı IBM SPSS 21 paket programı ile analiz edilmiştir.

Değişkenlerin normal dağılımdan gelme durumları araştırılırken birim sayıları nedeniyle ShapiroWilk's' ve/veya Kolmogorov Smirnov testlerinden yararlanılmıştır. Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup; $p < 0,05$ olması durumunda değişkenlerin normal dağılımdan gelmediği, $p < 0,05$ olmaması durumunda ise değişkenlerin normal dağılımdan geldikleri kabul edilmiştir.

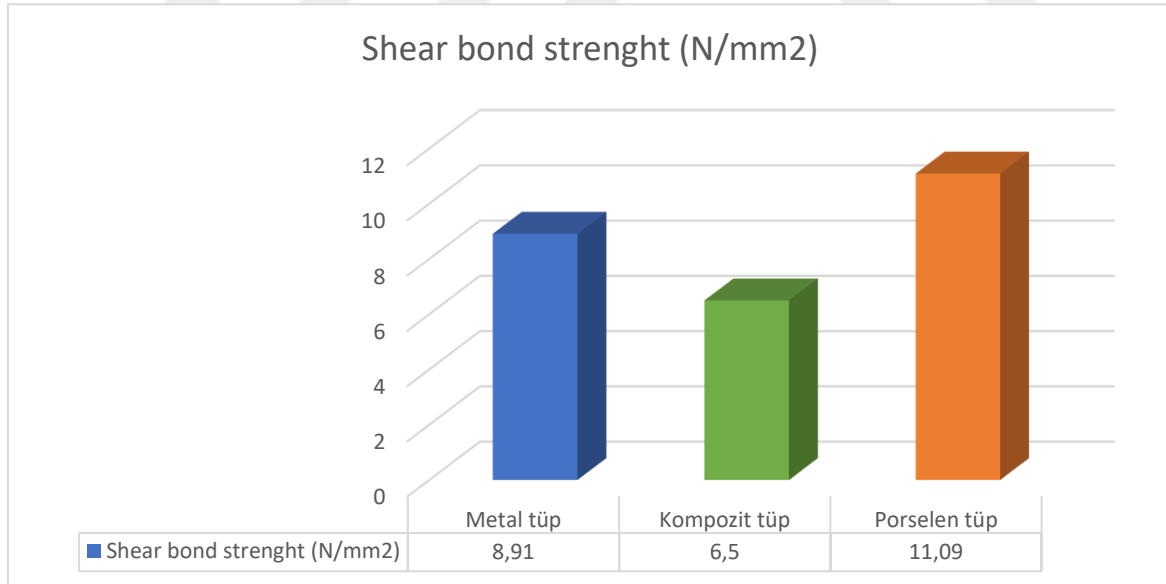
Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılımdan gelmemesi durumunda Kruskal Wallis H Testinden yararlanılmıştır. İki'den fazla grup içeren karşılaştırmalarda anlamlı farklılık görülmesi durumunda Post-Hoc testler (Bonferroni düzeltilmeli Mann Whitney U testi) yardımıyla aralarında anlamlı farklılık bulunan gruplar belirlenmiştir.

4. BULGULAR

Üç grubun makaslama bağlanma dayanım (SBS) değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.1'de sunulmuştur. Grup 3'ün ortalama SBS değeri $11,09 \pm 2,51$ MPa olup bu değer grup 1 ($8,91 \pm 2,18$ MPa) ve grup 2'nin ($6,50 \pm 1,79$ MPa) ortalama SBS değerlerinden daha yüksektir. Ayrıca grup 1 ve grup 3'ün ortalama SBS değerleri grup 2'den anlamlı derecede yüksektir ($p < 0.05$). Test edilen tüm molar tüpler klinik olarak kabul edilebilir SBS değerleri göstermiştir.

Çizelge 4.1. Makaslama bağlanma dayanım değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu

		Grup						Kruskal Wallis H Testi		
		n	Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	H	p
Shear bond strenght (N/mm2)	Metal tüp	22	8,91	8	6	13	2,18	35,07	28,554	0,001
	Kompozit tüp	22	6,5	6	4	10	1,79	17,45		
	Porselen tüp	22	11,09	11,5	8	15	2,51	47,98		
	Toplam	66	8,83	8	4	15	2,86	2-3 2-1		

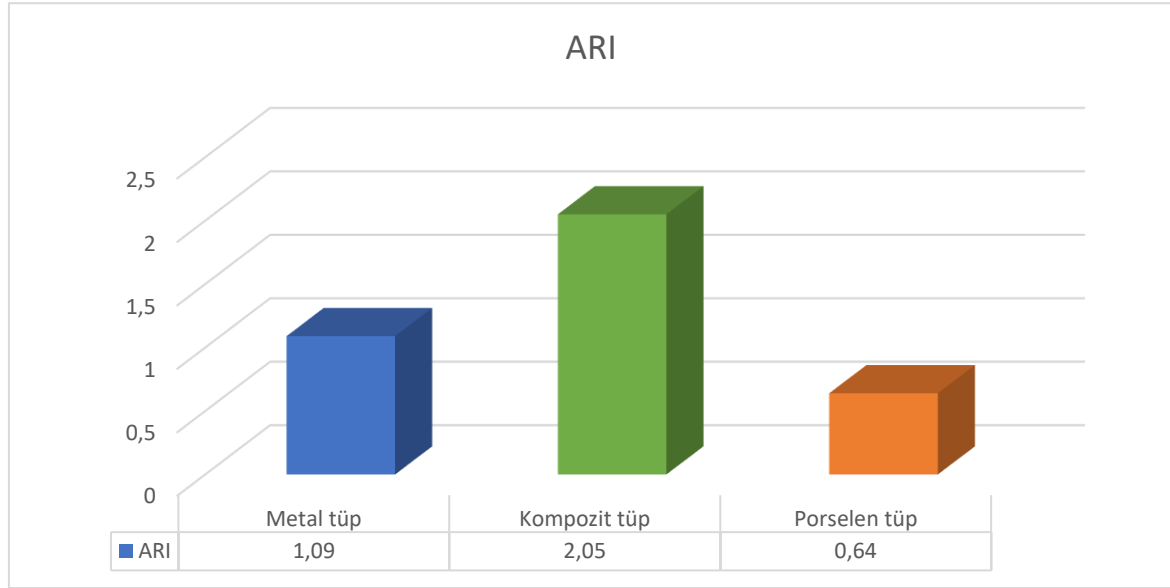


Şekil 4.1. Gruplara göre makaslama bağlanma dayanım değerlerine ilişkin dağılım grafiği

ARI skorlamasına bakıldığında Grup 2'deki ARI skorları diğer gruplardan farklı bulunmuştur (Çizelge 4.2). Grup 2'de örnekler baskın olarak ARI 2 olarak skorlanırken, diğer gruplar genel olarak ARI 1 olarak skorlanmıştır.

Çizelge 4.2. ARI değerleri bakımından gruplar arasındaki farklılığa ilişkin analiz sonucu

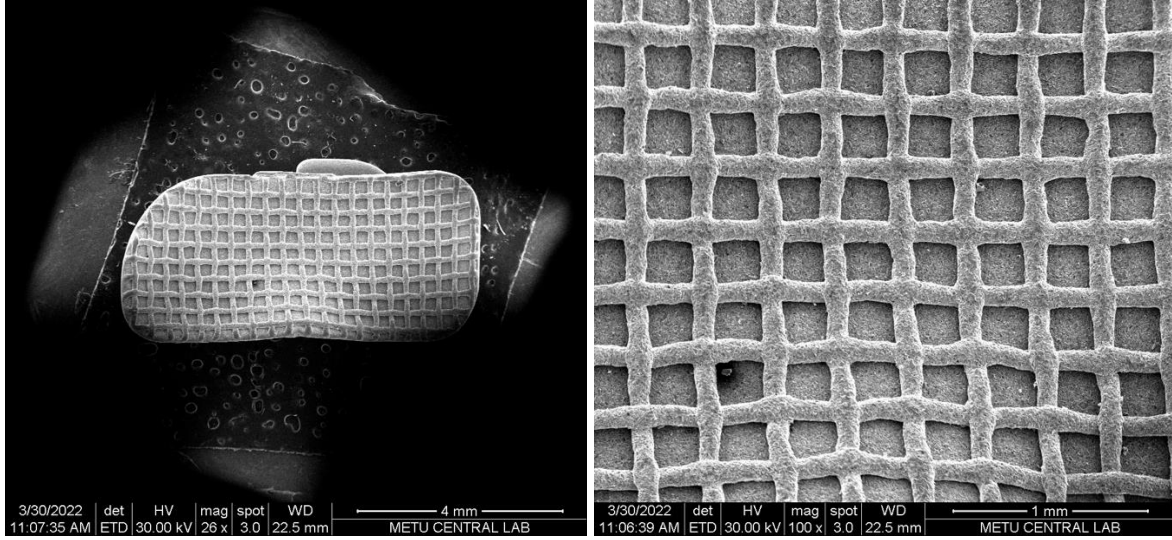
		Grup						Kruskal Wallis H Testi		
		n	Mean	Median	Min	Max	Sd	Mean Rank	H	p
ARI	Metal tüp	22	1,09	1	0	2	0,43	30,02	38,196	0,001
	Kompozit tüp	22	2,05	2	1	3	0,65	51,16		
	Porselen tüp	22	0,64	1	0	1	0,49	19,32		
	Toplam	66	1,26	1	0	3	0,79	3-2 1-2		



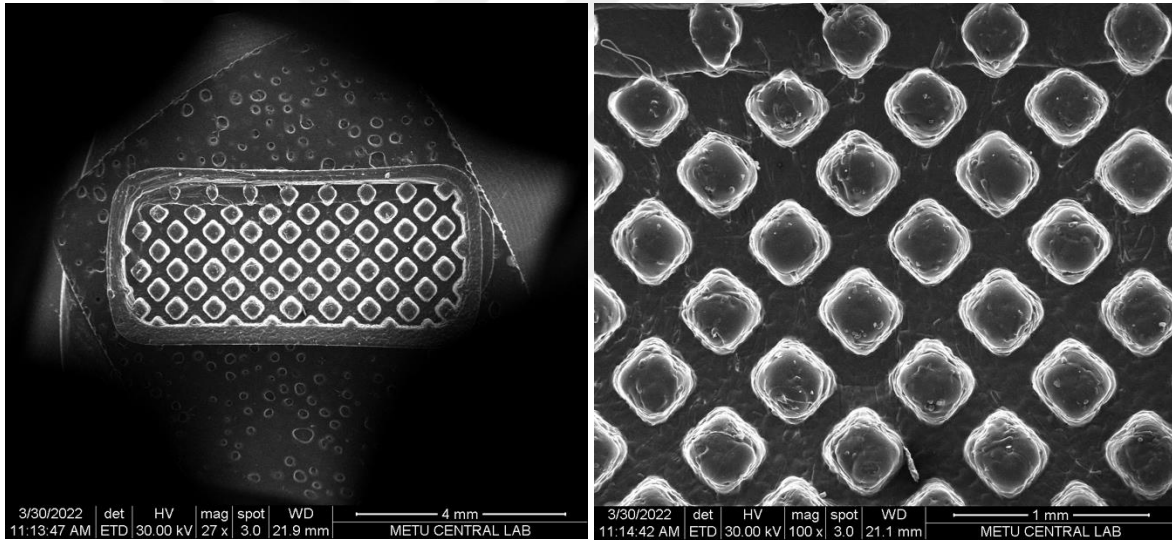
Şekil 4.2. Gruplara göre ARI değerlerine ilişkin dağılım grafiği

SEM incelemesinde metal, kompozit ve seramik molar tüplerin farklı taban dizaynları ortaya konmuştur (Resim 4.1, 4.2, 4.3).

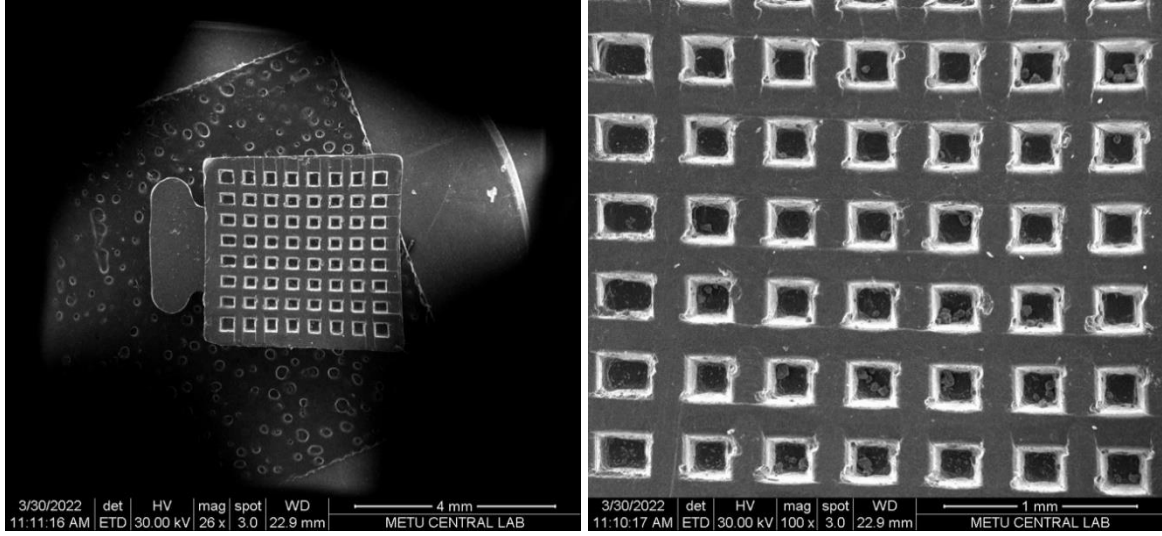
Metal tüpün tabanında birçok kareden oluşan örgü deseni bulunur (Resim 4.1), seramik braket tabanının dizaynı ise keskin köşelere sahip kare örgü deseni şeklindedir (Resim 4.3). Öte yandan kompozit molar tüp tabanında köşeleri yuvarlatılmış kare şeklinde çıkıntılar bulunur. Kompozit tüpün tabanındaki bu çıkıntılar, oyuklarla çevrelenen yuvarlatılmış köşelere sahiptir (Resim 4.2).



Resim 4.1. Metal molar tüp tabanının taramalı elektron mikroskobu görüntüsü

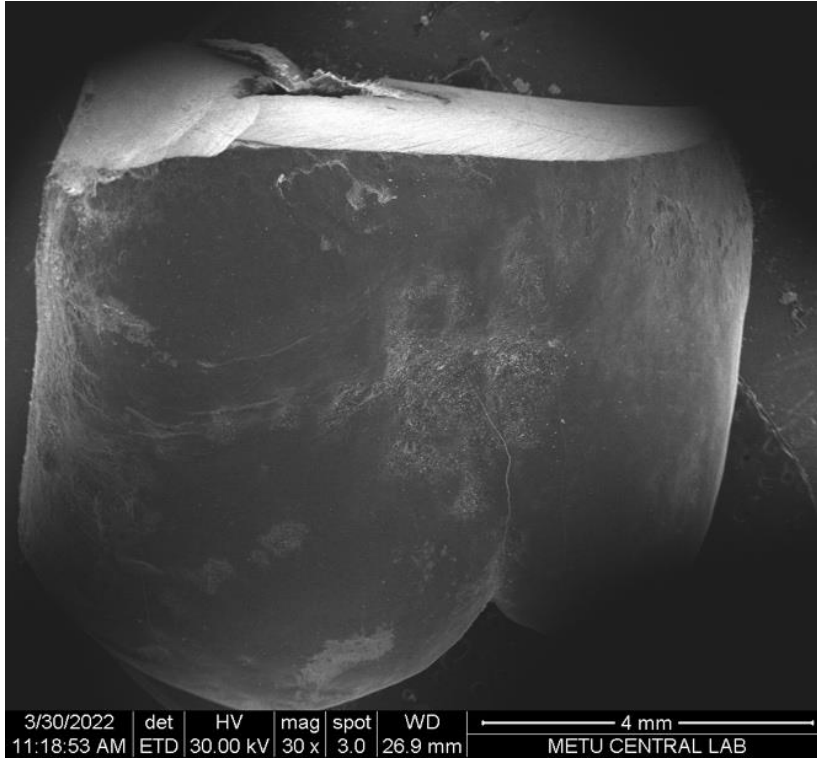


Resim 4.2. Kompozit molar tüp tabanının taramalı elektron mikroskobu görüntüsü

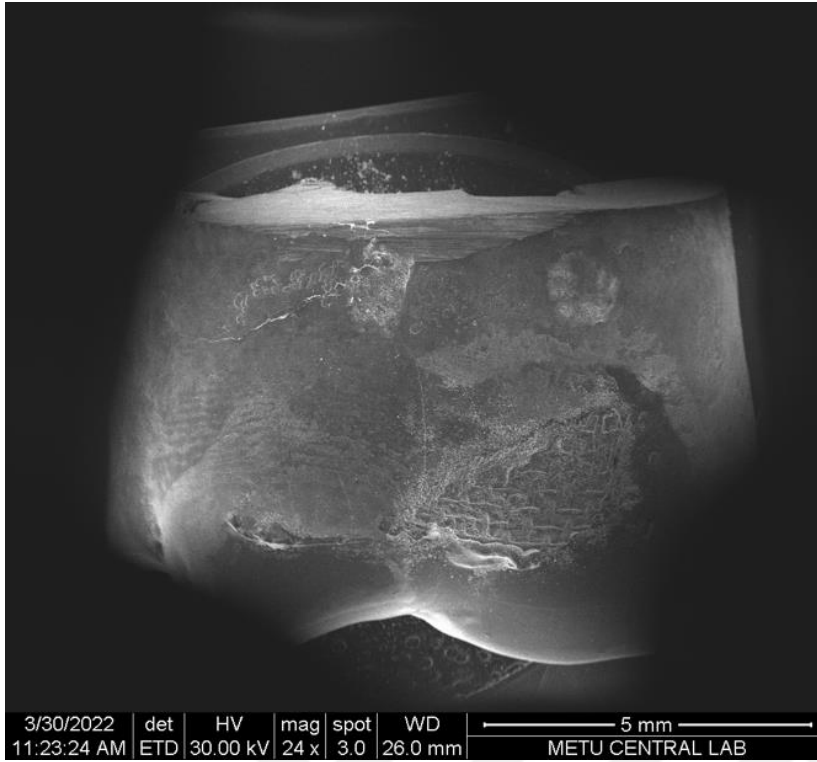


Resim 4.3. Seramik molar tüp tabanının taramalı elektron mikroskobu görüntüsü

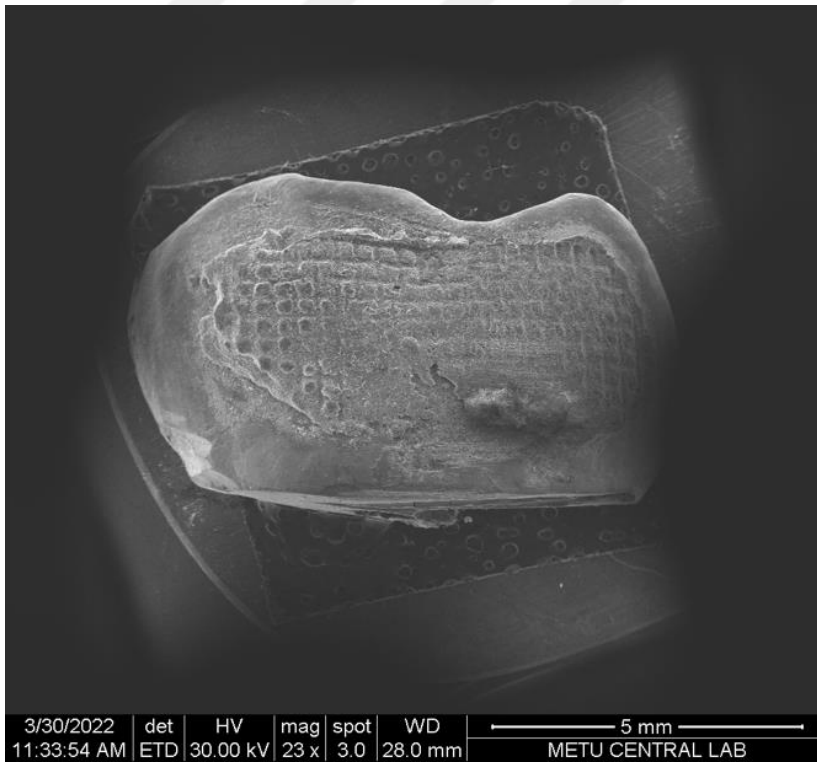
Herhangi bir işleme maruz bırakılmamış orijinal mine yüzeyleri (Resim 4.4), metal veya kompozit tüplerin kırılmasının ardından incelenen mine yüzeyleri ile karşılaştırıldığında yeni çatlak görülmemiştir (Resim 4.5 ve 4.6). Bununla birlikte seramik tüpün kırılmasının ardından bir dişin mine yüzeyinde yeni bir çatlak alanı gözlenmiştir. Ayrıca debonding sırasında minenin bir parçası kırılmış ve dış yüzeyinden uzaklaşmıştır (Resim 4.7).



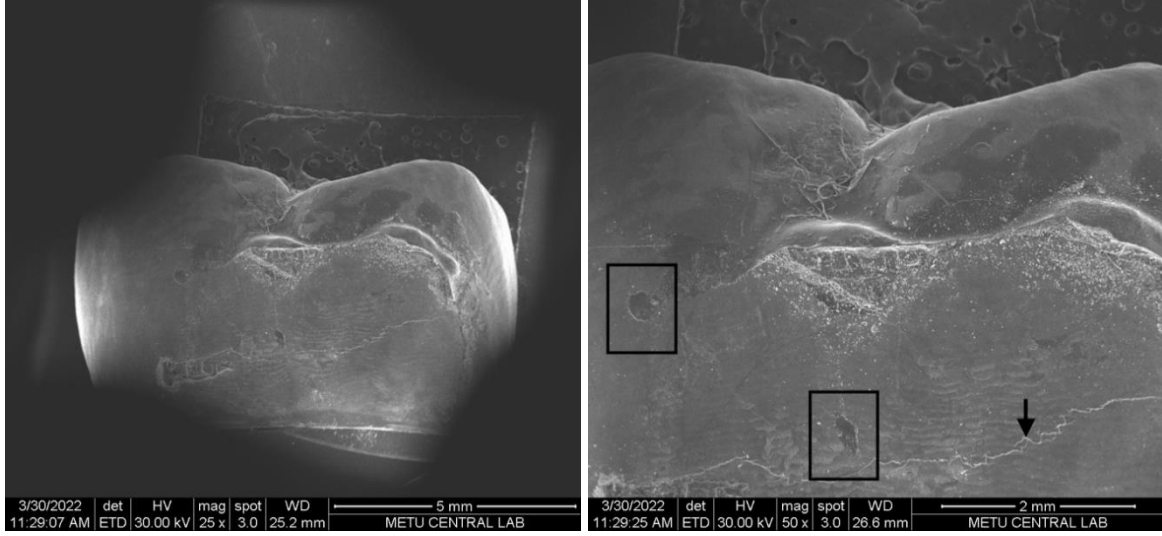
Resim 4.4. Orijinal mine yüzeyinin taramalı elektron mikroskobu görüntüsü



Resim 4.5. Metal ortodontik molar tüpün kırılmasının ardından mine yüzeyinin taramalı elektron mikroskobu görüntüsü



Resim 4.6. Kompozit ortodontik molar tüpün kırılmasının ardından mine yüzeyinin taramalı elektron mikroskobu görüntüsü



Resim 4.7. Seramik ortodontik molar tüpün kırılmasının ardından mine yüzeyinin taramalı elektron mikroskobu görüntüsü; siyah ok ile gösterilen alanda mine kırığı, siyah kare ile işaretli alanlarda mine kaybı görülmektedir

Metal molar tüp grubundaki örneklerin çoğunluğu ARI 1 olarak puanlanmıştır. Tüp tabanının karelerden oluşan örgü formu genellikle minenin küçük bir kısmında gözlenmiştir. Burada bağlanma başarısızlığı molar tüp-yapıştırıcı arayüzünde meydana gelmiştir (Resim 4.5).

Seramik molar tüplerde başarısızlık tipik olarak yapıştırıcı-mine arayüzünde meydana gelmiştir (Resim 4.7). Yapıştırıcının neredeyse tamamı, kırma işlemi sonrasında tüp tabanında kalmıştır. Bu gruptaki dişlerin ARI skorları ağırlıklı olarak ARI 0 ve ARI 1 olarak kaydedilmiştir. Bu durum tüplerin kırılmasının ardından mine üzerinde minimum yapıştırıcı kalıntısı kaldığını gösterir. Bununla birlikte bazı dişlerde debonding işlemi sırasında diş yüzeyinden küçük parçalar koparak mine bütünlüğü bozulmuştur.

Kompozit molar tüplerin kırılmasının ardından yapıştırıcı kalıntıları büyük miktarda mine yüzeyinde kalmıştır (Resim 4.6). Bu gruptaki örneklerin çoğunluğu ARI 2 ve ARI 3 olarak skorlanmıştır. Başarısızlık molar tüp-yapıştırıcı arayüzünde meydana gelmiştir ve yapıştırıcı artıkları çıplak gözle görsel olarak incelenerek de tespit edilebilmektedir.

5. TARTIŞMA

Günümüz toplumunda gülüş estetiği güzellik ve çekiciliği sağlayan en temel unsurlardan birisidir. Kişiler arasındaki iletişimde insanlar öncelikli olarak karşısındaki bireyin gözlerine, ikincil olarak ise ağız yapısı ve gülüşüne odaklanmaktadır. Bununla birlikte fiziksel olarak çekici bulunan insanların sosyal yaşamda da daha özgüvenli ve buna bağlı olarak daha başarılı oldukları düşünülebilir. Bu toplumsal yargı bireylerde erken yaşlarda başlamaktadır. Dentofasiyal açıdan estetik ve çekicilik bir ömür boyunca kişinin geleceğini ve psikososyal sağlığını etkilemektedir [99].

Artan estetik beklentiyle doğru orantılı olarak ortodontik tedavi amacıyla kliniklere başvuran hastaların daha estetik çözümler istemeleri sebebiyle, klinisyenler tedavi sürecinde farklı estetik apareyler kullanma arayışına girmişlerdir [100].

Bu amaçla üretici firmalar seramik, plastik ve kompozit braketler gibi farklı materyallerden üretilmiş estetik braketler üretmişlerdir [40, 101].

Çalışmamızda en sık kullanılan ataşman materyallerinden yine bu üç ana tip seçilmiş ve üç farklı ataşmanın bağlanma dayanımları ve ortodontik tüplerin kırılmasının ardından molar dişlerin mine yüzeyi görüntüleri incelenmiştir.

Ortodontik ataşman seçiminde estetik beklentiler materyal seçimini etkilemektedir; bununla birlikte aynı zamanda materyalin klinik gereklilikleri karşılamak için gösterdiği bağlanma dayanımı, yapısal bütünlük, bağlanma mekanizması vb. gibi diğer özellikleri de dikkate alınmalıdır.

Daha önce yapılan çalışmalarda çekilen dişlerin saklanması amacıyla farklı solüsyonlar kullanılmıştır. Çekilen dişlerin uygun solüsyonlarda saklanması amacı, mine yapısının bozulmasını ve bakteriyel infiltrasyonu önlemektir. Daha önce yapılan araştırmalarda, örnekler timol, [78, 102, 103] salin, [104] kloramin T [105] ve su [106], gibi solüsyonlar içinde bekletilmişlerdir. Bizim çalışmamızda da aynı amaç ile solüsyon olarak % 0,1'lik timol seçilmiştir.

Ataşmanların yapıştırılmasından önce mine yüzeyinin asit ile pürüzlendirmesindeki amaç, mine yüzeyine adeziv rezinin penetre olacağı alanlar yaratmaktır. Yaratılan bu boşluklara rezinin penetre olmasıyla mekanik bağlantı sağlanır. Diş yüzeyinin temizlenmesinin ardından minenin pürüzlendirilmesinde kullanılan asit yoğunluğu ve asitleme süresi de daha önce farklı çalışmalarda araştırılmıştır. Yapılan in vitro ortodontik çalışmaların çoğu asit olarak, % 35-37 yoğunlukta ortofosforik asit kullanmıştır. Asidin uygulanma süresi ise çalışmalar arasında farklılık göstermiştir. Literatürde asit uygulama süresi olarak 15 saniye, [64, 107, 108] 30 saniye, [78, 106, 108, 109] 60 saniye süreyle mine yüzeyine asit uygulanan [110] çalışmalar bulunmaktadır. Bizim çalışmamızda da üretici firmanın talimatları doğrultusunda %37'lik fosforik asit 30 saniye süreyle mine yüzeyine uygulanmıştır.

Transbond XT adeziv rezin ortodontide kullanılan ataşmanların bağlanma dayanımlarını değerlendirmek için yapılan testlerde, birçok araştırmacı tarafından altın standart olarak kabul edilerek kullanılmıştır [111].

2022 yılında yapılan bir çalışmada Transbond XT ve primer içermeyen Heliosit adezivleri karşılaştırılmış ve Transbond XT grubunun önemli ölçüde daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği bulunmuştur [112].

Bununla birlikte yine 2022 yılında yapılan bir çalışmada Transbond XT ve Transbond Plus Color Change adezivleri karşılaştırılmış ve her iki adeziv için bağlanma dayanımı değerleri açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır [113].

Literatürde birçok farklı çalışma incelendiğinde Transbond XT yapıştırıcısının bağlanma dayanımı testlerinde yaygın olarak kullanılmasından ötürü çalışmamızda yapıştırıcı ajan olarak bu ürün seçilmiştir.

Işıkla sertleştirilen rezinlerde sertleşme reaksiyonunda ideal olarak gerçekleşmesi beklenen durum, rezin yapısındaki tüm monomerlerin polimerlere dönüşmesidir. Sertleşen rezinin yapısındaki polimere dönüşmemiş monomerler, karsinojenik etki gösterirler [114].

Geçmiş yıllarda yapılmış birçok çalışmada ışık kaynağı olarak halojen lambalar tercih edilmiştir [78, 106, 115].

Fakat LED ışık kaynaklarının kullanımının artması ve diğer polimerizasyon cihazlarının bazı dezavantajları nedeniyle, son yıllarda yapılan çalışmalarda LED ışık kaynakları daha çok tercih edilmektedir [116].

Yapılan bir araştırmada VALO Ortho LED ışık kaynağının 3200 mW/cm^2 ışık yoğunluğuna sahip ekstra power modu kullanılarak 3 saniye süre ile yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanım değerleri klinik olarak yeterli bulunmuştur [117].

Bizim çalışmamızda istenmeyen pulpal ısı artışı oluşturmaması, kısa sürede kabul edilebilir düzeyde adeziv polimerizasyonu oluşturmaması, kullanım kolaylığı ve güncel çalışmalarda sıklıkla kullanılması nedenlerinden dolayı VALO LED cihazı tercih edilmiştir.

Literatürde bağlanma dayanımının ölçülmesinde genellikle makaslama tipi bağlanma dayanımı testi tercih edilmektedir. Eliades ve Brantley 2000 yılında yaptıkları çalışmada makaslama tipi kuvvetlerin, ortodontik tedavi süresince oluşan kuvvetlere daha yakın olduğunu, çekme ve bükme tipi kuvvetlere kıyasla gerçeğe daha yakın veriler sağladığını bulmuşlardır [96].

Bu nedenle çalışmamızda akrilik bloklara gömülen örneklere makaslama tipi bağlanma dayanımı testi uygulanmıştır.

DIN 13990:2017-04 standartlarına göre makaslama bağlanma dayanımı testi, ortodontik ataşmanların bir çekme yayı ile kırılmasını içerir.

Çalışmamızda Grup 1'deki metal tüplerin meziogingival köşelerinde, Grup 3'teki seramik tüplerin ise oklüzal kenarlarının ortasında kancaları bulunmaktadır. Bununla birlikte Grup 2'deki kompozit tüplerin kancaları yoktur. Test ettiğimiz tüplerin bu farklı morfolojik özelliklerinden ötürü kırma testi için çekme yayı yerine kesme bıçağı kullanılmıştır. Testin sonuçlarının farklı dönme kuvveti vektörlerinden etkilenmemesi amacıyla her üç tüpün oklüzal pürüzsüz yüzeylerinden oklüzogingival yönde bir kesme kuvveti uygulanmıştır. Ardından tüm koşullar (örneklerin hazırlanması, yük uygulama hızı vb) DIN 13990:2017-04'e göre takip edilmiştir.

Bağlanma dayanımı, uygulanan kuvvetin braket tabanının yüzey alanına bölünmesi ile birim alana düşen kuvvet miktarı bazında hesaplanır ve $1 \text{ MPa} = 1 \text{ Newton/mm}^2$ olarak ölçülür. [94]

Daha önce yapılan çalışmalarda Reynolds (1975), ideal bağlanma dayanımı değer aralığını 5.88-7.85 MPa olarak belirtmiştir [97].

Bununla birlikte Mizrahi ve Smith tarafından yayınlanan değerler 2,8-10 MPa arasında değişmektedir [118].

Retief, 9.7 MPa'nın üzerindeki bağlanma dayanım değerlerinin mine kırılmalarına yol açabileceğini belirtirken, Forsberg ve Hagberg bazı hastalarda mine hasarı için riskli değer 30 MPa olduğunu söylemişlerdir [119, 120].

Rossouw ise 2010 yılında yaptığı çalışmada en uygun bağlanma dayanımı değerlerini 5.88-13.53 MPa olarak bulmuştur [94].

Çalışmamızda test ettiğimiz tüm molar tüpler klinik olarak kabul edilebilir SBS değerleri göstermiştir; ancak kompozit molar tüplerin değerleri diğer gruplara göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Bu sonuç, polimerik yapıların su emiliminin bir sonucu olan düşük elastik modüllerine atfedilebilir [121].

Yine çalışmamızda metal tüp grubu, seramik tüp grubuna göre daha düşük SBS değerleri göstermiştir, ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Seramik molar tüpler için üstün bağlanma değerlerine ilişkin bulgularımız, metal ve seramik ortodontik braketleri karşılaştıran güncel çalışmalarla uyumludur [5, 6, 122].

Çalışmamızın ARI verileri değerlendirildiğinde seramik braketler için önceki yayınlar da referans alınarak beklenildiği gibi adezivin ağırlıklı olarak tüp yüzeyinde kaldığı görülmüştür [101, 123].

Seramik tüp grubunda hiçbir örnek ARI 2 veya ARI 3 olarak skorlanmamıştır. Bu, ataşmanlarının çıkarılmasından ardından mine yüzeyinin temizlenmesi için gereken klinik sürenin kısalması gibi bir avantajı da beraberinde getirmektedir.

Grup 3'te diğ er  rnekler ARI 0 olarak skorlanmasına rağmen SEM incelemesinde yalnızca bir örnekte mine kusurları tespit edilmiştir. Bu örnekte birkaç bölgede mine kaybı ve bukkal yüzeyin t p yapıştırılan bölgesinde mine çatlağı gözlenmiştir ve bu durum literatür bulgusuyla uyumludur [124].

Metal t p grubundaki örneklerin çoğu, diş üzerinde kalan adeziv artığın %50'den az olduğu ARI 1 olarak skorlanmıştır. Metal t p grubunun SEM görüntüleri, bu grubun ARI skorlaması ile uyumlu olarak, kullanılan adezivin yarısından azının diş yüzeyinde kaldığını göstermektedir. Bununla birlikte kompozit t p grubunda baskın bir ARI skoru yoktur. Ancak hiçbir  rnek ARI 0 olarak skorlanmamıştır. Bazı örneklerde t p tabanının tamamının izi hem çıplak gözle hem de SEM incelemesi altında diş yüzeyinde kolaylıkla görülebilmektedir. Her ne kadar bu durum mine sağlığı açısından istenen bir durum olsa da, debonding seansında klinisyenin minedeki adeziv kalıntıları temizlemek için daha fazla zaman harcamasına yol açabilmektedir.



6. SONUÇLAR

Üç Farklı Ortodontik Molar Tüpün Makaslama Bağlanma Dayanım Kuvvetlerinin, Diş Yüzeyi ve Ataçman Zemininin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile İncelendiği bu doktora tezi çalışmasında metal, kompozit ve seramik molar tüplerin kesme bağlanma dayanım kuvvetleri karşılaştırılmış, ortodontik tüplerin kırılmasının ardından mine yüzeyinde kalan artık adeziv miktarı ve molar dişlerin mine yüzeylerindeki değişimler SEM aracılığı ile değerlendirilmiştir.

Elde edilen bulguların ışığında şu sonuçlara varılmıştır:

1. Bu çalışmada değerlendirilen tüm molar tüpler klinik olarak kabul edilebilir makaslama bağlanma dayanımı (SBS) değerleri göstermiştir.
2. Kompozit tüpler için bağlanma dayanımı değerleri, metal ve seramik tüplere kıyasla önemli ölçüde daha düşüktür. Bu nedenle bu tüpler düşük ortodontik kuvvetlerin olduğu kısa süreli ve basit ortodontik vakalarda kullanılabilirler.
3. Ortodonti piyasasına yeni tanıtılmış olan seramik molar tüplerin, debonding işlemi dikkatli bir şekilde yapıldığı takdirde mine yüzeyine zarar verilmesi ihtimali düşüktür.
4. Estetik ortodontik tedavi arayışında olan hastalara seramik molar tüpler önerilebilir.



KAYNAKLAR

1. Proffit, W., Fields, H. (1993). *Contemporary orthodontics*. 2nd. St. Louis, Mosby-Year Book, 105-138.
2. Griffin, J., Ruddy, M., Mavreas, D., Nace, S., Vannet, B. V., Stanton, K. T. (2021). Comparison of shear bond strength and ARI of four different adhesive systems used to bond molar tubes: An in vitro study. *International Orthodontics*, 19(1), 117-122.
3. Murray, P. G., Millett, D. T., Cronin, M. (2012). Bonded molar tubes: a survey of their use by specialist orthodontists. *Journal of Orthodontics*, 39(2), 129-135.
4. Juntavee, N., Juntavee, A., Wongnara, K., Klomklorm, P., Khechonnann, R. (2018). Shear bond strength of ceramic bracket bonded to different surface-treated ceramic materials. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(12), e1167.
5. Reddy, Y., Sharma, R., Singh, A., Agrawal, V., Agrawal, V., Chaturvedi, S. (2013). The shear bond strengths of metal and ceramic brackets: An in-vitro comparative study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 7(7), 1495.
6. Nimplod, P., Tansalarak, R., Sornsuwan, T. (2021). Effect of the different debonding strength of metal and ceramic brackets on the degree of enamel microcrack healing. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 26, e2119177.
7. Alexopoulou, E., Polychronis, G., Konstantonis, D., Sifakakis, I., Zinelis, S., Eliades, T. (2020). A study of the mechanical properties of as-received and intraorally exposed single-crystal and polycrystalline orthodontic ceramic brackets. *European journal of orthodontics*, 42(1), 72-77.
8. Flores, D. A., Caruso, J. M., Scott, G. E., Jeiroudi, M. T. (1990). The fracture strength of ceramic brackets: a comparative study. *The Angle Orthodontist*, 60(4), 269-276.
9. Mewman, G. (1964). Bonding plastic orthodontic attachments to tooth enamel. *Journal of New Jersey Dental Association*, 35, 346-358.
10. Tamizharasi, K. S., Kumar, D. S. (2010). Evolution of orthodontic brackets. *Journal of Indian Academy of Dental Specialist*, 1(3), 25-30.
11. Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*, 34(6), 849-853.
12. Eliades, T. (2007). Orthodontic materials research and applications: part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131(2), 253-262.
13. Gillis, I., Redlich, M. (1998). The effect of different porcelain conditioning techniques on shear bond strength of stainless steel brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 114(4), 387-392.

14. Kapila, S., Angolkar, P. V., Duncanson Jr, M. G., Nanda, R. S. (1990). Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(2), 117-126.
15. Kusy, R. P., O'grady, P. (2000). Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: part II—the active configuration. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 118(6), 675-684.
16. Kusy, R., Whitley, J., Ambrose, W., Newman, J. (1998). Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: Part I. The passive configuration. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 114(5), 558-572.
17. Zinelis, S., Annousaki, O., Eliades, T., Makou, M. (2004). Elemental composition of brazing alloys in metallic orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*, 74(3), 394-399.
18. Mockers, O., Deroze, D., Camps, J. (2002). Cytotoxicity of orthodontic bands, brackets and archwires in vitro. *Dental Materials*, 18(4), 311-317.
19. Grimsdottir, M. R., Hensten-Pettersen, A., Kullmann, A. (1992). Cytotoxic effect of orthodontic appliances. *The European Journal of Orthodontics*, 14(1), 47-53.
20. Maijer, R., Smith, D. (1982). Corrosion of orthodontic bracket bases. *American Journal of Orthodontics*, 81(1), 43-48.
21. Gwinnett, A. J. (1982). Corrosion of resin-bonded orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics*, 81(6), 441-446.
22. Hamula, D. W., Hamula, W., Sernetz, F. (1996). Pure titanium orthodontic brackets. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 30(3), 140-144.
23. Graber, T. M., Vanarsdall, R., Vig, K. W., Huang, G. (2000). Orthodontics: current principles and techniques. St Louis: Mosby, Inc.
24. Wataha, J. C., Hanks, C. T., Craig, R. G. (1994). In vitro effect of metal ions on cellular metabolism and the correlation between these effects and the uptake of the ions. *Journal of biomedical materials research*, 28(4), 427-433.
25. Wang, W. N., Meng, C. L., Tarng, T. H. (1997). Bond strength: a comparison between chemical coated and mechanical interlock bases of ceramic and metal brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 111(4), 374-381.
26. de Pulido, L. G., Powers, J. M. (1983). Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-plastic bracket systems in vitro. *American Journal of Orthodontics*, 83(2), 124-130.
27. Dobrin, R., Kamel, I., Musich, D. (1975). Load-deformation characteristics of polycarbonate orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics*, 67(1), 24-33.
28. ERVERDI, N. (2017). Çağdaş ortodonti. *Quintessence Yayıncılık*, 208-212.

29. Faltermeier, A., Rosentritt, M., Reicheneder, C., Müssig, D. (2006). Experimental composite brackets: influence of filler level on the mechanical properties. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(6), 699. e699-699. e614.
30. Zinelis, S., Eliades, T., Eliades, G., Makou, M., Silikas, N. (2005). Comparative assessment of the roughness, hardness, and wear resistance of aesthetic bracket materials. *Dental Materials*, 21(9), 890-894.
31. Faltermeier, A., Bürgers, R., Rosentritt, M. (2008). Bacterial adhesion of *Streptococcus mutans* to esthetic bracket materials. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(4), S99-S103.
32. Gottlieb, E. L., Nelson, A. H., Vogels 3rd, D. (1991). 1990 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. 1. Results and trends. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 25(3), 145-156.
33. Guan, G., Takano-Yamamoto, T., Miyamoto, M., Hattori, T., Ishikawa, K., Suzuki, K. (2000). Shear bond strengths of orthodontic plastic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 117(4), 438-443.
34. Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J., Peille, C. (1989). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of biomedical materials research*, 23(1), 45-61.
35. Kusy, R. (1991). Materials and appliances in orthodontics: brackets, arch wires, and friction. *Current Opinion in Dentistry*, 1(5), 634-644.
36. Viazis, A. D., Cavanaugh, G., Bevis, R. R. (1990). Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(3), 214-221.
37. Guess, M., Watanabe, L., Beck, F., Crall, M. (1988). The effect of Silane coupling agents on the bond strength of a polycrystalline ceramic bracket. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 22(12), 788-792.
38. Joseph, V., Rossouw, E. (1990). 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*, 97(2), 121-125.
39. Harris, A., Joseph, V., Rossouw, E. (1990). Comparison of shear bond strengths of orthodontic resins to ceramic and metal brackets. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 24(12), 725-728.
40. Bishara, S. E., Fehr, D. E. (1997). *Ceramic brackets: something old, something new, a review*. Seminars in orthodontics.
41. Bishara, S. E., Olsen, M. E. (1997). Evaluation of debonding characteristics of a new collapsible ceramic bracket. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 112(5), 552-559.
42. Swartz, M. (1988). A technical bulletin on the issue of bonding and debonding ceramic brackets. *Ormco Technical Bulletin*, 1-15.

43. Viazis, A. D., DeLong, R., Bevis, R. R., Douglas, W. H., Speidel, T. M. (1989). Enamel surface abrasion from ceramic orthodontic brackets: a special case report. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 96(6), 514-518.
44. Douglass, J. (1989). Enamel wear caused by ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 95(2), 96-98.
45. Winchester, L. (1992). Methods of debonding ceramic brackets. *British Journal of Orthodontics*, 19(3), 233-237.
46. Bishara, S. E., Fehr, D. E., Jakobsen, J. R. (1993). A comparative study of the debonding strengths of different ceramic brackets, enamel conditioners, and adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 104(2), 170-179.
47. Miura, F. (1971). New direct bonding system for plastic bracket. *Am J Orthodont*, 59, 336-350.
48. Newman, G. V., Facq, J. M. (1971). The effects of adhesive systems on tooth surfaces. *American Journal of Orthodontics*, 59(1), 67-75.
49. Reisner, K. R., Levitt, H. L., Mante, F. (1997). Enamel preparation for orthodontic bonding: a comparison between the use of a sandblaster and current techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 111(4), 366-373.
50. Gorelick, L. (1977). Bonding metal brackets with a self-polymerizing sealant-composite: a 12-month assessment. *American Journal of Orthodontics*, 71(5), 542-553.
51. Pus, M. D., Way, D. C. (1980). Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *American Journal of Orthodontics*, 77(3), 269-283.
52. Diedrich, P. (1981). Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope. *American Journal of Orthodontics*, 79(5), 500-522.
53. Zachrisson, B. U., Mjör, I. A. (1975). Remodeling of teeth by grinding. *American Journal of Orthodontics*, 68(5), 545-553.
54. Brännström, M., Malmgren, O., Nordenvall, K. (1982). Etching of young permanent teeth with an acid gel. *American Journal of Orthodontics*, 82(5), 379-383.
55. Brännström, M., Nordenvall, K., Malmgren, O. (1978). The effect of various pretreatment methods of the enamel in bonding procedures. *American Journal of Orthodontics*, 74(5), 522-530.
56. Nordenvall, K., Brännström, M., Malmgren, O. (1980). Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth: a comparison between 15 and 60 seconds of etching. *American Journal of Orthodontics*, 78(1), 99-108.
57. Graber, L. W., Vanarsdall, R. L., Vig, K. W., Huang, G. J. (1994). Orthodontics: current principles and techniques, 101-110.

58. Smith, R., Bellezza, J., Capilouto, M., Bradley Jr, E., Denys, F., Retief, D. (1987). A clinical study of the composite/bonding resin-tooth interface. *Dental Materials*, 3(4), 218-223.
59. McMordie, R., King, G. E. (1989). Evaluation of primers used for bonding silicone to denture base material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(5), 636-639.
60. Espinosa, H. D. (1978). In vitro study of resin-supported internally etched enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 40(5), 526-530.
61. Sparrius, O., Grossman, E. (1989). Marginal leakage of composite resin restorations in combination with dentinal and enamel bonding agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(6), 678-684.
62. Hosein, I., Sherriff, M., Ireland, A. J. (2004). Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 126(6), 717-724.
63. Bishara, S. E., Ajlouni, R., Laffoon, J. F., Warren, J. J. (2006). Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *The Angle Orthodontist*, 76(1), 123-126.
64. Aljubouri, Y., Millett, D., Gilmour, W. (2004). Six and 12 months' evaluation of a self-etching primer versus two-stage etch and prime for orthodontic bonding: a randomized clinical trial. *The European Journal of Orthodontics*, 26(6), 565-571.
65. Keim, R. G., Gottlieb, E., Nelson, A., Vogels 3rd, D. (2008). JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures, part 1: results and trends. *J clin orthod*, 42(11), 625-640.
66. Silverman, E., Cohen, M., Gianelly, A. A., Dietz, V. S. (1972). A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. *American Journal of Orthodontics*, 62(3), 236-244.
67. Kj, A. (2003). Phillips' science of dental materials. *St. Louis: WB Saunders*, 596, 41-43.
68. Rueggeberg, F. A., Maher, F. T., Kelly, M. T. (1992). Thermal properties of a methyl methacrylate-based orthodontic bonding adhesive. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 101(4), 342-349.
69. Zachrisson, B. U., Brobakken, B. O. (1978). Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *American Journal of Orthodontics*, 74(1), 62-78.
70. Jost-Brinkmann, P., Schiffer, A., Miethke, R. (1992). The effect of adhesive-layer thickness on bond strength. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 26(11), 718-720.
71. Oliver, R. (1988). The effect of different methods of bracket removal on the amount of residual adhesive. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 93(3), 196-200.

72. Talbot, T. Q., Blankenau, R. J., Zobitz, M. E., Weaver, A. L., Lohse, C. M., Rebellato, J. (2000). Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: an in vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 118(3), 274-279.
73. Fan, P., Wozniak, W. T., Reyes, W., Stanford, J. W. (1987). Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. *Journal of the American Dental Association* (1939), 115(3), 442-445.
74. Bennett, A. W., Watts, D. C. (2004). Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dental Materials*, 20(1), 72-79.
75. Althoff, O., Hartung, M. (2000). Advances in light curing. *American journal of dentistry*, 13(Spec No), 77D-81D.
76. Oesterle, L. J. (1995). Light and setting times of visible-light-cured orthodontic adhesives. *J clin orthod*, 29, 31-36.
77. Wang, W. N., Meng, C.-L. (1992). A study of bond strength between light-and self-cured orthodontic resin. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 101(4), 350-354.
78. Sfondrini, M. F., Cacciafesta, V., Pistorio, A., Sfondrini, G. (2001). 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*, 119(1), 30-35.
79. Shanthala, B., Munshi, A. (1995). Laser vs visible-light cured composite resin: an in vitro shear bond study. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 19(2), 121-125.
80. Lalani, N., Foley, T. F., Voth, R., Banting, D., Mamandras, A. (2000). Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. *The Angle Orthodontist*, 70(1), 28-33.
81. Kurchak, M., DeSantos, B., Powers, J., Turner, D. (1997). Argon laser for light-curing adhesives. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 31(6), 371-374.
82. Sfondrini, M. F., Cacciafesta, V., Scribante, A., Klersy, C. (2004). Plasma arc versus halogen light curing of orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failures. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(3), 342-347.
83. Klocke, A., Korbmacher, H. M., Huck, L. G., Ghosh, J., Kahl-Nieke, B. (2003). Plasma arc curing of ceramic brackets: an evaluation of shear bond strength and debonding characteristics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(3), 309-315.
84. Manzo, B., Liistro, G., De Clerck, H. (2004). Clinical trial comparing plasma arc and conventional halogen curing lights for orthodontic bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(1), 30-35.

85. Uzel, A., Buyukyilmaz, T., Kayalioglu, M., Uzel, I. (2006). Temperature rise during orthodontic bonding with various light-curing units—an in vitro study. *The Angle Orthodontist*, 76(2), 330-334.
86. La Torre, G., Marigo, L., Pascarella, G., Rumi, G. (2003). Light-emitting diodes (LED) technology applied to the photopolymerization of resin composites. *Minerva Stomatologica*, 52(5), 193-200.
87. Mills, R., Uhl, A., Jandt, K. (2002). Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *British dental journal*, 193(8), 459-463.
88. Dunn, W. J., Bush, A. C. (2002). A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *The Journal of the American Dental Association*, 133(3), 335-341.
89. Sfondrini, M. F., Cacciafesta, V., Scribante, A., Boehme, A., Jost-Brinkmann, P.-G. (2006). Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of resin-modified glass ionomer cured with high-intensity halogen, light-emitting diode, and plasma arc lights. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(4), 541-546.
90. Dunn, W. J., Taloumis, L. J. (2002). Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(3), 236-241.
91. Bishara, S. E., Ajlouni, R., Oonsombat, C. (2003). Evaluation of a new curing light on the shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*, 73(4), 431-435.
92. Swanson, T., Dunn, W. J., Childers, D. E., Taloumis, L. J. (2004). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(3), 337-341.
93. Ward, J. D., Wolf, B. J., Leite, L. P., Zhou, J. (2015). Clinical effect of reducing curing times with high-intensity LED lights. *The Angle Orthodontist*, 85(6), 1064-1069.
94. Rossouw, P. E. (2010). *A historical overview of the development of the acid-etch bonding system in orthodontics*. Seminars in orthodontics.
95. Powers, J. M., Kim, H. B., Turner, D. S. (1997). *Orthodontic adhesives and bond strengthtesting*. Seminars in orthodontics.
96. Eliades, T., Brantley, W. (2000). The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *The European Journal of Orthodontics*, 22(1), 13-23.
97. Reynolds, I. (1975). A review of direct orthodontic bonding. *British Journal of Orthodontics*, 2(3), 171-178.

98. Årtun, J., Bergland, S. (1984). Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *American Journal of Orthodontics*, 85(4), 333-340.
99. Şengül, D. K., Kadioğlu, M. B. (2016). Ortodontide Gülümseme Estetiği. *Türkiye Klinikleri Orthodontics-Special Topics*, 2(1), 21-26.
100. Russell, J. (2005). Current products and practice: aesthetic orthodontic brackets. *Journal of Orthodontics*, 32(2), 146-163.
101. Karamouzos, A., Athanasiou, A. E., Papadopoulos, M. A. (1997). Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 112(1), 34-40.
102. Cacciafesta, V., Sfondrini, M. F., Klersy, C., Sfondrini, G. (2002). Polymerization with a micro-xenon light of a resin-modified glass ionomer: a shear bond strength study 15 minutes after bonding. *The European Journal of Orthodontics*, 24(6), 689-697.
103. Cacciafesta, V., Sfondrini, M. F., De Angelis, M., Scribante, A., Klersy, C. (2003). Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(6), 633-640.
104. Sorel, O., El Alam, R., Chagneau, F., Cathelineau, G. (2002). Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(3), 260-266.
105. Romano, F. L., Tavares, S. W., Nouer, D. F., Consani, S., Magnani, M. B. B. A. (2005). Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. *The Angle Orthodontist*, 75(5), 849-853.
106. Buyukyilmaz, T., Usumez, S., Karaman, A. I. (2003). Effect of self-etching primers on bond strength—are they reliable? *The Angle Orthodontist*, 73(1), 64-70.
107. Bishara, S. E., Olsen, M. E., VonWald, L., Jakobsen, J. R. (1999). Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 116(1), 86-92.
108. Øgaard, B., Larsson, E., Henriksson, T., Birkhed, D., Bishara, S. E. (2001). Effects of combined application of antimicrobial and fluoride varnishes in orthodontic patients. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120(1), 28-35.
109. Sfondrini, M. F., Cacciafesta, V., Scribante, A., De Angelis, M., Klersy, C. (2004). Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional and self-etching primers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(3), 357-360.
110. Gardner, A., Hobson, R. (2001). Variations in acid-etch patterns with different acids and etch times. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120(1), 64-67.

111. Turgut, M. D., Attar, N., Korkmaz, Y., Gokcelik, A. (2011). Comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets bonded with flowable composites. *Dental materials journal*, 30(1), 66-71.
112. Atik, E., Kızılırmak, M., Akcan, C. A., Taner, T. (2022). No-primer adhesive vs. self-adhesive resin: bonding strength following LED curing. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 83(2), 141-150.
113. Marques Ferreira de Sena, L., Monielle Duarte Moura, D., Helena Gurgel de Carvalho, I., de Fatima Dantas de Almeida, L., Ramos da Silva, N., Othávio de Assunção e Souza, R. (2023). Bond strength, degree of conversion, and microorganism adhesion using different bracket-to-enamel bonding protocols. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 84(Suppl 3), 210-221.
114. Thompson, L., Miller, E., Bowles, W. (1982). Materials science: leaching of unpolymerized materials from orthodontic bonding resin. *Journal of dental research*, 61(8), 989-992.
115. Izadi, M. I., Sherriff, M., Cobourne, M. T. (2012). A comparative investigation into relative bond strengths of Damon3, Damon3MX, and APC II brackets using different primer and adhesive combinations. *European journal of orthodontics*, 34(6), 778-782.
116. Mishra, S. (2014). Comparative evaluation of shear bond strength of orthodontic brackets on pretreatment with CPPACP, fluor protector and phosflur: an in-vitro study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 8(5), ZC01.
117. Oz, A. A., Oz, A. Z., Arici, S. (2016). 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*, 149(2), 212-216.
118. Mizrahi, E., Smith, D. (1971). Direct attachment of orthodontic brackets to dental enamel a preliminary clinical report. *Oral health*, 61(12), 11-14.
119. Retief, D. (1974). Failure at the dental adhesive—etched enamel interface. *Journal of oral rehabilitation*, 1(3), 265-284.
120. Forsberg, C.-M., Hagberg, C. (1992). Shear bond strength of ceramic brackets with chemical or mechanical retention. *British Journal of Orthodontics*, 19(3), 183-189.
121. Arici, S., Regan, D. (1997). Alternatives to ceramic brackets: the tensile bond strengths of two aesthetic brackets compared ex vivo with stainless steel foil-mesh bracket bases. *British Journal of Orthodontics*, 24(2), 133-137.
122. Eslamian, L., Borzabadi-Farahani, A., Mousavi, N., Ghasemi, A. (2012). A comparative study of shear bond strength between metal and ceramic brackets and artificially aged composite restorations using different surface treatments. *The European Journal of Orthodontics*, 34(5), 610-617.
123. Chung, C.-H., Friedman, S. D., Mante, F. K. (2002). Shear bond strength of rebonded mechanically retentive ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(3), 282-287.

124. Jeiroudi, M. T. (1991). Enamel fracture caused by ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 99(2), 97-99.
125. Türkiye Atom Enerjisi Kurumu - Taramalı Elektron mikroskobu (SEM) Nasıl Çalışır? Ne İşe Yarar?.[29 Kasım 2017].





EKLER

EK-1. Etik Komisyon İzni

Evrak Tarih ve Sayısı: 21.04.2022-E.345161



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Diş Hekimliği Fakültesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : E-21071282-050.99-345161
 Konu : Prof. Dr. M. Çağrı ULUSOY

21.04.2022

Sayın Prof. Dr. M. Çağrı ULUSOY
Ortodonti Anabilim Dalı Başkanlığına

Fakültemiz Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna, etik açıdan değerlendirilmek üzere gönderilen "Üç Farklı Ortodontik Molar Tüpün Makaslama Bağlama Dayanım Kuvvetlerinin, Dış Yüzeyi ve Ataçman Zemininin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İle İncelenmesi" konulu çalışma, Etik Kurulumuz tarafından incelenmiş ve araştırma etiği açısından uygun bulunmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Önemli Not: Sağlık Bakanlığına başvuruda bulunacak çalışmaların, Kurulumuz tarafından incelenmiş ve onaylanmış "**Değerlendirilen Belgeler**" kısmında belirtilmiş olan **Tarih ve Versiyon/Revizyon numaralarının ve "Karar Bilgileri"** kısmında belirtilmiş olan **karar numarasının** yazılması gerekmektedir. Aksi takdirde Sağlık Bakanlığına teslim edilen belgelerde Tarih ve Versiyon/Revizyon numaralarında uyumsuzluk yaşanmaktadır ve bu nedenle dosyalar reddedilmektedir. Bu konuya önem verilmesi bilgilerinize sunulur.

Prof. Dr. Mesut ERGÜDARAS
Kurul Başkanı

Ek:Klinik Araştırmalar Etik Kurul Karar Formu (3 Sayfa)/Elden Teslim Edilecektir.

Belge Doğrulama Kodu :BS50CU2ZSZ

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Takip Adresi : <https://www.turkiye.gov.tr/gazi-universitesi-ebys>

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bışkek Cad. No:4 kat 1 Emek/Ankara
 Tel:0 (312) 203 40 00 Faks:0 (312) 223 92 26
 e-Posta :dhtbilisim@gazi.edu.tr İnternet Adresi :http://dent.gazi.edu.tr

Bilgi için :N. Cihan Ünay
 Birim Evrak Sorumlusu
 Telefon No:(0312) 203 40 69



EK-1. (devam) Etik Komisyon İzni

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Prof. Dr. M. Çağrı ULUSOY tarafından gönderilen "Üç Farklı Ortodontik Molar Tüpün Makaslama Bağlama Dayanım Kuvvetlerinin, Dış Yüzeyi ve Ataçman Zemininin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İle İncelenmesi" konulu çalışmanın kabulüne,	
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU		
ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Bişkek Caddesi 82.Sokak No:4 E Blok Zemin Kat Çankaya ANKARA
	TELEFON	0312 203 40 69
	FAKS	0312 203 41 39
	E-POSTA	disetikkurul@gazi.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. M. Çağrı ULUSOY			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ortodonti Anabilim Dalı Başkanlığı			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi			
	YARDIMCI ARAŞTIRMACILAR	Dt. Nisa ALTAN ÖNCEL			
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI				
	DESTEKLEYİCİ				
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	☐		
		FAZ 2	☐		
		FAZ 3	☐		
		FAZ 4	☐		
		Gözlemsel ilaç çalışması	☐		
		Tıbbi cihaz klinik araştırması	☐		
		İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları	☐		
İlaç dışı klinik araştırma		☐			
Diğer ise belirtiniz: İlaç Dışı Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ ☐	ULUSAL ☒	ULUSLARARASI ☐	

Etik Kurul Başkanı 
 Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ
 İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

EK-1. (devam) Etik Komisyon İzni

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Prof. Dr. M. Çağrı ULUSOY tarafından gönderilen "Üç Farklı Ortodontik Molar Tüpün Makaslama Bağlama Dayanım Kuvvetlerinin, Diş Yüzeyi ve Ataçman Zemininin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İle İncelenmesi" konulu çalışmanın kabulüne,
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	12.04.2022	Versiyon 2	Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	01.04.2022	Versiyon 1	Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	01.04.2022	Versiyon 1	Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe ☐	İngilizce ☐	Diğer ☐
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı		Açıklama			
	SİGORTA	☐				
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☒	01.04.2022 - Versiyon 1			
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐				
	İLAN	☐				
	YILLIK BİLDİRİM	☐				
	SONUÇ RAPORU	☐				
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐				
	DİĞER:	☐				
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: GÜDHKAEK. 2022.08/2	Tarih: 21.04.2022				
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.					

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ (Etik Kurul Başkanı)	Çocuk Diş Hekimliği	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Prof. Dr. Nur MOLLAOĞLU	Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Prof. Dr. Burcu BALOŞ TUNCER	Ortodonti	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☒	
Prof. Dr. Şebnem KAVAKLI	Fizyoloji	Ufuk Ü. Tıp Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Prof. Dr. Orhan Mecit ULUDAĞ	Farmakoloji	Gazi Ü. Eczacılık Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Prof. Dr. Ferhan EĞİLMEZ (Bildirimlerden sorumlu olan üye)	Protetik Diş Tedavisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	
Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI	Restoratif Diş Tedavisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☒	
Prof. Dr. İlkay PEKER	Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Prof. Dr. Burcu ÖZDEMİR (Etik kurul başkan yardımcısı)	Periodontoloji	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	

Etik Kurul Başkanı

Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Mesut Enes ODABAŞ

İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

EK-1. (devam) Etik Komisyon İzni

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Prof. Dr. M. Çağrı ULUSOY tarafından gönderilen “Üç Farklı Ortodontik Molar Tüpün Makaslama Bağlama Dayanım Kuvvetlerinin, Diş Yüzeyi ve Ataçman Zemininin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İle İncelenmesi”konulu çalışmanın kabulüne,							
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU									
Doç. Dr. Benay YILDIRIM	Oral Patoloji	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
Doç. Dr. Mügem Aşlı EKİCİ	Endodonti	Gazi Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☐	E ☐	H ☒	
Dr. Öğr. Üyesi Hakan TÜZÜN	Halk Sağlığı	Gazi Ü. Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☒	
Av. Efe AYAZ	Avukat	Serbest Avukat	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	
İlker YAVUZ	Fotoğraf Eğitmeni	-	E ☒	K ☐	E ☐	H ☐	E ☐	H ☐	

*:Toplantıda Bulunma

Etik Kurul Başkanı
 Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Mesut Enes ODABAS
 İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

EK-2. Power Raporu

POWER RAPORU

ADIMLAR

Örnek hacmi hesaplanırken izlenen adımlar;

- > 1.tip hata payı (α) = 0.05,
- > Etki büyüklüğü (effect size f) = 0.4
- > Testin gücü ($1-\beta$) = 0.80 alınmıştır.

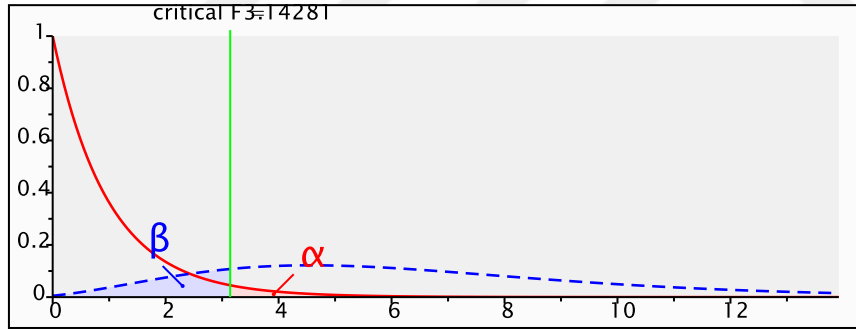
Bu şekilde verilere dayanarak her grupta 22 denek olmak üzere toplam 66 denek ile çalışılması planlanmıştır.

SONUÇLAR

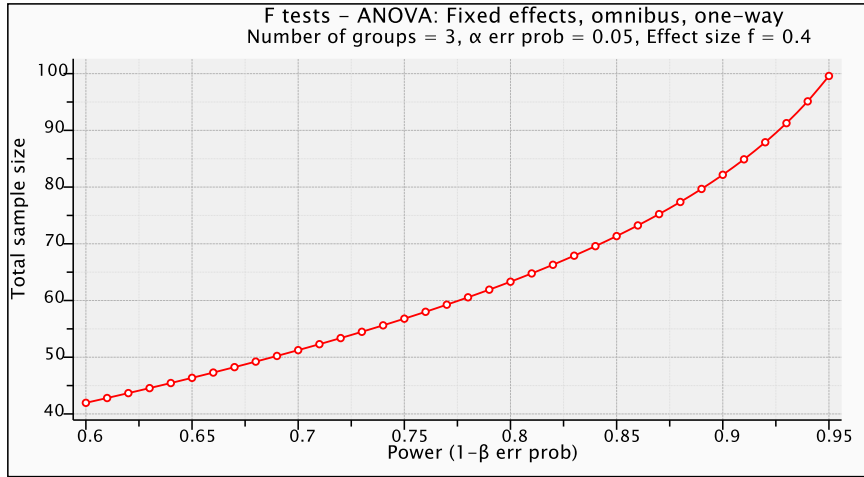
F tests - ANOVA: Fixed effects, omnibus, one-way

Analysis: A priori: Compute required sample size

Input:	Effect size f	=	0.4
	α err prob	=	0.05
	Power ($1-\beta$ err prob)	=	0.8
	Number of groups	=	3
Output:	Noncentrality parameter λ	=	10.560000
	Critical F	=	3.142809
	Numerator df	=	2
	Denominator df	=	63
	Total sample size	=	66
	Actual power	=	0.818074



EK-2. (devam) Power Raporu



Yöntem;

Bu çalışmada elde edilecek veriler SPSS 21 paket programı aracılığı ile analiz edilecektir.

İki gruplu bu çalışmada elde edilen verilerin normallik analizleri sonucunda normal dağılım gösteren değişkenler için Anova, normal dağılım göstermeyen değişkenler için ise parametrik olmayan yöntemlerden Kruskal-Wallis H testi tercih edilecektir.

Anlamlılık seviyesi olarak 0,05 kullanılacak olup, $p < 0,05$ olması durumunda anlamlı farklılığın olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı farklılığın olmadığı belirtilecektir.

Ahmet GÜL

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ALTAN, Nisa
Uyruğu : T.C.

Eğitim Derecesi	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi / Ortodonti Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Yüksek Lisans	Ankara Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2018
Lise	Mehmet Emin Resulzade Anadolu Lisesi	2013

İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
-	-	-

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

- Öncel, N. A., Ulusoy, N., & Ulusoy, C. (2023). Comparison of shear bond strength and residual adhesive remnants on the enamel surface after debonding of three different orthodontic molar tubes: A scanning electron microscope study. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 1-8.

Poster Sunumları

- Altan Öncel N., Tuncer C. Olgu Sunumu: Ön Açık Kapanışın Maksiller Kortikotomi Sonrası İskeletsel Ankraj Destekli Posterior Segment İntrüzyonu İle Tedavisi, 18. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi 16-20 Kasım 2022, Antalya, Türkiye.
- Atmaca Z., Altan Öncel N., Ulusoy MÇ. Seramik Ortodontik Molar Tüplerin Makaslama Bağlanma Dayanım Kuvvetlerinin ve Kopma Sonrasında Diş Yüzeyinde Kalan Artık Adezivın Değerlendirilmesi, 18. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi 16-20 Kasım 2022, Antalya, Türkiye.

Katıldığı Kurslar ve Sertifikalar

16. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Sempozyumu 2-5 Kasım 2019, Bodrum, Türkiye.

2. Lingual Ortodonti Derneği Uluslararası Sempozyumu 9-10 Eylül 2022, İstanbul, Türkiye
3. 18. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi 16-20 Kasım 2022, Antalya, Türkiye.





GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..