



**SERAMİK ORTODONTİK MOLAR TÜPLERİN DİŞ YÜZEYİNDEN AYRILMASINDAN
SONRA DİŞ ÜZERİNDE KALAN ARTIK ADEZİVİN UZAKLAŞTIRILMASINDA
KULLANILAN FARKLI YÖNTEMLERİN ETKİNLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Zeynep ATMACA

**DOKTORA TEZİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

MAYIS 2024

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kuralları'na 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.

Zeynep ATMACA

22/05/2024

SERAMİK ORTODONTİK MOLAR TÜPLERİN DİŞ YÜZEYİNDEN AYRILMASINDAN SONRA DİŞ
ÜZERİNDE KALAN ARTIK ADEZİVİN UZAKLAŞTIRILMASINDA KULLANILAN FARKLI
YÖNTEMLERİN ETKİNLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

(Doktora Tezi)

Zeynep ATMACA

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Mayıs 2024

ÖZET

Bu araştırmanın amacı, taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak, yakın zamanda piyasaya sürülen seramik bukkal molar tüplerin bağlanma dayanımlarını ölçmek, diş yüzeyinden mekanik olarak ayrılmasından sonra mine yüzeyinde kalan artık adeziv farklı yöntemlerle temizlenmesini incelemek ve adeziv kaldırılması için geçirilen zamanı karşılaştırmaktır. Elli dört adet üst molar dişe seramik molar tüpler yapıştırılmış ve bağlanma dayanımı (SBS) testi yapılmıştır. Tüpler molar dişlerden mekanik olarak ayrıldıktan sonra adeziv kalıntı indeksi (ARI) skorları kaydedilmiştir. Örnekler, tungsten karbid frez (TCB) ve tek aşamalı elmas kaplı mikro cilalayıcı ile artık adeziv temizlenmesi için iki gruba ayrılmıştır. Her diş için mine yüzeylerinin temizlenme süresi not edilmiştir. Yapıştırıcılar temizlendikten sonra mine yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir. İstatiksel analiz için Shapiro-Wilk's, Kolmogorov-Smirnov's ve Student's independent t testleri kullanılmıştır. Seramik molar tüplerin ortalama SBS değeri 9.78 ± 1.85 MPa olup, örneklerin çoğunluğu ARI 1 ve ARI 2 olarak skorlanmıştır. PoGo mikro cilalayıcı ve TCB arasında temizleme süresi açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. TCB ile artık adeziv temizlendikten sonraki mine yüzeyi, SEM ile incelendiğinde, tek aşamalı elmas kaplı mikro cilalayıcıya göre daha pürüzsüz bir yüzey ile sonuçlanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre seramik molar tüpler tamamen estetik ortodontik tedavi arayan hastalar için diş minesini sağlığı açısından güvenli bir ürün olabilir. Düşük devirli aletler ile kullanılan temizleyiciler mine üzerinde kalan artık adeziv temizlenmesinde güvenle kullanılabilir.

Bilim Kodu : 1045
Anahtar Kelimeler : Seramik bukkal molar tüp, Taramalı elektron mikroskobu, Adeziv temizleme yöntemleri
Sayfa Adedi : 73
Danışman : Prof. Dr. M. Çağrı ULUSOY

THE COMPARISON OF DIFFERENT ADHESIVE RESIN REMOVAL METHODS AFTER
DEBONDING CERAMIC ORTHODONTIC MOLAR TUBES: A SCANNING ELECTRON

MICROSCOPE STUDY

(Ph.D. Thesis)

Zeynep ATMACA

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

May 2024

ABSTRACT

The objectives of this study aimed to measure the bond strength of recently introduced ceramic buccal molar tubes using scanning electron microscopy (SEM), to examine the removal of residual adhesive remaining on the enamel surface after mechanical debonding from the tooth surface by different methods, and to compare the time elapsed for adhesive removal. Fifty-four upper maxillary molar teeth were bonded with ceramic molar tubes and shear bond strength (SBS) test was conducted. After mechanical debonding of the tubes from the molar teeth, adhesive remnant index (ARI) scores were recorded. The samples were divided into two groups for removal of residual adhesive with a tungsten carbide bur (TCB) and a single-stage diamond-coated micro-polisher. The time spent removing the enamel surfaces was documented for each tooth. After removal of the adhesives, the enamel surfaces were examined by scanning electron microscopy (SEM). Shapiro-Wilk's, Kolmogorov-Smirnov's and Student's independent t tests were conducted for statistical analysis. The mean SBS value of the ceramic molar tubes was 9.78 ± 1.85 MPa and the majority of the samples were scored as ARI 1 and ARI 2. There was no significant difference in removal time between the PoGo micropolisher and TCB. The enamel surface after residual adhesive removal with TCB resulted in a smoother surface compared to the single-stage diamond-coated micropolisher based on examination by SEM. The obtained results indicate that ceramic molar tubes appear to be a safe product in terms of enamel health for patients seeking exclusively aesthetic orthodontic treatment. Removers used with low-speed tools can be utilized safely to clean the residual adhesive residue remaining on the enamel.

Science Code : 1045

Key Words : Ceramic buccal molar tubes, Scanning electron microscope, Adhesive removal methods

Page Number : 73

Supervisor : Prof. Dr. M. Çağrı ULUSOY

TEŞEKKÜR

Öğrencisi olduğum için mutluluk duyduğum ve şanslı hissettiğim, doktora eğitimim ve tez çalışmam boyunca hem klinik hem akademik anlamda bir doktora öğrencisinin yeterliliğini göstermeye fırsat verecek kadar özgür, aynı zamanda her zaman destek olacağını bilecek kadar da arkamda ve yanımda hissettiğim 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,

Bölüme girdiğim ilk günden itibaren benzer süreçleri yaşadığımız, birbirimize hep destek olmaya çalıştığımız, sadece çalışma arkadaşı olarak değil birer dost olarak gördüğüm sevgili dönem arkadaşlarım Kübra KARABAŞ, Mehmet Salih ÖZAYDIN'a, beraber çalışmaktan çok keyif aldığım sevgili Nisa ALTAN'a, bütün akademik ve mesleki tecrübelerini benimle paylaşarak yanımda olan kıdemlim Burhan BARIN'a,

Hayatım boyunca benim bütün kararlarımda her daim yanımda ve destek olan, hep gururla bahsettiğim, varlıklarına şükrettiğim sevgili ailem; abim Mehmet Faris ATMACA, annem Fulya ATMACA ve babam Zeyni ATMACA'ya,

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 Enstrümanların Tarihçesi	3
2.2. Ortodontik Braket Çeşitleri	5
2.2.1. Metal braketler	5
2.2.2. Estetik braketler	6
2.2.3. Molar Bantlar ve tüpler	14
2.3. Ortodontik Ataçmanların Diş Yüzeyinden Ayrılması (Debonding) Yöntemleri...	18
2.3.1. Mekanik debonding	18
2.3.2. Elektrotermal debonding	19
2.3.3. Ultrasonik debonding	21
2.3.4. Lazer debonding	21
2.3.5. Debonding sırasında uygulanan kuvvet ve kuvvetin şekli	22
2.4. Debonding Sonrası Diş Yüzeyinin Temizlenmesi ve Cilalama	23
2.5. Ortodontik Ataçmanların Diş Yüzeyinden Ayrılmasının Mine Üzerindeki Etkileri	24

	Sayfa
2.5.1. Minenin yapısı	24
2.5.2. Mine yüzeyinin incelenmesinde kullanılan yöntemler	25
2.5.3. Debonding sırasında meydana gelen mine kaybı	27
3. GEREÇ VE YÖNTEM	31
4. BULGULAR	39
5. TARTIŞMA	45
6. SONUÇLAR	51
KAYNAKLAR	53
EKLER	65
EK-1. Etik Kurul İzni	66
EK-2. Power Raporu	70
ÖZGEÇMİŞ	72

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.1. Örneklerin ARI skorlaması dağılımı	39
Çizelge 4.2. Diş yüzeyinde kalan artık adezivin temizlenmesinin süreler açısından gruplar arasındaki farka ilişkin analiz sonucu	39

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. 1a-b) Ön dişlere bant şekli vermek için kullanılan pens (anterior band forming plier) ve kullanılışı. 2a-b) molar dişe bant yapmak için metal şeridin sırasıyla nokta kaynak ile hazırlanışı. 3a-b) arka dişlere bant şekli vermek için kullanılan pens (posterior band forming plier) ve kullanılışı.....	14
Şekil 2.2. Çeşitli bukkal tüpler.....	18
Şekil 4.1. Test edilen ürünlerin artık adezivin uzaklaştırılma süresini saniye cinsinden gösteren histogram	40

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Akrilik bloklar içine gömülmüş dişlerin asitle pürüzlendirilmesi	32
Resim 3.2. Polikristalin seramik bukkal tüpün ön ve arka yüz fotoğrafları	33
Resim 3.3. Seramik bukkal tüp yapıştırılmış molar diş	33
Resim 3.4. LED ışık üreten polimerizasyon cihazı	34
Resim 3.5. (a) Evrensel test cihazı (Universal testing machine, Lloyd Instruments Ltd., Fareham, UK) (b) Seramik bukkal tüp yapıştırılmış dişin evrensel test cihazına yerleştirilmesi	35
Resim 3.6. (a) 8 bıçaklı tungsten karbid frez (b) Elmas kaplı PoGo cila seti	36
Resim 3.7. Yüksek çözünürlüklü taramalı elektron mikroskobu	37
Resim 4.1. İşlem görmemiş dişin x30 büyütme altındaki SEM görüntüsü	40
Resim 4.2. Seramik molar tüpün x50 büyütme altındaki SEM görüntüsü	41
Resim 4.3. Artık adezivin 8 bıçaklı tungsten karbid frez ile temizlenmesinin ardından x50 büyütme (a) ve aynı bölgenin x100 büyütme (b) altındaki SEM görüntüleri	42
Resim 4.4. Artık adezivin PoGo ile temizlenmesinin ardından x50 büyütme (a) ve aynı bölgenin x100 büyütme (b) altındaki SEM görüntüleri	44

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler

Açıklamalar

%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür
±	Artı eksi
°C	Santigrat Derece

Kısaltmalar

Açıklamalar

BIS-GMA	Bisfenol-A Glisidil Metakrilat
BPA	Bisfenol-A
LED	Işık yayan diyot
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
TCB	Tungsten Karbid Frez

1. GİRİŞ

Ortodontik tedavinin temel amacı ideal bir oklüzyona ulaşmaktır ve bu sırada hastanın fonksiyonel ve estetik ihtiyaçları da göz ardı edilmemelidir. Çeneler ve dişler bütüncül bir yaklaşım açısıyla değerlendirilerek gülüş estetiği ve kraniofasiyal yapılarla uyumlu bir oklüzyon hedeflenmelidir. Ortodontik tedavinin süresi hastaların hayatlarında hiç de azımsanamayacak düzeydedir ve günümüzde sayıları gittikçe artan düzeyde hasta bu tedavi sürecini daha estetik enstrümanlarla geçirme arayışındadır.

İçinde bulunduğumuz dönemde dış görünüme verilen önemin gittikçe artmasının ortodontik tedaviye bir yansıması olarak hastaların estetik tedavi aygıtları arayışında da bir artış meydana getirmiştir. Bu sebeple lingual braketler, şeffaf plaklar ve seramik/plastik braketler kullanılmaktadır, ancak her sistemin estetik avantajlarının yanı sıra kendine özgü dezavantajları da vardır.

Kullanılan tedavi yöntemi ne olursa olsun, ataçmanların ya da braketlerin ayrılmasından sonra mine yüzeyinde kalan adezivin tamamen çıkarılması önemlidir. Diş yüzeyinde kalan artık adeziv plak birikimine, beyaz nokta lezyonlarına, periodontal inflamasyona ve renkleşmeye sebep olabilir; ayrıca debonding işlemi sırasında mine yüzeyinde çatlak ve kırıkların oluşmaması istenilir.

Ortodontistin amacı, diş ve çevre dokuların sağlığını gözeterek bir tedavi süreci yönetmek olmalıdır. Bu bağlamda kullanılan sabit aygıtlar diş yüzeyinden ayrılırken ve artık adezivler temizlenirken mineye en az zararı verecek ve hasta konforunun en fazla olacağı tedavi yöntemi tercih edilmelidir.

Bu araştırmanın amacı, taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak, yakın zamanda piyasaya sürülen seramik bukkal molar tüplerin diş yüzeyinden mekanik olarak ayrılmasından sonra mine yüzeyinde kalan artık adezivin farklı yöntemlerle temizlenmesini incelemek ve adezivin kaldırılması için geçirilen zamanı karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Sabit Ortodontik Enstrümanların Tarihçesi

Güzel bir gülüş, estetik fasiyal görünüm, düzgün fonasyon, çeneler arasında uygun fonksiyonel konumun sağlanması amacıyla dişlerin üst ve alt çenenin dental arkları üzerinde düzgün bir şekilde sıralanabilmesini sağlamak için antik Mısır ve Roma'dan beri birçok farklı yöntem denenmiştir. Ancak sadece son 1900'lerden bu yana daha bilimsel ve insan sağlığını tehlikeye atmayan çalışmalar yapılmaktadır. Diş yüzeyine direkt olarak yapıştırılabilen braketler ancak 20. Yüzyılın son çeyreğinde ortodonti camiasına tanıtılabilmektedir [1].

Her ne kadar bant simantasyonu ilk kez Magill tarafından uygulansa da, günümüz klinik pratiğinde uygulanan düzeydeki bantlama 1962 yılında Dr. Robert Ricketts tarafından Amerikan Ortodontistler Birliği'nin kongresinde yapılmıştır. Böylece tüm dişler fabrikasyon bantlar kullanılarak 20 dakikadan kısa bir sürede bantlanabilmektedir [1].

Edgewise braketler uzun süre boyunca bantlar üzerinde lehimlenerek kullanılmıştır; son otuz senedeki dental materyal teknolojisindeki hızlı gelişmelerle birlikte artık direkt yapıştırma yöntemiyle dişler üzerine yerleştirilmektedir. Kısa zamanda yaygın olarak kullanılmaya başlanan direkt yapıştırma tekniğinde, asitle pürüzlendirilme yöntemi ile ağ (mesh) bazlı braketler diş yüzeyine yapıştırılmış ve intraoral kuvvetlere dayanabilecek yeterliliği kazanmıştır [2].

Ortodontik braketlerin direkt olarak yapıştırılması metodu daha iyi bir estetik görüntü, daha iyi bir oral hijyen, minede dekalsifikasyon riskinin azalması ve daha rahat uygulama avantajlarını sağlamış olup bant kullanımı gerekliliğini de azaltmıştır [1]. Birçok ortodontik malzeme üreticisi firma değişik ebatlarda, morfolojik özelliklerde, farklı zemin yapısına sahip ve farklı materyallerden üretilmiş birçok ürünü piyasaya sürmüştür ve halen sürmektedir.

Bant sisteminden mine yüzeyine direkt yapıştırma yöntemine geçilmesinin diğer bazı avantajları ise, separasyon gerektirmemesi, hastaya acı vermemesi, daha az plak birikimine

neden olması, daha az dişeti iltihabı gözlemlenmesi ve ara yüzlerde daha az dişeti ataçmanı kaybına yol açmasıdır [1].

Bantlara göre braketlerin yapıştırılması ve diş yüzeyinden ayrılması daha pratiktir, estetik olarak daha başarılıdır ve hasta tarafından temizlenebilirliği daha kolaydır. Bunlara ek olarak, bantlamanın mümkün olmadığı kısmen sürmüş ya da travma sebebiyle kırılmış dişlere kuvvet uygulamak mümkün hale gelmiştir. Gevşeyen bantların arkasında çürük oluşumu ihtimali ortadan kalkar ve ara yüz çürükleri tespit edilerek kompozit restorasyonlarla tedavi edilebilir. Diş yüzeylerine braketlerin direkt yapıştırılmasıyla tedavi sonunda banta bağlı boşlukların kapatılması ihtiyacı da ortadan kalkar [3].

Ortodontik ataçmanların mine yüzeyine yapıştırılma teknikleri yerleştirme biçimine göre direkt veya indirekt olmak üzere ikiye ayrılabilir. İki tekniğin kullanımı için de ortodontik yapıştırmanın ana mekanizması aynıdır: yüzeyin temizlenmesi, asit ve primer uygulanarak hazırlanması ve yüzeye braketin yapıştırılması.

Günümüzde hekimler, braketleri yerleştirirken basit ve güvenilir olduğu için genellikle direkt yapıştırma tekniğini tercih eder. Bu yöntem, asit uygulanmış dişlere kimyasal veya ışıkla sertleşen kompozit malzeme kullanarak ortodontik ataçmanların doğrudan yapıştırılmasını içerir. Direkt yapıştırmada, ilk adımlar yüzeyin temizlenmesi, kurutulması ve mineye bir primer uygulanmasıdır. Bu adımlar tamamlandıktan sonra braket tabanına yapıştırıcı uygulanır ve ardından braket uygun bir şekilde diş yüzeyine yerleştirilir. Braketin doğru konumlandırılması için uzun eksenine uygun bir açı verilir ve mezyodistal ve insizogingival doğrultuda doğru pozisyona getirilmesi için bir yerleştirici el aleti kullanılabilir.

Ortodontik ataçmanların yapıştırılma aşamasında kullanılan rezinler hazırlanma biçimlerine göre (pasta sistemleri, pasta-likit ya da toz-likit sistemleri) ya da aktivasyon çeşitlerine göre (ışıkla, kimyasal, dual cure) farklı kategorilere ayrılabilir. Genel olarak, tüm bu tiplerde kullanılan ortodontik yapıştırıcılar, kompozit restoratif malzemelerle benzer bir içeriğe sahiptir. Bu içerik genellikle BIS-GMA ve fonksiyonel kompomerlerin bir

kombinasyonundan oluşur. BIS-GMA rezinler ilk olarak 1960'larda dental yapıştırıcılar olarak tanıtılmış ve daha sonra ortodontik uygulamalarda da kullanılmaya başlanmıştır [4].

Işıklı sertleştirme yöntemi (halojen, LED, plazma ark) günümüzde yaygın olarak kullanılan polimerizasyon yöntemidir. Halojen ışık cihazları daha uzun sürede polimerizasyon sağladığı için pulpal ısınmaya neden olurken, LED ve plazma ark cihazları ile bu süre birkaç saniyeye düştüğünden daha doku dostu ürünler olarak gösterilmektedir. [5] Ayrıca bu polimerizasyon cihazları hastaların braketlenmesi için geçirilen klinik zamanı da oldukça kısaltmaktadır.

Ortodontik braketleri üretmek, farklı ham maddeler (seramik, metal alaşımları, plastik, vb.), farklı tasarımlar ve çeşitli yöntemleri içeren komplike bir süreçtir. Sabit ortodontik tedavilerde en çok metal braketler tercih edilir. Piyasada boyutları, kanat tasarımları ve slot açıları farklılık gösteren çok fazla çeşitte braket vardır [6].

2.2. Ortodontik Braket Çeşitleri

2.2.1. Metal braketler

Angle ilk olarak 100 yıl önce altın braketler kullanmıştır. 1933 senesinde Dr. Archie Brusse ilk paslanmaz çelik prototipleri tanıttıktan sonra altının yerini paslanmaz çelik almıştır. Bunun sebebi altına kıyasla daha sert, ucuz ve dayanıklı olmasıdır. Boyutlarının daha küçük üretilmesi nedeniyle daha estetik bir görüntüye sahiptir. Sürtünme özelliği bugünün standartlarını oluşturacak ölçüdedir [7].

Günümüzde kullanılan braketlerin büyük çoğunluğu %18 krom, %8 nikel içeren ostenit paslanmaz çelikten üretilmektedir. Paslanmaz çeliğin içerdiği gümüş içerikli lehim alaşımları genel itibarıyla bakır ve çinko salınımına sebep olan bir galvanik akım oluşturur. Metal braketler genel olarak ucuz, hijyenik ve dayanıklı olmaları sebebiyle yaygın bir biçimde kullanılırlar, fakat estetik değildirler [8].

Bir başka metal braket türü de titanyum braketlerdir. Sağlamlık ve dayanıklılık bakımından paslanmaz çeliğe denk olan titanyum braketlerin bükülmeye karşı direnci ise çelik alaşımlar

kadar yüksek değildir [9]. Öte yandan, titanyumun biyouyumluluğu kanıtlanmıştır ve korozyona karşı oldukça dirençli bir materyaldir. Ağız ortamında tükürüğün etkisiyle paslanmaz çelik braketlerde alaşımdan nikel çözünmesi görülürken titanyum braket alaşımında nikel bulunmaz. Bu sebepten dolayı, nikel duyarlılığı izlenen kişilerde titanyum braketlerin kullanımı güvenlidir [10, 11].

2.2.2. Estetik braketler

Plastik braketler

1970’li yılların başında erişkin hastaların daha estetik bir tedavi süreci geçirmek doğrultusunda plastik braketler tanıtılmıştır [12, 13]. Hastaların bilinç düzeylerinin ve dolayısı ile ortodontik tedavi taleplerinin artması ile artan estetik tedavi enstrümanlarına duyulan talep de artmakta ve bu nedenle ortodontik malzeme üreticileri farklı fiziksel özelliklere sahip sayısız estetik ürünü piyasaya sunmaktadır. [12]

Plastik braketler estetik olarak daha üstün olduklarından dolayı kısa bir dönem boyunca metal braketlere alternatif olarak üretilmişlerdir. Fiber-cam, cam parçacıkları ve metalle desteklenmiş çeşitleri de olan plastik braketler tipik olarak polikarbonat ve plastik şekillendirici tozdan elde edilirler. Bu braketlerin distorsiyon ve kırılmalara karşı dirençleri oldukça azdır. Plastik braket tipleri dezavantajlarından dolayı oldukça sınırlı bir şekilde kullanılırlar [14]. Braket oluğunda zaman içinde sabit bir kuvvet etkisinde aşınma meydana gelir ve diş hareketinin yönetimi zorlaşır. Ayrıca su emilimi, bakteri üremesi, renk değişikliği, kötü kokuların oluşması, artmış sürtünme katsayısı ve braket çengelinin kırılması gibi dezavantajlara sahiptir [15] Çeşitli plastik braketlerin tork-deformasyon karakteristikleri değerlendirilmiştir ve metal braketlere nazaran plastik braketlerin daha yüksek deformasyon gösterdiği ortaya konmuştur [16].

Günümüzde plastik braketlere alternatif olarak polioksimetilen, polikarbonat ve poliüretan gibi polimerlerden üretilmiş ürünler de kullanılmaktadır [17, 18]. Ancak plastik braketlerde meydana gelen distorsiyon ve renklenmelerin önüne geçilememiştir [19]

Bisfenol-A (BPA) çoğu plastik braket üretiminde ana hammaddedir. Isı ve darbe gösterdiği direç, optik niteliklerinin çok iyi olması, çatlama göstermeden plastik deformasyona uğraması, şekil verebilme kolaylığı ve ısıyla şekil alabilme kapasitesi üretimde kullanılmasının önemli sebepleridir. Buna karşın BPA'nın, güçlü bir allerjen olması gibi dezavajları da vardır [11, 20].

Polikarbonat rezinlerin estetik ortodontik braketlerin yapımında kullanılmasının sebepleri: biyouyumludurlar, uygun mekanik ve olağanüstü estetik özelliklere sahiptirler.

İlk üretim döneminde doldurucu kullanılmamış polikarbonatlardan ortodontik braket üretimi yapılmış ancak fazla distorsiyon ve renk değişimi dolayısıyla başarıya ulaşamamıştır. İstenmeyen özellikleri minimuma indirmek ve suya karşı dayanımı arttırmak amacıyla, yeni cam partikülleri veya cam-fiber ile desteklenmiş, metalle sağlamlaştırılmış slot içeren braketler de yapılmıştır [11].

Kompozit braketler

Kompozit, iki veya fazla sayıdaki, aynı veya farklı sınıftaki malzemelerin, en iyi özelliklerini bir araya getirmek ya da yeni bir özellik ortaya çıkarmak amacıyla, ilgili malzemelerin makro seviyede birleştirilmesi ile oluşan malzemelere denir [17]. Polikarbonat, polioksimetilen ve ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen, ortodontik braketlerin üretiminde sık kullanılmaktadır. Ancak tüm bu braketler, kuvvetli materyaller ve doldurucularla desteklenmiş olsa da paslanmaz çeliklerin yalnızca altmışta biri kadar sertliğe sahiptirler. 1990'lı yılların sonlarında tanıtılan kompozit braketler seramik braketlerden daha az sürtünmeyle ortodontik tedaviye izin verebilmektedir. Bunun gerçekleşebilmesi için ise, sertlik ve aşınmaya dirençten ödün verilmek zorunda kalmış ve dezavantajlar tümüyle elimine edilememiştir [21].

Kompozit braketler genel olarak estetik ve düşük maliyetlidir. Seramik partikülleri ile güçlendirilebildiği gibi, slot kısmı metal ile de kaplanabilmektedir. Slotun metal olması braket ile tel arasındaki sürtünme kuvvetini azaltmaktadır, fakat zamanla metal slotun kompozit gövdeden ayrılması gibi sorunlar ortaya çıkabilmektedir. Elastik modüllerinin düşük olması nedeni ile metal braketlere benzer şekilde kolay sökölürler [15].

Kompozit braketler çay, kahve, kola, sigara gibi renk pigmentleri ile etkileşen ya da pigmentasyon birikimine sebep olan yiyecek içecekler tüketildiğinde kolayca renk değiştirebilmektedirler. Güçlendirilmemiş tiplerinin su emmesi nedeniyle slotlarının deforme olabilmesi, kırılganlıkları, dirençlerinin fazla olmaması, mine yüzeyine tutunma güçlükleri ve yüzey pürüzlülüklerinin fazla oluğu ile yüksek sürtünmeye sahip olmaları gibi majör problemlere sahip olmaları nedeniyle artık fazla tercih edilmemektedir[18]. Ek olarak, plastik braketlerin plak tutulumuna ve streptococcus mutans kolonileri üremesine öteki estetik braketlere göre daha çok yol açtığı görülmüştür [22].

Seramikle güçlendirilmeleri, ultra güçlü polimerlerle sağlamlaştırılmaları ve hatta seramik/metal slot eklemeleri ve benzeri modifikasyonlara rağmen belirgin üstünlük göstermemeleri ve temel eksikliklerinin giderilememesi nedeniyle, plastik braketlerin endikasyonları kısa süreli seviyeleme ve basit çapraşıklık vakaları ile sınırlıdır[23].

Seramik braketler

İlk kez 1986’da piyasaya sürülmüş olan seramik braketler, metal braketlere göre daha estetiklerdir, plastik braketlerle karşılaştırıldığında ise plastik deformasyona uğramadıkları için daha avantajlıdır. Piyasadaki seramik braketlerin çoğu yüksek saflıktaki alüminyum oksitten (alumina) retilmiştir ve polikristalin veya monokristalin (safir) yapıda olabilir [16, 24].

Alüminyum oksitten üretilen braketlerin ardından polikristalin zirkonyum oksit (zirkonya) braketler geliştirilmiştir. Zirkonya braketler polikristalin alumina braketlerin dört katı daha güçlü bir yapıya sahiptir [25]. Alumina seramik braketlerle kıyaslandığında mineye bağlanma kuvveti açısından iki kat daha güçlüdür ve bu nedenle dişlerde çatlak ve mine yüzeyinde hasarlara neden olabilirler. Günümüzde piyasadaki mevcut seramik braketlerin büyük çoğunluğu alüminadan üretilmiştir [24].

Seramik braketlerin, ortodontik kuvvetlere direnç gösterecek kadar güçlü olmaları ve renk değiştirmemeleri nedeniyle poplerlikleri artmıştır. Son yıllarda ortaya çıkan yeni seramik alaşımlar ve zirkonyum gibi materyallere rağmen, rezinler ile kimyasal bağ kurmamaları,

düşük kırılma dirençleri ve özellikle Nitinol ve Beta Titanyum teller kullanılırken oluşan yüksek sürtünme, bu tip braketlerin dezavantajları arasındadır [19].

Laboratuvar çalışmalarına göre sadece mekanik tutuculuğa sahip seramik braketlerin bağlanma dayanımı eş boyuttaki metal braketlere göre daha düşüktür. Metal braket tabanlarına göre seramik braketler daha az girintili çıkıntılıdır, bu sebeple silan ile birlikte kullanılmaması durumunda kopma sorunlarının daha fazla yaşanması beklenebilir. Kimyasal bağlanan seramik braketlerde alüminyum oksit kaideye cam eklenir ve silan uygulaması yapılır. Silan cam ile bağlanarak herhangi bir akrilik yapıştırıcıyla birleşebilecek serbest uçlar oluşturur [26].

Mekanik tutuculukla bağlanan seramik braketler, keskin köşeli oluklar ve braketin kaymamasını sağlayan çıkıntılardan oluşur. Böylece stres keskin köşeler çevresinde yoğunlaşır ve yapıştırıcı tabakada kırılmalar meydana gelmesine sebep olur. Braketi diş yüzeyinden ayırırken uygulanan sıyırma kuvvetiyle birlikte yapıştırıcının bir kısmı diş yüzeyinde bir kısmı ise braket tabanındaki oluklarda tutunur. Kimyasal yolla tutunan seramik braketler için ise durum farklıdır, bu braketlerin tabanı stresin özellikle belli bölgelerde yoğunlaşmadan tüm yapıştırıcı yüzeyine dağılmasına olanak tanır. Bu durumda, yapıştırıcının tümüyle kopması ve braketin çıkarılması için daha fazla kuvvete ihtiyaç vardır [27].

Birçok çalışmaya göre kimyasal yolla tutunan seramik braketlerde bağlanma direnci belirgin bir şekilde daha yüksek bulunmuştur. Bağlanma direncinin seramik braketlerde daha yüksek olmasının sebebi kopma bölgesinin daha güvenli olan braket-rezin ara yüzeyinden mine-rezin ara yüzeyine taşınmış olmasıdır. Yapıştırıcı ara yüzeyi ve mine arasında gerçekleşen kopmalar minede hasar oluşma ihtimalini yükseltmektedir. Bundan dolayı, bazı üreticiler tarafından daha yüksek mekanik tutuculuk, daha düşük kimyasal bağlanma sağlamak adına braket tabanına oluklar ve pürüzler ilave edilmiştir. Kimi araştırmalar göstermiştir ki braket tabanındaki mekanik tutuculuğun bağlanma direnci yeterli seviyede olduğunda, kimyasal bağlanmaya ihtiyaç kalmaz [28, 29].

Seramik braketlerin diğerk bazı dezavantajları şöyledir:

Seramik braketlerin oluşu paslanmaz çelik braketlerinkine göre daha pürüzlüdür ve dolayısıyla sürtünme direnci yüksektir [30, 31]. Daha pürüzlü bir yüzey ve sürtünmeye sahip olan seramik braketlerin bu özellikleri tarayıcı elektron mikroskobu çalışmalarında da açıkça ortaya konmuştur. Alüminyum oksit, çeliğe göre daha sert bir malzeme olduğu için dişlerin kayması esnasında braket oluşundaki aşınma daha az sert olan metal ark teline göre düşüktür. Bu da metal ark telinde çentikler oluşmasına sebep olur ki bu durum sürtünmenin daha fazla olmasına yol açmaktadır. Sürtünmeyi en az seviyeye indirmek amacıyla oluşu çelikten oluşan seramik braketler imal edilmiştir ve bu braketler klinik pratik için daha güvenilir bir seçenek olarak sunulmuştur [32].

Seramik çeliğe göre çok daha sert yapıda bir materyaldir. Bu sebeple temasta bulunduğu karşıt dişlerde seramiğe göre daha yumuşak olan minenin aşınmasına yol açabilir. Bu çeşit aşınma oldukça hızlı meydana gelir ve metal braketlerin sebep olduğu aşınmaya göre daha ciddidir. Minedeki hasar derecesinin seramik materyalin çeşidi ile ilişkili olduğu ve en fazla aşınmanın monokristalin braketlerin sebep olduğu aşınma olarak bilinmektedir. Bu nedenle braketleme yapıldıktan sonra istenmeyen premetür kontakların eliminasyonu çok önemlidir [33].

Braket kanatlarının kırılması hekimlerin en sık karşılaştığı problemdir [33]. Ortodontik tedavi sürecinde seramik braketlerdeki kırılmalar hastanın randevu süresinin uzamasına yol açtığı gibi braket parçalarının yutulması veya aspirasyonundan doğabilecek riskleri de beraberinde getirir. İkinci düzen tel bükümleri braketle kırılmaya sebep olmaz ancak tedavi sırasında braket yüzeyinde meydana gelen pürüzler sebebiyle böyle bir kırılmadan bahsedilebilir. Genel olarak braketle hasara neden olabilecek olan, üçüncü düzen tel aktivasyonlarıdır. Ancak çoğu klinik pratikte seramik braketlerin kırılma direnci tork aktivasyonuna karşı yeterlidir [34]; [35].

Seramik braketler daha fazla bakteriyel plak birikmesine yol açarlar çünkü yüzeyleri metale nazaran daha pürüzlüdür. Ek olarak, daha yüksek hacme sahip olduklarından dolayı ağız temizliği süreçlerini zorlaştırırlar.

Polikristalin braketler

Kullanımı en yaygın olan seramik braketler polikristalin braketlerdir. Bu braketler sinterlenmiş veya birleştirilmiş alüminyum oksit parçacıklardan imal edilmektedir [36].

Polikristalin alumina braketlerin üretilmesinde, ilk olarak ortalama 0,3 mikrometre büyüklükteki alüminyum oksit tanecikleri bağlayıcı bir ajan ile karıştırılırlar. Oluşturulan karışım braket biçiminde şekillendirilir ve 1800°C'den daha yüksek ısıda fırınlanır. Yüksek sıcaklıkta bağlayıcı ajan yapıdan uzaklaşır ve alüminyum oksit tanecikleri erime yaşanmadan birbirine bağlanır. Bu fırınlama işlemine sinterizasyon adı verilir [37]. Sinterizasyonun ardından elmas frezler ile braketle oluklar oluşturulur. Nihayetinde bütün bu işlemler sonucunda ortaya çıkan stresi ortadan kaldırmak amacıyla ısıl işlem uygulaması yapılır [26]. Kalıplama ve sinterleme işlemlerinin maliyeti düşük olduğu için polikristalin braketler günümüzde daha çok kullanılmaktadır [36]. Polikristalin seramik braketlerin üretiminde yapı içerisinde kalan bazı mikro boşluklar materyalin optik niteliklerine ve dayanıklılığına negatif yönde etki eder. Düzgün olmayan kristal yapıdaki bölgeler, ışığı tam anlamıyla geçiremediğinden braket daha opak görünür. Sinterleme sırasında bağlayıcı ajan konsantrasyonu genellikle %0,001'in altındadır, ancak yine de materyalde eser miktarda bulunabilir. Klinik uygulamalarda braketle kuvvet uygulandığında, braketlerde meydana gelen çatlakların başladığı alanlar genellikle granüllü sınırlar ve düzensiz bölgelerdir [26].

Polikristalin materyalin en büyük avantajı, bu materyalin injection molding tekniği ile çok sayıda braketle dönüştürülebilmesidir. Kesilerek şekil verilmedikleri için braketlerin içinde stres birikmez; ancak bu süreç, seramiği opaklaştırır.

Monokristalin braketler

Monokristalin braketler de alüminyum oksit parçacıklarından üretilir ancak üretiminde 2100°C ısı kullanılır ve sonra yavaşça soğutulur. Bu şekilde tam kristalizasyon sağlanmış olup polikristalin braketlerde ortaya çıkan stres kaynaklı sorunlar azaltılmış olur. Daha sonra soğutulan monokristalin alüminaya ortodontik braket biçimi verilir. Bu işlem nispeten daha zordur çünkü seramik materyalinin sertliği daha fazladır ve polikristalin braketlere göre

daha maliyetlidir [36]. Dokusundaki bu saflık sebebiyle monokristalin braketlerdeki optik geçirgenlik mükemmele yakın bir seviyededir ve görünümü de oldukça estetikdir [26].

Keskin köşelerin işlenmesi braket üzerinde stres oluşmasına neden olur ve kırılmasının önünü açar [36]. Partiküllerin boyutunun küçülmesi ve daha az düzensizlik olması sebebiyle bu braketlerin şeffaflık seviyesi fazladır. Partikül boyutu büyüdükçe braket güçsüzleşir [38].

Gerilim direnci, seramik braketlerin diğer bir önemli özelliğidir. Seramik braketlerdeki gerilim direnci metal braketlerinkinden önemli derecede daha yüksektir, monokristalin braketlerdeki gerilim direnci ise polikristalin braketlere kıyasla daha yüksektir. Metal braketlerin boyutsal uzama değeri %20 düzeylerindedir, ancak seramik braketlerin boyutsal uzama değeri %1'i geçemez. Bu sebepten dolayı metal braketlere göre seramik braketler daha kırılğan olarak kabul edilir.

Sonuçta, monokristalin braketler, polikristalin braketlerden farkedilir derecede daha berrak gözüktür, ancak üretimi son derece zor ve maliyeti yüksektir. Mekanik kesim işlemine rağmen her braket tek tek işlendiğinden, fabrikasyon hatasına daha az rastlanır [39].

Seramik braketlerin her ikisi de yapılarındaki alüminyum oksit parçacıklar sebebiyle herhangi bir yapıştırıcıya direkt olarak bağlanmazlar. Bu nedenle mekanik ve kimyasal olarak diş yüzeyine bağlanabilir hale getirilirler. Bu şekilde mine ve braket yüzeyinin arasında oldukça güçlü bir bağ oluşturulur. Bağ çok güçlü kurulduğu için kopma esnasında da oldukça yüksek bir stres meydana gelmektedir. Bu sebeple braketin koparılması dikkatli bir şekilde yapılmazsa, geri dönülemez mine hasarları ve minedede çatlaklar oluşabilmektedir.

Sonuç itibarıyla çözülmesi gereken sorun; braket yüzeyi ve mine arasındaki bağın gücüdür. Bağlanma kuvveti ortodontik enstrümanın klinik olarak yeterli bir seviyede mine yüzeyinde kalmasına izin vermeli ancak tedavi sonunda diş yüzeyinden uzaklaştırılırken mine yüzeyine herhangi bir zarar vermemelidir. Çeşitli tutunma mekanizmalarıyla seramik braketlerin tutunma kuvveti üzerine odaklanan çalışmalar, mekanik tutunma ile yeterli seviyede bağ kuvveti sağlandığını ve mine kırılmalarının kimyasal tutunan braketlere kıyasla daha az gözlemlendiği belirtmişlerdir [40], [41].

Johnson ve diğlerleri [33, 42] farklı materyallerden üretilen braketlerin çekme dayanıklılıklarını kıyasladıkları çalışmalarında, monokristalin seramik braketlerin en kuvvetli braketler olduğunu, listenin sırayla polikristalin braketler ile metal braketler olarak devam ettiğini bildirmişlerdir. Üretici firmalar porselen braketlerin taban özelliklerini değiştirerek kimyasal adezyonu azaltmak, mekanik retansiyonu arttırmak ve bu yollarla bağlanma kuvvetini bir miktar azaltabilmeyi amaçlamışlardır [43].

Seramik braketlerin paslanmaz çelik braketlere kıyasla en önemli avantajı optik özellikleridir. Seramik parçaların büyüklüğü ve braketin ışık geçirgenliği doğru orantılıdır.

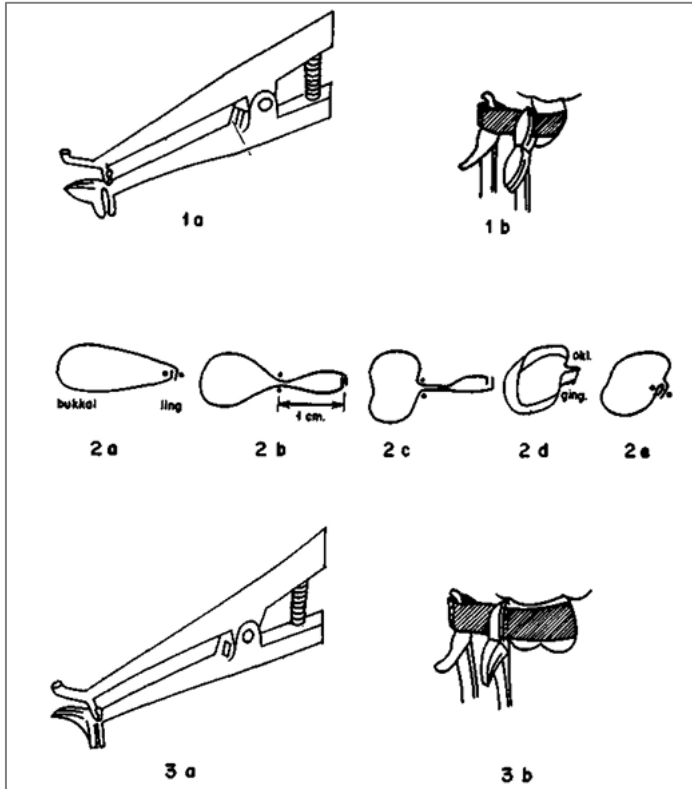
Fakat seramik malzemenin parçacık boyutu 30 mikrometreye ulaştığında, malzeme daha zayıf ve kırılgan hale gelir. Polikristalin seramikteki parçacıkların saflığı olmadığı için ışığı yansıtma eğilimi artar ve bu da belirli bir düzeyde matlığa neden olabilir. Bununla birlikte, monokristalin braketlerin parçacık sınırları üretim aşamasında düzenlendiği ve katkı maddeleri azaltıldığı için daha şeffaftır. Mat veya şeffaf seramik braketlerin optik nitelikleri, hekimin kişisel tercihinine bağlı olarak estetik açıdan önemlidir. Ek olarak, ağız içinde kahve, çay veya şarap gibi renk pigmentleri içeren içeceklerin seramik braketleri etkileyebileceğini göz önünde bulundurmak önemlidir.

Zirkonyum braketler

Son yıllarda, alumina seramiklerin yerine polikristalin zirkonyum braketlerin kullanımı artmıştır. Bu braketler, basınç olmadan %95 oranında zirkonyum tozları (0,2 mikron boyutunda) ile %5 oranında triyum oksidin büyük bir kütle şeklinde sinterize edilmesiyle elde edilir. Keith ve diğlerleri [44], zirkonyum elementinin kullanımıyla imal edilen braketlerin diğler materyallerden üretilenlere göre daha düşük sürtünme katsayısına sahip olduğunu ortaya koymuşlardır. Araştırmacılara göre bu braketlerdeki esas problem renk ve opaklık derecesinin stabil olmaması sebebiyle estetiğin negatif yönde etkilenmesidir. Zirkonyum içerikli braketlerin ark teli slotları ve kanatlarının dayanıklı olduğu, ark tellerinin slot içinde daha rahat hareket edebildiği ve braket yüzeyinde daha az plak birikimine neden olduğu bildirilmiştir [45, 46]. Ancak geleneksel seramik braketlere kıyasla üretimi bir miktar daha maliyetlidir.

2.2.3. Molar Bantlar ve tüpler

William E. Magill 1870 yılında dental simanı keşfetmiş ve ortodontik bantların kullanımının önü açılmıştır [47]. Platin bantların dişlere yapıştırılması ise ilk kez 1871 yılında yine William E. Magill tarafından hayata geçirilmiştir [48]. İlk ortodontik bant örnekleri, dişlerin etrafına sarılan ve dişin şekline göre sıkıştırılıp daha sonrasında puntolanan veya lehimlenen metal şeritler şeklindedir. Dişlerin boyutlarına göre imal edilen hazır altın bantların kullanıma sunulmasıyla birlikte bantları birden fazla dişe konumlandırmak, ortodontistler için daha pratik bir hale dönüşmüştür. 1930'lu yılların sonunda spesifik olarak kesici ve molar dişler için üretilen bantlar piyasaya çıkarılmıştır [49]. Hazır çelik bantların kullanımı 1960'larda popüler hale gelmiştir. 1980'lere kadar ortodontik kuvveti aktaracak sabit bir ataşmanı dişe uygulamanın tek yöntemi, simante edilebilen bir bant kullanmak olarak gösterilmektedir. Günümüze gelindiğinde ise hazır bantlar genel olarak molar dişlere uygulanmaktadır [48].



Şekil 2.1. 1a-b) Ön dişlere bant şekli vermek için kullanılan pens (anterior band forming plier) ve kullanılışı. 2a-b) molar dişe bant yapmak için metal şeridin sırasıyla nokta kaynak ile hazırlanışı. 3a-b) arka dişlere bant şekli vermek için kullanılan pens (posterior band forming plier) ve kullanılışı

Günümüzde tüm dişlerin rutin olarak bantlanması yaygın bir uygulama olarak karşımıza çıkmasa da braket veya tüp yerine bantlamanın gerekli olabileceği bazı özel durumlar vardır:

- Ataşmanlara ağır ve aralıklı kuvvetlerin uygulandığı durumlar,
- Hem lingual, hem labialden aktif kuvvet uygulanması gereken dişler,
- Tüpün veya braketin doğru konuma yerleştirilmesinin zor olduğu klinik kron boyu kısa olan dişler,
- Geniş restorasyonları olan dişlerde sağlam mine yüzeyinin çok küçük kaldığı durumlarda bant uygulanması endikedir [48].

Ortodontik bantların dişlerin ve periodontal dokuların sağlığı üzerine bir takım etkileri vardır. Bantlar çoğu zaman posterior bölgelerde kullanıldığından ve sıklıkla diş eti oluşunun içine yerleştirildiğinden dolayı hasta tarafından temizlenmesi zorlaşmakta ve bantların çevresinde plak birikimi olmaktadır. Bu sebepten dolayı braketlere nazaran bantların daha fazla mine demineralizasyonuna yol açtığı ileri sürülmüştür [50]. Ancak bantlanan dişlere nazaran tüp yapıştırılan molar dişlerde daha yüksek demineralizasyon oluştuğunu ileri süren çalışmacılar da vardır [51]. Kötü ağız hijyeninin dışında; kötü adapte edilen bantlar, yapıştırılırken oluşabilen siman boşluklarından ve simanın oral sıvılarda çözünmesinden dolayı bantların altındaki plak birikimi gibi nedenler mine demineralizasyonuna neden olan diğer faktörler arasında sayılabilir. Diedrich ve diğerleri [52] bant yapıştırılan dişlerde %85 oranında erozyonlar veya siman defektleri oluştuğunu ve bu bölgelerde, spesifik olarak interdental alanlarda, yoğun mikrobiyal dental plak tutulumunun olduğunu bildirmişlerdir.

Mine demineralizasyonunu engellemek oral hijyen eğitimi ve diyet kontrolü ile sağlanabilir, ancak bunlar hasta motivasyonuna bağlı uygulamalardır. Hekim tarafından yapılan flor uygulamaları, özellikle de flor verniklerinin uygulanması, hasta kooperasyonuna gerek olmaması, mine yüzeyinde daha uzun süre durması ve mine dokusuna flor geçişini artırması gibi özellikleri dolayısıyla daha etkili bir yöntem olarak bilinir [53]. Apareye ve dişe komşu alanlarda lokal flor kaynağı olarak flor salınımı yapan yapıştırıcılar da kullanılmaktadır [54]. İdeal bir yapıştırıcı siman flor salınımı yapabilmeli ve bağlanma direnci de yüksek olmalıdır [55].

Ortodontik bant yapıştırılan molar dişlerin gingival plak indekslerinde artış meydana gelir ve bu duruma tedavi süresi, plak kontrolü, sondlama derinliği, servikal marjin yüksekliği gibi faktörler neden olur. Hekimin periodontal hasarı minimumda tutmak için bazı önlemler alması gereklidir. Hastanın oral hijyen konusundaki motivasyonu yüksek tutulmalı, hasta takip edilmeli, bant kenarları mümkün mertebe supragingival alanda sınırlandırılmalı ve bant üzerinde ortodontik tedavi için gerekli olmayan ataçmanların bulunmamasına dikkat edilmelidir [56].

Ortodontik bantlar ağız içerisinde yüksek kuvvetlere maruz kalmaktadır. Bu kuvvetler adeziv-mine, adeziv-bant ve adezivin kendi içinde streslere sebep olmaktadır. Adezive ait ideal bağlanma kuvveti tedavi boyunca bantın diş yüzeyinden ayrılmayacak kadar yüksek, bant çıkarılırken ise mine yüzeyine zarar vermeyecek kadar düşük olmalıdır [57].

İdeal bir adeziv simanın klinik alandaki kullanımı kolay olmalı, klinisyene gerekli çalışma süresini sağlayabilmeli, çürük önleyici etkiye sahip olmalı ve fiyatı uygun olmalıdır [57]. Ayrıca ağız içi sıvılarda çözünürlüğü düşük olmalı, düşük viskoziteye sahip olmalı, mine yüzeyi ve metal ile kemomekanik bağlantı kurabilmeli, pulpa ve diş etinde irritasyona neden olmamalıdır [58].

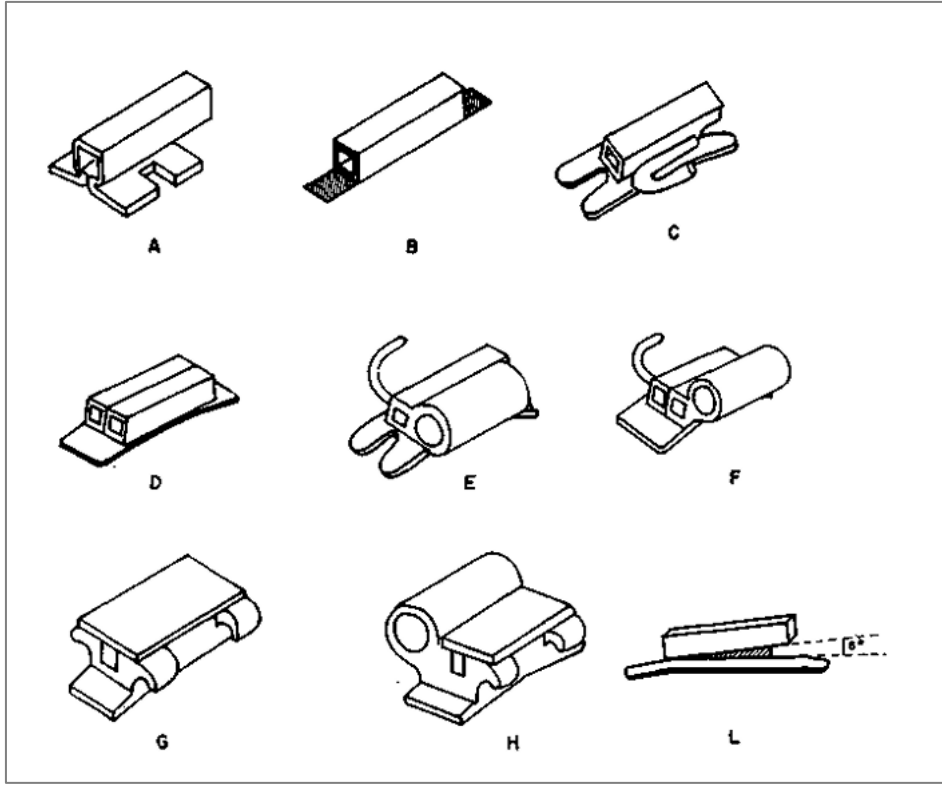
1990'lı yılların başlangıcına kadar ortodontik bantların yapıştırılması amacıyla kimyasal olarak sertleşen çinko fosfat, çinko silikofosfat ve çinko polikarboksilat simanlar kullanılmıştır [59, 60]. Çinko fosfat simanlar son yüzyıl içinde ortodontik bantların yapıştırılması amacıyla sık sık kullanılmış olsa da dişe yalnızca mekanik bağlanmaya izin vermesi, ağız içi sıvılarda yüksek çözünürlük göstermesi, kırılganlığı ve çekme kuvvetlerine karşı düşük direnç gösterebilmesi sebepleriyle kullanımları zaman içinde azalmıştır. Polikarboksilat simanlar, paslanmaz çelik bantlar ve mine ile kimyasal bağlantı kurabiliyor olmasına rağmen ağız içi sıvılarda yüksek çözünürlük göstermesi, yüksek viskozitesi, kısa çalışma süresi sebepleriyle daha az tercih edilmeye başlanmışlardır [61]. Bu simanlardan kimileri bazı ortodontistler tarafından hala tercih ediliyor olsa da son dönemlerde ortodontistlerin büyük çoğunluğu bantların simantasyonu için cam iyonomer ve cam iyonomer bazlı simanları tercih etmektedirler [62].

Ortodontik bant tasarımlarındaki yenilikçi mekanik retansiyon özellikleri, mikro pürüzlendirme gibi ilerlemelerle birlikte istenmeyen desimantasyon oranlarında azalma gerçekleşmiştir. Fakat simültane bir şekilde hem ataşman tasarımında avantaj elde edilmesi hem de yapıştırıcı malzemelerdeki gelişmelerle birlikte molar diş üzerine direkt yapıştırılan molar tüplerinin popülaritesi artmıştır [63].

İlk olarak bukkal kuvvet aktarıcıları olarak bantların üzerlerine lehimlenen molar tüpler daha sonraları geliştirilen adezivler sayesinde direkt olarak diş yüzeylerine yapıştırılmaya başlanmıştır. Molar tüplerinin retansiyonu, tüp zemin dizaynlarının değişmesi, en uygun zemin boyutunun belirlenmesi [64] ve bu zeminin tüp tabanına lehimlenmesi [65] gibi gelişmelerle artmıştır.

Sabit ortodontik tedavi sürecinde bantlara kıyasla molar tüplerin daha fazla desimante olduğunu gösteren birçok klinik çalışma vardır [66, 67]. Ortodontik tedavi boyunca tüplerin oklüzal gerilimlere karşı bantlara göre daha dayanıksız olması molar tüplerinde daha fazla ayrılma meydana gelmesine sebep olabilmektedir. Ayrıca retansiyon bakımından avantajlı bir durum diğer durum da bantların dişe daha geniş bir yüzey alanıyla tutunmasıdır. Ek olarak, mine niteliklerinin molar dişlerde farklılık göstermesi; posterior bölgeye ulaşmanın ve izolasyonun zor olması sebebiyle tüplerde daha fazla kopma ortaya çıkabilmektedir [67]. Bu durum ortodontik molar tüplerde bantlara göre iki kat daha sık meydana gelmektedir [68]. Bunun nedeni olarak ortodontik ataşmanların molar bölgede 53 kg/mm²'a varan yüksek çiğneme kuvvetleri gösterilmiştir [69].

Ortodontide değişen ve gelişen teknolojilerle birlikte bir çok enstrüman küçülmekte, daha az görünür olmakta ve dolayısıyla daha konforlu bir hale gelmektedir. Kopma konusundaki avantajların dışında molar dişlere bantlanma uygulamasındansa tüp yapıştırılması; çeşitli boyutlardaki bantların depolanmasına gerek olmaması, ekstra bir separasyon randevusuna ihtiyaç duyulmaması ve separasyon sonrasında ortaya çıkan ağrının saf dışı bırakılması gibi avantajlara da sahiptir [70]. Hem bu avantajları kullanabilmek hem de günümüzde artan estetik beklentileri de karşılayabilmek amacıyla piyasaya seramik bukkal molar tüpler sürülmüştür. Henüz çok yeni olan bu ürünlerle yapılmış literatüre rastlanılmamıştır.



Şekil 2.2. Çeşitli bukkal tüpler. A,B,C: edwise tüp, D:çitf edwise tüp, E,F: köşeli ve yuvarlak tüp kombinasyonu, G: üstü kapaklı tüp şekline getirilmiş braket, L: bukkolingual yönde açlandırılmış tüp

2.3. Ortodontik Ataçmanların Diş Yüzeyinden Ayrılması (Debonding) Yöntemleri

2.3.1. Mekanik debonding

Mekanik debonding metotunda penslerle braketlere ve tüplere kuvvet uygulayarak tüp ve adeziv rezin ara yüzeyindeki mekanik bağlantıyı koparmak amaçlanır.

Braket ve tüplerin mekanik olarak diş yüzeyinden ayrılmasında 3 yöntem kullanılmaktadır.

1. Yöntem: Ortodontik ürünün meziyodistal yönde Weingart ya da How pensi gibi yardımcı bir pens ile sıkıştırılarak diş yüzeyinden ayrılması sağlanmaktadır. Bu yöntemde yapıştırıcının büyük bir bölümü mine yüzeyinde kalmaktadır [71].
2. Yöntem: Keskin uçlu debonding pensleri kullanılarak mine-adeziv rezin ya da tüp-adeziv rezin ara yüzlerinde makaslama kuvveti ortaya çıkmaktadır. Bu yöntemde diş üzerinde minimum seviyede yapıştırıcı kalır. Direkt yapıştırma metoduyla yapıştırılan

braketler bu yöntem ile söküldüğünde minede hasar meydana gelme riski yükselmektedir [71].

3. Yöntem: Bu yöntemde özel olarak üretilmiş olan çekme kuvveti (tensile-type force) uygulayan pensler kullanılır. Bu yöntemde neredeyse tüm yapıştırıcı, diş yüzeyinde kalır ancak ataçman deformasyonu daha az meydana gelir [71].

Kimyasal ya da mekanik tutuculuğa sahip olan seramik braketlerin mekanik yöntemle sökülmesinde çeşitli yöntemler mevcuttur. Her braket tipi için kendi üretici firması tarafından özel pens veya el aleti geliştirilmiştir. Her braket tipi için özel olarak belirlenen debonding yönteminin uygulanması tavsiye edilmektedir [72]. Bu pensler iki şekilde çalışır: braketin formunu bozarak braket-adeziv rezin ara yüzeyinde kırılma yaratır veya adeziv rezinde stres yaratarak yapıştırıcı içinde koheziv kırılmaya sebep olur. Araştırmacılar, polikristalin ve monokristalin braketlerin sökülmesinde uygulanabilecek en etkili yöntemin mine-yapıştırıcı arayüzüne konumlandırılan keskin uçlu pensler yardımıyla uygulanan bilateral kuvvet olduğunu belirtmişlerdir [73].

1990'ların son yıllarında piyasaya çıkan katlanabilir nitelikteki üçüncü nesil seramik braketlerin (Courtesy Unitek Corporation/3M, Monrovia, Calif) tabanına konumlandırılan vertikal slot söküm işlemini kolaylaştırmıştır [36]. Bu oluk bir kırılma yüzeyi meydana getirerek mineye zarar vermeden braketlerin sökülmesine olanak sağlamıştır [74]. Bu metot sökümde yararlanılacak pensin mezyodistal yönde yerleştirilmesini içerir ve söküm braketin vertikal oluk üzerinde katlanması prensibiyle gerçekleştirilir.

Seramik braketlerin indirekt yapıştırma yöntemiyle yapıştırılması debonding sürecini kolaylaştırmaktadır [73]

2.3.2. Elektrotermal debonding

Elektrotermal debonding yöntemi, metal ortodontik braketlerin diş yüzeyinden ayrılmasında alternatif bir yöntem olarak geliştirilmiştir; şarj edilebilirdir, kablosuz aletlerle braket ısıtılırken eş zamanlı olarak kuvvet uygulanması ilkesine dayanır [75]. Elektrotermal debonding yönteminde vertikal slota ısı uygulayan bir uç ile hafif bir torsiyonel kuvvetle braket mine yüzeyinden ayrılır.

Metal braketle 200-250 C° dolaylarında ısı verildiğinde bu ısı braket-adeziv rezin arasına geçiş yapar ve adeziv rezini yumuşatıp deformasyon sağlar [75]. Dolayısıyla, fazla kuvvet yüklemesi yaşanmadan braket diş yüzeyinden ayrılmaktadır. Elektrodermal debonding yöntemi etkili, hızlı ve braket veya minede hasarlara sebep olmaması bakımından güvenlidir [76]. Hasta açısından daha rahat olması, dişe aşırı kuvvetler uygulamayı engelleyerek mineyi koruması ve özellikle metal braket deformasyonunu önlediğinden dolayı braketlerin yeniden kullanılabilmesini mümkün kılması, bu yöntemin en önemli avantajlarıdır [75, 76]. Ortaya çıkan yüksek ısının pulpa dokusunda hasar oluşturma riski ise en önemli dezavantajı olarak değerlendirilir. Ek olarak, bu yöntemi kullanırken braketin diş yüzeyinden ayrılması sonrası adeziv rezinin tümüyle diş yüzeyinde kalması sebebiyle artık rezinin diş yüzeyinden temizlenmesi gerekliliği klinisyen açısından zaman kaybı olarak görülmektedir [77]. Isınmış braketin hasta ağzına düşme riski ve ısı uygulayan aletin büyüklüğü sebebiyle özellikle posterior dişler bölgesinde uygulamanın zorlaşması diğer dezavantajlardır [76].

Sheridan ve diğerlerinin [78] yürüttüğü bir in vivo çalışmada metal braketlerin elektrotermal debonding metoduyla söküldükten 2 hafta sonra gerçekleştirilen diş pulpasının histolojik incelemesinde herhangi bir patolojik değişiklik izlenmediği ortaya koymuştur.

Metal braket çıkarılmasında klasik yöntem ile elektrotermal debonding metotlarının karşılaştırıldığı bir çalışma, hastaların algıladıkları ağrı düzeyi ve braket deformasyon oranları bakımından elektrotermal debonding metodu lehine önemli farklılıklar ortaya koymuştur [77].

Rueggeberg ve Lockwoord [79], braketin diş yüzeyinden uzaklaştırılması için ihtiyaç duyulan ısının tercih edilen yapıştırıcının çeşidine bağlı olarak değiştiğini ve doldurucusu yüksek olan rezinlerin daha fazla ısıya gereksinim duyduğunu belirtmişlerdir. Öte yandan, araştırmalar hava ile soğutma kullanılması koşulunda elektrotermal debonding esnasında oldukça düşük ısının ortaya çıktığını ve pulpa hasarı oluşması için gereken süreye göre uygulama süresinin kısa olduğunu bildirilmiştir [80]. Son olarak, seramik braketleri bu metotla sökmenin metal braketleri sökmeye kıyasla 2 kat daha fazla zaman gerektirdiği bilinmektedir [79].

2.3.3. Ultrasonik debonding

Ultrasonik yöntemle, braket tabanı ile mine arasındaki adezivi temizlemek için özel olarak geliştirilmiş uçlar kullanılır [81]. Bu yöntemde, braket çıkarmak için gereken kuvvet klasik yöntemlere kıyasla çok daha düşüktür. Bu teknik, braket kırılması veya mine hasarı riskini azaltır ve braket çıkarıldıktan sonra kalan yapıştırıcı da uçlar kullanılarak temizlenebilir. Ancak, ultrasonik debonding yöntemi zaman alıcı olabilir çünkü her bir braketin ayrılma süresi 30 ila 60 saniye arasındadır. Öte yandan, oldukça maliyetli olan ultrasonik uçta zaman içinde aşınma gelişir. Bu aşınma, daha yumuşak çelik uç ile sert seramik arasındaki sürtünme hareketinden kaynaklanmaktadır [76]. Pulpa dokusuna zararın azaltılması için sıcaklığın su spreyiyle kontrol altında tutulması gerekliliği, bu yöntemin bir diğer dezavantajını oluşturur. Şu an için, ultrasonik debonding yöntemi klinik olarak seramik braketlerin çıkarılmasında tavsiye edilmemektedir [82].

2.3.4. Lazer debonding

Elektrotermal yaklaşıma benzer şekilde lazer uygulaması genel itibariyle ısı yaratarak yapıştırıcının büzülmesi ve yumuşatılması prensibiyle çalışır [83].

Seramik braketlerin çıkarılması için bazı avantajlarından dolayı Er-YAG lazer kullanımı önerilmektedir: minede kopma veya braket fraktürü gerçekleşmeden seramik braket debondingini sağlar, minede oluşabilecek fraktür riskini düşürür, ARI (adhesive remnant index) skorunu yükseltir [83].

Polikristalin ve monokristalin porselenler çeşitli dalga boyuna sahip lazer ışıklarına farklı tepkiler vermektedirler [84]. Polikristalin seramik braketler için CO² lazerle (14 W) 2 saniye uygulama gerekiyorken monokristalin seramik braketlerde bunun yarısı kadar enerji sağlamak ihtiyacı karşılamaktadır. Lazer uygulamasından sonra geçen zaman braketlerin sökülmesi için gereken kuvveti artırdığından dolayı braketlere tek tek lazer uygulanması ve hemen ardından braketlerin çıkarılması gerekir. Çalışmalara göre, Bis-GMA kullanılan adezivlerde lazer yapıştırıcıyı braketle beraber uzaklaştırır, metil metakrilat rezin ise diş yüzeyinde kalır. Bu sebepten dolayı, metil metakrilat rezin kullanımı daha güvenli olarak

kabul edilir [85]. Süre bakımından değerlendirilme yapıldığında, super-pulse CO² lazerler, normal CO² veya Er-YAG lazerlere kıyasla daha kısa süre içinde braket çıkarmayı sağlar [86].

Arima ve diğerlerinin [87], CO² lazer ışıması ile yaptıkları çalışmada, pulpadaki ısı artışının seramik 5,5 C°'den az olduğunu ve bu artışın pulpal doku hasarı oluşturmadığını bildirmişlerdir. Aynı çalışmada lazer uygulaması ile bağlanma kuvvetinin beşte bir oranına kadar düştüğünü ve braketlerin çok daha hafif kuvvetlerle diş yüzeyinden ayrılabilirdiği bildirilmiştir.

Lazerle braketlerin çıkarılması yöntemi henüz deneysel olmasına karşın, geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığında, mine hasarını, uygulanan kuvveti ve braket kırılma riskini önemli ölçüde düşürmesi sebebiyle avantajlıdır. Seramik braketlerin debonding için gerekli sürenin lazer kullanarak azaltılması da bir diğer avantaj olarak değerlendirilir. Bunların yanında, hasta açısından daha az ağrı verici ve travmatiktir. Ortaya çıkarılan ısı kontrol edilebilmektedir. Ortaya çıkardığı ısı enerjisinin pulpa dokusundaki etkisi ve yüksek maliyetli olması ise en önemli dezavantajlarıdır [83].

2.3.5. Debonding sırasında uygulanan kuvvet ve kuvvetin şekli

Debonding sırasında uygulanan kuvvetin ölçülmesi ancak in vitro koşullarda mümkün olabilmektedir. Test cihazları ile braketlere makaslama veya çekme kuvvetleri uygulanması ile bu kuvvetler ölçülür [88]. Makaslama testlerinde braketlere yük uygulanabilmesi için braketlerin yüzeye paralel yerleştirilmesi ve kuvvetin brakete dik bir açıyla uygulanması gerekmektedir. Çoğu makaslama testi, sıyırma, germe ve burulma gibi bileşenleri de içerir bu yüzden saf makaslama kuvveti elde etmesi zordur. Hem makaslama hem de çekme testleri, ortodonti çalışmalarında bağlanma dayanımının ölçülmesinde geçerli testler olarak kabul görmektedir [89].

Yapıştırma materyalinin çekme dayanımının miktarı debonding işlemi sırasında mine yüzeyinde herhangi bir zarara neden olmayacak düzeyde olmalıdır. Maksimum bağlanma dayanımı, 14 MPa düzeyini geçtiğinde minede koheziv hasar oluşabileceği gösterilmiştir [90]. Bishara ve Fehr [36] ise 12.75 MPa'dan daha az bağlanma dayanımlarının mine açısından güvenilir olduğunu belirtmişlerdir.

Bishara ve diğerkleri [91] pensler ile yapılan debonding işlemlerinde saf makaslama kuvvetine göre mine üzerinde %30 daha az kuvvet oluştuğunu belirtmişlerdir. Seramik braketlerin keskin kenarlı debonding pensleriyle çıkarılması durumunda, kullanılan aletlerin uçlarının genişliğine bağlı olarak uygulanan kuvvet farklılık gösterebilir [92].

Kuvvetin uygulanma yeri, geleneksel debonding işlemi esnasında uygulanan kuvvet miktarını etkileyen diğerk bir noktadır. Geleneksel yöntemlerde debonding pensleri braketlerde oklüzogingival ya da meziyodistal yönde uygulanmaktadır. Braket köşelerinden diyagonal olarak uygulanan kuvvet, geleneksel debonding aletleriyle, adeziv ve alet temasını azaltarak diğerk uygulama yöntemlerine alternatif olabilir [93]. Bir stres analizi (FEM) çalışmasında, mine hasarını azaltmak için debonding işleminin çekme kuvveti yerine sıyırma kuvveti kullanılması gerektiğı belirtilmiştir [94].

2.4. Debonding Sonrası Diş Yüzeyinin Temizlenmesi ve Cilalama

Braketler ve ortodontik ataşmanlar çıkarıldıktan sonra, diş yüzeyinin yapı ve görüntüsünü işlem görmeden önceki haline getirmek ve yüzeyin pürüzsüz olmasını sağlamak için birçok yöntem geliştirilmiştir [95, 96]. Bantların çıkarılmasının ardından, siman kalıntıları kolayca temizlenebilirken, dişlerde kalan yapıştırıcı rezinin temizlenmesi daha zahmetlidir.

Debonding işleminden sonra, artık rezini temizlemek için el aletleri zımpara diskler, lastik frezler, fiberglass frezler ve tungsten karbid frezler gibi çeşitli temizleme yöntemleri kullanılmaktadır. Araştırmacıardan bazıları, debonding işleminin ardından konvansiyonel elmas frezlerin kullanımını desteklerken, diğerkleri, bu frezlerin kesinlikle kullanılmaması gerektiğini, çünkü mine yüzeyinde derin oluklar oluşturduklarını belirtmişlerdir [97].

Çeşitli boyutlarda ve şekillerde bulunan geleneksel tungsten karbid frezler, 12 ve 30 yivli olanlar, diş minesine zarar verme riski açısından daha güvenlidir. Yüksek doldurucu içeren rezinlerin temizlenmesi amacıyla en etkili ve hızlı yöntem ise 30 yivli tungsten karbid frez kullanımıdır [5, 95]. Zachrisson ve Artun [98] düşük devirde tungsten karbid frez kullanmayı tavsiye ederken, Campbell [95] ve Rouleau [96] su soğutması altında yüksek devirde bu frezleri kullanmayı önermişlerdir. Retief ve Denys [97], diş yüzeyinde kalan artık adezivi daha iyi görebilmek için hava soğutması altında yapılan temizlemenin yeterli olacağını

belirtmişlerdir. Su soğutması altında uygulanan tekniklerin, su soğutması olmadan kullanılan tekniklere göre avantajı pulpadaki ısı artışının daha az olmasıdır [99].

Braketlerin sökülmesinin ardından kullanılacak metotlar çok basamaklı veya tek basamaklı işlemler olarak sınıflandırılabilir. Tek basamaklı işlemler silikon karbid frezler ve elmas kaplı lastik frezlerin kullanımını içermektedir. Sof-Lex (3M ESPE, St Paul, MN, USA), Super Snap (Shofu, Inc. Kyoto, Japan) gibi alüminyum oksit ile kaplı disklerin kullanımlarının dahil olduğu çok aşamalı sistemler son yıllarda giderek popülerleşmiştir. Çoklu sistemlerde, kalın uçlu frezlerden başlayarak aşamalı olarak ince uçlu frezlere geçilmektedir. Zaman alıcı olmaları bu sistemlerin en önemli dezavantajıdır. Ayrıca karbondioksit [100] ve Nd:YAG laser, abraziv intraoral kumlama sistemleri [101] de artık rezinin mine yüzeyinden çıkarılmasında iş görmektedir.

Hasta başında geçen zamanı azaltmak amacıyla Po Go (Dentsply Caulk, Milford DE, USA), Opti Shine (KerrHawe SA, Bioggio, Switzerland) gibi silikon veya elmas kaplı parlaticılar geliştirilmiştir.

Bitirme işlemlerinde tercih edilen başka bir teknik intraoral kumlama tekniğidir. Bu teknik, mine yüzeyinin aeratör ile elde edilmiş görünümüne benzer bir yapıya sahip olmasını sağlar. Ancak intraoral kumlama tekniği pulpanın sağlığı bakımından avantajlı olmasına rağmen yumuşak dokular üzerindeki irritatif etkileri nedeniyle hasta konforunu azaltmaktadır [102].

Ultrasonik debonding braketlerin çıkarılması ve artık adezivin temizlenmesi için kullanılan diğer bir metottur. Bu yöntem, frez ve cila diskleri ile karşılaştırıldığında mineye daha az zarar vermektedir [103].

2.5. Ortodontik Ataçmanların Diş Yüzetinden Ayrılmasının Mine Üzerindeki Etkileri

2.5.1. Minenin yapısı

Mine histolojik olarak, embriyolojik gelişimde ektoderm olarak bilinen tabakadan meydana gelir. Dişin anatomik kuronunu tamamen sarar ve minenin kalınlığı dişin farklı bölgelerinde

değişebilmektedir. Mine kalınlığının en fazla olduğu bölgeler insizal ve oklüzal bölgelerdir. Kalınlık sement birleşimine doğru gidildikçe incelmektedir [104].

Kimyasal analiz yapıldığında, mine ağırlıkça %95-98 ve hacimce %86-92 oranında inorganik madde içerir. Kalsiyum fosfat kristalleri içeren saf hidroksiapatit inorganik yapıların ana mineral içeriğidir [105]. Ancak magnezyum, karbonat, sodyum, çinko, klor, potasyum, stronsiyum, silisyum ve florür gibi elementler bu saflığı kısmi olarak da olsa bozmaktadır [106]. Mineye sertlik kazandıran bu yüksek mineraller aynı zamanda mine kırılkanlık da yaratmaktadır. Minenin sertlik derecesi Mohs sertlik skalasında 5, Youngs modülüysse 83 GPA'dır [105].

Mine prizmaları, hidroksiapatit kristallerinin bir araya gelmesiyle oluşur ve minenin temel yapısını oluşturur. Kristallerin çeşitli boyutlarda ve büyük miktarda bulunması, mineye dayanıklılık ve yapısal bütünlük kazandırarak yüzey enerjisini artırır [107]. Organik madde, ağırlıkça %1-2 ve hacimce %2-6 aralığında bulunur, kalan kısmı oluşturan su ise ağırlıkça %3-4 ve hacimce %12 oranında hidroksiapatit kristalleriyle dağılmıştır. Su miktarının azlığı, bağlanmayı kolaylaştırır [104].

Mine prizmalarının oluşmalarının ardından ameloblast hücreleri canlılıklarını yitirmektedir. Bu sebeple minenin kendini kendini onarma özelliği yoktur. Sıkı ve sert bir yapı olmasına karşın bazı iyon ve moleküllerin geçişi mümkündür. Az mineralize ve yüksek organik içerikli prizma kılıfı, mine çatlağı ve diğer kusurlu yapılar üzerinde bu geçiş meydana gelmektedir. Bu geçirgenlik yaşla birlikte azalır ancak hayat boyu devam eder [104].

Mine asitle temas ettiğinde çözünür, ancak bu çözünme düzensizdir. Mine oluşumu sırasında çevrede florür bulunması ya da mineye topikal florür uygulanması, mine yüzeyinin çözünürlüğünü azaltabilir [104].

2.5.2. Mine yüzeyinin incelenmesinde kullanılan yöntemler

Ortodontik tedavi boyunca çeşitli kuvvet aktarıcılar geçici olarak diş yüzeyine yapıştırılmakta ve bunlar çıkarıldığında tedavi sonunda mine yüzeyinin tedavi başındaki ile aynı olması beklenmektedir. Ağız ortamındaki tükürük ve ortamdaki ışık mine yüzeyinin

çıplak gözle detaylı olarak görülmesini zorlaştırır, küçük çizikler ve mine kayıpları görülemeyebilir.

Mine yüzey pürüzlülüğü profilometri, rugosimetri, taramalı elektron mikroskobu ve atomik kuvvet mikroskobu ile incelenebilir. Profilometri, rugosimetri ve atomik kuvvet mikroskobu yüzey pürüzlülüğünü bilgisayar programları aracılığıyla üç boyutlu olarak görselleştirip nicel ölçüm sağlar[108].

Profilometri, yüzeylerden topografik verileri elde etmek için kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntem, tek bir nokta, bir hat taraması veya tam üç boyutlu bir tarama şeklinde uygulanabilir. Profilometrinin temel amacı, yüzey morfolojisini belirlemektir. Bu amaç, ya fiziksel bir prob kullanılarak ya da ışık yönlendirilerek gerçekleştirilir. Optik profilometri, fiziksel bir prob yerine ışık kullanır ve bu teknikte, ışık yüzeyi üç boyutlu olarak algılayabilecek şekilde yönlendirilir.

Rugosimetre, bir malzemenin yüzey dokusunu veya pürüzlülüğünü hızlı ve hassas bir şekilde belirlemek için kullanılan bir cihazdır. Bu cihaz, ölçülen pürüzlülük derinliği ve ortalama pürüzlülük değerini mikrometre olarak gösterir.

Atomik kuvvet mikroskobu, diğer mikroskoplardan farklı olarak nanometre boyutunda nicel ölçümler verebilir ve yumuşak veya sert dokuyu ayırt edebilir. Sıvılar ve lekelerin altından ölçüm yapabildiği için örneklerin önceden hazırlanmasına ihtiyaç yoktur. Dezavantajı ise taramanın boyutudur; genellikle incelenen alan $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m}$ 'den büyük olamaz [109].

Mikro-CT son yıllarda yüksek çözünürlüğü nedeniyle sıklıkla diş, kemik ve implant gibi sert dokuların analizinde kullanılmaktadır. Çalışma örneklerine zarar vermeden üç boyutlu analize olanak sağlayan etkili bir görüntüleme yöntemidir ve geleneksel CT'lerde 1.000.000 kat daha küçük alanların incelenmesine olanak sağlar. Ancak diş yüzeyi gibi küçük bir alanın dahi taraması yaklaşık 2 saat sürmektedir ve bu da büyük bir dezavantaj sayılabilir [110].

Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscopy-SEM) diş yüzeyinin mikroyapısal değerlendirmesi için güçlü bir araçtır. Bu teknikte, bir elektron ışını çeşitli

sinyaller üretmek için minenin yüzeyini tarar. SEM'de en fazla bilgiyi üç tür sinyal sağlar: ikincil elektronlar, geri saçılan elektronlar ve x-ışınları. İkincil elektronlar, yüzeydeki atomlardan yayılır ve kontrastı taranan yüzeyin morfolojisi tarafından belirlenen, kolaylıkla yorumlanan bir görüntü üretir. SEM iki boyutlu bilgi verir ve istatistiksel analizin gerçekleştirilmesi için görsel mine değerlendirme indekslerine ihtiyaç duyulur [111]. Günümüzde örneğin yerleştirildiği tablanın bir motor aracılığı ile döndürülmesi sayesinde artık 3 boyutlu inceleme yapılabilmektedir. Tekniğin en önemli dezavantajı ise incelenmesi gereken örneklerin inceleme öncesinde elektroliz yöntemiyle saf altın ile kaplanması gerekliliğidir. İncelemeyi yapan operatörün deneyimine bağlı olarak görece kısa sürelerde inceleme yapılabilmektedir.

2.5.3. Debonding sırasında meydana gelen mine kaybı

Debonding sırasında uygun olmayan tekniklerin kullanımı minede ciddi hasarlara yol açabilir. Braketlerin çıkarılması ve sonrasında yapılan cilalama işlemlerinin yetersiz olması durumunda diş hassasiyeti, estetik problemler, mine yüzeyinde çatlaklar, çürük riskinde artış, pulpa nekrozu ve mine prizmalarında kırılmalar gibi sorunlar ortaya çıkabilir [5]. Ayrıca, diş yüzeyinde fazla plak birikimi, diş eti irritasyonu ve diş renginde değişiklik gibi sorunlar da ortaya çıkabilir [112, 113].

Artık adeziv temizlenirken temel amaç mineyi tedavi öncesi durumuna mümkün olduğu kadar yakın hale getirmektir. Ionnidis ve diğerlerinin [114] 2018'de yapmış oldukları çalışmada debonding işlemi sonrasında mine yüzeyinin frezlerle temizlenmesinin dişin mekanik özellikleri üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Çalışma sonuçlarına göre işlem gören mine yüzeyi üzerinde sığ oluklar ve paralel çizgiler haricinde minenin mekanik özelliklerinde anlamlı bir değişim tespit etmemişlerdir.

Polisaj fırçası ile her dişe 10-15 saniye boyunca yapılan cilalama uygulamalarında 10 µm boyutlarında mine aşınması oluşurken, lastik diskler ile bu miktar 5 µm civarında olabilmektedir. Doldurucu içermeyen rezinlerin temizlenmesi manuel aletlerle gerçekleştirildiğinde 5-8 µm düzeyinde mine kaybı olabilmekte, doldurucu içermeyen rezinlerde kullanılan aletlere bağlı olarak toplam mine kaybı 2-40 µm arasında

olabilmektedir. Doldurucu içeren rezinlerin temizlenmesinde ise çoğunlukla döner aletler kullanılmakta ve sonuç olarak 10-25 µm arasında mine kaybı oluşmaktadır [115].

Literatürde, akışkan kompozitlerle yapıştırılan braketlerin çıkarılmasının ardından mine üzerinde meydana gelen değişiklikler, geleneksel ortodontik kompozitlerle karşılaştırılmıştır ve kırık, çatlak gibi mine hasarları açısından akışkan kompozitlerle geleneksel kompozitler arasında fark bildirilmemiştir [116].

Mine hasarı, metal braketlere göre seramik braketlerde daha yaygın bir durumdur ve monokristalin seramik braketler, polikristalin braketlere kıyasla daha fazla mine kaybına yol açabilir. Ayrıca, kimyasal olarak bağlanan braketler, mekanik olarak bağlananlara göre daha fazla mine hasarına neden olabilir [85]. Redd ve diğerleri [117] tarafından mekanik retansiyonla yapıştırılan braketlerin debonding işlemi sonucu %16,7 oranında mine hasarı meydana gelirken kimyasal adezyonla bonding yapılan braketlerin debonding işlemi sonucu %63,3 oranında mine hasarı meydana geldiğini bildirilmiştir.

Diş yapısının bütünlüğü, gelişimsel defektler, mine çatlakları veya geniş restorasyonlar gibi durumlar nedeniyle önceden zaten bozulmuşsa veya seramik braketler canlı olmayan bir dişe yapıştırılmışsa, mekanik debonding ile hasar riski artar. Bu nedenle, bu tür durumlarda seramik braket kullanımından kaçınılması önerilmiştir [76, 118].

Debonding sırasında, braketlerin diş yüzeyinden uzaklaştırılmasını sağlayan kırılma genellikle 3 ara yüzeyden birinde meydana gelir. Bu kırılma alanları şunlardır: (1) adeziv rezin-braket arasında (kohezif kırılma), (2) adeziv rezin içinde veya (3) diş yüzeyi ile adeziv rezin arasında (adeziv kırılma) [48].

Kohezif kırılma, mine açısından daha güvenli olabilir, ancak adeziv kırılma durumunda diş yüzeyinde daha az kalıntı bırakır ve temizleme işlemi daha hızlı tamamlanır [48].

Adeziv-braket arasında ayrılmaya yol açan braket tabanının biçiminin bozulması metal braketlerin çıkartılmasında en güvenli yoldur [119]. Ancak seramik braketlerde artan bağlanma dayanımı ve seramik braketlerin sertlik - kırılma gibi iki önemli özelliğinden dolayı braket ve mine üzerinde kırılmalardan korunmak amacıyla özel debonding

ekipmanları gerekmektedir[120]. Bu amaçla Swartz [121] tarafından seramik braketlerin debonding işlemi için daha keskin kenarlı enstrümanların kullanımını tavsiye edilmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurul'u tarafından 07.04.2022 tarihinde ve GÜDHKAEK. 2022.07/3 karar numarası ile etik olarak uygun bulunmuştur.

Mevcut çalışmanın örneklem büyüklüğü hesaplanırken; araştırmaların %60.4'ünün güç analizi için %80'i seçtiğine işaret eden 147 ortodontik çalışmayı inceleyen Mheissen ve diğerlerinin metaepidemiolojik çalışması rehber edinilmiştir [122]. Buna göre her grup için en az 26 örneğin gerekli olduğu belirlenmiştir. Bu nedenle çalışmayı yürütmek için grup başına 27 örnek olmak üzere toplam 54 örnek toplanmıştır. Bir dişe ise herhangi bir işlem yapılmamış ve bu diş yüzeyinin görüntüleri kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Bu çalışma toplam 55 diş ile yürütülmüştür.

Bu in-vitro çalışmada, periodontal problemler nedeniyle çekilmiş 55 adet üst çene birinci büyük azı dişi kullanılmıştır. Dişler Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda çekilmiştir. Örnekler %0,1'lik timol solüsyonunda, oda sıcaklığında 4 hafta süreyle saklanmıştır.

Dişlerin seçiminde şu kriterler göz önüne alınmıştır:

- Çürük bulunmaması,
- Tüp yapıştırılacak yüzeyde restorasyon içermemesi,
- Mine yüzeyinde gözle görülür çatlak ve deformite olmaması,
- Şekil anomalisi bulunmaması.

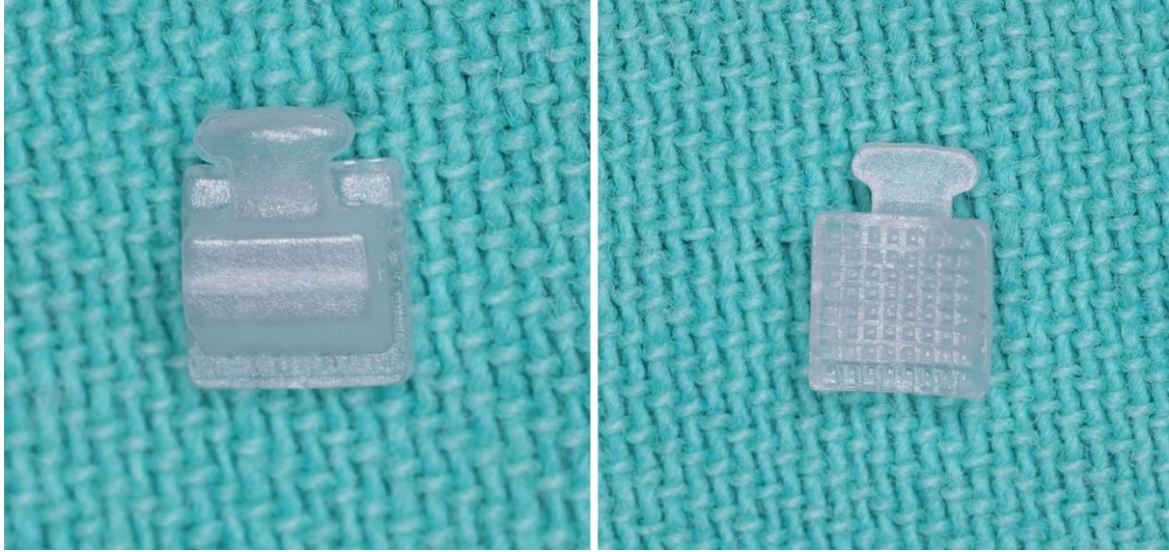
Seramik tüplerin yapıştırılmasından önce her diş soğukla sertleşen bir akrilik reçine kalıbına gömülmüştür. Bukkal yüzeyler kalıbın tabanına dik olacak şekilde yerleştirilmiştir. Test cihazının akril blokların yerleştirildiği haznesine uyumlu olacak şekilde akrilik blokların dış yüzeyleri mölllenmiştir. Böylece test kuvvetleri uygulanırken örneklerin istenilmeyen eğimlenmelerinin önüne geçilmeye çalışılmıştır.

54 adet diş %37'lik ortofosforik asit (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, ABD) ile 30 saniye süreyle aşındırıldıktan sonra 10 saniye boyunca yıkanıp, basınçlı hava kullanılarak kurutulmuştur.

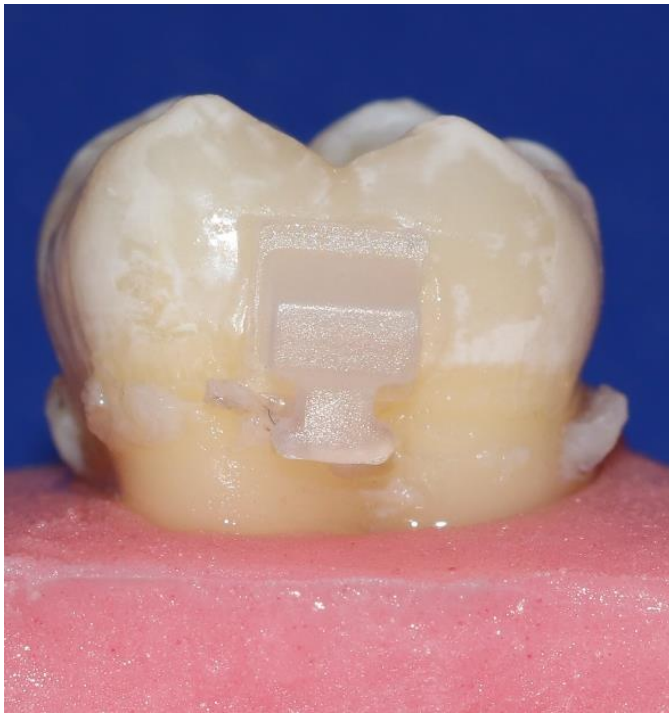


Resim 3.1. Akrilik bloklar içine gömülmüş dişlerin asitle pürüzlendirilmesi

Polikristalin seramik bukkal tüpler (Phantom Buccal Ceramic Tube, Gestenco International AB, Göteborg, Sweden) tek bir ortodontist tarafından kuran üzerinde uygun pozisyonlarına Transbond XT primer ve kompozit (3M/ Unitek, Monrovia, California, ABD) kullanılarak yerleştirilmiştir. Bir sond yardımıyla baskı uygulanarak braketin etrafındaki taşan yapıştırıcılar temizlenmiştir. Seramik tüplerin test makinasının bıçağına paralel olacak şekilde hizalanmasına özen gösterilmiştir.



Resim 3.2. Polikristalin seramik bukkal tüpün (Phantom Buccal Ceramic Tube, Gestenco International AB, Göteborg, Sweden) ön ve arka yüz fotoğrafları

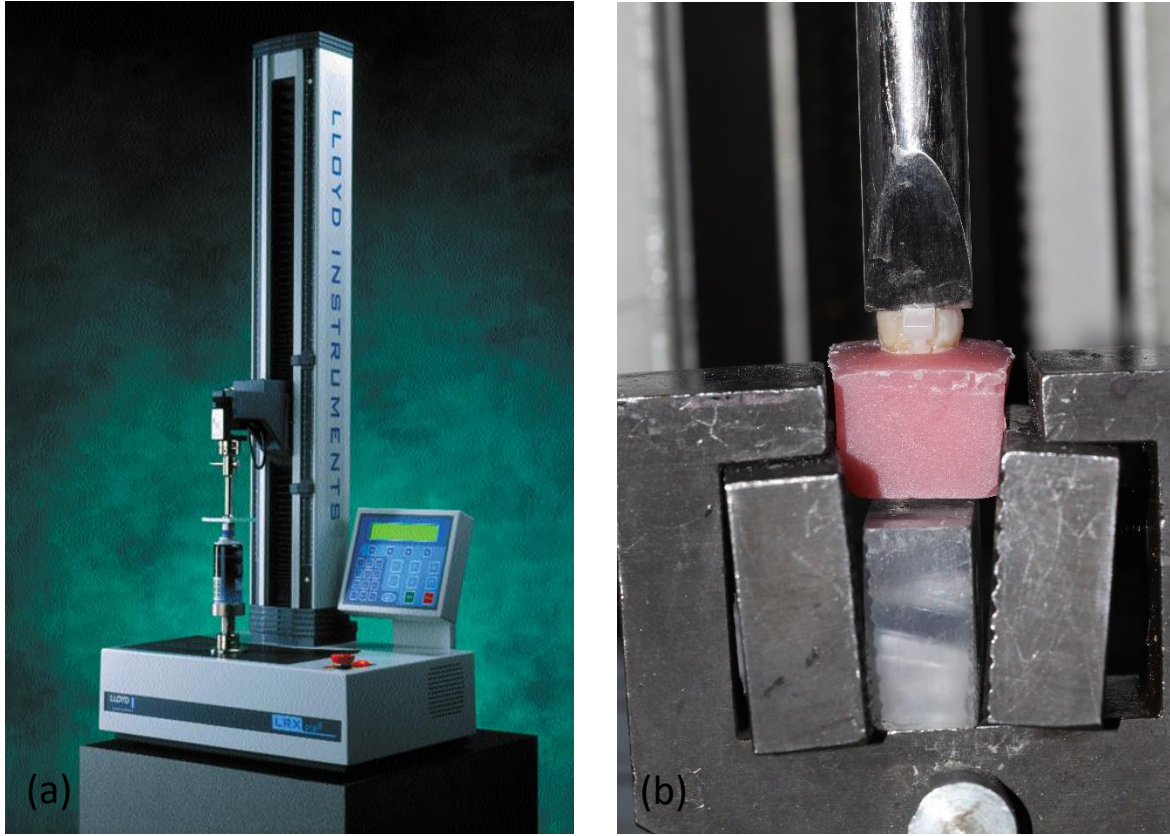


Resim 3.3. Seramik bukkal tüp yapıştırılmış molar diş

Kompozitin polimerizasyonu için LED ışık üreten bir polimerizasyon cihazı (VALO Ortho Cordless, Ultradent GmbH, Cologne, Germany) ile tüplerin geometrik merkezlerine 3 saniye boyunca ışık uygulanmıştır.



Resim 3.4. LED ışık üreten polimerizasyon cihazı (VALO Ortho Cordless, Ultradent GmbH, Cologne, Germany)



Resim 3.5. (a) Evrensel test cihazı (Universal testing machine, Lloyd Instruments Ltd., Fareham, UK) (b) Seramik bukkal t p yapıştırılmış dişin evrensel test cihazına yerleştirilmesi

Molar tüpler yapıştırıldıktan sonra tüm  rnekler 37°C'de distile suda 24 saat bekletilmiştir. Örnekler daha sonra kesme bağlanma dayanımı testi (SBS) için evrensel bir test makinesine (Universal testing machine, Lloyd Instruments Ltd., Fareham, UK) yerleştirilmiştir. Cihazın yükleme ucu, yapıştırılmış seramik tüpün oklüzal kenarından dişin uzun aksına paralel olacak şekilde kuvvet uygulanmıştır. T p dişten ayrılana kadar 1 mm/dakika hızla basma kuvveti uygulanmıştır [123]. Elde edilen sonuçlar Newton (N) olarak kaydedilmiş daha sonra porselen ortodontik tüplerin taban alanlarına (mm²) bölünerek megapaskala (MPa)  evrilmiştir (MPa=N/mm²). Çalışmada kullanılan ortodontik molar tüpün yüzey alanı bir dijital kompas (Mitutoyo Digital Compass, Mitutoyo Corp., Kanagawa, Japonya) yardımıyla ölçülmüştür.

Tüpler diş yüzeyinden ayrıldıktan sonra diş yüzeyinde kalan kompozit miktarı, Artun ve Bergland'ın [124] artık adeziv indeksi (Adhesive Remnant Index-ARI) yöntemi kullanılarak çıplak gözle değerlendirilmiştir. Artık yapıştırıcıyı değerlendirebilmek için yapılan ARI skorlamasını içeren kantitatif yöntemde, mine yüzeyi incelenir ve artık kompozit miktarının braket kaide alanına göre yüzdesel olarak ifade edilir. Bu indeks sisteminin parametreleri şunlardır:

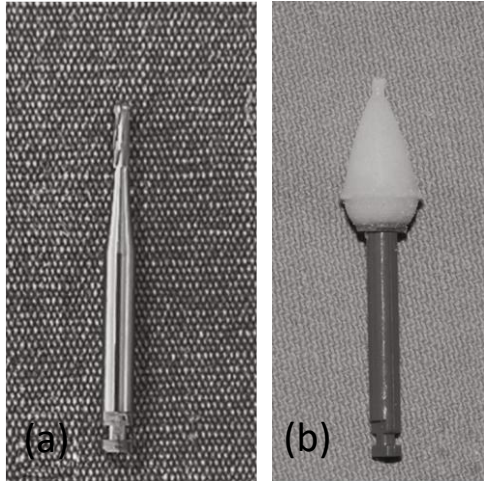
Skor 0: Mine üzerinde hiç artık adeziv kalmamış

Skor 1: Artık adezivin yarısından azı mine üzerinde kalmış

Skor 2: Artık adezivin yarısından fazlası mine üzerinde kalmış

Skor 3: Artık adezivin tamamı mine üzerinde kalmış

Seramik tüpler mine yüzeyinden ayrıldıktan sonra rastgele 2 gruba ayrılmıştır.



Resim 3.6. (a) 8 bıçaklı tungsten karbid frez (b) Elmas kaplı PoGo cila seti

Grup 1: Hava soğutması altında düşük hızlı el aleti ile çalışan yüzey uzunluğu 4 mm olan 8 bıçaklı tungsten karbid frez (TCB) (Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Germany) (n=27)

Grup 2: Hava soğutması altında düşük hızlı el aleti ile elmas kaplı PoGo cila seti (PoGo Polisher, Dentsply Caulk, Milford DE, USA) (n = 27)

Tüm örneklerin mine yüzeyi aynı araştırmacı tarafından, mine yüzeyi çıplak gözle tam olarak görülene kadar temizlenmiştir ve uygulama süreleri kaydedilmiştir. Artık adeziv temizleme işleminden sonra örnekler 3 nm kalınlığında altın-paladyum ile elektroliz yoluyla ODTÜ Merkez Laboratuvarında kaplanmıştır. Yine aynı merkezde yüksek çözünürlüklü (1.2 nm) taramalı elektron mikroskobu (QUANTA 400F Field Emission SEM, Philips/FEI, Hillsboro, OR, ABD) kullanılarak temizlik sonrası dış yüzeyinde oluşan değişimler analiz edilmiştir.



Resim 3.7. Yüksek çözünürlüklü taramalı elektron mikroskobu (QUANTA 400F Field Emission SEM, Philips/FEI, Hillsboro, OR, USA)

Bu çalışmada elde edilen veriler SPSS 21 (IBM SPSS İstatistikleri, New York, ABD) paket programı aracılığı ile analiz edilmiştir. İki gruplu bu çalışmada elde edilen verilerin normalite analizleri sonucunda normal dağılım gösteren değişkenler için t testi, normal dağılım göstermeyen değişkenler içinse parametrik olmayan yöntemlerden Mann-Whitney U testi tercih edilmiştir. Anlamlılık seviyesi olarak, $p < 0,05$ olması durumunda istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise farklılığın anlamlı olmadığı belirtilmiştir.

4. BULGULAR

Bağlanma dayanım test sonuçlarına göre ortalama seramik ortodontik tüplerin SBS değeri $9,78 \pm 1,85$ MPa olarak bulunmuştur. Araştırmada kaydedilen minimum değer 6,11 MPa ve kaydedilen maksimum bağlanma değeri ise 13,92 MPa olarak ölçülmüştür.

Araştırmada universal test makinesi ile diş yüzeylerinden ortodontik tüpler ayrıldıktan sonra mine yüzeyinde kalan artık adeziv miktarlarını gösteren ARI skorları Çizelge 4.1’de gösterilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde örneklerin çoğunun Skor 1 ve Skor 2 olarak kaydedildiği saptanmıştır. Araştırmamızda hiçbir örnekte yapıştırma kompozitinin tamamının mine yüzeyinde kalmadığı yani ARI Skor 3 olarak tanımlanabilecek hiçbir örnek olmadığı görülmüştür.

Çizelge 4.1. Örneklerin ARI skorlaması dağılımı (n: örnek sayısı)

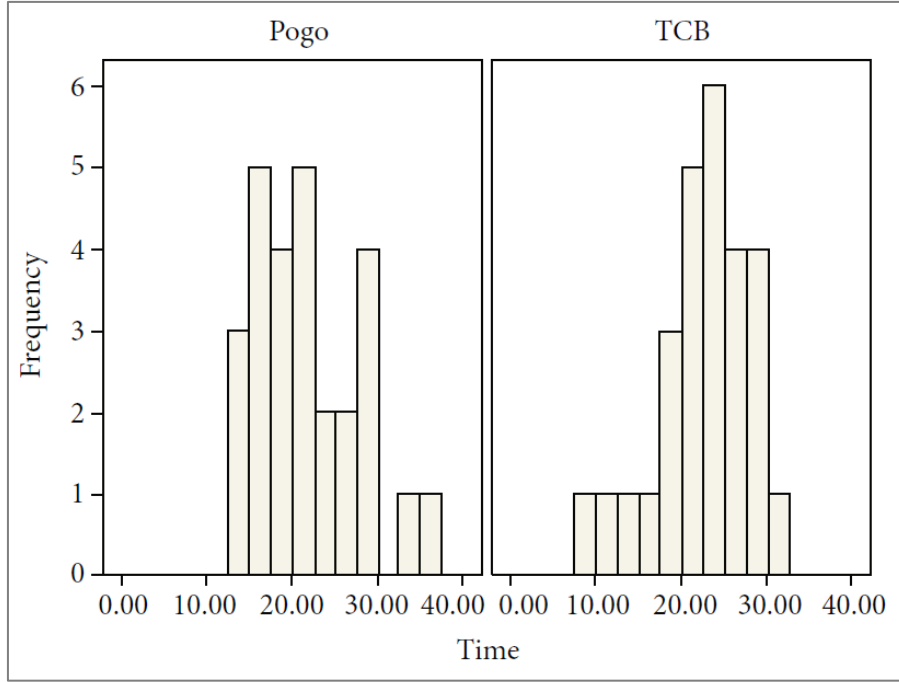
ARI Skoru	0	1	2	3
Örnekler(n:54)	15	21	18	0

Diş yüzeyinde kalan artık adezivlerin temizlenmesi için kullanılan yöntemlerin süreleri Çizelge 4.2’de gösterilmiştir.

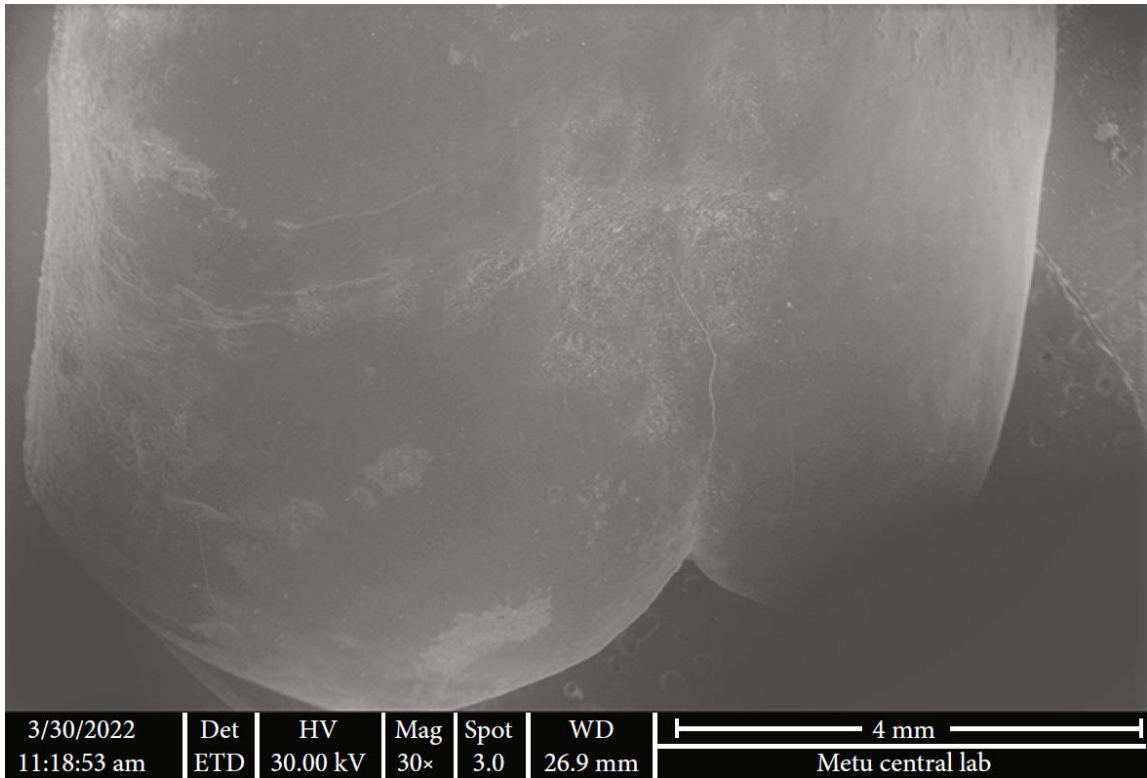
Çizelge 4.2. Diş yüzeyinde kalan artık adezivin temizlenmesinin süreler açısından gruplar arasındaki farka ilişkin analiz sonucu

Groups	Time (seconds)						Independent t test	
	n	Mean	Median	Min	Max	SD	t	P
PoGo	27	21.66	20.25	13.20	36.85	6.32	-0.464	0.645
TCB	27	22.39	23.00	9.96	30.83	5.26		

Tungsten karbid frez ile ortalama temizleme süresi $22,39 \pm 5,26$ saniye iken PoGo cila sistemi ile diş yüzeyi $21,66 \pm 6,32$ saniyede temizlenmiştir. Çalışmada kullanılan her iki yöntemin mine yüzeyindeki artık adezivleri temizleme sürelerinin birbirlerine oldukça yakın olduğu ve bu nedenle veriler arasında istatistiksel düzeyde anlamlı fark bulunmadığı saptanmıştır ($p > 0,05$). Test edilen materyallerden artık adeziv temizleme sürelerini gösteren histogram Şekil 4.1’de verilmiştir.



Şekil 4.1. Test edilen ürünlerin artık adezivin uzaklaştırılma süresini saniye cinsinden gösteren histogram

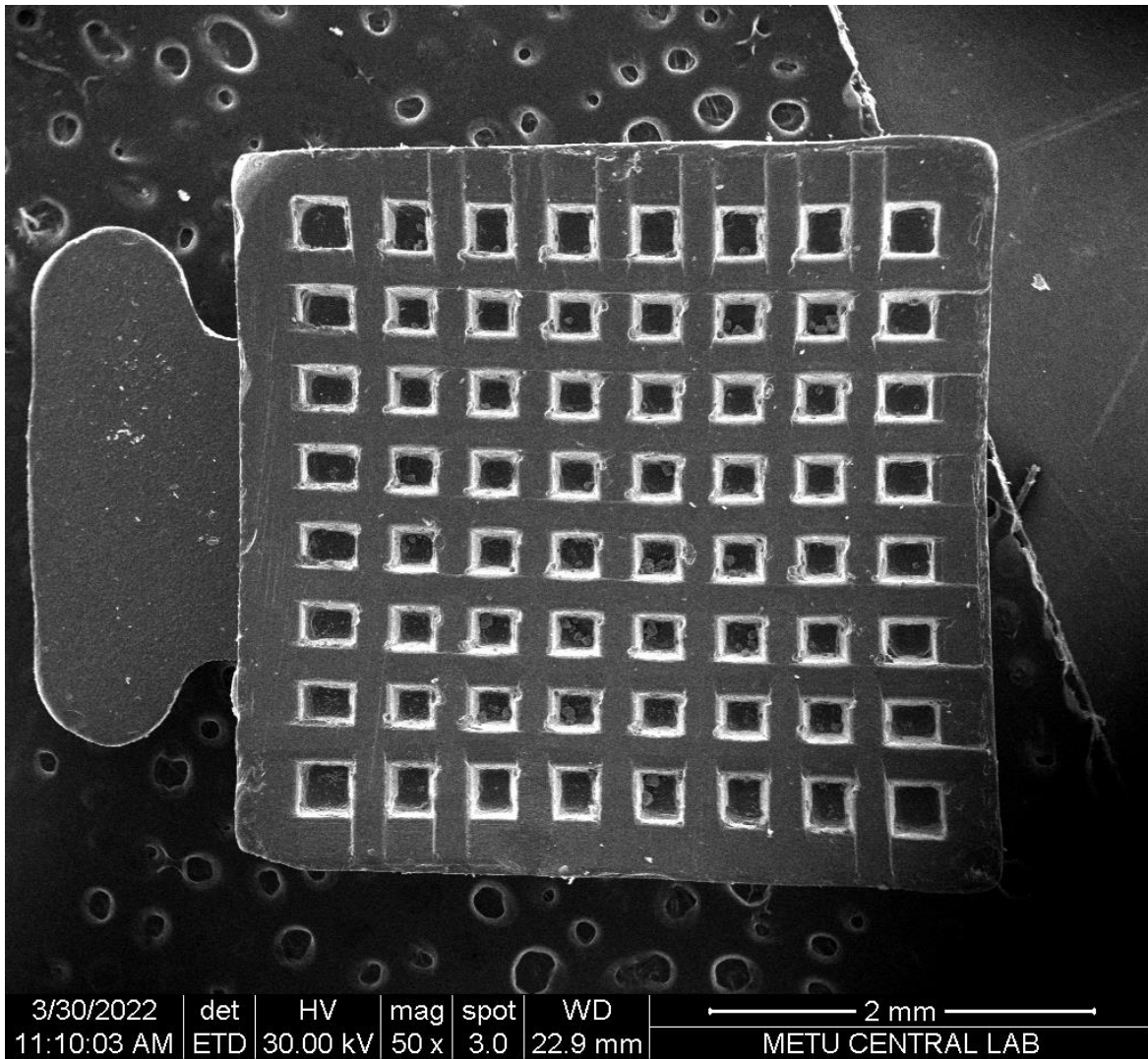


Resim 4.1. İşlem görmemiş dişin x30 büyütme altındaki SEM görüntüsü

Herhangi bir ürün yapıştırılmamış ve kontrol grubu olarak kullanılmış dişin mine yüzeyinin SEM görüntüleri Resim 4.1’de gösterilmiştir. Bu yüzey 30x büyütme altında incelendiğinde

yüzeyde muhtemelen beslenme ve alışkanlıklar nedeniyle oluşmuş minik izler dışında herhangi bir iz olmadığı gözlemlenmiştir.

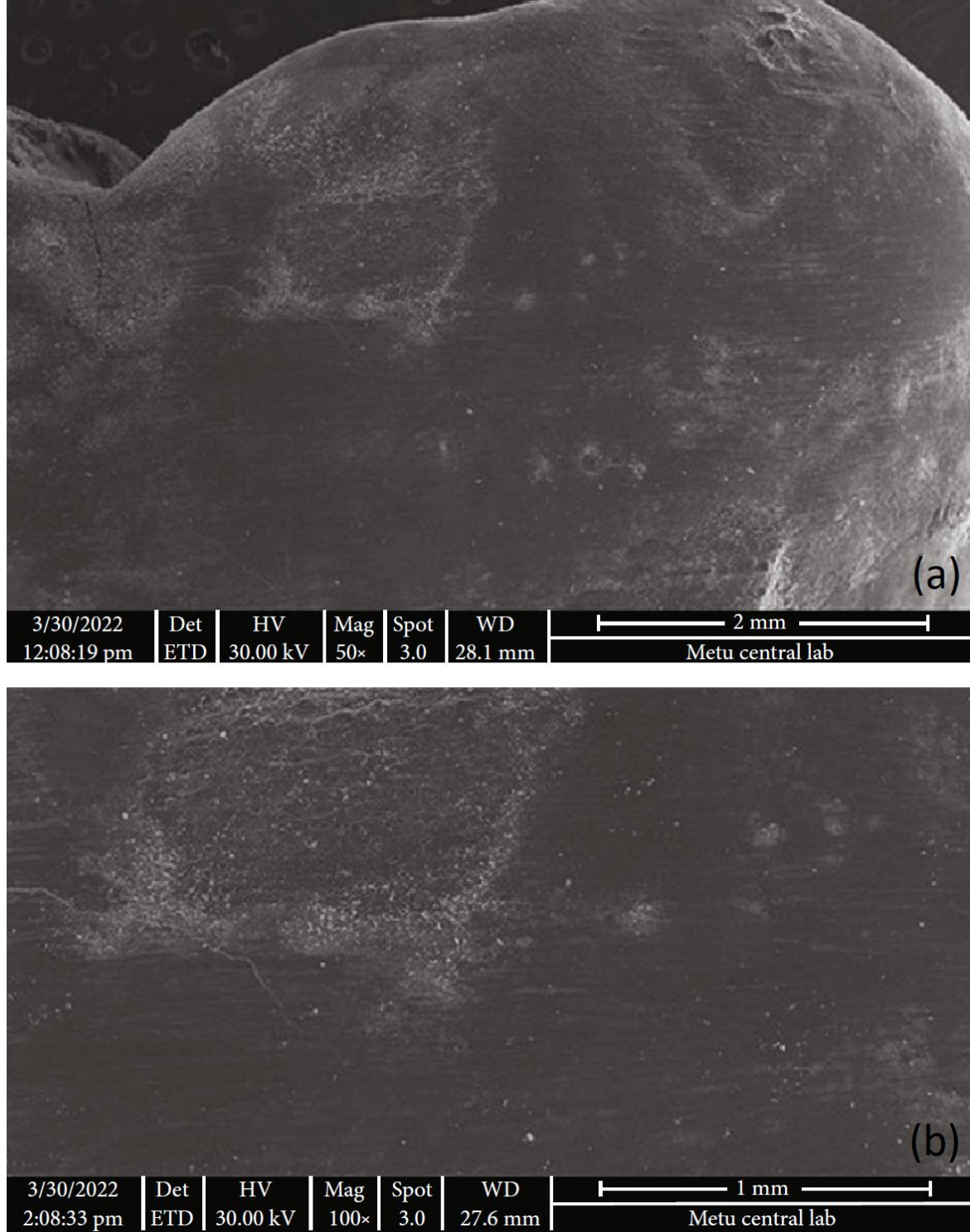
Çalışmada kullanılan seramik molar tüpün 50x altındaki taban görüntüsü Resim 4.2’de verilmiştir. Ürünün genel olarak köşeleri yuvarlatılmış bir kare formunda olduğu ve örgü yüzeyinin düzgün kenarlı karelerden teşekkül ettiği gözlemlenmiştir. Elastik ve benzeri ortodontik enstrümanların asılabilmesi için firma tarafından üretilmiş çengel kısmı resmin sol tarafında gözlemlenebilmektedir.



Resim 4.2. Seramik molar tüpün x50 büyütme altındaki SEM görüntüsü

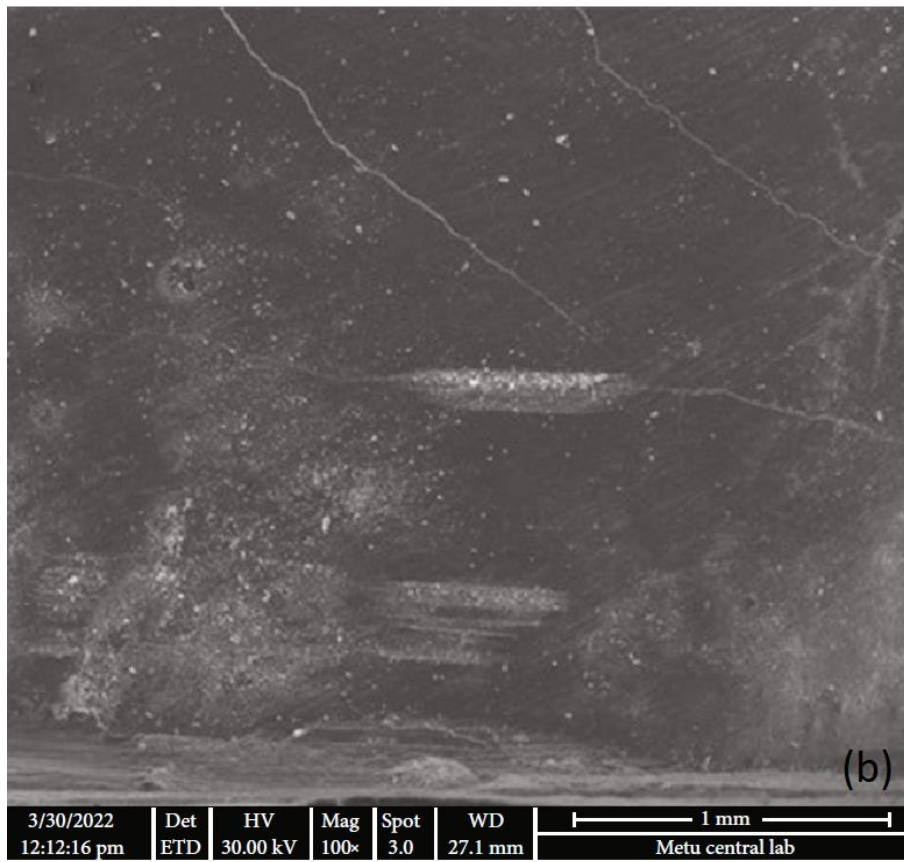
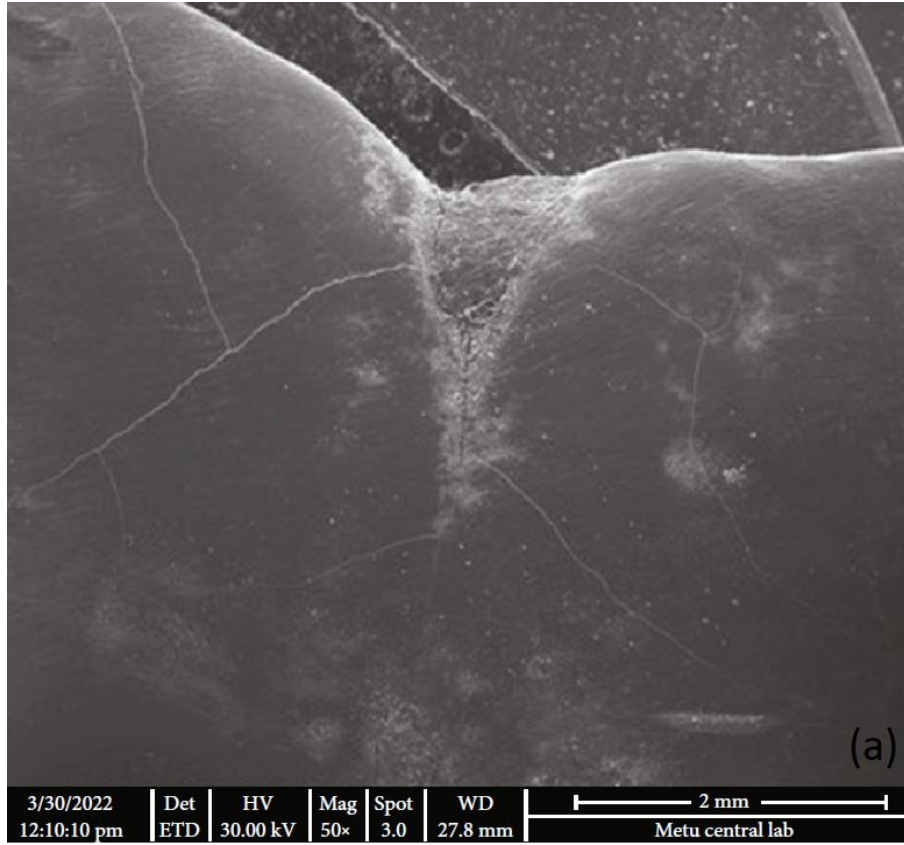
Dört mm çalışma yüzey uzunluğuna sahip 8 bıçaklı tungsten karbid frez kullanılarak mine yüzeyindeki artıkların temizlenmesinden sonra x50 ve x100 büyütme altında yapılan SEM

incelemesi görüntüleri Resim 4.3'te verilmiştir. Tungsten karbid frez kullanıldıktan sonra mine yüzeyinin kontrol grubundaki dişin mine yüzeyine benzer nitelikte görüntü verdiği gözlemlenmiştir.



Resim 4.3. Artık adezivin 8 bıçaklı tungsten karbid frez ile temizlenmesinin ardından x50 büyütme (a) ve aynı bölgenin x100 büyütme (b) altındaki SEM görüntüleri

PoGo mikro cilalama sistemi kullanılarak mine yüzeyindeki artıkların temizlenmesinden sonra x50 ve x100 büyütme altında yapılan SEM incelemesi görüntüleri Resim 4.4'te verilmiştir. Yine bu sistemde de genellikle kontrol grubuna yakın düzeyde mine yüzey görüntüleri elde edildiği söylenebilir. Ancak bu gruptaki birkaç örnekte x100 büyütme altında yapılan SEM incelemelerinde mikro çizikler olduğu ancak bu çiziklerin bir fraktür boyutunda olmadığı saptanmıştır.



Resim 4.4. Artık adezivin PoGo ile temizlenmesinin ardından x50 büyütme (a) ve aynı bölgenin x100 büyütme (b) altındaki SEM görüntüleri

5. TARTIŞMA

Ortodontik tedavilerinin daha estetik ortodontik tedavi aygıtları ile yürütülmesini talep eden hastalar gün geçtikçe artmaktadır; bu talepleri karşılamak amacıyla üreticiler yeni ürünler piyasaya sürmektedirler. Seramik braketler onlarca yıl önce piyasaya sürülmüş olmasına rağmen [125], tüm diş arkı için tamamen şeffaf ve estetik bir görünümün oluşturulabilmesi ancak yakın zamanda piyasaya sürülen seramik molar tüpler sayesinde mümkün olabilmektedir.

Seramik braketlerin bağlanma dayanımlarını ölçen [126] ve debonding sonrası farklı bitirme yöntemlerinin etkinliğini araştıran çalışmalar mevcuttur ancak seramik molar tüpler ile ilgili herhangi bir çalışma yapılmamıştır. Bu çalışmada, seramik tüplerin mine yüzeyinden mekanik olarak ayrılmasından sonra artık adezivi temizlemek için farklı döner aletler kullanılmış ve harcanan süre kaydedilmiş; ayrıca bu işlemlerin mine yüzeyine olan etkileri SEM altında incelenmiştir.

Bağlanma kuvvetleri (SBS) birçok faktörden etkilenebilir, bunlardan bazıları; yapıştırıcı siman, polimerizasyon yöntemleri, braketin tipi ve ağ tabanı, braketin tasarımı, yerleştirme yöntemi ve ağız ortamıdır [127, 128]. Bu kadar farklı değişkene sahip bir konuda ideali yakalamak zordur ve bu nedenle çok sayıda çalışma yapılmaktadır.

Seramik braketlerin metal braketlere göre daha yüksek SBS'ye sahip olduğu daha önceki araştırmalarda belirtilmiştir [126]. Yapılan in vitro çalışmalar SBS değerlerinin geniş bir varyasyon aralığı gösterdiğini ortaya koymuştur. Chung ve diğerleri [129] seramik braketlerin SBS değerlerini $15,66 \pm 7,05$ MPa; Olsen ve diğerleri [130] $10,56 \pm 6,0$ Mpa; Mirhashemi ve diğerleri [131] ise $7,46 \pm 1,4$ MPa olarak bulmuşlardır. Çalışmamızda ise molar tüplerin ortalama SBS değeri $9,78 \pm 1,85$ MPa ile önceki çalışmalarla uyumlu bulunmuştur.

Çalışmamızda Newton cinsinden bulunan kesme kuvvetleri seramik molar tüplerin taban alanına bölünerek MPa değerine dönüştürülmüş, bu yüzden de bu çalışmadaki sonuçlar daha küçük yüzey alanına sahip seramik braketlerin bağlanma değerlerini ölçmüş olan Chung ve diğerlerinin bulduğu değerler kadar yüksek çıkmamıştır [129]. Örneklerin bukkal

morfolojilerindeki farklılıklar, yapıştırma prosedürleri, taban alanı, ortodontik materyalin özellikleri ve debonding işlemi sırasında test makinasındaki bıçağın yerleştirilmesindeki doğruluk gibi değişkenler bu çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilmesinin nedenleri olarak gösterilebilir [129, 132, 133].

Genel bir kaide olarak ortodontik ataçmanların diş yüzeyinden mineye zarar vermeden ayrılması gerekmektedir, bu nedenle klinisyenin amacı yüksek bağlanma kuvveti elde etmek olmamalıdır. Reynolds [134] ortodontik apareyler için kabul edilebilir bağlanma kuvvetinin 5,88 ile 7,85 MPa arasında olması gerektiğini belirtmesine rağmen, Mizrahi ve Smith E. [135] yeterli bağlanma kuvvetinin 2,8 ile 10 MPa aralığında olduğunu söylemişlerdir. Retief [136] 9,7 MPa'ın üzerindeki SBS değerlerinin mine kırıklarına yol açabileceğini öne sürmüştür, ancak Forsberg ve Hagberg'in [137] bulguları bazı hastalarda mine hasarının 30 MPa civarında başlama ihtimali olduğunu göstermiştir. Ancak Rodriguez-Chavez ve diğerleri SBS değerlerinin 10 MPa'dan düşük olsa dahi minede hasara neden olabileceğini ileri sürmüşlerdir [138]. Çalışmamızda elde edilen SBS değerlerinin mine sağlığı açısından sorun oluşturmayacak ancak ortodontik tedavinin ilerleyebilmesi için gerekli klinik bağlanma kuvvetlerini sağlayabilecek nitelikte olduğu söylenebilir. Seramik molar tüplerin mine yüzeyinden kolay ayrılması için tasarlanmış yeni tüp tabanı sayesinde biyouyumlu SBS değerlerinin elde edilmiştir ve SEM incelemesinde de hiçbir örnekte mine çatlağı gözlemlenmemiştir.

Çalışmamızda SEM görüntüleri sadece iki farklı artık adeziv temizleme tekniği sonrasındaki mine yüzeylerini karşılaştırmak için değil, aynı zamanda bu görüntüleri sağlam dişin mine yüzeyi ile karşılaştırmak için de kullanılmıştır. SEM'in diğer faydaları arasında tüp tabanının mikro yapısının incelenmesi ve debonding sonrası adeziv kalıntıların değerlendirilmesi sayılabilir [139].

SEM görüntüleri bu çalışmada yüzeyler TCB veya PoGo mikro cilalama sistemleriyle temizlendikten sonra alınmıştır. Test edilen örneklerin hiçbirinin mine yüzeylerinde yapışkan kalıntıları bulunamamıştır ve test edilen her iki yöntemin de mine yüzeyinde artık adeziv bırakmama açısından etkin olduğu söylenebilir.

Zachrisson [140], debonding işlemi sonrasında artık adezivin döner aletlerle temizlenmesi ve cilalanması sonrası SEM ile dış yüzeyini incelediği çalışmasında mine üzerinde artık adeziv kaldığını ve ayrıca döner aletlerin mine yüzeyinde geri dönüşü olmayan hasarlara neden olabileceğini belirtmiştir. Zarrinnia ve diğerleri [139] ise, debonding sonrası mine yüzeyinin yapısını SEM ile inceledikleri çalışmalarında, artık adezivi en iyi tungsten karbid frezin temizlediğini ancak daha pürüzsüz bir mine yüzeyi için sonrasında bitim disklerinin kullanılmasını önermişlerdir. Eminkahyagil ve diğerleri [141] ise benzer şekilde debonding sonrası SEM görüntülerini inceleyerek, özellikle yüksek hızda çalıştırılan tungsten karbid frez sonrası mine hasarının olabileceği sonucuna varmışlardır.

Çalışmamızda SEM görüntüleri incelendiğinde kontrollü bir şekilde çalışılan tungsten karbid frez grubunda hiçbir iz gözlemlenmemiştir ve hatta bu gruptaki SEM yüzey görüntüleri kontrol grubundakilere benzer düzeydedir. Ancak PoGo mikro cilalama sistemi kullanılan örneklerin birkaç tanesinde x100 büyütme altında yapılan incelemede döner alete bağlı mikro çizikler gözlemlenmiştir. Bu izlerin PoGo mandreninin dışın daha kurvatürlü olan bukkomeziyal ve bukkodistal bölgelerde mine yüzeyine istenmeyen bir şekilde temas etmiş olmasından kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca yüksek hız altında kullanılan PoGo disklerin çeperleri hızla aşındığından bu ürünlerin etkin temizlik çapı azalmaktadır ve dış ile hızla dönen mandrenin merkezi arasındaki mesafe de azalmış olmaktadır. Diskin bir miktar aşındığı görüldüğünde yeni bir temizleme diskinin takılması ile bu sorunun önüne geçilebilir.

Kullanılan farklı bitirme tekniklerinin minede oluşturduğu yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği bir çalışmada [142] fiber ile güçlendirilmiş temizleme sistemlerinin doğal mineye en yakın mine yüzey pürüzlülüğünün elde edilmesine yardımcı olduğu ileri sürülmüştür. Benzer şekilde Atabek ve diğerleri [143] farklı mine yüzeyi temizleme sistemlerinin etkinliklerini inceledikleri çalışmalarında Enhance ve PoGo miko cilalama sistemlerinin en iyi sonuçları verdiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan güçlendirilmiş materyal içeren PoGo mikro cilalama sisteminin sonuçları bahsedilen çalışmalarla uyumludur.

Ulusoy [5] farklı bitirme işlemlerinde tek adımda kullanılan materyallerin, rezidüel adezivin kaldırılması, bunun için gerekli zaman ve işlemlerin mine üzerine etkilerini karşılaştırmıştır. Çalışmada 12 bıçaklı tungsten karbid frez, 30 bıçaklı tungsten karbid frez Sof-Lex kompozit bitirme diskleri, Super-Snap diskler, PoGo cilalama sistemi, OptiShine fırça ve bunların kendi içerisindeki kombinasyonları şeklinde uygulamalar karşılaştırılmıştır. Çalışmada 12 bıçaklı tungsten karbid frezin en kısa sürede ve en etkin temizliği sağladığı ancak en güzel mine yüzey görüntülerini PoGo ve Sof-Lex bitirme diski grubunda olduğu bildirilmiştir. Benzer şekilde Khatia ve diğerlerinin [144] farklı artık adeziv kaldırma ve cilalama protokollerinin etkinliklerini karşılaştırdıkları çalışmada tungsten karbid frezlerin artık adezivleri kısa sürede temizlediği bildirilmiştir. Çalışmamızda ise hem tungsten karbid frez grubunun, hem de PoGo mikro cilalama sisteminin hemen hemen aynı sürede kaliteli bir şekilde mine yüzeyini temizlediği görülmüştür. Bunun sebebinin her iki sistemin de dakikada 40.000 dönme devri üretebilen düşük devirli mikromotor ile kullanılmış olması düşünülmektedir. Böylece temizleme yöntemlerinin standardizasyonu sağlanmaya çalışılmıştır. Tungsten karbid frezlerin yüksek hızlı motorlarla kullanıldığında mine yüzeyinde iz bıraktığını bildiren çalışmalarla bizim çalışmamızın farklılaşmasının bir sebebinin de bu olduğu düşünülmektedir [144] [143]. Çalışmamızda kullandığımız tungsten karbid frez düşük devirli motorlarla kullanıldığı için literatürde bildirilen biraz daha uzun sürede temizlik yapılmış olmasına rağmen yine literatürde bildirilen mine çatlakları çalışmamızda gözlemlenmemiştir.

Mine yüzeyinin temizlenme süresinin incelendiği tüm çalışmalar ortodontik tüplere göre daha az yüzey alanına sahip ortodontik braketlerle gerçekleştirilmiştir [5] [144] [143]. Braketlerin sökülmesinden sonra mine yüzeyinde kalan artık adezivin ortodontik tüplere göre daha az olduğu gerçeğinden hareketle çalışmamızdaki artık adeziv temizleme sürelerinin görece daha uzun olabileceği kanaatindeyiz. Çalışmamızın seramik ortodontik tüplerle yapılan ilk çalışma olması nedeniyle diğer yayınlarla süre yönünden yapılan karşılaştırmaların objektif olamayabileceği düşünülmektedir.

Artık yapıştırıcıyı doğru ve kesin bir şekilde değerlendirebilmek için yapılan ARI skorlaması, mine yüzeyinin incelendiği ve artık kompozit miktarının braket kaide alanına göre yüzdesel olarak ifade edildiği kantitatif bir yöntemdir [124]. Çalışmamızdaki skorlama, sonuçların

güvenilir olması amacıyla tek bir gözlemci tarafından yapılmıştır ve ARI verileri değerlendirildiğinde adezivin beklendiği gibi çoğunlukla seramik tüpler üzerinde kaldığı görülmüştür. Hiçbir örnek ARI 3 olarak puanlanmamıştır, bu da mine yüzeyini temizlemek için harcanan süreyi azaltmak için faydalı bir durum sağlamıştır. 15 diş ARI 0 olarak skorlanmasına rağmen mine yüzeyleri SEM ile değerlendirildiğinde herhangi bir çatlak tespit edilmemiştir. Seramik molar tüpler ile ilgili bu bulgularımızın daha önce seramik braketlerle yapılmış olan çalışmaların aksine mine yüzeyine zarar vermediği söylenebilir [38, 129]. Bu durum yeni geliştirilmiş tüp yüzey dizaynı ve tüm test gruplarında temizlik işleminin düşük devirde yapılmış olmasına bağlanabilir.

Artık adezivi uzaklaştırmak için seçilen yöntemin; minede çatlak ve aşınmalar, daha pürüzlü mine yüzeyi, dişlerin aşırı ısınması ve pulpa hasarı gibi sorunlara neden olabileceği rapor edilmiştir [145]. Ancak kalan yapıştırıcının mümkün olan en kısa sürede temizlenmesi ve böylece klinik çalışma süresinin kısaltılması hasta konforu açısından da önemlidir. Çalışmamızda test edilen artık adeziv temizleme protokolleri arasında, adezvi kalıntılarını mine yüzeyinden uzaklaştırmak için harcanan süre açısından istatistiksel düzeyde anlamlı bir fark saptanamamıştır. Eğer tungsten karbid frezler yüksek hızda döner sistem ile kullanılırsa mineyi temizlemek için daha az zaman harcanabilir, ancak önceki çalışmalara benzer şekilde mine yüzeyinde daha fazla hasar meydana gelebileceği dikkate alınmalıdır [146, 147].

Farklı mine yüzeyi temizleme yöntemleri arasında, tungsten karbid frezlerin hem düşük hem de yüksek hızlarda kullanılabileceği bildirilmiştir [146]. Çalışmamızda da kullandığımız bu frezlerin düşük hızlı motorlarda kullanımının artık adeziv temizlenmesinde daha iyi sonuçlar sağladığı daha önceki bazı çalışmalarda da bildirilmiştir [147, 148]. Bu araştırmada hem TCB, hem de PoGo grupları için hava soğutmalı düşük hızlı döner sistem seçilerek hem gruplar arasında standardizasyon sağlanmış hem de mine yüzeyinde daha az tahribat oluşturmak amacına ulaşılmaya çalışılmıştır.

Tek aşamalı bir cilalama sistemi olan PoGo, önceki çalışmalarda da önerildiği gibi mine üzerinde herhangi bir ön işlem yapılmadan, susuz ve sürekli hava akışı altında kullanılmıştır [149, 150]. PoGo kullanılarak temizlenen bazı örnekler dışında, bu çalışmada test edilen her iki sistem de, SEM görüntüleri karşılaştırıldığında sağlam dişe benzer mine yüzeyleri

oluşturmuştur. Sonuçlarımız, TCB'nin minede skar oluşumuna neden olduğunu ve dolayısıyla çok adımlı cilalama gerektirdiğini ileri süren önceki bazı çalışmalarla [5, 151] çelişkili görünebilir. Bu çalışmada tungsten karbid frezlerin düşük devirle kullanılması, yüksek hızda TCB kullanan diğer çalışmalardan farklı sonuçlar elde edilmesinin bir nedeni olabilir [151, 152].

Temizleme işlemi sırasında mine yüzeyine basınç uygulanması ve devir hızının seçimi operatöre bağlı faktörler arasında gösterilmiştir [153]; bu nedenle deneyimli klinisyenler daha iyi sonuçlar elde edebilir. Ek olarak tükürüğün nemlendirmesi [154], kanın kontaminasyonu [155] ve florürlü macunların kullanılmasının da [123] bağlanma kuvveti üzerinde etkisi olan faktörler arasında olduğu gösterilmiştir. Ek olarak in-vitro şartlarda yapılan çalışmaların in-vivo ortamı tam olarak simüle edememesi bu tip çalışmaların limitasyonları arasında gösterilebilir. Hem debonding hem de adeziv rezinin çıkarılması operatöre bağlı işlemlerdir ve çalışmamızda tüm incelemelerin yalnızca bir operatör tarafından yapılması ciddi bir sınırlama olarak sayılabilir. Daha büyük numune boyutlarında daha fazla yapıştırıcı çıkarma tekniğini karşılaştıran gelecekteki araştırmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇLAR

Yeni geliştirilmiş seramik ortodontik molar tüplerin diş yüzeyinden ayrılması sonrasında mine yüzeyinin tungsten karbid frezler veya PoGo mikro cilalama yöntemi ile temizlenmesi sonrasında diş yüzeyinin SEM ile incelenmesi konusunda yapılan bu çalışmanın bulgularına dayanılarak aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Piyasaya yeni sürülmüş olan seramik ortodontik bukkal tüplerin klinik açıdan yeterli bağlanma dayanım kuvvetleri ürettikleri ve bu tüplerin sökülmesinden sonra mine yüzeyinde herhangi bir hasar oluşmadığı tespit edilmiştir.
2. Mine yüzeyinde kalan artık adezivlerin temizlenmesi için geçen süre ve temizleme kalitesi açısından bu çalışmada test edilen her iki yöntem arasında fark bulunamamıştır.
3. Yüksek hızda kullanılması alışıl gelmiş tungsten karbid frezlerin düşük hızda kullanılmasıyla mine yüzeyinin etkin bir şekilde temizlenirken herhangi bir yüzey hasarına da yol açmadığı saptanmıştır.
4. Artık adezivin genellikle seramik ortodontik molar tüplerin tabanında kaldığı ve diş üzerinde daha az miktarda artık adeziv kaldığı görülmüştür. Bu nedenle mine yüzeyinin temizlenmesi için geçen süre azalmıştır.

KAYNAKLAR

1. 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.
2. Tamizharasi, K. S., Kumar, D. S. (2010). Evolution of orthodontic brackets. *JIADS*, 1(3), 25-30.
3. Börekçi, T. (2012). *Sabit ortodontik tedavide kullanılan malzemelerin ortodontik tedavideki etkinliği*. (Bitirme Tezi), Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İzmir, 15-29.
4. Eustaquio, R., Garner, L. D., Moore, B. K. (1988). Comparative tensile strengths of brackets bonded to porcelain with orthodontic adhesive and porcelain repair systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 94(5), 421-425.
5. Ulusoy, Ç. (2009). Comparison of finishing and polishing systems for residual resin removal after debonding. *Journal of Applied Oral Science*, 17, 209-215.
6. 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.
7. 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.
8. Tidy, D., Orth, D. (1989). Frictional forces in fixed appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 96(3), 249-254.
9. Gioka, C., Bourauel, C., Zinelis, S., Eliades, T., Silikas, N., Eliades, G. (2004). Titanium orthodontic brackets: structure, composition, hardness and ionic release. *Dental materials*, 20(7), 693-700.
10. Hamula, D. W., Hamula, W., Sernetz, F. (1996). Pure titanium orthodontic brackets. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 30(3), 140-144.
11. Kloukos, D., Taoufik, E., Eliades, T., Katsaros, C., Eliades, G. (2013). Cytotoxic effects of polycarbonate-based orthodontic brackets by activation of mitochondrial apoptotic mechanisms. *Dental materials*, 29(3), e35-e44.
12. Chen, H.-Y., Su, M.-Z., Chang, H.-F. F., Chen, Y.-J., Lan, W.-H., Lin, C.-P. (2007). Effects of different debonding techniques on the debonding forces and failure modes of ceramic brackets in simulated clinical set-ups. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132(5), 680-686.

13. 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.
14. 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.
15. Erverdi, N. (2017). *Çağdaş Ortodonti*. İstanbul: Quintessence Yayıncılık, 218-219.
16. Russell, J. (2005). Current products and practice: aesthetic orthodontic brackets. *Journal of Orthodontics*, 32(2), 146-163.
17. 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.
18. 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.
19. Ulusoy, Ç. (2008). *Estetik braketler*. Gazi Üniversitesi, Ankara. (250)
20. Artham, T., Doble, M. (2008). Biodegradation of aliphatic and aromatic polycarbonates. *Macromolecular bioscience*, 8(1), 14-24.
21. Liu, J.-K., Chang, L.-T., Chuang, S.-F., Shieh, D.-B. (2002). Shear bond strengths of plastic brackets with a mechanical base. *The Angle Orthodontist*, 72(2), 141-145.
22. Faltermeier, A., Rosentritt, M., Reicheneder, C., Behr, M. (2008). Discolouration of orthodontic adhesives caused by food dyes and ultraviolet light. *The European Journal of Orthodontics*, 30(1), 89-93.
23. 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.
24. 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.
25. Kusy, R. (1991). Materials and appliances in orthodontics: brackets, arch wires, and friction. *Current Opinion in Dentistry*, 1(5), 634-644.
26. Swartz, M. (1988). A technical bulletin on the issue of bonding and debonding ceramic brackets. *Ormco Technical Bulletin*, 1-15.
27. 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.

28. 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*, 22(12), 788-792.
29. Storm, E. (1990). Debonding ceramic brackets. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 24(2), 91-94.
30. Ireland, A., Sherriff, M., McDonald, F. (1991). Effect of bracket and wire composition on frictional forces. *The European Journal of Orthodontics*, 13(4), 322-328.
31. Pratten, D. H., Popli, K., Germane, N., Gunsolley, J. C. (1990). Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(5), 398-403.
32. Cacciafesta, V., Sfondrini, M. F., Scribante, A., Klersy, C., Auricchio, F. (2003). Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(4), 403-409.
33. Gibbs, S. (1992). Clinical performance of ceramic brackets: a survey of British orthodontists' experience. *British Journal of Orthodontics*, 19(3), 191-197.
34. Holt, M. H., Nanda, R. S., Duncanson Jr, M. G. (1991). Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 99(4), 287-293.
35. Lindauer, S. J., Macon, C. R., Browning, H., Rubenstein, L. K., Isaacson, R. J. (1994). Ceramic bracket fracture resistance to second order arch wire activations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 106(5), 481-486.
36. Bishara, S. E., and Fehr, D. E. (1997, September). Ceramic brackets: something old, something new, a review. In *Seminars in orthodontics*. Vol. 3, No. 3, pp. 178-188.
37. 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.
38. 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.
39. 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.
40. 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.

41. Douglass, J. (1989). Enamel wear caused by ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 95(2), 96-98.
42. Johnson, G., Walker, M. P., Kula, K. (2005). Fracture strength of ceramic bracket tie wings subjected to tension. *The Angle Orthodontist*, 75(1), 95-100.
43. Ghafari, J. (1992). Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *The Angle Orthodontist*, 62(2), 145-152.
44. Keith, O., Kusy, R. P., Whitley, J. Q. (1994). Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 106(6), 605-614.
45. Condò, R., Casaglia, A., Cozza, P. (2005). SEM analysis of zirconium brackets using MIM technology. *Minerva Stomatologica*, 54(4), 207-217.
46. Springate, S., Winchester, L. (1991). An evaluation of zirconium oxide brackets: a preliminary laboratory and clinical report. *British Journal of Orthodontics*, 18(3), 203-209.
47. Phulari, B. S. (2013). *History of orthodontics*. India: JP Medical Ltd., 167-186.
48. Proffit, W., Fields, H., Sarver, D. (2014). *Contemporary orthodontics*. Philadelphia, USA, 342-373.
49. Wahl, N. (2005). Orthodontics in 3 millennia. Chapter 6: More early 20th-century appliances and the extraction controversy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 128(6), 795-800.
50. Øgaard, B., Rølla, G., Arends, J. (1988). Orthodontic appliances and enamel demineralization: Part 1. Lesion development. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 94(1), 68-73.
51. Nazir, M., Walsh, T., Mandall, N. A., Matthew, S., Fox, D. (2011). Banding versus bonding of first permanent molars: a multi-centre randomized controlled trial. *Journal of Orthodontics*, 38(2), 81-89.
52. Diedrich, P., Rudzki-Janson, I., Wehrbein, H., Fritz, U. (2001). Effects of Orthodontic Bands on Marginal Periodontal Tissues A Histologic Study on Two Human Specimens: A Histologic Study on Two Human Specimens. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 62(2), 146-156.
53. Demito, C., Vivaldi-Rodrigues, G., Ramos, A., Bowman, S. (2004). The efficacy of a fluoride varnish in reducing enamel demineralization adjacent to orthodontic brackets: an in vitro study. *Orthodontics & craniofacial research*, 7(4), 205-210.
54. Basdra, E., Huber, H., Komposch, G. (1996). Fluoride released from orthodontic bonding agents alters the enamel surface and inhibits enamel demineralization in vitro. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 109(5), 466-472.

55. Rezk-Lega, F., Øgaard, B., Arends, J. (1991). An in vivo study on the merits of two glass ionomers for the cementation of orthodontic bands. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 99(2), 162-167.
56. Corbacho de Melo, M. M., Cardoso, M. G., Faber, J., Sobral, A. (2012). Risk factors for periodontal changes in adult patients with banded second molars during orthodontic treatment. *The Angle Orthodontist*, 82(2), 224-228.
57. Millett, D. T., Glenny, A. M., Mattick, R. C., Hickman, J., Mandall, N. A. (2016). Adhesives for fixed orthodontic bands. *Cochrane Database of Systematic Reviews*(10).
58. Crisp, S., Kent, B. E., Lewis, B. G., Ferner, A. J., Wilson, A. D. (1980). Glass-ionomer cement formulations. II. The synthesis of novel polycarboxylic acids. *Journal of dental research*, 59(6), 1055-1063.
59. Oilo, G. (1991). Luting cements: a review and comparison. *International dental journal*, 41(2), 81-88.
60. Gottlieb, E. L., Nelson, A. H., Vogels 3rd, D. (1996). 1996 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Part 1. Results and trends. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 30(11), 615-629.
61. Norris, D. S., McInnes-Ledoux, P., Schwaninger, B., Weinberg, R. (1986). Retention of orthodontic bands with new fluoride-releasing cements. *American journal of orthodontics*, 89(3), 206-211.
62. Keim, R. G., Gottlieb, E. L., Nelson, A. H., Vogels 3rd, D. S. (2002). 2002 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Part 1. Results and trends. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 36(10), 553-568.
63. Hodges, S., Gilthorpe, M., Hunt, N. (2001). The effect of micro-etching on the retention of orthodontic molar bands: a clinical trial. *The European Journal of Orthodontics*, 23(1), 91-97.
64. Reynolds, I., Von Fraunhofer, J. (1976). Direct bonding of orthodontic attachments to teeth: the relation of adhesive bond strength to gauze mesh size. *British Journal of Orthodontics*, 3(2), 91-95.
65. Regan, D., Van Noort, R. (1989). Bond strengths of two integral bracket-base combinations: an in vitro comparison with foil-mesh. *The European Journal of Orthodontics*, 11(2), 144-153.
66. Millett, D. T., Hallgren, A., Robertson, M. (1999). Bonded molar tubes: a retrospective evaluation of clinical performance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 115(6), 667-674.
67. Banks, P., Macfarlane, T. V. (2007). Bonded versus banded first molar attachments: a randomized controlled clinical trial. *Journal of Orthodontics*, 34(2), 128-136.

68. Millett, D. T., Mandall, N. A., Mattick, R. C., Hickman, J., Glenny, A. M. (2017). Adhesives for bonded molar tubes during fixed brace treatment. *Cochrane Database of Systematic Reviews*(2).
69. Roldán, S. I., Restrepo, L. G., Isaza, J. F., Vélez, L. G., Buschang, P. H. (2016). Are maximum bite forces of subjects 7 to 17 years of age related to malocclusion? *The Angle Orthodontist*, 86(3), 456-461.
70. Ngan, P., Wilson, S., Shanfeld, J., Amini, H. (1994). The effect of ibuprofen on the level of discomfort inpatients undergoing orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 106(1), 88-95.
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. Theodorakopoulou, L. P., Sadowsky, P. L., Jacobson, A., Lacefield Jr, W. (2004). Evaluation of the debonding characteristics of 2 ceramic brackets: an in vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(3), 329-336.
73. Sinha, P. K., Rohrer, M. D., Nanda, R. S., Brickman, C. D. (1995). Interlayer formation and its effect on debonding polycrystalline alumina orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108(5), 455-463.
74. Liu, J.-K., Chung, C.-H., Chang, C.-Y., Shieh, D.-B. (2005). Bond strength and debonding characteristics of a new ceramic bracket. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 128(6), 761-765.
75. Sheridan, J. J., Brawley, G., Hastings, J. (1986). Electrothermal debracketing Part I. An in vitro study. *American journal of orthodontics*, 89(1), 21-27.
76. Bishara, S. E., Trulove, T. S. (1990). Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: An in vitro study: Part II. Findings and clinical implications. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(3), 263-273.
77. Arıcı, S., Türk, T., Özer, M. (1999). Metal braketlerde klasik ve elektrotermal debonding yöntemlerinin karşılaştırılması: Bir in vivo çalışma. *Türk Orto Derg*, 12(1), 36-40.
78. Sheridan, J. J., Brawley, G., Hastings, J. (1986). Electrothermal debracketing Part II. An in vivo study. *American journal of orthodontics*, 89(2), 141-145.
79. Rueggeberg, F. A., Lockwood, P. (1990). Thermal debracketing of orthodontic resins. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 98(1), 56-65.
80. Jost-Brinkmann, P.-G., Stein, H., Miethke, R.-R., Nakata, M. (1992). Histologic investigation of the human pulp after thermodebonding of metal and ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 102(5), 410-417.

81. Diaz-Arnold, A., Schneider, R., Aquilino, S. (1989). Bond strengths of intraoral porcelain repair materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 61(3), 305-309.
82. Boyer, D. B., Engelhardt, G., Bishara, S. E. (1995). Debonding orthodontic ceramic brackets by ultrasonic instrumentation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108(3), 262-266.
83. Strobl, K., Bahns, T. L., Wiliham, L., Bishara, S. E., Stwalley, W. (1992). Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 101(2), 152-158.
84. Eliades, T., Johnston, W. M., Eliades, G. (1995). Direct light transmittance through ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 107(1), 11-19.
85. Azzeah, E., Feldon, P. J. (2003). Laser debonding of ceramic brackets: a comprehensive review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(1), 79-83.
86. Obata, A., Tsumura, T., Niwa, K., Ashizawa, Y., Deguchi, T., Ito, M. (1999). Super pulse CO2 laser for bracket bonding and debonding. *The European Journal of Orthodontics*, 21(2), 193-198.
87. Arima, S., Namura, Y., Tamura, T., Shimizu, N. (2018). Easy debonding of ceramic brackets bonded with a light-cured orthodontic adhesive containing microcapsules with a CO2 laser. *Photomedicine and Laser Surgery*, 36(3), 162-168.
88. Rossouw, P. E. (2010). *A historical overview of the development of the acid-etch bonding system in orthodontics*. Seminars in orthodontics, (Vol. 16, No. 1, pp. 2-23).
89. Powers, J. M., Kim, H. B., Turner, D. S. (1997). *Orthodontic adhesives and bond strengthtesting*. Seminars in orthodontics, (Vol. 3, No. 3, pp. 147-156).
90. Bowen, R. L. and Rodriguez, M. S. . (1962). Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials *The Journal of the American Dental Association*, 64(3), 378-387.
91. Bishara, S. E., Fonseca, J. M., Fehr, D. E., Boyer, D. B. (1994). Debonding forces applied to ceramic brackets simulating clinical conditions. *The Angle Orthodontist*, 64(4), 277-282.
92. Bishara, S. E., Ortho, D., Fehr, D. E. (1993). Comparisons of the effectiveness of pliers with narrow and wide blades in debonding ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 103(3), 253-257.
93. Arici, S., Minors, C. (2000). The force levels required to mechanically debond ceramic brackets: an in vitro comparative study. *The European Journal of Orthodontics*, 22(3), 327-334.
94. Rossouw, P. E., Terblanche, E. (1995). Use of finite element analysis in assessing stress distribution during debonding. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 29(11), 713-717.

95. Campbell, P. M. (1995). Enamel surfaces after orthodontic bracket debonding. *The Angle Orthodontist*, 65(2), 103-110.
96. Rouleau Jr, B. D., Marshall Jr, G. W., Cooley, R. O. (1982). Enamel surface evaluations after clinical treatment and removal of orthodontic brackets. *American journal of orthodontics*, 81(5), 423-426.
97. Retief, D., Denys, F. (1979). Finishing of enamel surfaces after debonding of orthodontic attachments. *The Angle Orthodontist*, 49(1), 1-10.
98. Zachrisson, B. U., Årthun, J. (1979). Enamel surface appearance after various debonding techniques. *American journal of orthodontics*, 75(2), 121-137.
99. Uysal, T., Eldeniz, A. U., Usumez, S., Usumez, A. (2005). Thermal changes in the pulp chamber during different adhesive clean-up procedures. *The Angle Orthodontist*, 75(2), 220-225.
100. Smith, S., Walsh, L., Taverne, A. (1999). Removal of orthodontic bonding resin residues by CO2 laser radiation: surface effects. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 17(1), 13-18.
101. Thomas, B. W., Hook, C. R., Draughn, R. A. (1996). Laser-aided degradation of composite resin. *The Angle Orthodontist*, 66(4), 281-286.
102. Kim, S.-S., Park, W.-K., Son, W.-S., Ahn, H.-S., Ro, J.-H., Kim, Y.-D. (2007). Enamel surface evaluation after removal of orthodontic composite remnants by intraoral sandblasting: a 3-dimensional surface profilometry study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132(1), 71-76.
103. Krell, K. V., Courey, J. M., Bishara, S. E. (1993). Orthodontic bracket removal using conventional and ultrasonic debonding techniques, enamel loss, and time requirements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 103(3), 258-266.
104. Heymann, H. O., Swift, E. J., Ritter, A. V. (2012). *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
105. Staines, M., Robinson, W., Hood, J. (1981). Spherical indentation of tooth enamel. *Journal of materials science*, 16, 2551-2556.
106. Dilber, E. (2012). *Farklı yüzey işlemlerinin mine ve dentinin mineral içeriğine ve bağlantısına olan etkisi*. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, 14-18.
107. Öztürk, A., Aykent, F. (2001). Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 4(2), 128-131.
108. Sugsompian, K., Tansalarak, R., Piyapattamin, T. (2020). Comparison of the enamel surface roughness from different polishing methods: scanning electron microscopy

- and atomic force microscopy investigation. *European Journal of Dentistry*, 14(02), 299-305.
109. Loyola-Rodriguez, J. P., Zavala-Alonso, V., Reyes-Vela, E., Patino-Marin, N., Ruiz, F., Anusavice, K. J. (2010). Atomic force microscopy observation of the enamel roughness and depth profile after phosphoric acid etching. *Journal of electron microscopy*, 59(2), 119-125.
 110. Cesur, E., Arslan, C., Orhan, A. I., Bilecenoğlu, B., Orhan, K. (2022). Effect of different resin removal methods on enamel after metal and ceramic bracket debonding: an in vitro micro-computed tomography study. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 83(3), 157-171.
 111. Saghiri, M. A., Asgar, K., Lotfi, M., Karamifar, K., Saghiri, A. M., Neelakantan, P., Gutmann, J. L., Sheibaninia, A. (2012). Back-scattered and secondary electron images of scanning electron microscopy in dentistry: a new method for surface analysis. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70(6), 603-609.
 112. Jefferies, S. R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42(4), 613-627.
 113. Uctasli, M., Arisu, H. D., Omurlu, H., Eliguzeloglu, E., Ozcan, S., Ergun, G. (2007). The effect of different finishing and polishing systems on the surface roughness of different composite restorative materials. *J Contemp Dent Pract*, 8(2), 89-96.
 114. Ioannidis, A., Papageorgiou, S. N., Sifakakis, I., Zinelis, S., Eliades, G., Eliades, T. (2018). Orthodontic bonding and debonding induces structural changes but does not alter the mechanical properties of enamel. *Progress in orthodontics*, 19(1), 12.
 115. Graber L , V. R., Vig K. (2012). Orthodontics Current principles and Techniques. *5th edition, Elsevier.*, 749-750.
 116. Tecco, S., Tetè, S., D'attilio, M., Festa, F. (2008). Enamel surface after debracketing of orthodontic brackets bonded with flowable orthodontic composite. A comparison with a traditional orthodontic composite resin. *Minerva stomatologica*, 57(3), 81-94.
 117. Redd, T., Shivapuja, P. (1991). Debonding ceramic brackets: effects on enamel. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 25(8), 475.
 118. 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.
 119. W., P. (1993). Contemporary fixed appliances. *Contemporary Orthodontics. St Louis: The CV Mosby Company*, 342-373.
 120. Arhun, N., Arman, A. (2007). *Effects of orthodontic mechanics on tooth enamel: a review*. Seminars in Orthodontics.
 121. ML, S. (1988). Ceramic brackets. *Journal of Clinical Orthodontics*, 2(22), 82-88.

122. Mheissen, S., Seehra, J., Khan, H., Pandis, N. (2022). Do sample size calculations in longitudinal orthodontic trials use the advantages of this study design? A meta-epidemiological study. *The Angle Orthodontist*, 92(3), 402-408.
123. Cacciafesta, V., Sfondrini, M. F., Calvi, D., Scribante, A. (2005). Effect of fluoride application on shear bond strength of brackets bonded with a resin-modified glass-ionomer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127(5), 580-583.
124. 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.
125. Jena, A. K., Duggal, R., Mehrotra, A. (2007). Physical properties and clinical characteristics of ceramic brackets: a comprehensive review. *Trends Biomater Artif Organs*, 20(2), 101-115.
126. Gwinnett, A. J. (1988). A comparison of shear bond strengths of metal and ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 93(4), 346-348.
127. Ciocan, D. I., Stanciu, D., Popescu, M. A., Miculescu, F., Plotog, I., Vărzaru, G., Ciocan, L. T. (2014). Electron microscopy analysis of different orthodontic brackets and their adhesion to the tooth enamel. *Rom J Morphol Embryol*, 55(2 Suppl), 591-596.
128. Yan, J., Cao, L., Luo, T., Hua, F., He, H. (2024). In vitro evaluation of an easy-to-remove orthodontic adhesive with photochromic property. *The Angle Orthodontist*, 94(2), 200-206.
129. 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.
130. Olsen, M., Bishara, S., Boyer, D., Jakobsen, J. (1994). *Effect of varying etching time on the bond strength of ceramic brackets*. Journal of dental research.
131. Mirhashemi, A. H., Hosseini, M. H., Chiniforush, N., Soudi, A., Moradi, M. (2018). Shear bond strength of rebonded ceramic brackets using four different methods of adhesive removal. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 15(1), 54.
132. Ballard, R. W., Yu, Q., Xu, X., Armbruster, P. C., Larsen, T. C., Coreil, M. N. (2021). Comparison of tensile bond strength of new and rebonded Symetri Clear™ ceramic brackets with Transbond™ XT or BluGloo™, with or without surface treatment: An in vitro study. *International Orthodontics*, 19(2), 252-258.
133. Kachoei, M., Mohammadi, A., Moghaddam, M. E., Rikhtegaran, S., Pourghaznein, M., Shirazi, S. (2016). Comparison of multiple rebond shear strengths of debonded brackets after preparation with sandblasting and CO2 laser. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*, 10(3), 148.

134. Reynolds, I. (1975). A review of direct orthodontic bonding. *British Journal of Orthodontics*, 2(3), 171-178.
135. Mizrahi, E., Smith, D. (1971). Direct attachment of orthodontic brackets to dental enamel a preliminary clinical report. *Oral health*, 61(12), 11-14.
136. Retief, D. (1974). Failure at the dental adhesive—etched enamel interface. *Journal of oral rehabilitation*, 1(3), 265-284.
137. 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.
138. Rodríguez-Chávez, J. A., Arenas-Alatorre, J., Belio-Reyes, I. A. (2017). Comparative study of dental enamel loss after debonding braces by analytical scanning electron microscopy (SEM). *Microscopy Research and Technique*, 80(7), 680-686.
139. Zarrinnia, K., Eid, N., Kehoe, M. (1995). The effect of different debonding techniques on the enamel surface: an in vitro qualitative study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 108(3), 284-293.
140. Zachrisson, B. U. (1977). A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *American journal of orthodontics*, 71(2), 173-189.
141. Eminkahyagil, N., Arman, A., Çetinşahin, A., Karabulut, E. (2006). Effect of resin-removal methods on enamel and shear bond strength of rebonded brackets. *The Angle Orthodontist*, 76(2), 314-321.
142. Shah, P., Sharma, P., Goje, S. K., Kanzariya, N., Parikh, M. (2019). Comparative evaluation of enamel surface roughness after debonding using four finishing and polishing systems for residual resin removal—an in vitro study. *Progress in Orthodontics*, 20(1), 1-10.
143. Atabek, D., Ekçi, E. S., Bani, M., Öztaş, N. (2016). Farklı polisaj sistemlerinin kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğüne etkisi. *Acta Odontologica Turcica*, 33(2), 69-74.
144. Khatria, H., Mangla, R., Garg, H., Gambhir, R. S. (2016). Evaluation of enamel surface after orthodontic debonding and cleanup using different procedures: An in vitro study. *Journal of Dental Research and Review*, 3(3), 88.
145. Almeida, H., Vedovello Filho, M., Vedovello, S., Young, A., Ramirez-Yanez, G. (2009). ER: YAG laser for composite removal after bracket debonding: a qualitative SEM analysis. *IJO*, 20(1).
146. Bosco, E., Potrubacz, M. I., Arrizza, L., Chimenti, C., Tepedino, M. (2020). Enamel preservation during composite removal after orthodontic debonding comparing hydroabrasion with rotary instruments. *Dental Materials Journal*, 39(3), 367-374.
147. 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.

148. Ireland, A., Hosein, I., Sherriff, M. (2005). Enamel loss at bond-up, debond and clean-up following the use of a conventional light-cured composite and a resin-modified glass polyalkenoate cement. *The European Journal of Orthodontics*, 27(4), 413-419.
149. Yap, A. U., Yap, S., Teo, C., Ng, J. (2004). Finishing/polishing of composite and compomer restoratives: effectiveness of one-step systems. *Operative Dentistry-University of Washington-*, 29, 275-279.
150. St-Georges, A. J., Bolla, M., Fortin, D., Muller-Bolla, M., Thompson, J. Y., Stamatiades, P. J. (2005). Surface finish produced on three resin composites by new polishing systems. *Operative Dentistry-University of Washington-*, 30(5), 593.
151. Janiszewska-Olszowska, J., Szatkiewicz, T., Tomkowski, R., Tandecka, K., Grocholewicz, K. (2014). Effect of orthodontic debonding and adhesive removal on the enamel—current knowledge and future perspectives—a systematic review. *Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research*, 20, 1991.
152. Schuler, F. S., van Waes, H. (2003). SEM-evaluation of enamel surfaces after removal of fixed orthodontic appliances. *American Journal of Dentistry*, 16(6), 390-394.
153. Bonetti, G. A., Zanarini, M., Parenti, S. I., Lattuca, M., Marchionni, S., Gatto, M. R. (2011). Evaluation of enamel surfaces after bracket debonding: an in-vivo study with scanning electron microscopy. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140(5), 696-702.
154. Robaski, A.-W., Pamato, S., Tomás-de Oliveira, M., Pereira, J.-R. (2017). Effect of saliva contamination on cementation of orthodontic brackets using different adhesive systems. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 9(7), e919.
155. 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.

EKLER

EK-1. Etik Kurul İzni

Evrak Tarih ve Sayısı: 11.04.2022-E.334/51	
	
T.C. GAZİ ÜNİVERSİTESİ Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu	
Sayı : E-21071282-050.99-334751	11.04.2022
Konu : Prof. Dr. M. Çağrı ULUSOY	
Sayın Prof. Dr. M. Çağrı ULUSOY Ortodonti Anabilim Dalı Başkanlığına	
Fakültemiz Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna, etik açıdan değerlendirilmek üzere gönderilen "Seramik Ortodontik Molar Tüplerin Diş Yüzeyinden Ayrılmasından Sonra Diş Üzerinde Kalan Artık Adevinin Uzaklaştırılmasında Kullanılan Farklı Yöntemlerin Etkinliklerinin Karşılaştırılması" 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 Enes ODABAŞ Kurul Başkanı	
Ek:Klinik Araştırmalar Etik Kurul Karar Formu (3 Sayfa)/Elden Teslim Edilecektir.	
Belge Doğrulama Kodu :BSL0A4EP33	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 : dhi@bilisim@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 "Seramik Ortodontik Molar Tüplerin Diş Yüzeyinden Ayrılmasından Sonra Diş Üzerinde Kalan Artık Adevinin Uzaklaştırılmasında Kullanılan Farklı Yöntemlerin Etkinliklerinin Karşılaştırılması" 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. Zeynep ATMACA		
	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 Başk

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 izni

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Prof. Dr. M. Çağrı ULUSOY tarafından gönderilen "Seramik Ortodontik Molar Tüplerin Diş Yüzeyinden Ayrılmasından Sonra Diş Üzerinde Kalan Artık Adevizin Uzaklaştırılmasında Kullanılan Farklı Yöntemlerin Etkinliklerinin Karşılaştırılması" konulu çalışmanın kabulüne,
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	31.03.2022	Versiyon 1	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	31.03.2022	Versiyon 1	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	31.03.2022	Versiyon 1	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı			Açıklama
	SIGORTA	☐		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☒	31.03.2022 - Versiyon 1	
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐		
	İLAN	☐		
	YILLIK BİLDİRİM	☐		
	SONUÇ RAPORU	☐		
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐		
	DİĞER:	☐		
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: GÜDHKAEK. 2022.07/3	Tarih: 07.04.2022		
	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. Burek 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 izni

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Prof. Dr. M. Çağrı ULUSOY tarafından gönderilen "Seramik Ortodontik Molar Tüplerin Diş Yüzeyinden Ayrılmasından Sonra Diş Üzerinde Kalan Artık Adevizin Uzaklaştırılmasında Kullanılan Farklı Yöntemlerin Etkinliklerinin Karşılaştırılması" 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 Aslı 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 ODABAŞ

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 d) = 0.8
- > Testin gücü ($1-\beta$) = 0.80 alınmıştır.

Bu şekilde verilere dayanarak her grupta 26 denek olmak üzere toplam 52 denek ile çalışılması planlanmıştır.

SONUÇLAR

t tests - Means: Difference between two independent means (two groups)

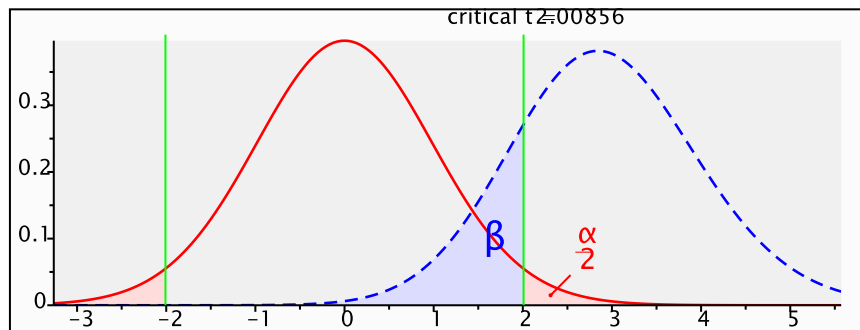
Analysis: A priori: Compute required sample size

Input:

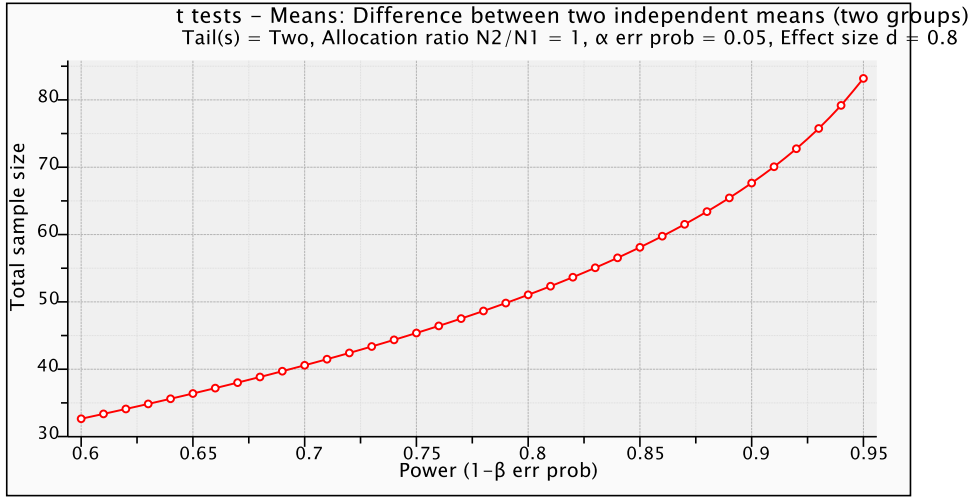
Tail(s)	= Two
Effect size d	= 0.8
α err prob	= 0.05
Power ($1-\beta$ err prob)	= 0.8
Allocation ratio N2/N1	= 1

Output:

Noncentrality parameter δ	= 2.8844410
Critical t	= 2.0085591
Df	= 50
Sample size group 1	= 26
Sample size group 2	= 26
Total sample size	= 52



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 t testi, normal dağılım göstermeyen değişkenler için ise parametrik olmayan yöntemlerden Mann-Whitney U 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
12/08/2023

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ATMACA, Zeynep
Uyruğu : T.C.

Eğitim Derecesi	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi / Ortodonti Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Yüksek Lisans	İstanbul Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2017
Lise	Bornova Anadolu Lisesi	2011

İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
-	-	-

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. Atmaca, Z., Ulusoy, M., and Ulusoy, C. (2022). Evaluation of Different Adhesive Resin Removal Methods after Debonding Ceramic Orthodontic Molar Tubes: A Scanning Electron Microscope Study. Scanning, 2022.

Poster Sunumları

1. Barın B., Atmaca Z., Kale Varlık S. Yetişkin Hastada Ön Açık Kapanışın Minividalar ve Zigoma Plaklarıyla Tedavisinin Uzun Dönem Takibi: Vaka Raporu. 17. Türk Ortodonti Derneği Uluslararası Sanal Sempozyumu, 28-29 Kasım 2021, Türkiye.
2. Atmaca Z., Altan Öncel N., Ulusoy MÇ. Seramik Ortodontik Molar Tüplerin Makaslama Bağlanma Dayanım Kuvvetlerinin ve Kopma Sonrasında Diş Yüzeyinde Kalan Artık Adezinin Değerlendirilmesi, 18. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi 16-20 Kasım 2022, Antalya, Türkiye.

Katıldığı Kurslar ve Sertifikalar

1. Ortodontistin Seyir Defteri, Orto Akademi, 21 Haziran 2020, İstanbul, Türkiye.
2. Metamorfoz: Ortognatik Cerrahi Kursu. Orto Akademi 18-19 Eylül 2021, İstanbul, Türkiye.

3. 17. Türk Ortodonti Derneği Uluslararası Sanal Sempozyumu, 28-29 Kasım 2021, Türkiye.
4. Senfoni: Temporomandibular Eklem Kursu, Orto Akademi, 4-5 Haziran 2022, İstanbul, Türkiye.
5. 18. Uluslararası Türk Ortodonti Derneği Kongresi 16-20 Kasım 2022, Antalya, Türkiye.
6. TME Stabilitésine Bağlı Oklüzyonun Kurulması, DoubleCheck Akademi, 17 Eylül 2022, Ankara Türkiye.
7. İnvisaling Sertifikasyon Kursu, Align Technology, Şubat 2023.
8. TME Disfonksiyonu ile Omurga İlişkisine Bütüncül Bakış Açısı, DoubleCheck Akademi, 25 Şubat 2023.
9. Matthias Peper Dijital Planlama Kursu, DoubleCheck Akademi 4 Haziran 2023, İstanbul, Türkiye.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..