



T.C.

CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY DEĞİŞİKLİĞİ UYGULAMALARIYLA
METAL VE SERAMİK BRAKETLERİN FARKLI PROTETİK
RESTORASYON YÜZEYLERİNE BAĞLANMA DAYANIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Ömer Faruk UÇAR

UZMANLIK TEZİ

Olarak Hazırlanmıştır

SİVAS

2017



T.C.

CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY DEĞİŞİKLİĞİ UYGULAMALARIYLA
METAL VE SERAMİK BRAKETLERİN FARKLI PROTETİK
RESTORASYON YÜZEYLERİNE BAĞLANMA DAYANIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Ömer Faruk UÇAR

UZMANLIK TEZİ

Olarak Hazırlanmıştır

PROF. DR. CENK DORUK

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SİVAS

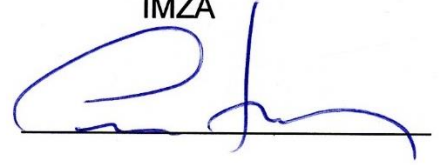
2017

“Farklı Yüzey Değişikliği Uygulamalarıyla Metal ve Seramik Braketlerin Farklı Protetik Restorasyon Yüzeylerine Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi” adlı **Uzmanlık Tezi**, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Ortodonti Anabilim Dalı'nda uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

AD SOYAD

İMZA

Başkan Prof. Dr. Cenk DORUK



Üye Yrd. Doç. Dr. Berza YILMAZ



Üye Yrd. Doç. Dr. Nisa GÜL AMUK



ONAY

Bu tez çalışması, 18/09/2017 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANI



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi birikimini ve tecrübelerini benimle paylaşan, desteğini, anlayışını ve hoşgörüsünü her zaman hissettiğim Sayın Prof. Dr. Cenk DORUK'a,

Çalışmamın istatistiksel değerlendirmesinde katkısı olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR ve Yrd. Doç. Dr. Esra GÜLTÜRK'e,

Tez çalışmamda kullanmış olduğum taramalı elektron mikroskobu ile ilgili yardımlarından dolayı Sayın Doç. Dr. Ali ÖZER'e,

Uzmanlık eğitimim süresince bana destek veren sevgili asistan arkadaşım Dt. Abdurahman KÜÇÜKÖNDER nezdinde bütün asistan arkadaşlarıma,

Bu tezi yazmamda büyük katkısı olan ve hiçbir zaman desteğini esirgemeyen biricik eşim Dt. Selin Ümmü ÖZSOY UÇAR ve değerli ailesine,

Bugünlere gelmemde büyük fedakarlıklar gösteren ve her zaman desteğini hissettiğim başta babam ve annem olmak üzere tüm aileme,

Destekleri, yardımları ve hoş sohbetleri için tüm fakülte ve bölüm personeline,

Çalışmamı destekleyen Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı(CÜBAP) 'na,

içtenlikle teşekkür ederim.

ÖZET

**Farklı Yüzey Değişikliği Uygulamalarıyla Metal ve Seramik Braketlerin
Farklı Protetik Restorasyon Yüzeylerine Bağlanma Dayanımının
Değerlendirilmesi
Ömer Faruk UÇAR
Uzmanlık Tezi
Ortodonti Anabilim Dalı
Sivas 2017,**

Çalışmamızın amacı ağız içi restorasyonlarda kullanılan farklı protetik restorasyon (Monolitik Zirkon ve Empress 2) yüzeylerine metal ve seramik braketlerin farklı yüzey değişikliği işlemleri ile bağlanma dayanımını tespit etmek ve karşılaştırmaktır.

Çalışmamız CAD/CAM teknolojisi ile oluşturulan 56 adet Monolitik Zirkon ve 56 adet Empress 2 olmak üzere toplam 112 örnek üzerinde yürütülmüştür. Örnekler Kuşlama, Kuşlama-Hidroflorik Asit (HF), Kuşlama-Hidroflorik Asit (HF)-Silan, Silika Kaplama-Silan şeklinde dört temel yüzey değiştirme işlemine göre gruplanmıştır. Her bir yüzey değiştirme işlemi için 7 adet örnek materyal kullanılmıştır. 56 adet monolitik zirkon örneğin yarısına metal braket, yarısına seramik braket; 56 adet Empress 2 örneğin yarısına metal braket ve diğer yarısına da seramik braket uygulanarak gruplar oluşturulmuştur. Örnekler 37°C suda 24 saat bekletilip, 5°C ile 55°C arasında 500 kez termal siklus uygulandıktan sonra, bağlanma dayanımı testleri uygulanmıştır.

Her iki protetik materyal grubunda da en düşük bağlanma değeri sadece kuşlama yapılan örneklerde kaydedilmiştir. En yüksek bağlanma değerlerinin silika kaplama ile olduğu, HF uygulanmış yüzeylerde de yeterli bağlanma sağlandığı görülmüştür.

Sonuçta Monolitik Zirkon materyaline de çalışma sırasında yüzey değiştirme işlemi uygulanarak iyi bir bağlanma sağlanabilmektedir. Silika kaplama diğer tekniklerin yerini alabilecek potansiyele sahiptir. Ancak

Monolitik Zirkon ve Empress 2 materyalleri üzerinde kırılma olabileceğinden braket çıkarılması sırasında dikkatli olunmalıdır.

Anahtar Sözcükler: Monolitik Zirkon, Empress 2, HF, braket, bağlanma dayanımı



ABSTRACT**Shear Bond Strength of Metal and Ceramic Brackets to Different
Prosthetic Restoration Surfaces with Different Surface Modification
Applications****Ömer Faruk UÇAR****Expertise Thesis****Department of Orthodontics****Sivas 2017,**

The aim of this study is to determine and compare the bonding strength of metal and ceramic brackets to different prosthetic restorations (Monolithic Zircon and Empress 2) surfaces used as fixed prosthesis with different surface modification procedures.

Our study was applied on a total of 112 samples consisting of 56 Monolithic Zircons and 56 Empress 2 created by CAD / CAM technology. The samples are grouped according to four basic surface modification processes: Sandblasting, Sanding-Hydrofluoric Acid (HF), Sanding-Hydrofluoric Acid (HF) -Silane, Silica Coating-Silane. Seven sample materials were used for each surface modification process. Groups are formed by applying metal brackets to the half and ceramic brackets to the other half on 56 Empress 2 samples, applying metal brackets to the half and ceramic brackets to the other half on 56 monolithic zirconia samples. The samples were allowed to stand for 24 hours in water at 37 ° C and subjected to thermal cycling between 5 ° C and 55 ° C for 500 times, after which shear bond strength tests were performed.

In both groups of prosthetic materials, the lowest bond strength was recorded only in sandblasting specimens. It was found that the highest bonding values were due to silica coating, HF applied surfaces provided sufficient bond strength.

As a result, Monolithic Zircon material is subjected to surface modification during the operation and suitable bond strength can be achieved. Silica coating has the potential of replacing the other techniques.

However, to be careful during the removing brackets because of there may be breaks on Monolithic Zircon and Empress 2 materials.

Key Words: Monolithic Zircon, Empress 2, HF, bracket, shear bond strength



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	viii
KISALTMALAR / SİMGELER.....	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
TABLolar DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	6
2.1 Braketin Yapıştırılması	7
2.1.1 Yüzeyin Temizlenmesi, Tükürük ve Nem Kontrolü.....	7
2.1.2 Asit Uygulanması	8
2.1.3 Sealant-Primer Uygulanması	8
2.1.4 Yapıştırma İşlemi	10
2.2 Yapıştırıcı Çeşitleri	11
2.2.1 Aktivasyon Şekline Göre Yapıştırıcılar	11
2.2.2 İçeriklerine Göre Yapıştırıcılar.....	13
2.3 Işık Kaynakları.....	15
2.3.1 Geleneksel ve Halojen Işık Kaynakları.....	15
2.3.2 Plazma Ark Işık Kaynakları	15
2.3.3 Argon Lazerler	16
2.3.4 LED (Light-Emitting Diodes) Işık Kaynakları	16
2.4 Braket Tipleri	17

2.4.1 Metal Braketler	17
2.4.2 Seramik Braketler	18
2.4.3 Kompozit (Plastik) Braketler	19
2.5 Farklı Restorasyonlara Braketin Yapıştırılması	19
2.5.1 Amalgam Üzerine Yapıştırma	19
2.5.2 Kompozit Üzerine Yapıştırma	20
2.5.3 Porselen Üzerine Yapıştırma	21
2.6 Seramik Yapısı ve Çeşitleri	23
2.6.1 Cam Seramikler (Silika Bazlı)	24
2.6.2 Alümina Esaslı Seramikler	25
2.6.3 Zirkonyum Esaslı Seramikler	26
3. GEREÇ VE YÖNTEM	29
3.1 Örneklerin oluşturulması	29
3.2 Yüzey Değiştirme İşlemleri.....	30
3.2.1 Kuşlama.....	31
3.2.2 Hidroflorik Asit Uygulama.....	31
3.2.3 Silan Uygulanması	32
3.2.4 Silika Kaplama	32
3.3 Braketlerin Yapıştırılması	33
3.4 Termal Siklus	34
3.5 Bağlanma Dayanımı (Shear Bond Strength) Testi	35
3.6 Yüzeylerin İncelenmesi	36
3.7 Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) Çalışması	37
3.8 İstatiksel Analiz	37
4. BULGULAR.....	38

4.1 Monolitik Zirkon Üzerine Yapıştırılan Metal Braketlerin Bağlanma Değerleri	38
4.2 Monolitik Zirkon Üzerine Yapıştırılan Seramik Braketlerin Bağlanma Değerleri	39
4.3 Empress 2 Üzerine Yapıştırılan Metal Braketlerin Bağlanma Değerleri	40
4.4 Empress 2 Üzerine Yapıştırılan Seramik Braketlerin Bağlanma Değerleri	42
4.5 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntüleri	45
5. TARTIŞMA	48
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	53
7. KAYNAKLAR	54
8.EKLER	70
EK-1. Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı Kurul Kararı	70
9.ÖZGEÇMİŞ	73

KISALTMALAR / SİMGELER

A	: Alan
APF	: Asidüle Fosfat Floride
ARI	: Adhesive Remnant Index
BİS-GMA	: Bisglisidilmetakrilat
cm³	: Santimetreküp
dk	: Dakika
F	: Kuvvet
HEMA	: Hidroksi Etil Metakrilat
HF	: Hidroflorik asit
kg	: Kilogram
gr	: Gram
gf	: Gram Kuvvet
kgf	: Kilogram Kuvvet
LED	: Light Emission Diode
MPa	: Mega Paskal
m	: Metre
mm	: Milimetre
nm	: Nanometre
mm²	: Milimetre kare
N	: Newton
sn	: Saniye
P	: Paskal
POM	: Asetal Polimer Polioksimetilen
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskopu
TEGDMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
UV	: Ultraviyole
Zr	: Zirkonyum
°C	: Santigrat Derece
%	: Yüzde

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1 CAD/CAM teknolojisi ile hazırlanmış Monolitik Zirkon örnek	29
Şekil 3.2 CAD/CAM teknolojisi ile hazırlanmış Empress 2 örnek	30
Şekil 3.3 Ağız içi kumlama cihazı	31
Şekil 3.4 Hidroflorik asit.....	31
Şekil 3.5 Silan	32
Şekil 3.6 Silika tozu (SiO _x kumu) ve CoJet kumlama cihazı	32
Şekil 3.7 Transbond primer adeziv ve kompozit.....	33
Şekil 3.8 Çalışmada kullanılan LED ışık kaynağı (Valo)	34
Şekil 3.9 Çalışmada kullanılan metal ve seramik braketler	34
Şekil 3.10 Termal siklus cihazı (Gökçeler Makina, Türkiye).....	35
Şekil 3.11 Instron Test Cihazı (Lloyd LF Plus, İngiltere)	36
Şekil 3.12 Taramalı elektron mikroskobu (Tescan, MIRA3)	37
Şekil 4.1 Kumlama yapılmış Monolitik zirkon yüzeyi SEM görüntüsü	46
Şekil 4.2 Hidroflorik asit uygulanmış Monolitik Zirkon yüzeyi SEM görüntüsü	46
Şekil 4.3 Silika kaplanmış Monolitik Zirkon yüzeyi SEM görüntüsü.....	46
Şekil 4.4 Kumlama yapılmış Empress 2 yüzeyi SEM görüntüsü	47
Şekil 4.5 Hidroflorik asit uygulanmış Empress 2 yüzeyi SEM görüntüsü	47
Şekil 4.6 Silika kaplanmış Empress 2 yüzeyi SEM görüntüsü.....	47

TABLULAR DİZİNİ

Tablo 3.1 Örnek yüzeylerinde uygulanan yüzey değiştirme işlemleri.....	30
Tablo 4.1 Monolitik zirkon üzerine yapıştırılan metal braketlerin bağlanma dayanımı değerleri	38
Tablo 4.2 Metal braket yapıştırılmış Monolitik Zirkon-ARI Skorları.....	39
Tablo 4.3 Monolitik zirkon üzerine yapıştırılan seramik braketlerin bağlanma dayanımı değerleri	39
Tablo 4.4 Seramik braket yapıştırılmış Monolitik Zirkon-ARI Skorları	40
Tablo 4.5 Empress 2 üzerine yapıştırılan metal braketlerin bağlanma dayanımı değerleri.....	41
Tablo 4.6 Metal braket yapıştırılmış Empress 2 -ARI Skorları.....	41
Tablo 4.7 Empress 2 üzerine yapıştırılan seramik braketlerin bağlanma dayanımı değerleri	42
Tablo 4.8 Seramik braket yapıştırılmış Empress 2 -ARI Skorları	43
Tablo 4.9 istatistiksel olarak grupların karşılaştırılması	44

1. GİRİŞ

Ortodontide sabit tedavilerin temelini dişlerin üzerine yapıştırılan braketler ve bunların içinden geçen teller oluşturmaktadır. Üst ve alt dişlerin dental arklar üzerinde düzgün sıralanabilmesi farklı sabit ortodontik parçalarla sağlanmaktadır. Eskiden metal braketlerin diş üzerinde durması için bantlardan yararlanılmaktaydı. Günümüzde braketler doğrudan diş üzerine uygulanabilmektedir (1).

Daha iyi bir oral hijyen, iyi bir estetik görünüm, minede dekalsifikasyon oluşumu riskinde azalma ve daha rahat uygulanabilme gibi avantajları olan ortodontik braketlerin direkt yapıştırılması yöntemi sayesinde bant kullanımı gereksinimi azalmıştır (2).

Yapılış materyali, kanat tasarımları, taban özellikleri, boyutları, yüzey özellikleri ve oluk açıları birbirinden farklı çok sayıda braket mevcuttur. Ortodonti de metal ve seramik olmak üzere iki tip braket kullanımı yaygındır. Metal braketler dayanıklılık ve sürtünme özellikleri açısından uzun yıllardır kullanılmaktadırlar. Metal braketlerin üretiminde kullanılan materyaller büyük oranda ostenitik tipte paslanmaz çelik alaşımlardır. Bunlar %8-12 nikel ve %17-22 krom içermektedirler (3, 4).

Estetik kaygıların ve teknolojiadaki gelişimin günden güne artması, daha estetik ve teknik performansı yeterli materyaller arayışına geçilmesine sebep olmuştur. Bu anlamda seramik braketlerin üretimi gündeme gelmiştir. Metal braketlere göre seramik braketlerin çok daha estetik olmaları hastaların kaygılarını düşürmüştür. 1986 yılında gündeme gelmesinden bu yana oldukça geliştirilerek çeşitli tipleri üretilmiş ve günümüzde daha da yaygınlaşmışlardır (5).

Laminate veya kron gibi porselen restorasyonlara braketlerin yapıştırılması özellikle erişkin ortodontisinde problem olarak karşımıza çıkmaktadır. Günümüzde birçok hasta ve hekim doğal dişlere en yakın görünümü veren tam seramik restorasyonları tercih etmektedir. Tam seramik

restorasyonlarda da zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş restorasyonlar, oksit seramikler içerisinde önemli bir yer tutmaktadır. Zirkonyum oksitler yüksek dayanıklılık özelliklerinden dolayı ideal bir dental materyal olarak kabul edilmektedirler (5, 6).

Zirkonyum, sembolü Zr olan kimyasal bir elementtir. Atom numarası 40, atomik ağırlığı 91.22, değerleri +2, +3 veya +4'tür. Yoğunluğu 6,49 g/cm³ olup, oda sıcaklığında gümüş beyazı renge bulur. Zirkonyum sıcaklığa ve korozyona karşı çok dirençlidir. Birçok farklı bileşik oluşturabilir. Bunlar zirkonat (ZrO₃), zirkonil tuzu (ZrO₂) ve en önemli bileşiği ise zirkonyum oksit (ZrO₂). Zirkonyumun elektron yapısı metallere benzer, paslanmaz çelik gibi kuvvetlidir. Saflığı mekanik özelliklerini artırmaktadır. Zirkonyum reaktif bir metal olduğu için, hava veya solüsyon ile temas ettiğinde yüzeyinde hemen oksit tabakası oluşur. Oluşan oksit tabaka zirkonyumun korozyona karşı dirençli olmasını sağlar. Birçok ortamda zirkonyum; titanyum ve paslanmaz çeliğe göre daha dayanıklıdır. Zirkonyum üç farklı kristal yapısına sahiptir. Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır (7, 8).

Zirkon ve seramik materyal yüzeyleri ortodontik braket yapıştırılması için uygun değildir ve bazı yüzey değiştirme işlemlerine tabi tutulması gereklidir (9).

Kumlama, materyalin yüzeylerin temizlenmesi, mikroretantif yapıların ve yüzey alanlarının artırılmasında kullanılan bir işlemdir. Bu amaçla kullanılan kumlar 50 ile 250 Nm' lik Al tozlarıdır. 4-6 atmosfer basınç altında gerçekleştirilen bu işlem sonrasında mekanik retansiyon için yüzeyde mikro girintiler oluşturulmaktadır. Kumlama işlemleriyle ilgili araştırmalarda sadece kum boyutu değil basınç, uygulama mesafesi ve süresi de dikkate alınmaktadır (10, 11).

Hidroflorik (HF) asit uygulama, hidroflorik asit porselen tamirinde ve porselen yüzeylere braketlerin yapıştırılmasında oldukça sık kullanılan bir yüzey değiştirme ajanıdır. Hidroflorik asit kullanıldığında yapıştırıcı ile porselen arasında elde edilen bağlanma kuvveti artmasına rağmen, HF asidin potansiyel zararlı etkilerinden dolayı klinik kullanımda problemlerle karşılaşılabilir. HF asit insan yumuşak dokularına hasar verici özelliğe sahip

olduğu için ağız içinde kullanılmaması ya da çok dikkatli izolasyon yapılarak kullanılması önerilmektedir (12).

Son dönemlerde geliştirilen silika kaplama temeline dayanan yöntem seramik ya da kompozit yüzeylere ortodontik ataçmanların yapıştırılması amacıyla HF aside alternatif olarak değerlendirilebilir (9, 13).

Silan, birbirine benzemeyen organik ve inorganik materyaller arasında bağlanmayı artırmak için kullanılan hibrid yapıda bağlayıcı bir ajandır. Silan reaksiyonu sırasında ara yüzeyde meydana gelen olaylarla ilgili olarak en çok kabul gören teori kimyasal bağlanma teorisidir. Buna göre silan kovalent siloksan (Si-O-Si) ve metallo-siloksan (Si-O-M) bağlarının oluşması ile bağlanmayı artırmaktadır. Silan bifonksiyonel bir moleküldür ve seramik üzerindeki silikondioksite OH grupları ile bağlanır. Rezin içindeki organik matriksle, bozunabilir fonksiyonel grupları yardımıyla kopolimerize olur. Silan bağlayıcı ajan içinde, silan bağlayıcı solüsyon ve hafif bir asit vardır. Bu siloksan bağının oluşumunu güçlendirmektedir. Silanın porselen ile rezin arasındaki bağlanmayı artırdığını gösteren çalışmalar yapılmıştır. Ayrıca silanizasyonun yüzeylerin ıslanabilirliğini artırdığı da savunulmaktadır. Silan bu kimyasal özelliği nedeniyle seramik braketler üzerinde de uygulanmış ve seramik braketlerin de dişe bağlanma kuvvetlerini artırdığı gösterilmiştir (9, 13-15).

Yapılan bazı çalışmalarda HF asit sonrasında silan kullanılması ile kompozit rezinin porselen yüzeye tutunmasının arttırıldığı ve yüksek bağlanma direnci elde edildiği rapor edilmiştir. Ayrıca yapılan bir çalışmada uygulanan silanın litya disilkat bazlı seramik yüzeyde HF asidin oluşturduğu pürüzleri tamamen doldurduğu gösterilmiştir (16).

Porselen yüzeye braket yapıştırmada kullanılan bir diğer yöntem silika kaplama yöntemidir. Silika kaplama tekniğinin içerisinde de SiO_x ile kumlama sonrası silan uygulanmaktadır. Silikatizasyon sırasında kumlama basıncı seramik yüzeye silika parçacıklarının gömülmesini sağlar ve silika tabakası silanın rezinle bağlanmasını artıracak şekilde bir temel yapı oluşturur. Böylece hem kumlama ile mekanik tutuculuk sağlanır hem de silan molekülü silanole hidrolize olarak silika yüzeyini kaplayacak şekilde polisiloksan ağı ya da

hidroksil gruplarını oluştururlar. Silika kaplama yönteminde başarılı rezin-seramik bağlantısı oluşturmak için silanın temel bir bileşen olduğu vurgulanmıştır (17, 18).

Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan seramikleri 3 ana grupta toplamak mümkündür. Silika bazlı, alüminyum oksit seramikler ve zirkonyum oksit seramikler olarak sınıflandırabiliriz. Cam seramik ve feldspatik porselen gibi silika bazlı seramikler estetik özellikleri nedeniyle; metal destekli veya tam seramik restorasyonlar, inlay-onlay ve laminate veneerler için tercih edilmektedirler. Lösitle güçlendirilmiş feldspatik porselenler hem ön hem de arka bölgede yer alan tam seramik restorasyonlarda başarıyla kullanılmaktadır. Sinterlenmiş cam seramikle kaplı lityum disilikat cam seramikler, az üyeli sabit protezlerde daha yüksek direnç sağlamak amacıyla kullanılmaktadır (19-21).

Seramiklerin alümina içeriğinin artırılarak alüminyum oksit seramiklerin geliştirilmesi, tam seramiklerde kırılma direncinin artırılması ihtiyacına cevap vermiştir. Yüksek dirençli alüminyum oksit seramiklerde alüminyum oksit, katkı maddesi değildir, porselenin ana matrisini oluşturur. Alüminyum oksidin üçte birinin zirkonyum oksitle yer değiştirmesi ile elde edilen zirkonyum oksit seramikler ise diğer porselen tiplerine göre daha güçlüdür (20, 22).

Çalışmamızın amacı, ağız içi restorasyonlarda kullanılan farklı protetik restorasyon yüzeylerine metal ve seramik braketlerin farklı yüzey değişikliği işlemleri ile bağlanma dayanımını değerlendirmektir. Bu tez çalışmasında daha önceki çalışmalarda kullanılmayan ve günümüzde popüler olmaya başlayan estetik restorasyon materyallerinden Monolitik Zirkon ve Empress 2 porselen kullanılması, bunların metal ve seramik braketlere bağlanmasının incelenmesi, yüzey değiştirme işlemlerinin etkilerinin değerlendirilmesi ve karşılaştırılması gözlemlenmiştir. Bu sayede bağlanma dayanımının hangi yüzey değiştirme işleminde daha yüksek değerlerde olduğu, bunun metal veya seramik braketlerden hangisinin kullanılmasında daha etkin olduğu karşılaştırılmıştır. Yüzey değiştirme işlemi olarak kuşlama, hidroflorik asit uygulanması ve silika kaplamayı içeren teknikler kullanılmıştır. Ayrıca bu çalışmayla kullanımı giderek yaygınlaşan Monolitik Zirkon üzerinde braketin

tutuculuğu değerlendirilmiş olup; daha kısa tedavi sũresi, etkin bir tedavi, hasta konforunun artması, daha hassas hareketlerin kolayca sağlanması ve protetik materyalin minimum zarar görmesi amaçlanmaktadır.



2. GENEL BİLGİLER

Günümüzde, insanların estetiğe verdikleri önemin artması ve teknolojinin hızla gelişmesiyle, ortodontik tedavi çok geniş bir hasta grubunda uygulanmaktadır. Özellikle yetişkin hastaların çoğunda, kompozit ve protetik restorasyonlar sıklıkla gözlemlenmektedir (9).

Kaybedilmiş dokuların doku bütünlüğünün tekrar sağlanması, fonasyon, fonksiyon ve estetik gibi kavramlar diş hekimliğinin temel amacı olmuştur. Geçmişten günümüze seramik bu bağlamda en çok kullanılan dental materyallerden biridir. Diğer restoratif materyallere göre avantajlarının olmasının yanında estetik olarak en tatmin edici sonuç seramik ile alınmaktadır. Metal-seramik restorasyonlar uzun yıllardır bu amaçla kullanılmış olup halen kullanılmaktadır. Metal altyapının ışık geçirgenliğini engellemesi ve korozyon özelliği, restorasyona kalınlık katması gibi dezavantajları araştırmacıların metal desteksiz seramikler için arayışa yönelmesine neden olmuştur. Estetik kaygıların artmasıyla da birlikte protetik restorasyon materyallerindeki çeşitlilik artmış ve metal-seramik restorasyonlar yerini tam seramik restorasyonlara bırakmaya başlamışlardır (23-25).

Sabit ortodontik tedavi, diş ve restorasyonlar üzerine yapıştırılan braketler aracılığıyla, dişlere uygulanan kuvvet aktarımıyla gerçekleşmektedir. Braket türleri arasından paslanmaz çelik braketler ve seramik braketler en çok tercih edilen braket tipleridir (26).

Braketlerin diş üzerine tatbikinin temeli Buonocore tarafından 1955 yılında tanıtilen, minenin fosforik asitle pürüzlendirilmesi işlemine dayanmaktadır (3). 1970'lerin başlarında, direkt ve indirekt bonding sistemleri üzerine çalışmalar yayınlanmıştır (27). 1977 yılında Zachrisson 'un, direkt braket yapıştırılmasıyla sabit tedavi görmüş hasta gruplarıyla ilgili çalışmalar yayınlamasıyla; yapıştırıcı rezin, braket ve teknik detaylarla ilgili ürün gelişimi hızla arttığı görülmüştür. Ortodontik braketlerin direkt yapıştırılması yöntemi sayesinde bant kullanımı gereksinimi oldukça azalmıştır.(2, 28)

Bant kullanımı yerine direkt yapıştırılan braketlerin kullanılmasından beri araştırmacılar, yapıştırma ajanlarının kalitesini artırabilmek için çalışmaktadırlar. Bu araştırmalar genel olarak bağlanma kuvvetinin artırılabilmesi, yeterli çalışma ve ışıkla polimerizasyon süresinin belirlenebilmesi ve daha kolay uygulanabilme konularında yoğunlaşmaktadır. Minenin braket uygulanmadan önce temizlenmesi ve hazırlanması, kullanılan adeziv sistemin tipi, polimerizasyon süresi ve braket uygulanırken minenin tükürük ve nemden korunabilmesi braket tutuculuğunu belirleyen faktörlerdendir (29-31).

Ortodontide bonding işlemi, ortodontik kuvvet aktarıcı elemanların ara bağlayıcı rezinler kullanılarak mine yüzeylerine yapıştırılmasını ifade eden genel bir terimdir. Fiziksel ve kimyasal kuvvetler yapıştırma işleminde etkilidir ancak; işlem görmüş mine yüzeyi ile düşük yoğunluğa sahip polimer yapıştırma ajanının mekanik bağlanmasına dayanan bir genel prensip vardır (30, 32).

2.1 Braketin Yapıştırılması

Direkt veya indirekt tekniklerden hangisiyle olursa olsun, ortodontik kuvvet aktarıcılarının mine yüzeyine yapıştırılmasının genel yöntemi; diş yüzeyinin temizlenmesi ve nem kontrolü, asit uygulanması, primer uygulanması ve braketin yapıştırılmasıdır (33).

2.1.1 Yüzeyin Temizlenmesi, Tükürük ve Nem Kontrolü

Diş yüzeyini kaplayan plak ve organik artıkların yüzeyden temizlenmesi bağlanma direncinin artması için gereklidir. Yüzeye uygulanan asit, ince bir tabakada etkili olsa da yoğun artık kalıntıları, uygulanan asidin etkinliğini azaltabilir (34).

Yüzey temizliği için polisaj patı, fırça veya polisaj lastiği yardımı ile yavaş dönen turlu el aletiyle yapılması önerilmektedir (35). Yıkama işleminden sonra tükürük kontrolü kuru bir çalışma alanı sağlar. Nem kontrolü amacıyla tükürük emiciler, dudak/yanak retraktörü, pamuk rulolar, tükürük kanalı tıkaçıcı bantlar ve tükürük salgısını azaltan bazı ilaçlar kullanılabilir (36).

2.1.2 Asit Uygulanması

Tükürük ve nem izolasyonu sonrası braket yapıştırılacak dişler kurutulur ve %35-50'lik tamponlanmamış fosforik asit diş yüzeyine sürülür (37). Mine çözünürlüğü diş yapısına bağlı olmasına rağmen asitleme süresinin 15-30 saniye olması önerilmektedir (38). Asitleme işleminden sonra diş yüzeyindeki asit, basınçlı su ile yıkanarak uzaklaştırılır ve hava ile kurutulur. Mine yüzeyine tükürük teması olmamasına yapıştırma işlemi tamamlanana kadar dikkat edilmelidir. Tükürük teması gerçekleşirse asitleme tekrarlanmalı ya da su ile tekrar yıkanarak kurutulmalıdır. Asitleme sonrası kurutulmuş diş yüzeyi üzerinde mat, opak beyaz bir görünüm oluşur. Bu görüntü oluşmamışsa yıkama ve kurutma işlemleri tekrarlanmalıdır. Jel ya da solüsyon formunda olan asitlerin etkinliği açısından fark olmadığı gösterilmiş, ancak kontrol kolaylığı açısından şırınga içerisindeki jel formunda olanlar daha çok tercih edilmiştir (39). Asitleme ile 3–10 µm kalınlığında yüzeysel mine uzaklaştırılır. Süt dişlerinde prizmatik yüzeyi uzaklaştırmak için, asitleme öncesi 50µm'lik alüminyum oksit ile 3 saniye kumlama önerilmektedir (36). Flor uygulanmış dişlerde ise daha uzun süre asit uygulanmasına gerek olmadığı yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (39). Demineralizasyon veya beyaz nokta lezyonu içeren dişlerde asitleme süresi daha kısa tutulabilir. Mine yüzeyinde ideal bir asitleme işlemi sonrasında meydana gelen değişikliklerin geri dönüşümlü olduğu ve asidin zararlı etkisinin olmadığını gösteren çalışmalar vardır (40, 41).

2.1.3 Sealant-Primer Uygulanması

Diş yüzeyini kurutma işlemini takiben opak-mat beyaz görüntü oluştuktan sonra yüzeye ince bir tabaka primer sürülür. Yüzeyin tamamına sürüldükten sonra braket yapıştırılması aşamasına geçilmelidir. Bağlanma direncini arttırmak, mineyi asit uygulaması sonucu açık hale gelen demineralizasyon sahalarından korumak, braket tutuculuğunu arttırmak ve kenar sızıntısını azaltmak için sealant ve primer uygulamasına ihtiyaç duyulur (42). Her ne kadar genel görüş böyle olsa da, yeterli bağlanma direnci sağlamak ve sızıntıya karşı engel oluşturmak için ara rezinin gerekliliğini kimi

araştırmacılar savunurken, bazı araştırıcılar ise ara rezinin marjinal sızıntıyı arttırdığını, bağlama direncini olumsuz yönde etkilediğini düşünmektedirler (43). Primer uygulandıktan sonra nem kontrolü daha kolay sağlanabilmektedir. Primerlerin çürüğe karşı koruyuculuğu olduğu söylenmekte ve bunu arttırmak için flor içerikli primerler de piyasada denenmiştir (44, 45).

2.1.3.1 Neme Duyarlı Olmayan Primerler

Bu primerler hafif nem varlığında polimerize olabilir ancak sürekli tükürük kontaminasyonunda polimerizasyonları mümkün değildir. Nem teması sonucu oluşan bağlanma problemlerini en aza indirmek için, nem kontrolünün zor olduğu durumlara karşı hidrofilik primerler geliştirilmiştir. Bu tip primerler aseton, etanol gibi çözücüler içermektedirler. Bu çözücüler asitlenmiş minedeki boşluklarda yer alan su ile yer değiştirerek rezinin yüzeye ulaşarak bağ oluşturmasını sağlarlar (46, 47).

2.1.3.2 Self-Etching Primerler

Primer ve asidin tek basamakta; demineralizasyon ve hibridizasyonun sağlanabilmesi için yıkanmayan asidik monomerlerin kullanılmasını esas alan bir yaklaşımdır. Yıkama ve sonrasında kurutma işlemleri gereksinimi olmadığından avantaj sağlar. Bu tip primerler içerisinde yüksek konsantrasyonlarda iyonik ve hidrofilik monomerler barındırdığından daha hidrofilik sistemlerdir (48).

Hidroksiapatitin kısmi olarak çözünmelerini sağlayan, kalsiyumu çözen madde metakril fosforik asit esteridir. Monomere tutunan asit grubu hidoksiapatitteki kalsiyumla beraber yüzeyde bir yapı oluşturur. Hava ile temas edildiğinde, çözücünün primerden uzaklaşması yoğunluğu azaltarak, asit grubunun mineye geçişini yavaşlatır. Işık uygulaması ile de monomerlerin polimerize olması sağlanır ve böylece istenmeyen etki (asit grubunun geçmesi) durdurulur. Asit etkisinin düşük olması, bağlanmanın büyük kısmının geleneksel fosforik asit kullanıldığında görülen mekanik bağlanmadansa, minedeki kalsiyumla kimyasal bağlanma ile olabileceğini göstermektedir (49, 50).

Yaygın olarak kullanılan self-etch primerlerden biri Transbond Plus™ tır. Çok sayıdaki çalışma yüksek bağlanma değerleri sağlayabildiğini göstermiş, ideal şartlarda yeterli bulunmuştur (31, 51).

Self-etch primerler mikro-mekanik bağlantı sayesinde ani streslere karşı direnç gösterebilmektedirler. Kimyasal bağlantıyla da hidrolitik bozunmaya daha iyi direnç gösterecek bağlar oluşturabilir (52, 53).

2.1.4 Yapıştırma İşlemi

Yapıştırma işlemi kısaca primer uygulaması tamamlandıktan sonra, ataçmanın arkasına bir miktar yapıştırıcı sürülerek yüzeye tatbikidir. Braket diş üzerine konumlandırılır, uyumlanır ve artık yapıştırıcılar etrafından uzaklaştırılır. Bu yöntem direkt bonding olarak adlandırılır. Önceden hazırlanan modeller üzerinde, aktarıcı plaklarla hazır konumlandırılmış, laboratuvar çalışması da gerektiren indirekt bonding yöntemi direkt bonding yöntemine göre daha az tercih edilmektedir (54).

Direkt bonding işleminde; yüzey temizliği, asitleme, kurutma ve primerden sonra yapıştırmaya geçilir. Braketlerin yapıştırılması için çok sayıda yapıştırıcı ajan vardır. Braket el aletiyle tutularak taban kısmına bir miktar fazla yapıştırıcı sürülür. En doğru pozisyonda yerleştirilmeye çalışılır. Uzun aksına göre meziodistal ve insizogingival olarak açlandırılması, mesafeler ve konumu kontrol edilir. İndirekt olarak ayna kullanılması uzun aksı, apeks-insizal uç arasındaki hayali çizgiyi daha net görme imkânı verir. Braket el aletiyle tek noktadan, diş yüzeyine doğru sıkıca bastırır ve braket tabanına yapıştırıcının yayılması sağlanır. Yapıştırıcı fazlalıkları bir sond yardımıyla yüzeyden temizlenir (54). Kalan yüzeyin düzgün ve temiz bir şekilde olması gerekmektedir. Fazla yapıştırıcıların, plak birikimini ve diş etinin tahriş olmasını engellemek için uzaklaştırılması gerekir. Uzaklaştırma ile yapıştırıcının renkleşmesiyle oluşabilecek kötü görüntü, sararma, renk değişimi ihtimali azalır. Dekalsifikasyon alanları oluşmasını ve beyaz lezyon riskini en aza indirir (55).

2.2 Yapıştırıcı Çeşitleri

Ortodontik ataçmanların yapıştırılmasında kullanılan rezinler genel olarak kompozit restoratif materyallere benzer içeriğe sahip özellik gösterirler. Kompozit rezinler; organik matriks, inorganik doldurucu partiküller ve kaplayıcı ajanlar gibi esas yapılardan oluşur. Bunların dışında katılaştırmayı sağlayan başlatıcı ve aktive edici sistemler de içerir (56, 57).

Organik matriksin içeriği aromatik ya da üretan diakrilat oligomerden oluşur. Dimetakrilat(Bis-GMA), üretan dimetakrilat(UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat(TEGDMA) oligomerlerdendir. Bunlar visközdürler ve dilüe monomerle viskozitesi azaltılabilir. Genelde Bis-GMA'ya TEGDMA eklenerek viskozitesi azaltılmaktadır. İkisinde de reaktif karbon bağları vardır ve polimerize olabilirler. Bazı rezinlerde ise hem UDMA hem de Bis-GMA kullanılabilir (58). Doldurucu kısmı matriks içinde iskelet destek görevi gören, polimerizasyon bütülmesini azaltan parçacıklardır ve quartz, cam ya da silika gibi değişik moleküllerden oluşabilir (56). Silan oligomerle karıştırılmadan önce inorganik partikül üzerinde hazır olarak kaplayıcı ajan şeklinde bulunur. Resin içerisinde organik ve inorganik gruplar arasında bir bağ kurduğundan bağlayıcı ajan olarak da adlandırılır (5, 57-60).

Serbest radikaller aracılığıyla başlatılan aktivasyonla monomerler polimerize olur. Kimyasal ya da dışarıdan ışıkla veya ikisinin kombinasyonuyla sertleşen kompozit rezinler reaksiyonu başlatan ve hızlandıran maddelere sahiptirler (57).

2.2.1 Aktivasyon Şekline Göre Yapıştırıcılar

2.2.1.1 Kimyasal Sertleşen (No-mix) Yapıştırıcılar

Kendiliğinden sertleşme olarak da adlandırılır. Aktivasyona dışarıdan herhangi bir enerji aktarımı yoktur. Bu tip yapıştırıcılarda diş yüzeyine ve braket tabanına ayrı ayrı pasta sürülür. Bu pastaların birinde benzoil peroksit başlatıcı olarak bulunurken diğerinde ise, aktivatör olarak amin bileşeni yer alır. Amin, benzoil peroksit ile serbest radikaller oluşturmak üzere reaksiyona girer ve polimerizasyon başlamış olur. Braket tatbikinden 30-60 saniye gibi kısa bir süre içerisinde sertleşme olmaktadır (57).

İki yapıştırıcı birleşirken arada hava kabarcığı kalma olasılığı olması bağlanma dayanımını etkileyebilmektedir. Bir diğer problem ise sertleşme kontrolünün olmama durumudur. Bu da çalışma süresini oldukça kısaltmaktadır (59).

2.2.1.2 Işıkla Sertleşen Yapıştırıcılar

En yaygın kullanılan yapıştırıcı tipleridir. Işık olmadan polimerizasyonun başlamaması braket üzerinde daha rahat değişiklik yapabilmeye imkan sağlamıştır. Başlangıçta ultraviyole ışığından yararlanılarak serbest radikaller oluşturulmaya çalışılmış, günümüzde mavi ışık kullanılan sistemlere kadar geliştirilmişlerdir (58).

Aktivasyon şekli haricinde kimyasal sertleşenlere benzer bir yapısı vardır. Serbest radikal başlatıcısı amindir ve ışığa duyarlı bir aktivatör ile beraber yer alır. Işık olmadığı sürece reaksiyon oluşmaz. 468 nm dalga boyundaki mavi ışıkla ışığa duyarlı yapı uyarılır ve serbest radikaller oluşturmak üzere aminle reaksiyona girer ve polimerizasyonu başlatır. Işığa duyarlı yapılar arasında en sık kullanılan kamforokinon (camphoroquinone)dur. 400-500 nm arasındaki dalga boyundaki ışığı emen kamforokinon yapıştırıcı içerisinde çok az miktarda bulunur. Amin olarak da dimetilaminoetil metakrilat ihtiva ederler (58).

Opak veya koyu renkli plastikten şırınga veya kapsüllerde, ışıktan korunur bir biçimde piyasada bulunurlar. Hekime çalışma genişliği ve son düzeltmeleri yapabilme imkanı sağlaması, daha kontrollü bir sistem olması gibi avantajlarından dolayı sıklıkla tercih edilmektedirler (57).

2.2.1.3 Kimyasal ve Işıkla Sertleşen Yapıştırıcılar

Hem kimyasal hızlandırıcı hem de ışıkla aktive olan başlatıcılar içerirler. Polimerizasyonun başlaması ışıkla olur, kimyasal olarak devam eder. Daha çok posterior ve ışığın zor ulaştığı bölgelerde kullanılan bu yapıştırıcılar ortodontistler tarafından tercih edilmemektedir (58).

2.2.2 İçeriklerine Göre Yapıştırıcılar

Flor salmalarına rağmen yapıştırma amacı ile kullanılan cam iyonomer simanların bağlanma kuvvetleri oldukça düşüktür (2,37-5,5 MPa). Rezin modifiye cam iyonomer simanlarla bu biraz daha geliştirilmiş olup 5,39-18,9 MPa arasındadır (61, 62). Ancak Pickett ve arkadaşları (63) yaptıkları bir çalışmada, 9,7 MPa ile bağlanabilen yapıştırıcıların mine üzerinde kırıklara yol açabileceğinden daha düşük düzeydeki adezivlerin kullanılmasını tavsiye etmiştir.

Cam iyonomer simanlar kullanım fonksiyonları ve içeriklerine göre genel olarak üç tiptir; Tip I yapıştırma simanı, Tip II restoratif materyal, Tip III kaide materyali olarak diş hekimliği alanında kullanılmaktadırlar (64).

2.2.2.1 Cam İyonomer Simanlar (CIS)

Diş yüzeylerine iyonik bağlanma gösterirler. Hidrofilik yüzeylere absorbe olabilmektedirler. Yine de neme karşı hassastırlar, nem kontaminasyonunda sertlikleri azalır ve çözünmeleri artar. Asit-baz reaksiyonu toz-likit karışımından oluşur. Toz içeriği silisyum oksit, alüminyum oksit, alüminyum florür, kalsiyum florür ve cam tozları olup; likit içeriği ise poliakrilik asit, tartarik asit itakonik asit, distile su gibi olabilir. Eğer likit kısmında sadece su içeriyorsa poliakrilik asit yerine polimaleik asit bulunur (65, 66).

Florür içerdikleri için mine ve dentin gibi dokulara kimyasal olarak bağlanır. Biyolojik uyumları iyidir. Altın alaşımlarına, platine, paslanmaz çeliğe, amalgam ve kompozite de yapışabilir (65).

Ortodontide bant yapıştırılmasında rutin olarak kullanılmaktadırlar. Ağız sıvılarında çözünürlükleri azdır. Diş dokusunda minedeki hidroksiapatitin hidroksil iyonları ile yer değiştirerek çürüğe karşı florürapetit oluşturması avantajlarındandır (67).

Metale ve mineye kimyasal olarak bağlanabilmesi bant retansiyonunu arttırdığından sıklıkla tercih edilmelerini sağlamıştır (68).

2.2.2.2 Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (Hibrid)

Geleneksel cam iyonomer simanlar suda çözünebilen başlatıcı ve aktivatörlerle birleştirilmiştir. İçeriği %20 si rezin monomeri, %80 'i cam iyonomer siman şeklindedir. Likidinde HEMA (hidroksi etil metakrilat), metakrilat, tartarik ve poliakrilik asit ve su bulunur. Toz olarak ise florealüminosilikat ve cam tuzları bulunur. Fiziksel özellikleri, kopma ve bağlanma dirençleri cam iyonomer simanlara göre daha iyidir (65, 66).

Hitmi ve arkadaşları (69), rezin modifiye cam iyonomer siman kullanımı öncesinde mine yüzeyine uyguladıkları poliakrilik asidin yüzeydeki fazlalıkları uzaklaştırarak yüzey enerjisini değiştirdiğini görmüşlerdir. Kimyasal bağlanmayı kolaylaştırdığı için, yüzeye poliakrilik asit uygulanmasının, cam iyonomer siman ile braket yapıştırmadan önce yapılması gerektiği belirtilmiştir.

2.2.2.3 Kompomerler (Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler)

Yapıları ve fiziksel özellikleri kompozitlere benzer ve flor salma özelliğine de sahiptirler. Flor salma özelliği geleneksel ve hibrid cam iyonomer simanlara göre daha azdır. Poliasit modifiye kompozit rezinler, iyon salabilen alüminosilikat cam ve ışıkla aktive olan konvansiyonel rezin monomer içeren matriks kompozitlerdir. Karışım su içermediğinden asit-baz reaksiyonu olmaz. Yalnızca kompomer aktive olduktan sonra su kompomer tarafından emilir ve gecikmiş bir asit-baz reaksiyonu başlar. Alüminosilikat camdan flor iyonu salınımı sağlanır. Bazı araştırmacılar da su emilimi ve diffüzyon özellikleri sayesinde, florit içermekte olan kompomerlerin reşarj olduğundan bahsetmektedirler (70).

Ortodontik kompomer içerikli yapıştırıcıların uygulanmasından önce asit uygulanması ve diğer yüzey düzenleme işlemlerinin yapılması, ayrıca bağlanma yüzeylerinin kuru olması gerekmektedir (70).

2.3 Işık Kaynakları

2.3.1 Geleneksel ve Halojen Işık Kaynakları

Kuartz tungsten halojen ışık kaynakları; tungsten bir bobin içeren lamba, filtre, soğutucu fan, ışık yönlendirici ve güç kaynağından oluşmaktadır. Dalga boyu genellikle 380 nm – 520 nm dalga boyları arasında mavi ışık üretirler. Tungsten bobin çok yüksek sıcaklıklara dayanabilen, filamentlerden yayılan ışığın geçişini sağlayan kuartzla sarılmıştır. Kuartz yapının içerisinde de kripton gibi halojen gazlar yer alır. Tungsten filamentlerde çalışma sırasında yüksek ısı oluşur. Geniş dalga boyundaki ışık sadece mavi ışığın geçişine izin veren filtrelerden geçer ve ışık yönlendiriciye geçer. Işıkla sertleşen yapıştırıcılarda reaksiyon başlatıcı olarak kullanılan bileşik kamforokinondur. 450-500 nm arasında mavi ışığa duyarlıdır. Uygun dalga boyunda fotonları absorbe eder ve reaksiyonu başlatır. Lamba fazla ısı enerjisi ürettiğinden soğutucu olarak fan gereklidir. Ortalama olarak kompoziti 20 saniye, cam iyonomer simanı ise 40 saniye ışınlama süresi vardır (71).

Diş hekimliğinde uzun yıllardır yaygın olarak kullanılmasına rağmen kullanım ömürlerinin kısa olması, yüksek ısı üretmesi, reflektörün ve filtrenin kullanıma bağlı olarak zamanla etkinliğini kaybetmesi gibi dezavantajlarından dolayı daha az tercih edilmeye başlanmıştır (72).

2.3.2 Plazma Ark Işık Kaynakları

Plazma ark ışık kaynaklarında, ksenon gazı dolu basınçlı bir hazne içerisinde birbirinden ayrı iki tungsten elektrot bulunur ve bu elektrotlar arasındaki boşlukta yüksek elektrik potansiyelli partiküllerden önce beyaz ışık oluşur. Filtreden geçtikten sonra beyaz ışık mavi ışığa dönüşür. Plazma ifadesi yüksek ısıda pozitif iyon ve elektronlardan oluşmuş iyonize gazı tanımlar. Bu ışık kaynaklarının enerji spektrumu halojen kaynaklardan daha geniştir ve ultraviyole, kızılötesi, görünür ışık içerirler. Dalga boyları 430-490 nm arasındadır. Polimerizasyon için gerekli enerjiyi, yoğunluğu fazla olduğu için kısa sürede verebilmektedir. Kompozit rezinleri polimerizasyon süresi yaklaşık 3-5 saniyedir (73).

En hızlı polimerizasyon gerçekleştiren ışık kaynaklarından biridir. Fakat polimerizasyon büzülme streslerini arttırdığını gösteren çalışmalar da vardır. Polimerize ettikleri rezinin yalnızca üst tabakasına etki etmesi, rezinin derinlerine yeterli diffüzyon sağlayamaması, yüksek ısı oluşturması gibi dezavantajları vardır (60).

Plazma ark ışık kaynaklarının ömrü halojen lambalara göre daha uzundur. Ancak zamanla ışık güçlerinde azalma halojen lambalarda olduğu gibi plazma ark ışık kaynaklarında da vardır (72).

2.3.3 Argon Lazerler

Lazerlerde ışık kaynağı elektron demeti gibi bir enerji kaynağının saldıdığı enerjiyi soğurur, ardından bu enerjiyi paralel bir ışınla geri verir. Işık tek bir dalga boyunda, belli frekanstaki yoğun enerji küçük belirli bir alana yönlendirilebilir. Işığın dalga boyu da içerdiği elemente göre değişir ve lazer o elementin ismiyle adlandırılır. Argon lazerler, 457-496 nm aralığında dalga boyuna sahip, gözle görünür spektrumda, devamlı ışın veren lazerlerdir. Kompozit sertleştirme zamanı yaklaşık olarak 5-10 saniyedir (74).

Hicks ve arkadaşları (75) argon lazerlerin polimerizasyon zamanını azalttığı, artık monomer miktarında azalma sağladığını, halojen ışık kaynaklarına göre polimerize edilen maddenin fiziksel özelliklerinin benzer olduğunu yaptıkları çalışmada gözlemlemiştir. Argon lazerler mine yüzeyinde demineralizasyonu azaltarak dekalsifikasyona daha dirençli bir hale getirir (74).

Lazer kaynaklarının genel olarak ömrü kullanıma bağlı değildir ve sınırlıdır. Büyük oldukları için taşıma zorluğu ve fiyatının pahalı olması çok fazla tercih edilmemesine neden olmuştur (74).

2.3.4 LED (Light-Emitting Diodes) Işık Kaynakları

İç yapısında elektronların geçişini sağlayan iki ayrı yarı iletken bulunur. Bu iletkenler kullanılarak mavi ışık üretilir. Yaklaşık dalga boyu 455-486 nm arasındadır. Işık yayan diyot (LED) un dalga boyu kamforokinonun aktivasyonu için yeterlidir (72, 76).

Işık üretimi sırasında ısı açığa çıkarmazlar. Kullanım ömürleri çok uzundur ve ışık şiddetlerinde zamanla azalma olmaz. Lambalar gibi filtre edilmesine gerek yoktur. Küçük, yer kaplamayan, taşınabilir boyutlardadırlar. Fanları olmadığı için sessizdirler. Kompozit polimerizasyon süresi 20-40 saniye arasındadır (76, 77).

Enerji spektrumları dar olduğu için yalnızca kamforokinon içeren kompozitleri polimerize edebilirler. Ancak ikinci nesil LED cihazları yüksek ışık şiddeti ile 390-490 nm dalga boyuna sahip olduğundan bu problemi çözmeye başlamıştır. Bununla birlikte çok az da olsa ısı artışı ile karşılaşılabılır. Daha yüksek yoğunluğa sahip bu LED ışık kaynaklarıyla uygulama süresi 5-10 saniyelere kadar düşebileceği belirtilmiştir (76).

2.4 Braket Tipleri

2.4.1 Metal Braketler

Yapı olarak en yaygın kullanımı olan braketlerdir.(78) Günümüzde metal braketlerin çoğu ostenitik tipte genelde %18-20 krom, %8-12 nikel, demir, molibden sülfür ve karbon içeren paslanmaz çelik alaşımlardan oluşur. Bazı alaşımlara selenyum ve titanyum da eklenerek fiziksel özellikleri geliştirilmeye çalışılmıştır. Titanyum korozyona karşı direnci artırırken, molibden ve karbon korozyona sebebiyet vermemek için daha az miktarda kullanılır. Mekanik özelliklerini arttırmak ve korozyonu azaltmak için sonraları martensitik fazda çelik kullanılmıştır. Braketler frezeleme, metal enjeksiyonda kalıplama, sinterleme veya döküm yöntemi ile üretilirler (79-81).

Tutuculuğu mekanik olarak taban yapısı sayesinde olmaktadır. Metal braket tabanı ya lehimle iki parça halinde sonradan birleştirilerek ya da tek döküm olarak üretilebilir. Taban yapısı ağ örgülü(mesh), ızgara şeklinde, oluklu, delikli ya da lazerle pürüzlendirilmiş bir şekilde olabilir. Taban alanı, dişeti rahatsızlıklarına sebebiyet vermemesi için mümkün olduğunca küçük olmalıdır (78).

Nikel ve krom serbestleşmesi metal braketlerin yapısal başlıca dezavantajlarındanındır. Nikel alerjisi olan kişilerde krom-kobalt alaşımları, titanyum içeren alaşımlar ya da diğer braket tipleri (seramik, plastik) tercih

edilmektedir. Ancak dayanıklı, hijyenik ve ucuz olmasından dolayı metal braketlerin piyasadaki kullanımı oldukça yaygındır (82, 83).

2.4.2 Seramik Braketler

Günümüzde çok sayıda erişkin hastada özellikle estetik görünüm için hekim ve hastalar tarafından seramik braketler tercih edilmektedir. Metal braketlere göre daha estetik, plastik-kompozit olanlara göre ise daha dayanıklıdır. Lekelenmeye kısmen dirençlidir, inert bir yapısı vardır ve kimyasal değişimlerden fazla etkilenmezler (5, 84).

Alüminyum oksit seramik braketlerin temel yapılarını oluşturmaktadır. Üretim şekillerine göre monokristalin alumina ve polikristalin alumina olmak üzere iki farklı formları vardır. Monokristalin alumina formları taneciklerinin daha küçük ve daha az düzensiz olmasından dolayı daha şeffaf ve dayanıklıdır. Optik özellikleri açısından her iki formda metal braketlere göre daha iyidir ancak ağız ortamında renklendirici içeren gıdalardan etkilenebilmektedirler (5, 85, 86).

Braket tabanına eklenen girinti-çıkıntı veya oluklar ile mekanik tutuculuğu, silan yardımıyla da kimyasal tutuculuğu vardır. Alüminyum oksit kaideye üretim aşamasında cam eklenir ve silan ile muamele edilir. Cam ile silan bağlanır ve serbest uçlar oluşur. Kimyasal olarak bağlanma kuvveti oldukça yüksektir. Ancak bu bağlanma direncinin yüksekliği çıkarma veya kopma sırasında mine yüzeyinde kırık ve çatlak oluşma ihtimalini arttırmıştır. Bu amaçla çıkarma sırasında braketin kendi içerisinde kırılmasını ve dışten daha kolay ayrılmasını sağlayan dikey oluklar, son yıllarda üretilen seramik braketlere eklenmeye başlanmıştır (87, 88).

Metal braketlere göre; tork ve devrilme kuvvetlerine karşı kırılma, sert olmasından dolayı antagonist dişlerde aşınmaya sebebiyet verebilmesi, ortodontik tel ve yaylara karşı artmış sürtünme direnci gibi dezavantajları vardır. Braket kanatlarının kırılmasıyla sık sık karşılaşılır. Yüzeylerinde metal braketlere göre daha fazla pürüz olduğu için bakteri ve plak tutulumu da daha çoktur. Boyutlarının büyük olması ağız hijyeni açısından dezavantajdır (89).

Seramik braketler fiziksel ve kimyasal etkenlere hassas olmalarına rağmen inert oldukları için korozyona uğramazlar (88, 90).

2.4.3 Kompozit (Plastik) Braketler

Estetik gereksinimlerin artmasıyla plastik braketler ilk defa 1969 yılında Newman tarafından tanıtılmıştır. Özellikle ön dişler için bantlar yerine bu braketler tercih edilmiştir. Polikarbonat esaslı olup cam partikülleri ve metalle desteklenmiş formları da bulunmaktadır. Kırılma, braket şeklinde deformasyon, su emilimi ve renk değişimi gibi dezavantajları vardır. Su emilimi bakteri tutulumu, renk değişimi ve kötü kokulara sebebiyet verebilmektedir. Doldurucu ve polimer içerikleri boyanma miktarını etkiler (91).

Tutuculukları için uyumlu yapıştırıcı gereksinimleri vardır. Braket tabanına metil metakrilat monomeri gibi primer uygulanarak şişmesi ve yapıştırıcının mekanik olarak tutunması sağlanır (92).

Plastik braketler düşük bağlanma dayanıma sahiptirler. Bu problemin çözümü için metal oluklar ve girintili-çıkıntılı kaideler eklenmiştir. Son dönemlerde, sürtünmeyi azaltmak amacıyla slotları metal oluk şeklinde geliştirilmiş tipleri, fiber-cam partikülleri eklenmiş olanları ve asetale polimer polioksümetilen (POM) den üretilenleri de vardır. POM materyali yeterli fiziksel dayanıklılığa ve renk değişimine karşı iyi olmasına rağmen, dış etkilerle depolimerize olarak formaldehit salar ve bu oral dokular için zarar vericidir (93).

Ayrıca braket kanatlarının kırılmalarına karşı dayanabilmesi için braket kütlelerinin artırılması gerekmektedir. Kısa süreli ve minimum kuvvet gerektiren vakalarda seramik braketlere alternatif olarak kullanılabilirler (94, 95).

2.5 Farklı Restorasyonlara Braketin Yapıştırılması

2.5.1 Amalgam Üzerine Yapıştırma

Günümüzde her ne kadar amalgam dolguların yerini kompozit restorasyonlar alsada yetişkin hastaların çoğunda posterior dişlerin özellikle bukkal yüzlerinde amalgam restorasyonlarla karşılaşılabilir. Bu yüzeylere ortodontik ataçman yapıştırılması ve uzun süreli tutunmalarını sağlamak oldukça güçtür (96). Bağlanma direncini arttırmak için ara rezin

kullanılmasına ve metale bağlanabilen bir yapıştırıcıya ihtiyaç vardır. 4-META ve 10-MDP(metakrilloksidesil dihidrojenfosfat) Bis-GMA metale kimyasal olarak bağlanmayı artırmak için geliştirilmiş farklı tipte rezinlerdir (97).

Amalgam restorasyonlu yüzeyin cilalı, parlak bir yapısı olduğu için yüzey pürüzlendirilmesi de yapılması gerekmektedir. Bu sayede yüzey alanı artırılarak tutuculuk da artırılır. Pürüzlendirme işlemi kumlama veya elmas frezle aşındırma ile yapılabilir. Kumlama 50 m μ alüminyum oksit tozu ile 3 saniye yapıldığında pürüzlü bir yüzey sağlar. Frezle yapılan yöntem daha düz ve düzenli yüzey oluşturduğundan daha az tercih edilmektedir. Kumlama sırasında amalgam tozlarının güçlü bir emici ile çok iyi bir şekilde uzaklaştırılması gerekmektedir. Pürüzlendirme yapıldıktan sonra 4-META içerikli bir ara rezin eşit kalınlıkta uygulanır. Sealant sürülür ve son olarak braket kompozitle yapıştırılır. Braket yapıştırılacak yüzey üzerinde mine dokusu da varsa %37'lik fosforik asit 20 saniye süre ile uygulanarak pürüzlendirilmesi sağlanır (97).

Amalgam yüzeye bağlanma değerlerinin mineye bağlanma değerlerinden oldukça düşük olduğu, kumlama yapılmış amalgam yüzeyine bağlanma direnci 3,4-6,5 MPa arasında bulunurken, kontrol grubunda mine yüzeylerinde 13 MPa olduğu yapılan bir çalışmada gösterilmiştir (98). Ortodontik tedavi öncesi hazırlıkta amalgam restorasyonun mümkünse kompozit restorasyonla değiştirilmesi tavsiye edilmektedir (96, 99).

2.5.2 Kompozit Üzerine Yapıştırma

Kompozitler dişlerin konservatif restorasyonları için sıklıkla kullanılmaktadırlar. Amalgam restorasyonların toksik etkileri ve kıymetli metal alaşımların ise maliyetlerinin yüksek olması kompozitin daha çok tercih edilmesini sağlamıştır. Özellikle kompozit laminaların gelişmesi estetik beklentilerin arttığı günümüzde hızlı ve kolay bir çözüm olarak sunulmaktadır (100). Mine dokusundan çok az ya da hiç kesim yapılmadan tabakalama ile kayıp diş dokularının yerine konması sağlanabilmektedir. Yüksek stres alan okluzal yüzeylerde ve insizal kenarlarda da kullanımı oldukça yaygındır. Kısa klinik kron boyuna sahip, aşırı kron harabiyeti olan posterior dişlerde sıklıkla

karşılaşılan kompozit restorasyonlar braket yapıştırılmasını neredeyse imkansız hale getirmektedir. Bağlanma direncinin maksimum seviyede olması bu gibi durumlarda daha önemlidir (58, 96).

Kompozitler genel olarak monomerik rezin matrisi, inorganik doldurucu tanecikler, polimerizasyon için aktivatör, başlatıcı, bozulmaya karşı durdurucu ve inhibitörler ile renk pigmentleri içermektedirler. Kompozitlerin fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilmesine rağmen ağız sıvılarının etkisiyle renk değişimi, mikro sızıntı ve kenar aşınmaları halen problem oluşturmaktadır (58).

Kompozit tamiri diğer restoratif materyallere göre daha kolaydır. Tabakalama tekniğine benzer bir şekilde, yüzeyin temizliğinden sonra hafif bir pürüzlendirme ile yapıştırıcı rezin yardımıyla kompozit yapıştırılarak tamir gerçekleştirilir. Braketin yapıştırılması da buna benzerdir. Pürüzlendirme için asidüle fosfat floride (APF) veya hidroflorik asit kullanılabilir. Bağlanma direncinin artırılması amacıyla silan ilavesi de tavsiye edilmektedir. Son dönemlerde silika kaplama ile de rezin-rezin bağlanma direncinin artırıldığı düşünülmektedir (12, 17, 101).

2.5.3 Porselen Üzerine Yapıştırma

Protetik restorasyonlar, kırılma direnci ve sızdırmazlık açısından konservatif restorasyonlardan üstündür. Renklerinin stabil kalması kompozitlere göre abrazyona karşı dirençlerinin yüksek olması, sıvı emilimine karşı dirençli olmaları avantajlarının yanı sıra tamir zorluğu, yapıştırıldıktan sonra renginin değiştirilmesinin olmaması, maliyetlerinin yüksekliği, kompozite göre tekrar cilalanabilmesinin zor olması gibi dezavantajlara sahiptirler. Özellikle laminate veneerler de mükemmel estetik sağlanması günümüzde seramik restorasyonlara olan ilgiyi oldukça arttırmıştır (102-104).

Diş hekimliğinde seramikler silika bazlı, alüminyum oksit ve zirkonyum oksit içerikli olarak sınıflandırılabilir. Seramik restorasyonlar üzerine braket yapıştırılması için uygun bir yüzeye sahip değildir. Üzerindeki glaze adı verilen parlak, cilalı ince şeffaf tabakanın kaldırılması tavsiye edilmektedir (105). Yapıştırıcı için yeterli mekanik tutuculuk oluşturacak şekilde yüzeyin pürüzlendirilmesi işlemine ihtiyaç vardır (19). Pürüzlendirme taşlarla, frezle

veya kumlama ile yapılabilmektedir. Kimyasal olarak ise en sık hidroflorik asit (HF) kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra asidüle fosfat floride (APF) ve lazer kullanımı da literatürde bahsedilmektedir (9, 19, 106).

Porselen yüzeye uygulanan asit, cam matriksi çözer ve yüzeyde rezin bağlantısını arttıracak pürüzlü yapı oluşmasını sağlar. Porselenler benzer kimyasal formüle sahip olmalarına rağmen kristal yapıları, içerikleri, partikül boyutları ve üretim şekilleri farklı olduğu için aside karşı dirençleri de farklıdır. Alumina seramiğin kimyasal ajanlara karşı direncini arttırmaktadır. Bu yüzden alumina içerikli seramikler feldspatik seramiklere göre asit uygulamasına daha dirençlidir (107).

Hidroflorik asit sitotoksik özellikte, yumuşak dokuları yakıcı etkisi olduğundan uygulanmadan önce uygulama bölgesinin etrafı dikkatlice izole edilmelidir. En sık %9,6 'lık jel formu kullanılmaktadır. Özellikle yıkama ve kurutma işlemleri sırasında ağız içi dokulara temasının olmamasına dikkat etmek gerekmektedir. Bu özelliklerinden dolayı alternatif olarak %1,23 'lük asidüle fosfat floride (APF) kullanılmış; %1,23 'lük APF 'nin 10 dakika süreyle uygulanması %9,6 'lık HF asidin 4 dakika uygulanmasına eşdeğer bir bağlanma direnci sağladığı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (107). Ancak klinik açıdan tam bir izolasyonun sağlanamayacağı düşünülüyorsa APF, HF yerine tercih edilebilir (108). Porselen ile yapıştırıcı arasındaki bağlanma direncini arttırabilmek için birleştirici ajan olarak silan kullanılabilir. Silan organofonksiyonel grup, birleştirici kısım ve hidrolize olabilen alkoksil grubundan oluşmaktadır. Esas fonksiyonel grup kompozit rezindeki monomerle birlikte polimerize olur. Alkoksil grubu hidroliz reaksiyonu sırasında silanol gruplarına dönüşür. Silanol grupları da cam yüzeylerle kovalent bağlar oluşturur. Ancak porselen ile kompozitin bağlantısı daha çok mekanik olduğu ve kimyasal bağlanma sağlayan silanın katkısının düşük olduğunu bildiren çalışmalar da vardır. Bu sebeple silan kullanılması tercihe bağlı olarak kabul görür (36).

HF asidin yumuşak dokulara zararlı etkisi ve farklı içerikteki porselen sistemlerine bağlantıyı arttırmak adına yeni yöntemler geliştirilmeye çalışılmıştır. Bu amaçla Guggenberger kumlama yoluyla tribokimyasal silika

kaplamaya dayanan Rocatec® sistemini tanıtmıştır (12). Başlangıçta ağız dışı uygulanan bu sistem daha sonra geliştirilerek ağız içi uygulanabilir hale de getirilmiştir. Porselen yüzeyi, özel olarak düzenlenmiş alüminyum oksit kum parçacıkları ve silika asidi ile beraber kuşlanır. Kuşlama ve kimyasal reaksiyon işlemi sonrası yüzeyde silika partiküllerinden bir tabaka meydana gelir ve silan yardımıyla da porselen ve kompozit arasında bağlantı sağlanmış olur (109).

Porselen üzerindeki glaze tabakasının kaldırılması geri dönüşümsüz hasarlar oluşturur ve braket sökümü sırasında porselen yüzeyinde kırılmalar görülebilmektedir. Bu durum hastalara da ortodontik tedavi öncesinde bildirilmeli karşılaşılabilecek durumlar anlatılmalıdır. Ortodontik tedavi sonrasında braket çıkarılmış porselenin yüzey pürüzlülüğünü gidermek için elmas frez, lastik abrazyonlar, zımpara ve cila diskleri kullanılabilir (105, 110).

Braket sökümü, sökücü pensler yardımıyla klasik yöntemlerle yapılabildiği gibi ektotermal, ultrasonik ve lazer ile de yapılan yöntemler vardır. Çıkarma dikkatlice yapılmalı porselen yüzeyde minimum hasar olacak şekilde çalışılmalıdır (111).

2.6 Seramik Yapısı ve Çeşitleri

Seramikler renk stabiliteyi, yüksek aşınma dirençleri, düşük ısı iletkenlikleri, estetik ve biyouyumluluk özelliklerinden dolayı diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Estetik amaçlı kullanılan materyaller arasında renk uyumu en iyi olan materyallerden biridir. Su emilimi yapmamaları, ağız dokularına da uyumlu olmaları gibi nedenlerden dolayı da sıklıkla tercih edilmektedirler. Isısal genleşme katsayısı ve ısı iletkenliği doğal dişe yakın olduğu için altlarındaki diş kronlarını termal değişimlere karşı korurlar (112, 113).

Diş hekimliği alanında kullanılan seramik esas olarak silisyum tetrahidrattan(SiO₄) oluşmaktadır. Seramik içindeki partiküllerin erimesi ile birleşerek şekillendirilen cam fazlı kristalin bir materyaldir. İçeriğinde translusentliği veren feldspar, doldurucu görevi yapan kuartz, porselenin

işlenmesini kolaylaştıran kaolin, ara oksitler, renk pigmentleri ve opaklaştırıcı maddeler bulunur (114).

Restoratif diş hekimliğinde seramikler bir metal altyapı üzerinde veya metal desteksiz olarak kullanılabilirler. 1962 yılında Weinstein ve arkadaşları metal destekli seramik sistemleri içeren araştırmalar yapmışlar ve lösit porseleni tanımlamışlardır. 1965 yılında McLean ve Huges' un seramik kronlarının dayanıklılığını güçlendirici bir faz olan alüminyum oksiti tanımlamalarıyla metal desteksiz (tam seramik) restorasyonlardaki gelişmeler başlamış, günümüzde de yüksek dirençli seramik kor materyallerinin kullanılması bu gelişmeleri devam ettirmektedir (113, 115).

Teknoloji ve materyallerdeki gelişmelere bağlı olarak seramiklerin sınıflandırılması değişikliğe uğramaktadır. Fırınlanma derecelerine, üretim şekillerine ve mikro yapılarına göre farklı sınıflamalar mevcuttur (114).

2.6.1 Cam Seramikler (Silika Bazlı)

Estetik olarak optik özellikleri en iyi taklit eden seramiklerdir. Düşük ve orta düzeyde lösit içeren seramikler esas olarak "feldspatik seramik" olarak adlandırılmaktadır. Cam seramik içerisindeki lösit seramiğe sertlik verir. Kimyasal ajanlara dayanıklılık sağlar ve ısıl genişleme katsayısını düşürür. Potasyum alümina silikat yapısındaki lösit kristalleri ilavesi ile güçlendirilmiş seramikler yüksek lösit içeriği ile kırılmalara karşı oldukça dirençlidir (20, 116).

Seramikler presleme, cam infiltrasyonu, sinterleme, döküm gibi tekniklerle üretilebilmektedir. Eriyerek yapışma esasına dayanan döküm tekniklerinde en önemli dezavantaj küçük poröziteler ve bazen homojenitenin olmamasıdır. Bu olumsuzluklara karşı ısı ve basınçla şekillendirilerek preslenmiş cam seramik olan IPS Empress sistemi geliştirilmiştir. Preslemeden sonra soğumaya bırakılan seramikte lösit cam matriksi sarar ve çekme kuvvetlerine direnci artırır. Yüksek kristalin miktarı direnci artırır ancak estetiği olumsuz etkileyebilmektedir. Lösit kristalleri bu nedenle %30-40 oranından fazla kullanılmazlar ve IPS Empress gibi kırılğan cam seramikler genelde tek üye restorasyonlarında tercih edilirler (117).

Özellikle tam seramik restorasyonlarda seramik yapıyı güçlendiren dolduruculardan biri olan lityum disilikat eklenerek ve preslenerek üretilen IPS Empress II 1998 yılında ilk olarak piyasaya sürülmüştür. Yapımı IPS Empress sistemindeki gibi kayıp mum tekniğine dayanır. Kimyasal yapısındaki kristalin faz bir lityum disilikattır ($\text{Li}_2\text{O}_2\text{SiO}_2$) ve cam seramik hacminin %70 e varan kısmını oluşturmaktadır. Ana yapısı lityum disilikat olup floroapetit cam seramik türevidir. İkinci kristalin fazı ile homojen ve kontrollü bir şekilde kristal çekirdekleri lityum ortofosfat (Li_3PO_4) ve lityum disilikat kristallerini oluşturur. Seramik yapısındaki çatlak oluşumu bu kristaller tarafından tutularak seramiğin bükülme direncinde artış sağlamaktadır. Cam oranı daha az olduğu için kırılmaya karşı direnci fazla ve mikro çatlak oluşum riski oldukça azdır. 2005 yılında translusensliği ve fiziksel özellikleri arttırılmış bir şekli olan IPS e.max adını almıştır. Sıklıkla ön bölge restorasyonlarında, inley/onley ve laminate veneer yapımında kullanılmaktadırlar (113, 118-120).

2.6.2 Alümina Esaslı Seramikler

Kırılma direncinin arttırılmasına ihtiyaç duyulması alümina içeriğinin seramiklerde arttırılmasına yol açmıştır. Yüksek dirençli alümina esaslı seramiklerde alüminyum oksit katkı maddesi değil matriksin kendisini oluşturmaktadır. Geleneksel porselene %40-%50 oranında alümina kristalleri ilave edilerek üretilirler. Cam matriksin güçlendirilmesi için lösit kristallerine alüminyum oksit ilave edilerek dayanıklılık arttırılmıştır. Geleneksel porselenlere göre yüksek dayanıklılık göstermelerine rağmen opak özellik göstermeleri estetik açıdan dezavantaj oluşturur (121).

1985 yılında Dr.Sadoun tarafından geliştirilen In-Ceram sistemi tanıtılmıştır. Isıya dayanıklı day üzerinde ince grenli alümina partikülleriyle hamurdan bir kor hazırlanır ancak alümina partikülleri arasında kalan boşluklardan dolayı tek başına dayanıksız bir yapı olduğu görülmüştür. 1989 yılında tanıtılan In-Ceram alümina sisteminde ise alümina içeriği yüksek, gözenekli alt yapıya yüksek sıcaklıklarda cam infiltre edilerek boşluklar doldurulur. Estetik görünümün arttırılması için feldspatik seramik ile üzeri kaplanarak restorasyon tamamlanır (122, 123).

Kor yapıdaki seramik içerisindeki alüminyum oksit miktarı düşürülerek magnezyum oksit eklenmesi ile alüminanın istenmeyen opak özelliğinin giderilmesi amacıyla In-Ceram Spinel üretilmiştir. Spinel ($MgAl_2O_4$) dentin tabakasının translusensi özelliklerini sergilediği için alüminaya göre daha iyi bir estetik sağlamıştır. Optik özellikleri iyi olmasına rağmen In-Ceram Alümina' ya göre kırılmalara karşı daha az dirençlidir (121, 124).

In-Ceram Zirkonya, In-Ceram Alümina sistemine %35 oranında kısmen stabilize edilmiş zirkonya ilavesi ile elde edilmiştir. Fırınlama neticesinde altyapı seramikleri büzülme gösterirler ancak zirkonya altyapıdaki büzülme oldukça az miktardadır. Alüminyum oksit kristallerine zirkonya ilavesi ile cam infiltre edilmiş seramiğin kırılma direnci ve bükme dayanıklılığı oldukça arttırılmaktadır. Opak özelliğinden dolayı ön bölge restorasyonlardan çok posterior bölgede kuron ve köprü restorasyonlarında endikedir (125, 126).

2.6.3 Zirkonyum Esaslı Seramikler

Polimorfik bir materyal olan zirkonyum doğada tek başına bulunmaz. Metal oksidi olan zirkonyum dioksit (ZrO_2) ve silikat oksit ile yaptığı bileşik olan zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) olarak diş hekimliğinde kullanılır. Zirkonyum silikatın diğer adı zirkondur. Zirkonyum dioksit ise zirkonya, zirkonyum oksit veya baddeleyit olarak isimlendirilir (8, 127).

Zirkonya monoklinik (oda sıcaklığından $1170\text{ }^\circ\text{C}$ 'ye kadar), tetragonal ($1170\text{ }^\circ\text{C}$ - $2370\text{ }^\circ\text{C}$ arası) ve kübik faz ($2370\text{ }^\circ\text{C}$ üzeri) olmak üzere üç ana formda bulunur. Monoklinik fazdan tetragonal faza geçişte ($1170\text{ }^\circ\text{C}$ 'nin üzerinde ısıtıldığında) %5 oranda hacimsel olarak bir küçülme görülmektedir. Soğutulması sırasında ise %4'lük bir büyüme meydana gelir. Bu farktan dolayı saf zirkonya içerisinde mikro çatlaklar oluşur. Isıl işlemler karşısında kontrol edilemeyen faz değişimlerini önlemek ve mekanik özelliklerini iyileştirmek için saf zirkonya içerisine itriyum, seryum, kalsiyum ve magnezyum gibi elementlerin oksitlerinin eklenmesiyle oda sıcaklığında yarı stabil tetragonal fazda tutulur. Yarı stabil tetragonal fazda olduğu halde monoklinik faza geçmek için içerisinde bir enerji barındırır. Yüksek kuvvetler, aşındırma, sinterizasyon sonrası soğuma gibi mekanik uyarılar sonrası oluşan bir çatlağın ilerlerken

oluşturduğu stres, çatlağın etrafındaki tanecikleri tetragonal fazdan daha stabil monoklinik faza geçiş yaptırır ve %3-5'lik hacim artışı çatlağın ilerlemesini engeller. Bu durum zirkonyaya özgü olup “transformasyon sertleşmesi” olarak adlandırılır (8, 127).

Yüksek bükülme dayanımı, kimyasal ve boyutsal yeterli stabilite, kırılmaya karşı direnç gibi ideal özelliklerinden dolayı itriyum tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) esaslı seramikler yaygın olarak kullanılmaktadır. Saf zirkonyumun %3 mol itriyum oksit (Y₂O₃) ile stabilize edilmesi ile meydana gelirler (8, 128).

CAD-CAM (bilgisayar yardımı ile tasarım-bilgisayar yardımı ile üretim) teknolojisinin gelişmesi ile zirkonyanın diş hekimliğinde kullanım alanı artmıştır. CAD-CAM makinalarında zirkonyanın yumuşak ve sert frezeleme olmak üzere iki tür frezeleme işlemi vardır. Yumuşak frezelemede hazır bloklardan istenenden dördte bir oranda daha büyük hacimde işlenir ve ardından tam olarak sinterlenir. Sert frezelemede ise daha homojen tam sinterize bloklar kullanılır. Genellikle, tam sinterize blokların sertliğinden ve uzun aşındırma periyotlarından dolayı sert frezeleme yerine yumuşak frezeleme tercih edilir (119).

Yüksek aşınma direnci, sertlik, korozyona karşı direnç, dokulara karşı sitotoksik olmaması gibi özellikleri zirkonyanın güvenle kullanılmasını sağlamıştır. Ancak opak özelliğinden dolayı bir veneer porselenle beraber kullanılmaktadır. Veneer porselende kullanılan cam seramiklerin, karşıt dişlerin mine yüzeyinde oluşturduğu aşınmaların kompozit ve zirkonyaya göre daha fazla olduğunu gösteren çalışmalar vardır (129, 130).

Zirkonya alt yapı ile beraber kullanılan veneer porselenlerde; ısıl genleşme katsayısı farkı, üst yapının kalınlığı ve fırınlama sırasında porselende görülen büzülme gibi nedenlerden dolayı kopma veya yontulma olarak adlandırılan “chipping kırıkları” görülebilmektedir (131).

Uzun dönemde görülen zirkonya alt yapıli restorasyonlardaki bu başarısızlıklar monolitik (tek tabakalı) zirkonya restorasyonları gündeme getirmiştir. CAD-CAM uygulamalarındaki gelişmelerin diş anatomisinin konturlarına uygun kron yapımına olanak sağlaması monolitik zirkonya

restorasyonlarının üretilmesini sağlamıştır. Üst yapı porseleni olmadığı için chipping kırıkları ve laboratuvar problemleri elimine edilmiştir. Ayrıca monolitik zirkonyumların gözeneksiz yapısı, mükemmel doğal görünümü ve yüksek translüenslik özellikleri sayesinde estetiği sağlamak için seramiklerle beraber kullanılmaları gerekmemektedir. Monolitik zirkonyum restorasyonların karşıt dişlerde kabul edilebilir minimal aşındırma yaptığını gösteren, porselen restorasyonlara göre daha az aşınma yüzeyi elde edilen çalışmalar vardır (131-133).

Kırılmaya karşı yüksek direnç göstermeleri, interokluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda da avantaj sağlamaktadır. Özellikle kısa klinik kron boyu olan dişlerde, posterior tek üye ve köprülerde monolitik zirkonya restorasyonlar kullanılabilir (134).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Cumhuriyet Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'na başvurularak, 2016-11/09 karar no'lu ve 25.11.2016 tarihli izinler alınarak yapılmıştır.

3.1 Örneklerin oluşturulması

Çalışmamızda $\alpha=0,05$ $\beta=0,10$ $(1-\beta)=0,90$ olarak alındığında her iki materyal grubuna 56 materyal alınmasına karar verilmiş ve testin gücü $P=0,80225$ bulunmuştur. Çalışmamız CAD/CAM teknolojisi ile oluşturulan 56 adet Monolitik Zirkon ve 56 adet Empress 2 olmak üzere toplam 112 örnek üzerinde yürütülmüştür. Tüm örnekler 9 mm çapında, 3 mm kalınlığında silindir şeklinde, orijinal yapıları değiştirilmeden üretici firma talimatlarına uygun şekilde CAD/CAM makinalarında hazırlanmıştır. Hazırlanan örnekler daha sonra Instron test cihazına uygun büyüklükteki sabit metal kalıplara bir yüzeyi açık kalacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3.1 ve 3.2). Örnekler Kuşlama, Kuşlama-Hidroflorik Asit (HF), Kuşlama-Hidroflorik Asit (HF)-Silan, Silika Kaplama-Silan şeklinde dört temel yüzey değiştirme işlemine göre gruplanmıştır. Her bir yüzey değiştirme işlemi için 7 adet örnek materyal kullanılmıştır. Kuşlama sonrası braket yapıştırılma aşamasında primer adeziv bond kullanılırken, silan yüzey ıslanabilirliğini arttırdığından, silan kullanılan örneklerde primer adeziv bond kullanılmamıştır. Bu aşamadan sonra 56 adet monolitik zirkon örneğin yarısına metal braket, yarısına seramik braket; 56 adet Empress 2 örneğin yarısına metal braket ve diğer yarısına da seramik braket uygulanarak gruplar oluşturulmuştur.



Şekil 3.1 CAD/CAM teknolojisi ile hazırlanmış Monolitik Zirkon örnek



Şekil 3.2 CAD/CAM teknolojisi ile hazırlanmış Empress 2 örnek

3.2 Yüzey Değişirme İşlemleri

Tüm örnekler için dört farklı yüzey değiştirme işlemi planlanmıştır. Bu işlemler; kumlama, hidroflorik asit uygulama, silan ve silika kaplama işlemlerinden oluşmaktadır (Tablo 3.1).

Tablo 3.1 Örnek yüzeylerinde uygulanan yüzey değiştirme işlemleri

Yüzey İşlemleri		Üretici Firma
1. Kumlama Primer Yapıştırıcı Ajan	50 μm Al ₂ O ₃ , 1 cm, 3 sn	Dentsply GAC, USA Transbond XT, 3M Unitek, USA Transbond XT, 3M Unitek, USA
2. Kumlama Hidroflorik Asit Primer Yapıştırıcı Ajan	%9,6, 2dk	Pulpdent Porcelain Etch Gel, USA
3. Kumlama Hidroflorik Asit Silan Yapıştırıcı Ajan	30sn, tek kat	ESPE-Sil 3M ESPE, Germany
4. Silika Kaplama Silan Yapıştırıcı Ajan	30 μm SiO _x , 1 cm, 5 sn	Cojet-Sand, 3M ESPE, Germany

3.2.1 Kumlama

Seçili örneklere kumlama cihazı ile (Microetcher II, Danville Materials, USA) 2,5 bar basınç altında, örnek yüzeyine dik olacak şekilde, 3 saniye boyunca, 10 mm uzaklıktan, 50 µm boyutunda alüminyum oksit ile kumlama yapılmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3 Ağız içi kumlama cihazı

3.2.2 Hidroflorik Asit Uygulama

Kumlama+ HF ve Kumlama+ HF+ Silan uygulanacak örnek yüzeylerine 2 dakika boyunca %9,6'lık Hidroflorik asit (Pulpdent porcelain etch gel, ABD) jel formunda uygulanmıştır. Pamuk rulolar ile asidin dikkatlice uzaklaştırıldığı örnekler 15 saniye basınçlı su ile yıkandıktan sonra 15 saniye hava ile kurutulmuştur (Şekil 3.4).



Şekil 3.4 Hidroflorik asit

3.2.3 Silan Uygulanması

Silan uygulanacak gruplardaki yüzeyler yıkanıp kurutulduktan sonra tek kat halinde silan (ESPE-Sil, 3M ESPE, Germany) sürülerek kurumaya bırakılmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5 Silan

3.2.4 Silika Kaplama

30 µm boyutunda SiO_x kumu (CoJet-Sand, 3M ESPE, Germany) ile 1cm uzaklıktan ve 2,5 bar basınçla, silika kaplama grubu örnek yüzeylerine 5 saniye boyunca kumlama yapılmıştır (Şekil 3.6).



Şekil 3.6 Silika tozu (SiO_x kumu) ve CoJet kumlama cihazı

3.3 Braketlerin Yapıştırılması

Çalışmada bütün gruplarda braketlerin yapıştırılmasında ışıkla sertleşen Transbond™ XT (3M Unitek, ABD) kompozit rezin kullanılmıştır. Kuşlama ve Kuşlama+ HF gruplarında da Transbond™ XT primer adeziv kullanılmıştır (Şekil 3.7).



Şekil 3.7 Transbond primer adeziv ve kompozit

Transbond primer adeziv, ışıkla sertleşir ve %100 organik yapıdadır. İçeriğinde %45-55 oranında bisfenol polietilen glikol dieter dimetakrilat (Bis-EMA) ile %45-55 oranında Trietilen-GMA bulunur. Kompozit rezinin %23'lük kısmı organik, %77'lik kısmı inorganik yapıdadır. Organik kısmın %14'ü Bis-GMA 'dan oluşurken, %9'luk kısmı Bis-EMA 'dır. İnorganik kısmında ise doldurucu partikül olarak silikatlanmış quartz ve toz halinde silika bulunur. Transbond XT 'nin primer adeziv ve kompozit rezin kısımlarının içinde ışığa duyarlı ve polimerizasyonu başlatan kamforokinon vardır (135).

Çalışmada ışıkla sertleşen adezivin polimerizasyonunu sağlamak için Valo (Ultradent, ABD) marka, 3200 watt gücünde LED ışık kaynağı 5 saniye süre ile kullanılmıştır. Bu cihaz 395-480 nm dalga boyu arasında görülebilir ışık yaymaktadır (Şekil 3.8).



Şekil 3.8 Çalışmada kullanılan LED ışık kaynağı (Valo)

Yapıştırma işlemi her seferinde aynı araştırmacı tarafından yapılmıştır. İşlem görmüş seramik yüzeylere toplam 56 adet metal braket (0,18"slot roth, Master Series, Mini Master, American Orthodontics, ABD), 56 adet de seramik (0,18"slot roth, 20/40™ Ceramic Brackets, American Orthodontics, ABD) alt keser braketleri yapıştırılmıştır (Şekil 3.9).



Şekil 3.9 Çalışmada kullanılan metal ve seramik braketler

3.4 Termal Siklus

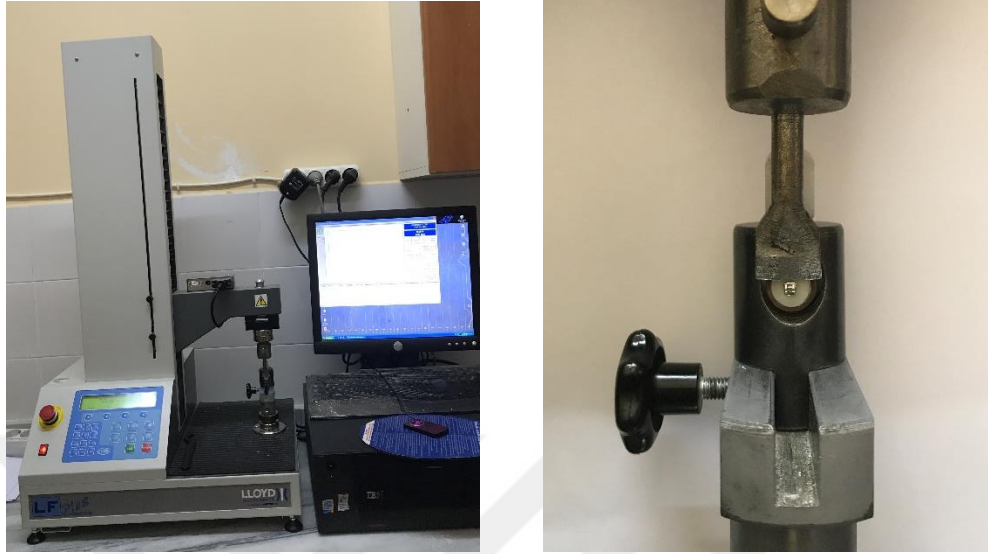
Braketler yapıştırıldıktan sonra örnekler 37°C distile suda 24 saat süre ile bekletilmiş, termal stres için sıcaklık dereceleri sabitlenerek iki ayrı su tankı ve örnekleri bu sulara batıracak bir düzenek hazırlanmıştır. Hazırlanan örnekler 5°C ile 55°C sıcaklıktaki su banyolarına sırayla 500 kere batırılarak termal stres oluşması sağlandı. Her bir banyoda bekleme süreleri 30 saniye, banyolar arası transfer de 5 saniye olacak şekilde ayarlandı (Şekil 3.10).



Şekil 3.10 Termal siklus cihazı (Gökçeler Makina, Türkiye)

3.5 Bağlanma Dayanımı (Shear Bond Strength) Testi

Braketlerin bağlanma dayanımı testi, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Instron Test Cihazı (Lloyd LF Plus; Ametek Inc, Lloyd Instruments, Leicestershire, İngiltere) kullanılarak yapılmıştır. Bu aygıtın biri sabit diğeri hareketli birbirine paralel konumda bulunan iki tablası vardır. Böylece sabit olan alt parça üzerine yerleştirilen herhangi bir maddeye hareketli olan üst parça yardımıyla dik yönde gerilme veya sıkıştırma kuvveti uygulanır. Aletin elektronik göstergesinde uygulanan kuvvet, Newton cinsinden 1N hassasiyetinde kaydedilir (Şekil 11).



Şekil 3.11 Instron Test Cihazı (Lloyd LF Plus, İngiltere)

Çalışmamızda porselen-braket ara yüzeyine braket örnekten ayrılana kadar 1mm/dakika hızla basma kuvveti uygulanmış, elde edilen sonuçlar Newton olarak kaydedilerek daha sonra Megapascala çevrilmiştir ($\text{MPa} = \text{N}/\text{nm}^2 \times 0,980665$).

3.6 Yüzeylerin İncelenmesi

Braketler koparıldıktan sonra ayrıldıkları yüzey ve braket tabanı incelenmesinde, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Nikon SM2 800 (Nikon Corporatia Tokyo, Japonya) stereo ışık mikroskobu kullanılmıştır.

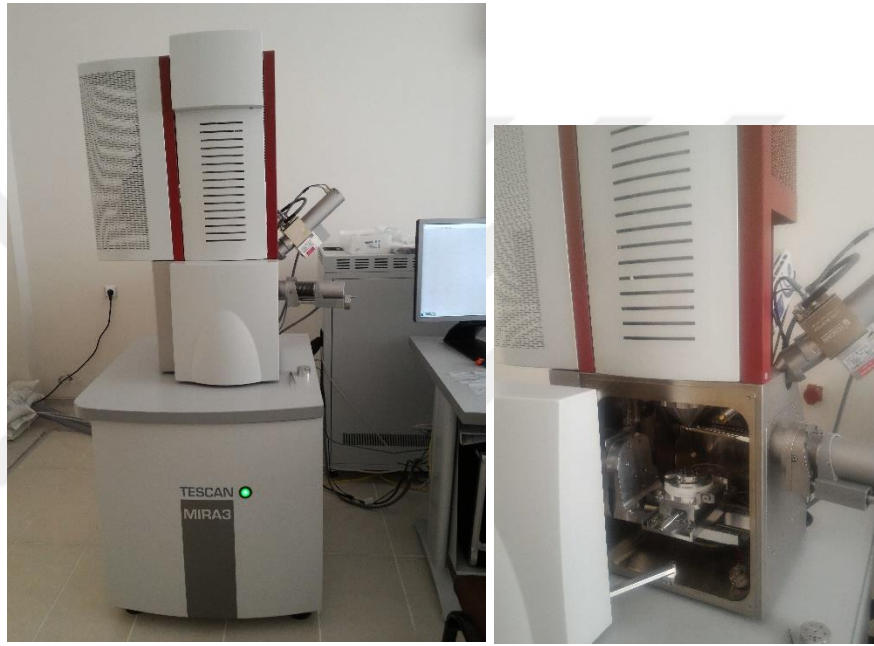
Kopma bölgesi ve tipini belirlemek için braketler ayrıldıktan sonra kopma yüzeyleri incelendi ve ARI (Adhesive Remnant Index) sistemine göre 0 ile 3 arasında skor verildi. ARI sistemi skorları aşağıda verilmiştir:

- 0= Örnek üzerinde hiç yapıştırıcı yok
- 1= Örnek üzerinde %50 den az yapıştırıcı artık madde var
- 2= Örnek üzerinde %50 den fazla yapıştırıcı artık madde var
- 3= Örnek üzerinde yapıştırıcının tamamı var, braket üzerinde hiç yok

3.7 Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) Çalışması

Her iki protetik materyal (Monolitik Zirkon ve Empress 2) birer örnek alınarak örnek yüzeyi üçe bölünmüştür. Alüminyum oksit ile kumlama, hidroflorik asit ve silika kaplama ayrı ayrı yüzeylere uygulanmıştır.

İşlem görmüş ve koparılan örnek yüzeyleri altın-paladyum ile kaplanarak tarayıcı elektron mikroskobunda incelenmiş x1000, x2000, x5000 ve x10000 büyütmede görüntüler kaydedilmiştir.



Şekil 3.12 Taramalı elektron mikroskobu (Tescan, MIRA3)

3.8 İstatiksel Analiz

Tüm istatiksel değerlendirmeler bilgisayar ortamında SPSS (Statistical Package for Social Sciences, SPSS for Windows 22.0.0, SPSS Inc, Chicago) paket programında gerçekleştirilmiştir. Her bir gruba ait ortalama bağlanma direnci, standart sapma, maksimum ve minimum değerler hesaplanmıştır. Bağlanma dayanımına bakılan grupların karşılaştırılmasında Varyans Analizi (ANOVA) kullanılmıştır. İkili karşılaştırmada Tukey Testi uygulanmıştır.

4. BULGULAR

4.1 Monolitik Zirkon Üzerine Yapıştırılan Metal Braketlerin Bağlanma Değerleri

Monolitik zirkon üzerine yapıştırılan metal braketlerin bağlanma değerlerine bakıldığında istatistiksel açıdan gruplar arası anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,05$). Her grup için minimum ve maksimum değerler ile ortalama bağlanma direnci ve standart sapma değerleri Tablo 4.1 'de görülmektedir. En düşük bağlanma dayanımı değeri 4,4 MPa ile yalnızca kumlama yapılan grupta bulunurken en yüksek bağlanma değeri ise 14,3 MPa ile silika kaplama ve silan uygulanan grupta elde edilmiştir.

Tablo 4.1 Monolitik zirkon üzerine yapıştırılan metal braketlerin bağlanma dayanımı değerleri

<i>Monolitik Zirkon</i>	<i>Ortalama</i>	<i>S.S</i>	<i>Min.</i>	<i>Max.</i>
<i>Kumlama</i>	5,02	0,5	4,4	5,6
<i>Kumlama + HF</i>	6,75	0,64	6,2	8,07
<i>Kumlama + HF+ Silan</i>	10,23	1	9,2	11,88
<i>Silika Kaplama + Silan</i>	11,19	2,23	8,85	14,3

$$F=35,17 \quad P=0,0001$$

Yüzeyde kalan kompozit rezin, stereo ışık mikroskobunda ARI Skorları aracılığıyla değerlendirilmiştir. Kumlama yapılan tüm gruplarda artık rezinin çoğu braket tabanında kalmış, braketler esas olarak rezin ile birlikte Monolitik Zirkon üzerinden ayrılmıştır. Kumlama + HF+ Silan grubu ile Kumlama + HF grubu arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Silika kaplama yapılan grupta ise yüzeyde artık yapıştırıcı kompozit rezin miktarı daha çok görülmüştür (Tablo 4.2).

Tablo 4.2 Metal braket yapıştırılmış Monolitik Zirkon-ARI Skorları

	<i>N</i>	<i>0</i>	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>
<i>Kumlama</i>	7	4	1	1	0
<i>Kumlama + HF</i>	7	3	3	0	1
<i>Kumlama + HF+ Silan</i>	7	3	4	0	0
<i>Silika Kaplama + Silan</i>	7	1	1	1	4

N= Örnek sayısı

4.2 Monolitik Zirkon Üzerine Yapıştırılan Seramik Braketlerin Bağlanma Değerleri

Monolitik zirkon üzerine yapıştırılan seramik braketlerin bağlanma değerlerine bakıldığında istatistiksel açıdan gruplar arası anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,05$). Her grup için minimum ve maksimum değerler ile ortalama bağlanma direnci ve standart sapma değerleri Tablo 4.3 'te görülmektedir. En düşük bağlanma dayanımı değeri (3,4 MPa) yalnızca kumlama yapılan grupta bulunurken, en yüksek bağlanma değeri ise (15,8 MPa) silika kaplama ve silan uygulanan grupta elde edilmiştir. Silan uygulanan grup ile silan uygulanmamış grup arasında anlamlı fark bulunmuş ve silan ile daha yüksek bağlanma değerleri (9,13 MPa) elde edilmiştir.

Tablo 4.3 Monolitik zirkon üzerine yapıştırılan seramik braketlerin bağlanma dayanımı değerleri

<i>Monolitik Zirkon</i>	<i>Ortalama</i>	<i>S.S</i>	<i>Min.</i>	<i>Max.</i>
<i>Kumlama</i>	4,88	1,21	3,4	6,8
<i>Kumlama +HF</i>	7,36	1,02	6,01	8,55
<i>Kumlama +HF+ Silan</i>	9,13	0,59	8,2	10,17
<i>Silika Kaplama+Silan</i>	13,1	1,79	10,85	15,48

$F=54,79$ $P=0,0001$

Seramik braketlerin çıkarılmasından sonra yüzeyde kalan kompozit rezin, stereo ışık mikroskobunda ARI Skorları aracılığıyla değerlendirilmiştir. Sadece kumlama yapılan grupta artık adeziv miktarı, çoğu örnekte seramik braket tabanında kalmıştır. Silika kaplama yapılan grupta ise yüzeyde artık yapıştırıcı kompozit rezin miktarı diğer gruplardan daha fazladır. Ayrıca silika kaplama yapılan örneklerin kopma testlerinde braket kırıklarına da rastlanmıştır.

Tablo 4.4 Seramik braket yapıştırılmış Monolitik Zirkon-ARI Skorları

	<i>N</i>	<i>0</i>	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>
<i>Kumlama</i>	7	6	1	0	0
<i>Kumlama+ HF</i>	7	3	1	2	1
<i>Kumlama+ HF+ Silan</i>	7	1	3	2	1
<i>Silika Kaplama+ Silan</i>	7	0	0	3	4

N=Örnek sayısı

4.3 Empress 2 Üzerine Yapıştırılan Metal Braketlerin Bağlanma Değerleri

Empress 2 üzerine yapıştırılan metal braketlerin bağlanma değerlerine bakıldığında istatistiksel açıdan gruplar arası anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,05$). Her grup için minimum ve maksimum değerler ile ortalama bağlanma direnci ve standart sapma değerleri Tablo 4.5 'te görülmektedir. En yüksek bağlanma dayanımı değerini silika kaplama ile yapıştırılan metal braketler (16,94 MPa) verirken, bunu sırasıyla silanlı hidroflorik asit uygulanmış gruplar(14,2 MPa) takip etmiştir. Sadece kumlama yapılan örneklerde ise tüm gruplara göre oldukça düşük bağlanma değerleri (2,6 MPa) bulunmuştur.

Tablo 4.5 Empress 2 üzerine yapıştırılan metal braketlerin bağlanma dayanımı değerleri

<i>Empress 2</i>	<i>Ortalama</i>	<i>S.S</i>	<i>Min.</i>	<i>Max.</i>
<i>Kumlama</i>	3,22	0,7	2,6	4,6
<i>Kumlama+ HF</i>	7,53	1,023	6,01	8,9
<i>Kumlama+ HF+ Silan</i>	11,11	2,42	7,7	14,2
<i>Silika Kaplama+ Silan</i>	14,23	1,44	12,26	16,94

$F=66,19$ $P=0,0001$

Metal braketlerin kopmasından sonra yüzeyde kalan kompozit rezin, stereo ışık mikroskobunda ARI Skorları aracılığıyla değerlendirildiğinde; sadece kumlama yapılan örneklerin hepsinde artık rezinin tamamı braket tabanında kalmıştır. Silika kaplama yapılan örneklerde ise kompozit rezin daha çok Empress 2 yüzeyi üzerinde kalmıştır. (Tablo 4.6).

Tablo 4.6 Metal braket yapıştırılmış Empress 2 -ARI Skorları

	<i>N</i>	<i>0</i>	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>
<i>Kumlama</i>	7	7	0	0	0
<i>Kumlama+ HF</i>	7	3	2	2	0
<i>Kumlama+ HF+ Silan</i>	7	1	2	3	1
<i>Silika Kaplama+ Silan</i>	7	0	0	2	5

4.4 Empress 2 Üzerine Yapıştırılan Seramik Braketlerin Bağlanma Değerleri

Empress 2 üzerine yapıştırılan seramik braketlerin bağlanma değerlerine bakıldığında istatistiksel açıdan gruplar arası anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,05$). Her grup için minimum ve maksimum değerler ile ortalama bağlanma direnci ve standart sapma değerleri Tablo 4.7 'de görülmektedir. En yüksek bağlanma dayanımı değerini silika kaplama ile yapıştırılan seramik braketler (18,15 MPa) verirken, bunu sırasıyla silanlı hidroflorik asit uygulanmış gruplar (14,58 MPa) takip etmiştir. Silan uygulanmamış HF ve kumlama yapılmış örneklerin silika kaplama yapılmış örneklerle göre oldukça düşük değerler verdiği görülmüştür. Sadece kumlama yapılan örneklerde ise tüm gruplara göre oldukça düşük bağlanma değerleri (3,04 MPa) bulunmuştur. Silanlı gruplar ile silan uygulanmayan gruplar arasında belirgin fark olduğu, silan uygulanan grupların daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerine sahip olduğu görülmüştür.

Tablo 4.7 Empress 2 üzerine yapıştırılan seramik braketlerin bağlanma dayanımı değerleri

<i>Empress 2</i>	<i>Ortalama</i>	<i>S. S</i>	<i>Min.</i>	<i>Max.</i>
<i>Kumlama</i>	3,84	0,65	3,04	4,7
<i>Kumlama+ HF</i>	6,85	0,31	6,5	7,3
<i>Kumlama+ HF +Silan</i>	11,68	1,81	9,56	14,58
<i>Silika Kaplama +Silan</i>	16,69	1,1	14,56	18,15

$$F=176,573 \quad P=0,0001$$

Seramik braket yapıştırılmış Empress 2 örneklerde, seramik yüzey ve kompozit rezin arasında oluşan yapıştırıcı kopmaları çoğunlukla Kumlama+ HF uygulanmış grupta meydana geldi. Kumlama+ HF ile Silika Kaplama+ Silan uygulanmış grupta, yapıştırıcının braket tabanından ayrılarak büyük oranda Empress 2 yüzeyinde kaldığı görüldü (Tablo 4.8).

Tablo 4.8 Seramik braket yapıştırılmış Empress 2 -ARI Skorları

	<i>N</i>	<i>0</i>	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>
<i>Kumlama</i>	7	2	2	0	3
<i>Kumlama+ HF</i>	7	0	1	2	4
<i>Kumlama+ HF+ Silan</i>	7	1	2	3	1
<i>Silika Kaplama+ Silan</i>	7	0	1	2	4

Multiple Comparisons

Dependent Variable: ölçüm
Tukey HSD

	(I) grup	(J) grup	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
metaiseramik	kumlama	kumlama+HF	-1,72571	,69100	,086	-3,6319	,1805
		kumlama+HF+Silan	-5,20857*	,69100	,000	-7,1148	-3,3024
		silika kaplama+silan	-6,16143*	,69100	,000	-8,0676	-4,2552
	kumlama+HF	kumlama	1,72571	,69100	,086	-,1805	3,6319
		kumlama+HF+Silan	-3,48286*	,69100	,000	-5,3891	-1,5766
		silika kaplama+silan	-4,43571*	,69100	,000	-6,3419	-2,5295
	kumlama+HF+Silan	kumlama	5,20857*	,69100	,000	3,3024	7,1148
		kumlama+HF	3,48286*	,69100	,000	1,5766	5,3891
		silika kaplama+silan	-,95286	,69100	,524	-2,8591	,9534
	silika kaplama+silan	kumlama	6,16143*	,69100	,000	4,2552	8,0676
		kumlama+HF	4,43571*	,69100	,000	2,5295	6,3419
		kumlama+HF+Silan	,95286	,69100	,524	-,9534	2,8591
monozirko seramik	kumlama	kumlama+HF	-2,48000*	,66115	,005	-4,3039	-,6561
		kumlama+HF+Silan	-4,24571*	,66115	,000	-6,0696	-2,4219
		silika kaplama+silan	-8,22286*	,66115	,000	-10,0467	-6,3990
	kumlama+HF	kumlama	2,48000*	,66115	,005	,6561	4,3039
		kumlama+HF+Silan	-1,76571	,66115	,060	-3,5896	,0581
		silika kaplama+silan	-5,74286*	,66115	,000	-7,5667	-3,9190
	kumlama+HF+Silan	kumlama	4,24571*	,66115	,000	2,4219	6,0696
		kumlama+HF	1,76571	,66115	,060	-,0581	3,5896
		silika kaplama+silan	-3,97714*	,66115	,000	-5,8010	-2,1533
	silika kaplama+silan	kumlama	8,22286*	,66115	,000	6,3990	10,0467
		kumlama+HF	5,74286*	,66115	,000	3,9190	7,5667
		kumlama+HF+Silan	3,97714*	,66115	,000	2,1533	5,8010
empress metal	kumlama	kumlama+HF	-4,30857*	,82347	,000	-6,5802	-2,0369
		kumlama+HF+Silan	-7,88286*	,82347	,000	-10,1545	-5,6112
		silika kaplama+silan	-11,00857*	,82347	,000	-13,2802	-8,7369
	kumlama+HF	kumlama	4,30857*	,82347	,000	2,0369	6,5802
		kumlama+HF+Silan	-3,57429*	,82347	,001	-5,8459	-1,3027
		silika kaplama+silan	-6,70000*	,82347	,000	-8,9716	-4,4284
	kumlama+HF+Silan	kumlama	7,88286*	,82347	,000	5,6112	10,1545
		kumlama+HF	3,57429*	,82347	,001	1,3027	5,8459
		silika kaplama+silan	-3,12571*	,82347	,005	-5,3973	-,8541
	silika kaplama+silan	kumlama	11,00857*	,82347	,000	8,7369	13,2802
		kumlama+HF	6,70000*	,82347	,000	4,4284	8,9716
		kumlama+HF+Silan	3,12571*	,82347	,005	,8541	5,3973
empress seramik	kumlama	kumlama+HF	-3,01714*	,59963	,000	-4,6713	-1,3630
		kumlama+HF+Silan	-7,84714*	,59963	,000	-9,5013	-6,1930
		silika kaplama+silan	-12,85143*	,59963	,000	-14,5056	-11,1973
	kumlama+HF	kumlama	3,01714*	,59963	,000	1,3630	4,6713
		kumlama+HF+Silan	-4,83000*	,59963	,000	-6,4841	-3,1759
		silika kaplama+silan	-9,83429*	,59963	,000	-11,4884	-8,1801
	kumlama+HF+Silan	kumlama	7,84714*	,59963	,000	6,1930	9,5013
		kumlama+HF	4,83000*	,59963	,000	3,1759	6,4841
		silika kaplama+silan	-5,00429*	,59963	,000	-6,6584	-3,3501
	silika kaplama+silan	kumlama	12,85143*	,59963	,000	11,1973	14,5056
		kumlama+HF	9,83429*	,59963	,000	8,1801	11,4884
		kumlama+HF+Silan	5,00429*	,59963	,000	3,3501	6,6584

*. The mean difference is significant at the .05 level.

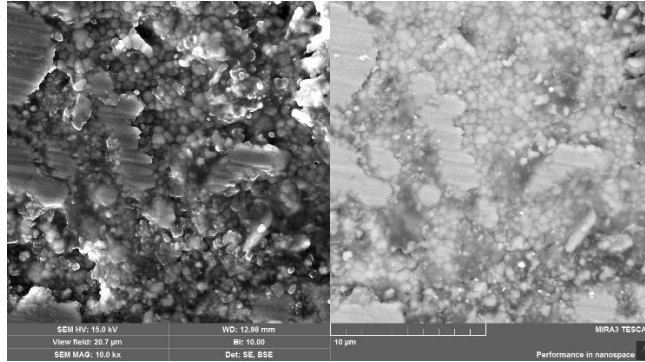
Tablo 4.9 istatiksels olarak grupların karşılaştırılması

İstatiksels sonuçlara göre silan sürülen grupların sadece kumlama yapılanlara göre anlamlı derecede artış sağladığı, silika kaplama gruplarının tüm gruplara göre oldukça yüksek bağlanma dayanımlarının olduğu görülmüştür (Tablo 4.9).

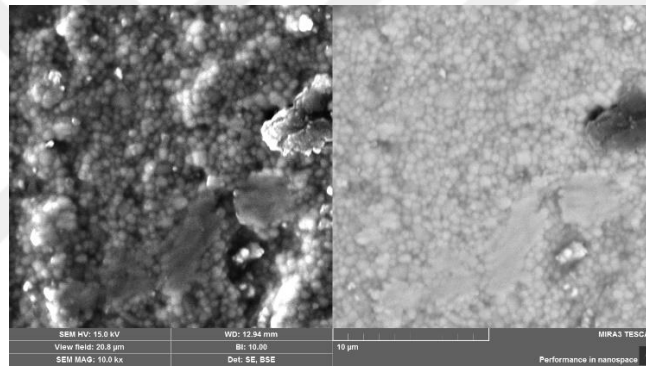
4.5 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntüleri

Tarayıcı elektron mikroskobu kullanılarak koparma testlerinden elde edilen sonuçlar detaylı olarak açıklanabilmektedir. SEM fotoğrafları 50 µm alüminyum oksit ile yapılan kumlamanın her iki protetik materyal üzerinde de belirgin değişiklikler oluşturmadığı, sadece glaze tabakasının çözümlenmesinde etkili olduğu görüldü. Bu görüntünün de yüzey yapısı birbirine benzer, yüzeysel düzensizlikler ve sığ erozyonlar şeklinde olduğu görüldü (Şekil 4.1 ve 4.4). Silika kaplama yönteminde ise belirgin sınırlı ve köşeli derin pürüzlü bir yüzey gözlemlendi. Her iki protetik materyalde de silika kaplamanın etkin bir yüzey düzensizlikleri oluşturduğu görüldü (Şekil 4.3 ve 4.6). Hidroflorik asit uygulamasıyla Monolitik Zirkon üzerinde Empress 2 örnekleri göre daha az düzensizlikler gözlemlenirken (Şekil 4.2), Empress 2 üzerinde belirgin bal peteği şeklinde düzensizlikler görüldü (Şekil 4.5). HF uygulanmış Empress 2 örneklerde çok sayıda birbirine benzer gözenek ve bu gözenekler arasında yer alan oluklar gözlemlendi.

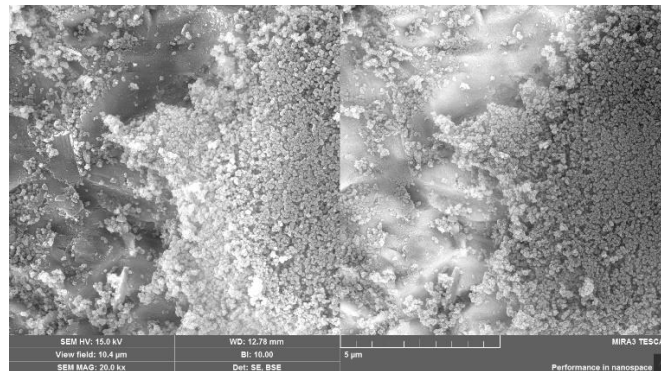
Taramalı elektron mikroskobu görüntülerine baktığımızda yüzey değiştirmede en etkin ve en belirgin yöntemin silika kaplama olduğu; her iki protetik materyal grubunun yüzeyinde de belirgin değişiklikler yaptığı gözlemlenmiştir. Yüzey değişikliği işlemlerinin genel olarak Empress 2 örneklerin üzerindeki etkileri, Monolitik Zirkon örnekleri göre daha fazla olduğu söylenebilir.



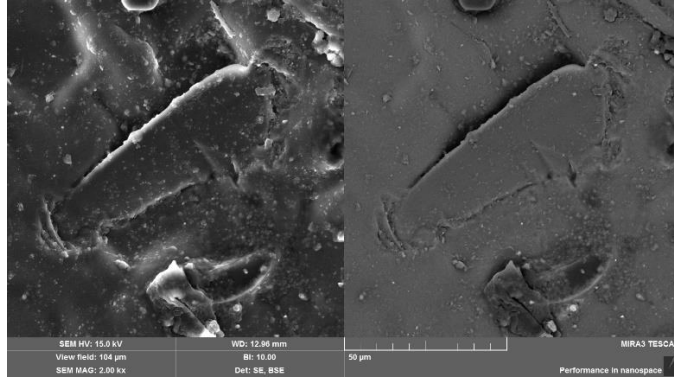
Şekil 4.1 Kumlama yapılmış Monolitik zirkon yüzeyi SEM görüntüsü



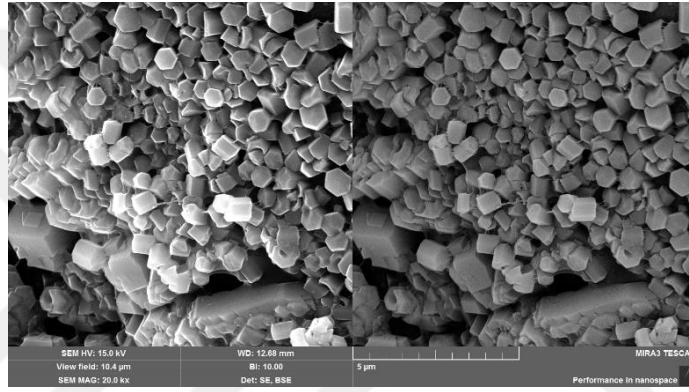
Şekil 4.2 Hidroflorik asit uygulanmış Monolitik Zirkon yüzeyi SEM görüntüsü



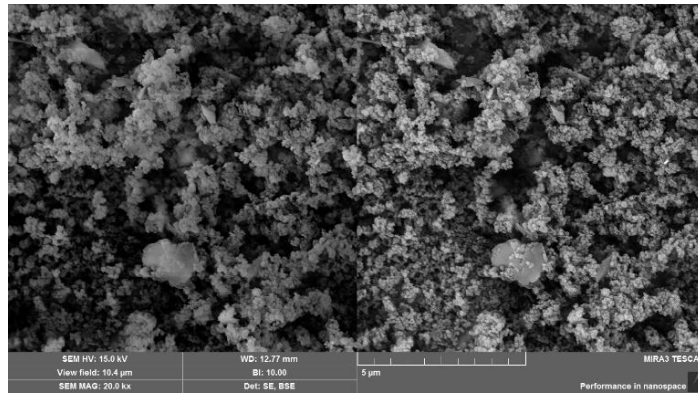
Şekil 4.3 Silika kaplanmış Monolitik Zirkon yüzeyi SEM görüntüsü



Şekil 4.4 Kumlama yapılmış Empress 2 yüzeyi SEM görüntüsü



Şekil 4.5 Hidroflorik asit uygulanmış Empress 2 yüzeyi SEM görüntüsü



Şekil 4.6 Silika kaplanmış Empress 2 yüzeyi SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

Fonksiyonla ve zamanla diş hekimliğinde kullanılan materyaller ağız içerisinde çeşitli mekanik, termal ve kimyasal streslere maruz kalmaktadırlar. Klinik kullanıma uygunluğunu test etmek için materyallerin laboratuvar çalışmalarında en sık hazırlandığı işlemler termal siklus ve suda bekletmedir. Braketler ve seramikler arasında farklı ısıl genleşme katsayısı olduğu için ve yapay yaşlanma sağlayabilmek adına bağlanma dayanımını test ederken de termal siklus uygulamak gereklidir. Islak ortamda dayanıklı olan veya olmayan materyallerin ayırt edilmesi için 24 saat suda bekletme yeterlidir. Materyalin yaşlanması için de 5°C ile 55°C arasında termal siklus kullanılmaktadır. Termal siklus yapılan çalışmaların bağlanma dayanımını düşürdüğü bilinmektedir. Elham ve arkadaşları (136) braketlerin bağlanma dayanımına baktıkları bir çalışmada 500 siklus uygulamışlardır. Çalışmamızda uygulanan 500 siklus, ISO bağlanma testleri standartlarına göre de uygun ve yeterli kabul edilmektedir (137, 138).

Braketleme için gereken zamanı azaltmak amacı ile konvansiyonel halojen ışık kaynaklarından sonra hızlı halojen, argon lazer, plazma ark ve LED ışık gibi kaynaklar üretilmiştir. Argon lazerler ile ışınlama süresi oldukça azaltılmış olmasına rağmen pahalı olmaları ve kolay taşınamamaları rutin kullanımda olmalarını engellemiştir. Gelişen teknoloji ile beraber hızlı LED ve halojen ışık kaynakları ışınlama sürelerini 3-5 saniyelere kadar düşürmüştür. Yapılan çalışmalarda plazma ark ve LED ışık kaynağı ile 3-5 sn ışınlamanın konvansiyonel halojenle 20-40 sn ışınlamaya eş bağlanma dayanımı sağladığı bulunmuştur (139, 140).

Çalışmamızda ışınlama süresinin kısa olmasından dolayı güçlendirilmiş LED ışık kaynağı tercih edilmiştir. Işıkla sertleşen adezivin polimerizasyonunu sağlamak için Valo (Ultradent, ABD) marka, 3200 watt gücünde LED ışık kaynağı 5 saniye süre ile kullanılmıştır.

Bağlanma dayanımı, braketin yapıştırılacağı yüzey ile kompozit rezin ara yüzündeki birim alana düşen kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Literatürde adeziv rezinlerin bağlanma dayanımlarını değerlendirebilmek için yapılan

çalışmalarda bükme, basma ya da çekme tipi in vitro dayanım testleri uygulanmaktadır. Basma tipi kuvvetlerin hastaların tedavisi sırasında oluşan braket koparıcı kuvvetlerini taklit ettiği ve bu nedenle gerçeğe daha yakın veriler sağladığı düşünölmektedir (141). Çalışmamızda tüm grupların bağlanma değerleri ölçömlerine bakılırken brakete dik gelecek şekilde basma tipi kuvvet uygulanmıştır.

Yapılan çalışmalarda metal ortodontik braketlerin mine yüzeyine bağlanmasında klinik olarak yeterli bağlanma direncinin 6 ila 8 MPa olması gerektiği bulunmuştur (142). Her ne kadar laboratuvar çalışmaları klinik olarak sınırlı sonuçlar ortaya çıkarsa da çalışmamızdaki örnek yüzeylere yapıştırdığımız braketlerin bağlanma dayanımı genel olarak daha yüksek bulunmuştur. Bu nedenle çalışmamızın sonuçlarının klinik açıdan da yeterli olduğu düşünölebilir.

Örneklere braketler yapıştırıldıktan ve termal siklus uygulandıktan sonra en sık kullanılan testlerden bağlanma dayanımı testi (Shear bond strength) uygulanmıştır. Test sırasında çıkarma kuvvetinin yönünün yüzeye paralel ve standart olmasına dikkat edilmiştir. Oldukça dikkatli davranılmasına rağmen örnek yüzeylerinde materyal içerisinde koheziv kırıklara neden olduğu görölebilmektedir. Bu yüzden test sırasında uygulanan kuvvetin yönünün bağlanma dayanımını belirgin şekilde etkilediği ve ölçüm sırasında standart bir parametrenin olması gerektiği savunulmaktadır (138). Çalışmamızda test cihazının kuvvet uygulayıcı ucu braket yüzeyine dik, örnek yüzeyine paralel bir şekilde ayarlanmıştır.

Yüzey değiştirme işlemlerinde asit uygulamasının etkin olduğu birçok çalışmada bildirilmiştir, ancak fosforik asit ile asitlemenin seramik yüzeylerde bağlantı direnci üzerinde etkinliğinin hidroflorik asit kadar yüzey pürüzlölüğu sağlamadığı rapor edilmiştir. Nagai ve arkadaşları (143) IPS Empress 2 yüzeylere iki farklı adeziv simanın bağlantı dirençlerine baktıkları çalışmada fosforik asit ile asitlemenin IPS Empress yüzeyinde etkili olmadığını bildirmişlerdir. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda yüzey değiştirme işlemlerinde Hidroflorik asit ile pürüzlendirme tercih edilmiştir.

Ortodontide sıklıkla porselen yüzeylere braket yapıştırılmasında kullanılan hidroflorik asit esas olarak porselen tamirinde kullanılmaktadır. Hidroflorik asit porselen yüzeyinde poroz bir yapıya neden olur. Bu poroz yapı mikrotantif tutuculuk için gerekli yüzey alanı sağlar. Ancak potansiyel zararlı etkilerinden dolayı hidroflorik asidin klinik kullanımında çekinceler olabilmektedir. Yumuşak dokular üzerinde sitotoksik etkisi olmasından dolayı çok iyi bir izolasyon gerektirmektedir. Çalışmamızda Hidroflorik asit uyguladığımız gruplarda braketin yapıştırılacağı yüzey üzerinde asit uygulanmış, izolasyona dikkat edilmiştir.

Braketlerin yapıştırılmasında mikro-mekanik tutuculuk açısından gerekli görülen kumlama ağız içi dokuları irrite etmesi, mekanik olarak yumuşak dokulara zarar verme olasılığı açısından dikkatli çalışma gerektirmektedir. Alüminyum oksit partiküllerinin solunma riski vardır ve iyi bir aspirasyon cihazı ile klinik kullanımda bu risk minimuma düşürülebilmektedir. Çalışmamızda sabit bir mesafeden kısa zaman aralıklarıyla kumlama ve silika kaplama işlemleri yapılmış, bu işlemler sırasında tozun püskürtülmesi ile oluşabilecek zararlar için çalışma ortamı izole edilmiştir. Benzer şekilde de ağız içerisinde rubberdam örtüler ile bu zararlar minimuma indirebilmektedir.

Porselen tamirinde yüksek bağlanma sağlayan silan, birbirine benzemeyen organik ve inorganik materyallerin bağlanmasını arttırmak için kullanılan hibrid yapısında bir birleştirici ajandır. Reaksiyon sırasında kimyasal bağlanma olduğu teorisi vardır. Bailey ve Bennet (144) yaptıkları bir araştırmada, porselen yüzeyini pürüzlendirdikten sonra silanla ve silansız porselen-kompozit rezin bağlantısına bakmışlar ve silan uygulanan yüzeylerde daha yüksek bağlanma değerleri bulmuşlardır. Silan kovalent siloksan ve metallosiloksan bağlarının oluşması ile bağlanmayı arttırmaktadır. Ayrıca yüzey ıslanabilirliğini belirgin derecede arttırmaktadır (12). Çalışmamızda kumlama ve hidroflorik asit uygulanan gruplarda silan ile bond sürülmesi de karşılaştırılmış olup, silan sürülen örneklerin bağlanma dayanımının bond sürülen örneklerden bir miktar daha yüksek olduğu görülmüştür.

Silikatizasyon sırasında kumlama basıncı seramik yüzeye silika parçacıklarının gömülmesini sağlar. Bu silika tabakası silanın rezinle

bağlanmasını arttıracak bir yapı oluşturur. Bu sayede hem kumlama ile yüzey üzerinde mekanik tutuculuk sağlanmış hem de silan molekülü silanole hidrolize olarak silikanın üzerini kaplayacak şekilde polisiloksan veya hidroksil gruplarını oluştururlar. Başarılı bir bağlantı için silika kaplamada silan temel bileşik görevi görür (12). Yapılan çalışmalarda SiO_x kumu ile yapılan silika kaplamanın normal kumlamadan daha fazla yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı, daha keskin kenar ve köşelere sahip olduğu görülmüştür. Çalışmamızda da bu verilere benzer şekilde elektron mikroskopunda derin keskin köşelerle birlikte yüzey pürüzlülüğünün belirgin şekilde arttırıldığı tespit edilmiştir.

Thurmond ve arkadaşları seramik yüzeye bağlanma direnci değerinin 13 MPa 'ı geçtiğinde braket kopması sırasında seramik içerisinde koheziv kırıklar oluşabileceğini rapor etmişlerdir (145). Bu bilgilere benzer bir şekilde yüksek bağlanma değerlerinin olduğu silika kaplama yapılan gruplarımızda örnek yüzeylerinde koheziv kırıklar görülmüştür.

Koparma işlemi sırasında meydana gelebilecek komplikasyonlardan biri de braketlerde meydana gelen kırıklardır. Seramik braketlerin metal braketlere göre daha kırılabilir yapıda olmaları ve kırılmaya yatkınlıkları en önemli dezavantajlarından biridir. Çalışmamızda özellikle silika kaplama ve silan uygulanmış Empress 2 üzerinde bağlı seramik braketlerde kırılmalara rastlanmıştır.

Yüzey değiştirme işlemlerinden sonra kapsamlı bir değerlendirme yapabilmek için koparma testine ilaveten yüzey özelliklerinin de incelenmesi gerekir. Yapıştırıcı resin yüzey ile temasa geçtiğinde yayılarak yüzeyi ıslatır ve eğer pürüzlendirme varsa bu gözeneklerin içerisine dolar. Yüzey yapısının değiştirilmesi yüzey alanının, ıslanabilirliğin ve materyalin yüzey enerjisinin değişmesine, dolayısıyla bağlanma direncinin artmasına yol açar (17).

Çalışmamızda özellikle silika kaplama yapılan tüm örneklerde yüzey pürüzlülüğü artmış, kumlama ise yetersiz bir yüzey pürüzlülüğü meydana getirmiştir.

Klinik kullanımda seramik braketlerin çıkarılırken kırılmaları braket sökümü sırasında yüzey temizleme işlemi zorlaştırmaktadır. Yüzeyde kalan maddenin temizleme işlemi daha uzun sürmektedir. Üretici firma talimatlarına

göre dikkatli bir şekilde, kırıklara yol açmadan seramik braketin çıkarılması bu problemleri azaltacaktır.

Tedavi sonrasında braketler çıkarılırken yüzeyden bir miktar aşınma ile karşılaşılabilir. Aksakallı ve arkadaşlarının (146) yapmış olduğu braketlerin bağlanmasında hidroflorik asit, lazer ve kumlama gibi yüzey değiştirme yöntemlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada laminate veneer yüzeylerinde en az zararın Er.YAG lazer uygulaması ile yapılan pürüzlendirme işlemleri ile meydana geldiğini rapor etmişlerdir. Pürüzlendirme işlemlerine lazer uygulamaları da dahil edilerek karşılaştırma yapılabilir. Çalışmamızda hidroflorik asit ve kumlama işlemlerine bakılmış ancak lazer ile ilgili bir işlem yapılmamıştır.

Porselen yüzeyden kopmalar ve kırılmalar kompozit rezinler ile tamir edilebilmektedir. Kırılma derinliği kompozit rezinin uygulanabilmesi için önemlidir. 2 mm'den fazla derin kırıklarda kompozit eklenerek tamir işlemi yapılabildiği gibi; yüzeysel kırıklar, aşınmalar, pürüzler için kompozit rezin yerine yüzey pürüzlülüğünün giderilmesi, cilalama ve silan uygulamaları tavsiye edilmektedir (147).

Çalışmamızda braket kopma testleri sırasında koheziv kırıklar görülmüştür. Bu kırıklar ile klinik uygulamalarda da karşılaşılabilen göz önünde bulundurulmalıdır. Braket çıkarılması işlemleri sonrasında da seramik cila lastikleri ile yüzey pürüzlülüğü giderilebilmektedir. Özellikle son zamanlarda lazer uygulamaları ile seramik braketlerin çıkarılması ile ilgili çalışmalar yapılmaktadır (146, 148).

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızda dört farklı yüzey değişikliği işlemi uygulanmış Monolitik Zirkon ve Empress 2 materyalleri üzerine yapıştırılan metal ve seramik braketlerin bağlanma dayanımları değerlendirilmiş ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Braketlerin bağlanma dayanımı testi sonuçları incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.

2. Monolitik Zirkon ve Empress 2 materyallerinin yüzeylerine yüzey değiştirme işlemleri ile braketlerin yeterli bağlanma direnci sağlanabilmektedir.

3. Yüzey değiştirme işlemleri ile metal ve seramik braketlerin Empress2 üzerine bağlanma değerleri, Monolitik Zirkon üzerine bağlanma değerlerinden daha yüksektir.

4. Hidroflorik asit belirgin şekilde yüzey pürüzlülüğünü arttırmasına rağmen, Monolitik Zirkon ve Empress 2 gruplarında tek başına kumlama yeterli bağlanma direnci sağlamamaktadır. En düşük bağlanma dayanımı sonuçları sadece kumlama yapılan örneklerde görülmüştür.

5. Seramik yüzeylere hidroflorik asit sonrası silan uygulamasının bağlanma direncini arttırdığı görülmüştür.

6. Monolitik Zirkon ve Empress 2 materyallerinin yüzeylerine silika kaplama işlemi yapılarak yüksek derecede yüzey pürüzlülüğü sağlanmıştır.

7. Hekim önceden yapıştırılacak protetik materyalin içeriğini bilmiyorsa “kumlama-hidroflorik asit-silan” uygulaması ile yeterli bağlanma direnci sağlayabilir. Ancak hidroflorik asidin ağız içi dokulara zararlı etkilerini göz önünde bulundurması gereklidir. Buna alternatif olarak silika kaplama ve silan uygulaması ile de braket yapıştırması yapılabilir.

8. Braket kopmaları sırasında Monolitik zirkon ve Empress 2 materyalleri üzerinde koheziv kırılmalar görülmüştür. Seramik materyallerinin bağlanma sonrası kırılma riskinin, kuvvetli bağlanmalarda daha fazla olduğu unutulmamalıdır. Bu sebeple braket sökümü sırasında seramik yüzeyinde oluşabilecek kırılmalardan hastaya bahsedilmelidir.

7. KAYNAKLAR

1. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. American journal of orthodontics.51(12):901-12, 1965.
2. Mitchell DL. The first direct bonding in orthodontia, revisited. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.101(2):187-9, 1992.
3. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. Journal of dental research.34(6):849-53, 1955.
4. Keizer S, Ten Cate J, Arends J. Direct bonding of orthodontic brackets. American Journal of Orthodontics.69(3):318-27, 1976.
5. Karamouzos A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics.112(1):34-40, 1997.
6. Yaman MA. Sabit ortodontik tedavilerde braket yapıştırılmasında kullanılan farklı adeziv sistemlerin in vitro karşılaştırılması: Ege Üniversitesi; 2006.
7. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. Dental Materials.20(7):655-62, 2004.
8. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials.20(1):1-25, 1999.
9. Zachrisson YØ, Zachrisson BU, Büyükyılmaz T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.109(4):420-30, 1996.

10. Kern M, Thompson V. Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dental Materials*.9(3):155-61, 1993.
11. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of Dental Research*.74(9):1591-6, 1995.
12. Özcan M. Adhesion of resin composites to biomaterials in dentistry: an evaluation of surface conditioning methods: University Library Groningen][Host]. 2003.
13. Barghi N. To silanate or not to silanate: making a clinical decision. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*.21(8):659-62, 64; quiz 66, 2000.
14. Elekdag-Turk S, Turk T, Isci D, Ozkalayci N. Thermocycling effects on shear bond strength of a self-etching primer. *The Angle orthodontist*.78(2):351-6, 2008.
15. Kao E, Boltz K, Johnston W. Direct bonding of orthodontic brackets to porcelain veneer laminates. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.94(6):458-68, 1988.
16. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *The Journal of prosthetic dentistry*.71(5):453-61, 1994.
17. Özcan M. The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*.87(5):469-72, 2002.
18. Cochran D, O'Keefe KL, Turner DT, Powers JM. Bond strength of orthodontic composite cement to treated porcelain. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.111(3):297-300, 1997.
19. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*.89(3):268-74, 2003.

20. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence International*.33(6), 2002.
21. Culp L. Empress 2. First year clinical results. *Journal of dental technology: the peer-reviewed publication of the National Association of Dental Laboratories*.16(2):12-5, 1999.
22. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *International Journal of Prosthodontics*.14(3):231-8, 2001.
23. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal M, Rekow E, Thompson V. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *Journal of Dental Research*.81(6):433-8, 2002.
24. URAL Ç. Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları.
25. Giordano R. Dental ceramic restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*.17(8):779-82, 84-6 passim; quiz 94, 1996.
26. De Menezes LM, Quintão CCA, editors. The release of ions from metallic orthodontic appliances. *Seminars in Orthodontics*; 2010: Elsevier; Published, Year.
27. Silverman E, Cohen M, Gianelly AA, Dietz VS. A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. *American journal of orthodontics*.62(3):236-44, 1972.
28. Zachrisson BU. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *American journal of orthodontics*.71(2):173-89, 1977.
29. Reynolds I. A review of direct orthodontic bonding. *British journal of orthodontics*.2(3):171-8, 1975.

30. Reynolds I, Von Fraunhofer J. Direct bonding of orthodontic attachments to teeth: the relation of adhesive bond strength to gauze mesh size. *British journal of orthodontics*.3(2):91-5, 1976.
31. Bishara SE, Oonsombat C, Soliman MM, Warren JJ, Laffoon JF, Ajlouni R. Comparison of bonding time and shear bond strength between a conventional and a new integrated bonding system. *The Angle Orthodontist*.75(2):237-42, 2005.
32. Matasa CG. Adhesion and its ten commandments. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.95(4):355-6, 1989.
33. Fitzpatrick DA, Way DC. The effects of wear, acid etching, and bond removal on human enamel. *American journal of orthodontics*.72(6):671-81, 1977.
34. Miura F, Nakagawa K, Masuhara E. New direct bonding system for plastic brackets. *American journal of orthodontics*.59(4):350-61, 1971.
35. Hylan-Cohen JA. *Esthetic Characteristics of Female Caucasian Beauty Pageant Winners*: University of Illinois at Chicago; 2012.
36. Graber LW, Vanarsdall Jr RL, Vig KW, Huang GJ. *Orthodontics: current principles and techniques*: Elsevier Health Sciences. 2016.
37. Gorelick L. Bonding metal brackets with a self-polymerizing sealant-composite: a 12-month assessment. *American journal of orthodontics*.71(5):542-53, 1977.
38. Nordenvall K, Brännström M, Malmgren O. Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth: a comparison between 15 and 60 seconds of etching. *American journal of orthodontics*.78(1):99-108, 1980.
39. Brännström M, Malmgren O, Nordenvall K. Etching of young permanent teeth with an acid gel. *American journal of orthodontics*.82(5):379-83, 1982.

40. Brännström M, Nordenvall K, Malmgren O. The effect of various pretreatment methods of the enamel in bonding procedures. *American journal of orthodontics*.74(5):522-30, 1978.

41. Thordarson A, Zachrisson BU, Mjör IA. Remodeling of canines to the shape of lateral incisors by grinding: a long-term clinical and radiographic evaluation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.100(2):123-32, 1991.

42. Sparrius O, Grossman E. Marginal leakage of composite resin restorations in combination with dentinal and enamel bonding agents. *The Journal of prosthetic dentistry*.61(6):678-84, 1989.

43. Joseph V, Rossouw P, Basson N. Do sealants seal? An SEM investigation. *Journal of clinical orthodontics: JCO*.26(3):141-4, 1992.

44. Wang WN, Tarng TH. Evaluation of the sealant in orthodontic bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.100(3):209-11, 1991.

45. Basdra E, Huber H, Komposch G. 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):466-72, 1996.

46. Littlewood S, Mitchell L, Greenwood D, Bubb N, Wood D. Investigation of a hydrophilic primer for orthodontic bonding: an in vitro study. *Journal of Orthodontics*.27(2):181-6, 2000.

47. Zeppieri IL, Chung C-H, Mante FK. Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.124(4):414-9, 2003.

48. Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Denehy G. The effect of saliva contamination on shear bond strength of orthodontic brackets when using a self-etch primer. *The Angle Orthodontist*.72(6):554-7, 2002.

49. Kiremitci A, Yalcin F, Gokalp S. Bonding to enamel and dentin using self-etching adhesive systems. *Quintessence International*.35(5), 2004.
50. Kiremitçi A, Altıncı P. Self-Etch Adeziv Sistemlerde Güncel Gelişmeler Bölüm I: Farklı Özelliklerde Diş Sert Dokularına Bağlanma Etkinliği. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*.32(4):33-48, 2008.
51. Rajagopal R, Padmanabhan S, Gnanamani J. A comparison of shear bond strength and debonding characteristics of conventional, moisture-insensitive, and self-etching primers in vitro. *The Angle orthodontist*.74(2):264-8, 2004.
52. Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman AI. Effect of self-etching primers on bond strength—are they reliable? *The Angle orthodontist*.73(1):64-70, 2003.
53. Tay FR, Carvalho RM, Pashley DH. Water movement across bonded dentin—too much of a good thing. *Journal of Applied Oral Science*.12(SPE):12-25, 2004.
54. Zachrisson BU, Brobakken BO. Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *American journal of orthodontics*.74(1):62-78, 1978.
55. Zachrisson BU. Long-term experience with direct-bonded retainers: update and clinical advice. *Journal of Clinical Orthodontics*.41(12):728, 2007.
56. Rueggeberg FA, Maher FT, Kelly MT. Thermal properties of a methyl methacrylate-based orthodontic bonding adhesive. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.101(4):342-9, 1992.
57. Craig RG, Welker D, Rothaut J, Krumbholz KG, Stefan KP, Dermann K, et al. *Dental materials: Wiley Online Library*. 2000.
58. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences*. 2013.

59. Melo MAVd, Moysés MR, Santos SGd, Alcântara CEP, Ribeiro JCR. Effects of different surface treatments and accelerated artificial aging on the bond strength of composite resin repairs. *Brazilian oral research*.25(6):485-91, 2011.
60. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *European Journal of Oral Sciences*.108(4):341-5, 2000.
61. Meehan MP, Foley TF, Mamandras AH. A comparison of the shear bond strengths of two glass ionomer cements. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*.115(2):125-32, 1999.
62. Rock W, Abdullah M. Shear bond strengths produced by composite and compomer light cured orthodontic adhesives. *Journal of dentistry*.25(3-4):243-9, 1997.
63. Pickett KL, Lionel Sadowsky P, Jacobson A, Lacefield W. Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results. *The Angle orthodontist*.71(2):141-8, 2001.
64. Köroğlu AGDA, Ekren DO, Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması conventional and adhesive dental luting agents; a literature review. 2012.
65. Caughman WF, Caughman GB, Dominy WT, Schuster GS. Glass ionomer and composite resin cements: effects on oral cells. *The Journal of prosthetic dentistry*.63(5):513-21, 1990.
66. Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*.19(6):485-94, 1998.
67. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*, 2002. Quintessence.
68. Ewoldsen N, Demke RS. A review of orthodontic cements and adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.120(1):45-8, 2001.

69. Hitmi L, Muller C, Mujajic M, Attal J-P. An 18-month clinical study of bond failures with resin-modified glass ionomer cement in orthodontic practice. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.120(4):406-15, 2001.

70. Yip H, Smales R. Fluoride release from a polyacid-modified resin composite and four resin-modified glass ionomers. *Quintessence International: clinically relevant, scientifically based*. 2000.

71. Helvey GA. Adhesive dentistry: the development of immediate dentin sealing/selective etching bonding technique. *Compend Contin Educ Dent*.32(9):22-4, 2011.

72. Caughman WF, Rueggeberg F. Shedding new light on composite polymerization. *Operative dentistry*.27(6):636-8, 2002.

73. Soh M, Yap A, Siow K. Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*-.29(1):9-15, 2004.

74. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry: separating science from hype. *The Journal of the American Dental Association*.135(2):204-12, 2004.

75. Hicks MJ, Westerman GH, Flaitz CM, Powell GL. Surface topography and enamel-resin interface of pit and fissure sealants following visible light and argon laser polymerization: an in vitro study. *ASDC journal of dentistry for children*.67(3):169-75, 0, 1999.

76. Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *Journal-Canadian Dental Association*.69(10):666- , 2003.

77. Mills R, Jandt K, Ashworth S. Restorative Dentistry: Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British dental journal*.186(8):388-91, 1999.

78. Cozza P, Martucci L, De Toffol L, Penco SI. Shear bond strength of metal brackets on enamel. *The Angle orthodontist*.76(5):851-6, 2006.

79. Hamula DW, Hamula W, Sernetz F. Pure titanium orthodontic brackets. *Journal of clinical orthodontics: JCO*.30(3):140-4, 1996.
80. Huang T-H, Yen C-C, Kao C-T. Comparison of ion release from new and recycled orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.120(1):68-75, 2001.
81. Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.98(2):117-26, 1990.
82. Minagi S, Sato T, Suzuki K, Nishigawa G. In situ microsampling technique for identification of elements of a restoration with exposed metal to identify potential allergens. *The Journal of prosthetic dentistry*.82(2):221-5, 1999.
83. Huang T-H, Ding S-J, Min Y, Kao C-T. Metal ion release from new and recycled stainless steel brackets. *The European Journal of Orthodontics*.26(2):171-7, 2004.
84. Eliades T. 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):253-62, 2007.
85. Eliades T, Viazis AD, Eliades G. Bonding of ceramic brackets to enamel: morphologic and structural considerations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.99(4):369-75, 1991.
86. Russell J. Current products and practice: aesthetic orthodontic brackets. *Journal of Orthodontics*.32(2):146-63, 2005.
87. Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.98(3):214-21, 1990.

88. Britton JC, McInnes P, Weinberg R, Ledoux WR, Retief DH. Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.98(4):348-53, 1990.
89. Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.98(5):398-403, 1990.
90. Joseph A, editor *Corrosion of orthodontic devices*. Seminars in orthodontics; 1997: Elsevier; Published, Year.
91. Newman GV. First direct bonding in orthodontia. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.101(2):190-1, 1992.
92. Liu J-K, Chang L-T, Chuang S-F, Shieh D-B. Shear bond strengths of plastic brackets with a mechanical base. *The Angle orthodontist*.72(2):141-5, 2002.
93. Kusy RP, Whitley JQ. Degradation of plastic polyoxymethylene brackets and the subsequent release of toxic formaldehyde. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.127(4):420-7, 2005.
94. de Pulido LG, Powers JM. Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-plastic bracket systems in vitro. *American journal of orthodontics*.83(2):124-30, 1983.
95. Akin-Nergiz N, Nergiz I, Behlfelt K, Platzer U. Shear bond strength of a new polycarbonate bracket—an in vitro study with 14 adhesives. *The European Journal of Orthodontics*.18(1):295-301, 1996.
96. Breuning H, Dekkers L, Beeftink M, Schols J, Wolke J. Bonding Metal Brackets on Tooth Surfaces. *Dentistry*.4(231):2161-1122.1000231, 2014.
97. Sperber R, Watson P, Rossouw P, Sectakof P. Adhesion of bonded orthodontic attachments to dental amalgam: In vitro study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*.116(5):506-13, 1999.

98. Zachrisson BU, Büyükyilmaz T, Zachrisson Y. Improving orthodontic bonding to silver amalgam. *The Angle orthodontist*.65(1):35-42, 1995.
99. Büyükyilmaz T, Zachrisson BU. Improved orthodontic bonding to silver amalgam. Part 2. Lathe-cut, admixed, and spherical amalgams with different intermediate resins. *The Angle orthodontist*.68(4):337-44, 1998.
100. Heymann HO, Swift Jr EJ, Ritter AV. *Sturdevant's art & science of operative dentistry*: Elsevier Health Sciences. 2014.
101. Schneider W, Powers J, Pierpont H. Bond strength of composites to etched and silica-coated porcelain fusing alloys. *Dental Materials*.8(3):211-5, 1992.
102. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of dentistry*.28(3):163-77, 2000.
103. Aristidis GA. Etched porcelain veneer restoration of a primary tooth: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*.83(5):504-7, 2000.
104. Christensen GJ. Ceramic veneers: state of the art, 1999. *The Journal of the American Dental Association*.130(7):1121-3, 1999.
105. Nebbe B, Stein E. Orthodontic brackets bonded to glazed and deglazed porcelain surfaces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.109(4):431-6, 1996.
106. Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*.128(5):630-7, 2005.
107. Lacy AM, LaLuz J, Watanabe LG, Dellinges M. Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. *The Journal of prosthetic dentistry*.60(3):288-91, 1988.

108. Al Edris A, Al Jabr A, Cooley RL, Barghi N. SEM evaluation of etch patterns by three etchants on three porcelains. *The Journal of prosthetic dentistry*.64(6):734-9, 1990.

109. Herrmann W, Nergiz I, Schmage P, Özcan M. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. 2003.

110. Karan S, Toroglu MS. Porcelain refinishing with two different polishing systems after orthodontic debonding. *The Angle Orthodontist*.78(5):947-53, 2008.

111. Eustaquio R, Garner LD, Moore BK. Comparative tensile strengths of brackets bonded to porcelain with orthodontic adhesive and porcelain repair systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*.94(5):421-5, 1988.

112. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, ed, 1997. Learning.10:40, 1997.

113. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. *Acta Odontologica Turcica*.22(1):49, 2005.

114. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*.48(2):513-30, 2004.

115. McLean J. High-alumina ceramics for bridge pontic construction. *British dental journal*.123(12):571-7, 1967.

116. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice K. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *Journal of dentistry*.28(7):529-35, 2000.

117. Ritter RG. Multifunctional Uses of a Novel Ceramic-Lithium Disilicate. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*.22(5):332-41, 2010.

118. Sorensen J. The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol*.22:153-63, 1999.

119. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials*.20(5):449-56, 2004.

120. Küçük Dbe, Kunt Ge. Lityum disilikat seramikler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*.22, 2012.

121. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The journal of prosthetic dentistry*.88(1):10-5, 2002.

122. Chong K-H, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *International Journal of Prosthodontics*.15(2), 2002.

123. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*.75(1):18-32, 1996.

124. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*.7(2):134-43, 1996.

125. Suárez MJ, Lozano JF, Salido MP, Martínez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *International Journal of Prosthodontics*.17(1), 2004.

126. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dental Materials*.21(5):454-63, 2005.

127. Pilathadka S, Vahalová D, Vosáhlo T. The Zirconia: a new dental ceramic material. An overview. *Prague Med Rep*.108(1):5-12, 2007.

128. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental materials*.27(1):83-96, 2011.

129. Wiley M. Effects of porcelain on occluding surfaces of restored teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*.61(2):133-7, 1989.

130. Jung Y-S, Lee J-W, Choi Y-J, Ahn J-S, Shin S-W, Huh J-B. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *The journal of advanced prosthodontics*.2(3):111-5, 2010.

131. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *The Journal of prosthetic dentistry*.112(4):770-7, 2014.

132. Özcan M. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *Journal of oral rehabilitation*.30(2):194-203, 2003.

133. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*.112(5):1141-50, 2014.

134. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*.35:93-101, 2014.

135. Romano FL, Tavares SW, Nouer DF, Consani S, Magnani MBBA. Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. *The Angle Orthodontist*.75(5):849-53, 2005.

136. Abu Alhajja ES, Abu AlReesh IA, AlWahadni AM. Factors affecting the shear bond strength of metal and ceramic brackets bonded to different ceramic surfaces. *The European Journal of Orthodontics*.32(3):274-80, 2009.

137. ISO I. TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat. 2003.

138. Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *The Journal of prosthetic dentistry*.73(5):464-70, 1995.

139. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Boehme A, Jost-Brinkmann P-G. Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of composite resin. *The Angle orthodontist*.75(3):386-91, 2005.

140. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Boehme A, Jost-Brinkmann P-G. Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of resin-modified glass ionomer cured with high-intensity halogen, light-emitting diode, and plasma arc lights. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*.129(4):541-6, 2006.

141. Powers JM, Kim HB, Turner DS, editors. *Orthodontic adhesives and bond strength testing*. Seminars in orthodontics; 1997: Elsevier; Published, Year.

142. Sunna S, Rock W. Clinical performance of orthodontic brackets and adhesive systems: a randomized clinical trial. *Journal of Orthodontics*.25(4):283-7, 1998.

143. Nagai T, Kawamoto Y, Kakehashi Y, Matsumura H. Adhesive bonding of a lithium disilicate ceramic material with resin-based luting agents. *Journal of Oral Rehabilitation*.32(8):598-605, 2005.

144. Bailey J. Porcelain-to-composite bond strengths using four organosilane materials. *The Journal of prosthetic dentistry*.61(2):174-7, 1989.

145. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*.72(4):355-9, 1994.

146. Aksakalli S, Ileri Z, Yavuz T, Malkoc MA, Ozturk N. Porcelain laminate veneer conditioning for orthodontic bonding: SEM-EDX analysis. *Lasers in medical science*.30(7):1829-34, 2015.

147. Diaz-Arnold A, Schneider R, Aquilino S. Bond strengths of intraoral porcelain repair materials. The Journal of prosthetic dentistry.61(3):305-9, 1989.

148. Görükmez E, Aksakalli S. Ortodontide Braket Sökümü Yapılırken Dikkat Edilmesi Gerekenler. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2016.



8.EKLER

EK-1. Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı Kurul Kararı



GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı yüzey değişikliği uygulamalarıyla metal ve seramik braketlerin farklı protetik restorasyon yüzeylerine bağlanma dayanımının değerlendirilmesi
-----------------------	--

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama		
	SIGORTA	<input type="checkbox"/>		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>		
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>		
	İLAN	<input type="checkbox"/>		
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>		
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>		
DİĞER:	<input type="checkbox"/>			
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 2016-11/09	Tarih: 25.11.2016		
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmann/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmann/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerden gerekli izin alınarak gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.			

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu, Helsinki Bildirgesi, Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Yönergesi
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Doç. Dr. Gülay Yıldırım

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Şahande Elagöz	Patoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Serpil Değerli	Parazitoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Naim Nur	Halk Sağlığı	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Ercan Özdemir	Fizyoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Diğdem Fren	Diş Hastalıkları ve Tedavisi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Sulhattin Arslan	Göğüs Hastalıkları	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Gülay Yıldırım	Tıp Tarihi ve Etik	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Zehra Gölbaşı	Doğum-Kadın Hastalıkları Hemşireliği	Cumhuriyet Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Ceylan Hepokur	Eczacılık Biyokimya	Cumhuriyet Üniversitesi, Eczacılık Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

* Toplantıda bulunma

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Doç. Dr. Gülay Yıldırım
İmza:

GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı yüzey değişikliği uygulamalarıyla metal ve seramik braketlerin farklı protetik restorasyon yüzeylerine bağlanma dayanımının değerlendirilmesi
-----------------------	--

ETİK KURULU BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Cumhuriyet Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başhekimlik Girişi Kampüsü, TR-58140 Merkez/Sivas
	TELEFON	0 346 258 00 25
	FAKS	0 346 258 00 24
	E-POSTA	gokaek2014@gmail.com

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Cenk Doruk			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ortodonti			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-			
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Uzmanlık tezi			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Doc. Dr. Gülay Yıldırım
İmza:

9.ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Ömer Faruk UÇAR

Doğum Tarihi/ Doğum yeri: 27/07/1988-ÜSKÜDAR

E-mail: dtomerfarukucar@gmail.com

Medeni Durum: Evli

Yabancı Dil: İngilizce

Eğitimi: Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2005/2011 İSTANBUL

Uzmanlık Eğitimi: Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti ABD. 2013/2017

Çalıştığı Kurumlar:

- Özel Mecidiye Ağız Diş Sağlığı (İSTANBUL)
- Meditime Tıp Merkezi (İSTANBUL)
- Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD 2013/2017

Üye Olduğu Mesleki Dernek ve Kuruluşlar:

- Türk Diş Hekimleri Birliği (TDB)
- Türk Ortodonti Derneği (TOD)
- European Orthodontic Society (EOS)
- European Postgraduate Students Orthodontic Society (EPSOS)

KONGRE KATILIMLARI

- 16.Uluslararası Diş hekimliği Kongresi, İstanbul, Türkiye, 2009
- 12th Annual European Postgraduate Students Orthodontic Society Meeting, Venice, Italy, 2015
- 91st Congress of the European Orthodontic Society, Venice, Italy, 2015
- Türk Ortodonti Derneği Bölgesel Toplantısı, Denizli, Türkiye, 2015,
- 92 st Congress of the European Orthodontic Society, Stockholm/Sweden 2016,
- 22nd BaSS Congress Thessaloniki, Greece 2017