



T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**MONOLİTİK ZİRKONYA MATERYALİNİN DENTİNE
BAĞLANMA DAYANIMI ÜZERİNE FARKLI TÜR ASİT YÜZEY
UYGULAMALARININ ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

Dt. Melih ÜLGEY

**UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır**

**SİVAS
2017**

**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**MONOLİTİK ZİRKONYA MATERYALİNİN DENTİNE BAĞLANMA
DAYANIMI ÜZERİNE FARKLI TÜR ASİT YÜZEY UYGULAMALARININ
ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Olarak Hazırlanmıştır

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

YRD. DOÇ. DR. OĞUZHAN GÖRLER

SİVAS

2017

ONAY SAYFASI

“Monolitik Zirkonya Materyalinin Dentine Bağlanma Dayanımı Üzerine Farklı Tür Asit Yüzey Uygulamalarının Etkilerinin Araştırılması” adlı **Uzmanlık** Tezi, jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

	AD SOYAD	İMZA
Başkan	Prof. Dr. Erman Bülent TUNCER	_____
Üye	Doç. Dr. Derya Özdemir DOĞAN	_____
Üye	Yrd. Doç. Dr. Oğuzhan Görler	_____

Bu tez çalışması, 03/08/2017 tarih ve 2017/1-7 sayılı Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU
Diş Hekimliği Fakültesi
Dekan V.

ÖZET**MONOLİTİK ZİRKONYA MATERYALİNİN DENTİNE BAĞLANMA
DAYANIMI ÜZERİNE FARKLI TÜR ASİT YÜZEY UYGULAMALARININ
ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI****Melih Ülgey****Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı****Sivas****2017**

Bu çalışmanın amacı dentin yüzeyinin farklı asitler kullanılarak pürüzlendirilmesinin monolitik zirkonya ile olan makaslama bağlantı dayanımına etkisini in-vitro ortamda araştırmaktır. 100 insan molar dişi, orta koronal bölgeden, okluzal düzleme paralel bir şekilde kesildi. Örneklerin yarısı termal siklus cihazına girmek üzere rastgele ayrıldı ve her 50 örnek rastgele 5 alt gruba ayrıldı. Gruplar; [1] kontrol, [2] fosforik asit (FA), [3] tartarik asit (TA), [4] sitrik asit (SA) ve [5] borik asit (BA). Monolitik zirkonya örnekler, 7 mm çapında ve 3 mm kalınlığında olacak şekilde hazırlandı ve self-adeziv rezin siman kullanılarak dentin yüzeylerine simante edildi. Makaslama bağlantı dayanımı (MBD), yüzey düzenlemelerinin etkinliğini ölçmek üzere gerçekleştirildi. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile örneklerin yüzey morfolojisindeki değişiklikleri incelendi. MBD değerleri iki faktörlü ANOVA ve t testleri ile karşılaştırıldı. Sonuçlar incelendiğinde, Konvansiyonel prosedür sonrasında istatistiksel olarak anlamlı MBD değerleri sırasıyla SA>TA>FA>BA şeklinde bulundu ($p<0,05$). Termal siklus prosedür sonrasında, istatistiksel olarak anlamlı MBD değerleri sırasıyla SA>TA=FA>BA şeklinde elde edildi ($p<0,05$). Kontrol ve tüm asit uygulamalarına ait örneklerde termal siklus uygulamasının MBD değerini anlamlı olarak düşürdüğü saptandı.

Anahtar Kelimeler: Fosforik Asit, Sitrik Asit, Tartarik Asit, Borik Asit, Monolitik Zirkonya

ABSTRACT**THE EFFECT OF DIFFERENT ACID TREATMENTS ON SHEAR BOND STRENGTH BETWEEN MONOLITHIC ZIRCONIA AND DENTIN SURFACE****Melih Ülgey****Department of Prosthodontics****Sivas****2017**

The aim of this study is to evaluate the effect of surface treatment with different types of acids on the shear bond strength (SBS) of monolithic zirconia to dentin surface in vitro settings. A hundred human molars are sectioned parallel to the occlusal surface in the mid-coronal one-third. The specimens (n=100) are randomly divided in half for thermocycling, and each 50 specimens set are randomized into five subgroups (n=10) No treatment (controls), phosphoric acid (FA), tartaric acid (TA), citric acid (SA) and boric acid (BA). Monolithic zirconia specimens are prepared in the final dimensions of 7 mm in diameter and 3 mm in thickness and cemented using self-adhesive resin cement to dentin specimens. SBS test is performed to test the effectiveness of surface treatments. SEM analysis is used to examine the changes in the surface morphology of specimens. The specimens are then statistically analyzed with ANOVA and t-tests. The study groups were ranked, in order of having highest value, SA>TA>FA>BA for conventional procedure and SA>TA=FA>BA for thermocycling (p<0,05). Thermocycling has reduced SBS values in control group and all acid applications.

Keywords: Phosphoric Acid, Citric Acid, Tartaric Acid, Boric Acid, Monolithic Zirconia

TEŞEKKÜR

Eğitimim için ve kişisel gelişimim için hiçbir dönemde bana desteklerini esirgemeyen, bana gerekli her türlü imkânı sağlayan aileme,

Akademik merakımı fark edip, bana çalışma fırsatları sunan, düşünsem dahi gerçekleşebileceğine imkân veremeyeceğim olanaklara sahip olmamı sağlayan, bana güvenini her daim hissettiğim, mesleki becerilerin yanında hayata dair de çok şey öğrendiğim, vefa borcumu asla ödeyemeyeceğim değerli hocam Yrd. Doç. Dr. Oğuzhan Görler'e,

Akademik gelişimimde ve vizyon kazanmamda bana çok katkısı olan, sözleri altın değerinde olan Prof. Dr. Ali Çetin hocama,

Uzmanlık sürecimde kendimi geliştirmem için bana imkanlar sunan, güvenini hissettiğim Prof. Dr. Sadullah Üçtaşlı hocama,

Bu projeyi (DİŞ-188) finanse eden Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne,

Uzmanlık eğitimim süresince yanımda olan Protetik Diş Tedavisinin değerli öğretim üyelerine, değerli çalışma arkadaşlarım Yrd. Doç. Dr. Ayşegül Göze Saygın, Uzm. Dt Yasemen Ünal, Uzm. Dt. Mehmet Fehim Çelenk ve Arş. Gör. Çağatay Ulucan'a ve bölümümüz personeline sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	v
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR	vii
İÇİNDEKİLER.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
TABLolar DİZİNİ	xv
1.GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1 Protetik Diş Tedavisinde Sabit Protez Uygulamaları	3
2.1.1 Sabit Protezlerde Tek Diş Restorasyonları	3
2.1.2 Sabit Protezlerde Kaybedilen Dişin Yerine Konduğu Restorasyonlar	9
2.2 Dentin Yüzeyine Uygulanan Yüzey İşlemleri	9
2.2.1 Mekanik Bağlantı Oluşturan Yüzey İşlemleri.....	10
2.3 Diş Hekimliğinde Simantasyon	17
2.3.1 Adeziv Reçine Simanlar	18
2.4 Mekanik Testler	21
2.4.1 Makaslama Testi	22
2.5 Analiz Yöntemleri	24
2.5.1 Taramalı Elektron Mikroskobu	24
2.6 Uygulanan Yorgunluk Yöntemleri	26
2.6.1 Termal Siklus ile Yaşlandırma.....	26
3. MATERYAL – METOD	28
3.1 Diş Seçimi ve Dişlerin Hazırlanması	28
3.2 Asit Derişimlerinin Pilot Çalışmalar ile Belirlenmesi.....	29
3.3 Dentin Yüzey Düzenlemeleri	33
3.3.1 Fosforik Asit Uygulaması	33

3.3.2 Sitrik Asit Uygulaması	33
3.3.3 Tartarik Asit Uygulaması	34
3.3.4 Borik Asit Uygulaması	34
3.3 Zirkonyum Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması	35
3.4 Zirkonyum Örneklerin Simantasyonu.....	38
3.5 Örneklere Termal Siklus Cihazı ile Yorgunluk Uygulanması	39
3.6 Makaslama Bağlantı Dayanımı Testinin Uygulanması	40
3.7 SEM analizi	41
3.8. İstatistiksel Analiz	42
4.BULGULAR	43
4.1. MBD Testi Bulguları	43
5.TARTIŞMA	51
6. SONUÇLAR	63
7. KAYNAKLAR.....	64
ÖZGEÇMİŞ	81

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
°	Derece
°C	Santigrat derece
±	Eksiği veya fazlası
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
Al	Alüminyum
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
ANOVA	Varyant analizi
ASPA	Aluminum silicopolyacrylate cement
Atm	Atmosfer
B-C	Bor Karbür
B-N	Bor Nitrür
B ₂ O ₃	Bor Oksit
BIS-GMA	Bisfenol-A glisidil dimetakrilat
C ₄ H ₆ O ₆	Tartarik asit
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
Ce-TZP/A	Ceria Stailize Zirkonya/Alumia Nanokompozit
CeO ₂	Seryum
cm	Santimetre
cm ²	Santimetrekare
CO ₂	Karbondioksit
CÜTAM	C.Ü İleri Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi
dk	Dakika
EDS	Enerji dağılımlı X-ışınları mikroanalizi
EDTA	Etilen diamin tetra asetik asit
Er-YAG	Erbiyum Yittriyum-Alüminyum-Garnet
g/cm ³	Gram/Santimetreküp
GPa	Gigapascal

gr	Gram
HEMA	Hidroksietil metakrilat
HT	Yüksek Translüsent
Hz	Hertz
ISO	International Organization for Standardization
Ka	Asit iyonizasyon kat sayısı
kg	Kilogram
LED	Işık Yayan Diyot
m	Metre
MBD	Makaslama Bağlantı Dayanımı
MDP	10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat
MgO	Magnezyum Oksit
MgPSZ	Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali
ml	Mililitre
mm	Milimetre
MOD	Mezyookluzodistal
MPa	Megapascal
N	Newton
n	Örnek sayısı
nm	Nanometre
p	İstatistiksel önem derecesini gösteren değer
pH	Çözeltinin asit/baz derecesini ifade eden birim
PSZ	Parsiyel Stabilize Zirkonyum
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
sn	Saniye
SPSS	Statistical Package for Social Science
TEG-DMA	Tri-etilen glikol dimetakrilat
TZP	Tetragonal zirkonya polikristalleri
UDMA	Üretan dimetakrilat
Y-TZP	Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
Y ₂ O ₃	Yitrium Oksit
Zr	Zirkonyum

ZrO ₂	Zirkonyum Oksit
ZTA	Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramik
µm	Mikrometre



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1: Hassas Kesme Cihazı ve Polisaj Cihazı.

Şekil 3.2: Stereomikroskop

Şekil 3.3: Sitrik Asitin Farklı Derişimlerine Ait Stereomikroskop Görüntüleri

Şekil 3.4: Tartarik Asit Farklı Derişimlerine Ait Stereomikroskop Görüntüleri

Şekil 3.5: Borik Asitin Farklı Derişimlerine Ait Stereomikroskop Görüntüleri

Şekil 3.6: %32'lik Fosforik Asit Jel.

Şekil 3.7: Tartarik Asit ve Sitrik Asit.

Şekil 3.8: Borik Asit ve Hassas Terazi.

Şekil 3.9: Monolitik Zirkonyum Üretimi.

Şekil 3.10: 2mm Zirkonya Kesme Frezi.

Şekil 3.11: Sinterizasyon Fırını.

Şekil 3.12: Sinterleme Programı.

Şekil 3.13: Self-adeziv Rezin Siman.

Şekil 3.14: Çalışma Örnekleri.

Şekil 3.15: Termal Siklus Cihazı.

Şekil 3.16: Universal Test Cihazı.

Şekil 3.17: SEM Cihazı.

Şekil 4.1: Zirkonyumun dentin ile termal siklus uygulaması yapılan ve yapılmayan örneklerde herhangi bir işlem yapılmadan ve borik, tartarik, fosforik ve sitrik asit uygulamalarından sonra ölçülen makaslama bağlantı dayanım (MBD) değeri. Veriler ortalama ve standart sapma olarak sunuldu. Konvansiyonel uygulama yapılan örneklerde a, b, c ve d harfleri istatistiksel olarak farklı olan ortalama MBD değerlerini göstermektedir: sitrik asit > tartarik asit > fosforik asit > borik asit > kontrol şeklinde uygulamaların etkisi gözlemlendi ($p<0,05$). Termal siklus uygulanan örneklerde e, f ve harfleri istatistiksel olarak farklı olan ortalama MBD değerlerini göstermektedir: sitrik asit > tartarik asit = fosforik asit > borik asit > kontrol şeklinde uygulamaların etkisi gözlemlendi ($p<0,05$). Genel olarak sitrik asit ile en iyi MBD değerleri elde edilirken, kontrol örneklere göre daha iyi olmasına rağmen borik asit ile en düşük MBD değerleri

elde edildi. Termal siklus uygulanan tüm asit uygulama tipleri için konvansiyonel uygulamaya göre MBD değerleri daha düşük bulundu ($p < 0.05$).

Şekil 4.2: MBD testi öncesi ve sonrası sitrik asit grubu (x5000).

Şekil 4.3: MBD testi öncesi ve sonrası sitrik asit grubu (x10000).

Şekil 4.4: MBD testi öncesi ve sonrası tartarik grubu (x5000).

Şekil 4.5: MBD testi öncesi ve sonrası tartarik asit grubu (x10000).

Şekil 4.6: MBD testi öncesi ve sonrası fosforik asit grubu (x5000).

Şekil 4.7: MBD testi öncesi ve sonrası fosforik asit grubu (x10000).

Şekil 4.8: MBD testi öncesi ve sonrası borik asit grubu (x5000).

Şekil 4.9: MBD testi öncesi ve sonrası borik asit grubu (x10000).

Şekil 4.10: MBD testi öncesi ve sonrası kontrol grubu (x5000).

Şekil 4.11: MBD testi öncesi ve sonrası kontrol grubu (x10000).

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1: Tartarik Asidin Formları.

Tablo 2.2: Tartarik Asidin Fiziksel Özellikleri.

Tablo 2.3: Borik Asitin Dehidratasyon Mekanizması.

Tablo 3.1: Pilot Çalışmada Kullanılan Asit Yüzdeleri ve Uygulama Süreleri.

Tablo 3.2: Çalışmada Kullanılan Asit Derişimleri ve Uygulama Süreleri.

Tablo 3.3: Gruplar ve Örnek Sayıları.



1.GİRİŞ

Diş hekimliği pratiğinde, diş eksikliklerinin tedavisi için, kayıp diş dokularının yerini tutacak, çiğneme fonksiyonu sırasında yeterli dayanıklılığa sahip olacak, biyolojik olarak uyumlu olacak malzeme arayışları halen araştırma konusudur. Halen yaygın olarak kullanılan metal destekli seramik restorasyonlar, dayanıklılık açısından yeterli olmakla beraber, doğal dişin sahip olduğu ışık geçirgenliğini taklit etme özelliklerindeki eksiklikler nedeni ile estetik açısından yeterli değildirler. Işık geçirgenliği ve estetik özellikleri doğal dişe en yakın olan seramikler ise, uzun süreli klinik kullanımlarda dayanıklılık konusunda yetersiz kalmışlardır.

Zirkonya ortopedide kullanılan bir malzeme iken, diş hekimliği alanına, estetik protez üretimi amacıyla dahil olmuştur. Zirkonya; materyal olarak biyoyumlu, fiziksel olarak iyi özelliklere sahip ve metal alt yapıli protezlere göre daha estetikdir. Çok üyeli restorasyonların üretimine izin vermektedir. Zirkonyum oksit materyalinin protetik diş tedavilerinde uygulanması, genellikle zirkonyum oksit alt yapı üzerine tabakalama porseleni uygulanması şeklindedir. Klinik kron boyu kısa olan dişlerde tabakalama porseleni için mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, diş sadece zirkonyum oksit ile monolitik olarak kronlanabilmektedir. Bu tür klinik uygulamalarda, diş yüzeyinin yüzey karakteristikleri oldukça önemlidir. Klinik kron boyu kısa ya da kısaltılmış olan ve diş yüzeyine simante edilen monolitik zirkonyum kron, ağızda fonksiyon sırasında tutunma yüzey alanının az olması sebebi ile desimante olabilmektedir. Bu problemin çözümü için diş yüzeyinin, monolitik zirkonyum ile olan bağlantı dayanımını arttırmak üzere pürüzlendirilmesi güncel bir yaklaşımdır. Literatürde bu problemin çözümüne yönelik herhangi bir çalışma mevcut değildir. Sitrik asit ve fosforik asit ile ilgili endodonti alanındaki araştırmalar çalışmaları ağırlıklı iken, tartarik asit ve borik asit ile ilgili çalışmalar yok denecek kadar azdır. Çalışmamız literatürdeki eksiği dolduracak ve bu asitlerin başka çalışmalarda kullanımı için yol gösterici olacaktır.

Bu bilgiler ışığında çalışmamızın amacı, monolitik zirkonya yüzeyi ile dentin arasındaki bağlanmayı arttıracak yüzey işlemlerini araştırmaktır. Çalışmamızın hipotezi: Uygulanacak olan yüzey işlemleri, dentin yüzeyi ile simante edilecek monolitik zirkonyum arasındaki bağlantı dayanımını arttıracaktır.



2.GENEL BİLGİLER

2.1 Protetik Diş Tedavisinde Sabit Protez Uygulamaları

Diş hekimliğinde, dişlerde meydana gelen doku kayıplarının uygun materyaller ile restorasyonu ve diş eksikliklerinin giderilmesi amacıyla sabit protez uygulamaları prostodontinin ana konusudur. Anterior ya da posteriorda bir dişin kaybı dahi, çiğneme, konuşma, estetik bozukluklardan biri ya da tamamını içeren problemler meydana getirebilir. Bunun yanında stomatognatik sistemin birbirine bağlı olan işleyişinde sorunlar olabilir. Bir ya da birden fazla dişin kaybedilmesi, okluzal bozukluklara ve dolayısıyla temporomandibular rahatsızlıklara yol açar. Bu sebeple hastalara sabit protez, hareketli protez, implant destekli sabit protezler uygulanabilmektedir. Sabit protezler, kaybedilen diş ve diş dokusunun yeniden kazandırılması amacıyla, doğala en yakın materyal seçimi ve işlevsellik ile başarıyla uygulanmaktadır. Dişsiz boşlukların, komşu dişlerin prepare edilmesine gerek duyulmadan, implant destekler ile rehabilite edilmesi halen güncelliğini sürdürmektedir (1).

2.1.1 Sabit Protezlerde Tek Diş Restorasyonları

Yıkım gerçekleşmiş dişlerin restorasyonu düşünülürken, kalan diş dokusunun muhafazası, kaybedilen diş dokusunun telafisi hedeflenir. Hem fonksiyon hem de estetik alandaki başarı, uygun restorasyon materyalinin seçimine ve tasarımına bağlıdır. Madde kaybını ortadan kaldırmak, dişlere fonksiyonel ve estetiğini yeniden kazandırmak için 12 farklı tip restorasyon tercih edilebilmektedir. Bu restorasyonlar farklı şekilde yapılabilirler; “plastik tip” restorasyonlar, ağıza yumuşak kıvamdayken yerleştirilip sertleşmesi beklenen, kaviteye kimyasal ve mekanik tutunan restorasyonlardır. “simante edilen” restorasyonlar ise, laboratuvarında hazırlanıp sonraki seanslarda yapıştırılır (2).

Kron içi restorasyonlar; cam iyonomer, kompozit rezin, basit amalgam, yardımcı tutucular ile desteklenen karışık amalgam, metal inley, seramik inley, MOD onley restorasyonlardır.

Kron dışı restorasyonlar; koronal diş dokusunun yarısını ya da daha fazlasını restore etmek amacıyla kullanılan restorasyonlardır. Bölümlü veneer kronlar, tam metal kronlar, metal-seramik kronlar, tam seramik kronlar ve seramik veneer kronlar olarak sayılabilir (2).

Diş hekimliğinde uzun yıllardan beri sabit protezlerin yapımında kullanılan metal destekli seramik restorasyonlar, metal alt yapı ve seramik üst yapısından oluşan iki komponente sahip protez tipidir (3). Metal alt yapı kısmı, sabit proteze uzun dönem başarı kazandıracak fiziksel ve biyolojik özelliklere sahip olan bölgedir. Daha çok alaşım şeklindedir, bu şekilde protezin fonksiyon sırasında ihtiyacı olan fiziksel özellikleri proteze kazandırır (4). Metal alt yapının ideal kalınlığı 0,5 mm olmalıdır (5). Daha ince üretildiği durumlarda çiğneme kuvvetleri fiziksel olarak yetersiz kalacaktır (4). Metal destekli restorasyonlar preparasyonu tamamlanmış diş ya da implant dayanakları üzerine uygulanırlar. Diğer tam kronlar gibi üstün bir tutuculuğun yanında, estetik beklentileri karşılayan protez tipidir. Ağızın her bölgesinde uygulanabilirler (1).

Diş Hekimliğinde Seramik Restorasyonlar

Tam seramik restorasyonlar, dişin tamamen sarılması ve estetik özelliklerin üstün olması istendiğinde tercih edilecek tasarımıdır. İlk üretildikleri dönemde yetersiz kırılma dayanımına sahip olmaları nedeniyle tercih edilmezken, kırılma dayanımlarının artırılması, CAD/CAM sistemiyle üretimin yaygınlaşması ve estetik özelliklerinin oldukça iyi olması sebebiyle tercih edilen materyaller haline gelmiştir. CAD/CAM teknolojisinin yaygınlaşması ile beraber, klinisyenlerin rutin kullanımına girmiş restorasyon türüdür. İçeriklerine göre silikat seramikler ve oksit seramikler olarak ikiye ayrılırlar (6).

Silikat seramikler

a) Feldspar

1) Geleneksel Feldspar

2) Yüksek Dirençli Feldspar

b) Alumina

Oksit Seramik Sistemler (Polikristalin Seramikler)

a) Alüminyum Oksit Seramikler

b) Zirkonyum Oksit Seramikler

Oksit Seramik Sistemler (Polikristalin Seramikler)

Bu tip seramik sistemleri, yapısında cam ihtiva etmez. Kristallerin düzenli dağılımı ile birlikte kırılmalara karşı cam içeren seramiklere göre çok daha fazla dayanıklıdırlar.

Alüminyum oksit seramiklerin, anterior dişlerde köprü yapımında ve anterior-posterior bölgelerde tek diş kron restorasyonlarda kullanılması uygundur (7).

Zirkonyum oksit seramikler, saf zirkonyaya %3 yitrium oksit ilavesi ile elde edilirler. Bu yolla, zirkonyumun oda sıcaklığında tetragonal fazla kalması ve hacimsel olarak stabilizasyonu sağlanır (6). Alüminyum oksit bloklara göre daha dayanıklıdırlar. Bu sebeple posterior alanda kullanılırlar.

Zirkonyum Oksit Seramikler

Ortopedi alanında 1960'lı yıllardan bu yana biyomateryal olarak kullanılan zirkonya; boyutsal stabilite, kimyasal stabilite, sertlik ve Young's modülüsü açısından güçlü fiziksel özelliklere sahip olması nedeniyle tercih edilmektedir. Diş hekimliğindeki kullanım alanları, ortodontik braketler, post-core sistemler, kron-köprü protezleri, implant dayanakları ve implantlardır. Estetik ve mekanik özelliklerinden dolayı protetik diş tedavilerinde sık kullanılmaktadır (8).

Zirkonya; atmosferik basınç altında 3 farklı kristal yapıda bulunur. 1167 °C'nin altında monolitik formda, 1167 °C ile 2367 °C arasında tetragonal formda, 2367°C'nin üstündeki sıcaklıklarda kübik formda bulunur. Kübik fazdan tetragonal faza, tetragonal fazdan monolitik faza geçerken hacim artışı gözlenir. Bu hacim artışı sırasında materyalde çatlaklar gözlenmektedir. Bu sebeple protetik diş tedavilerinde zirkonya saf halde kullanılmaz. Zirkonyayı tetragonal fazda oda sıcaklığında stabil tutabilmek için saf zirkonyanın içerisine magnezyum, kalsiyum, skandiyum, yitrium, neodimyum, CeO₂, MgO veya Y₂O₃ ilave edilir. Kristal büyüklükleri 10

nm'den küçük tutulmaktadır. Böylece tetragonal fazın stabilizasyonu sağlanmış olur (9).

Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Esaslı Bloklar

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya esaslı bloklar 4'e ayrılır. Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramik (ZTA), magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (MgPSZ), Ceria Stabilize Zirkonya/Alumina Nanokompozit (Ce-TZP/A) ve Y-TZP (10).

Standard Y-TZP Bloklar

Mekanik özellikleri yüksek olan doğal zirkonya materyalinin, elastiklik modülüsü yaklaşık olarak 210 GPa, kırılma direnci ise 900-1200 MPa arasındadır. Işık geçirgenliği zayıf, radyolojik incelemede radyopak renkte bir materyaldir (11,12). Translüsant olmaması sebebiyle, protetik diş tedavilerinde posterior bölgede kullanılırlar. Renklenmiş dişlerde, metal post uygulanmış dişlerin renklerinin örtülmesinde başarılıdırlar (13). Zirkonyanın anterior bölgede kullanımını sağlamak üzere artık renklendirilmiş zirkonya alt yapıları üretilmeye başlanmıştır (14). Bu tip restorasyonlarda en sık görülen başarısızlık sebebi, üst yapı porseleniyle zirkonyum alt yapı arasında kırılma ve ayrılmaların meydana gelmesidir.

Zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği bağlantısındaki zayıflık (15), porselenin tabakalanması sırasında meydana gelen stresler ve distorsiyonlar (16), tabakalama porseleninin desteklenmesinde meydana gelen eksiklikler, alt yapı malzemesiyle tabakalama porseleninin uyumsuzluğu (17), materyallerin termal genleşme katsayılarının uyumlu olmaması ve fırınlama işleminin ardından hızlı soğutma işlemi gerçekleştirilmesi (18) kırığa sebep olan parametreler olabilir.

Monolitik Y-TZP Bloklar

Son yıllardaki toz işleme yöntemindeki gelişmeler ile birlikte zirkonya materyalinin ışık geçirgenliği artmış, feldspatik porselen ilavesi olmadan da anterior bölge restorasyonlarında monolitik zirkonyum kronlar uygulanmıştır.

Ancak halen bu kronların estetik özellikleri lityum disilikatlar seviyesinde değildir (19). Konvansiyonel zirkonya alt yapı üzerine tabakalama porseleni uygulamasında meydana gelen üst yapı porseleninde kırılma ve ayrılma probleminin henüz tam anlamıyla giderilememesi sebebiyle, tek bir materyalden üretilen zirkonya monolitik kronların optik özelliklerini geliştirme konusundaki çalışmalar halen devam etmektedir. Tanecik yapısında meydana gelen küçülme ve homojenitenin artması materyalin ışık geçirgenliğini ve kırılma dayanımını arttırmış, düşük ısı bozunmasına karşı materyalin direnç kazanmasını sağlamıştır (20). Toz işleme tekniklerinin daha iyi seviyelere ulaşması, materyalin iç bölgelerindeki çatlak oluşumunu en aza indirmişdir (21). Konvansiyonel zirkonyada tanecik boyutu 1 mikrometre iken, monolitik zirkonyaların ortalama tanecik boyutu 0,2-0,8 mikrometre arasındadır (22). Bu yeni nesil monolitik zirkonya seramiklerde materyal yoğunluğu yüksektir. Monoklinik faz oranı konvansiyonel zirkonya seramiklere göre azaltılmıştır. ISO 2008 standartlarına göre yaşlandırma sonrası zirkonyanın %25'ten daha az monoklinik faz içermesi gerekmektedir. Monolitik zirkonyada ise bu oran %10'un altına inmektedir (20). Konvansiyonel zirkonya seramiklerde %1-5 oranında bulunan, materyalin mekanik özelliklerini ve yaşlandırma işlemlerine olan direncini arttıran fakat ışık geçirgenliğini olumsuz etkileyen alümina, monolitik zirkonyum seramiklerde oranı %0,1 olacak şekilde azaltılmıştır. Alüminanın materyal içindeki dağılımı iyileştirerek, yaşlandırma işlemlerine olan direnci korunmuştur (23,24). Ayrıca, konvansiyonel zirkonya seramiklerde fiziksel ve mekanik özellikleri iyileştirmek için kullanılan organik bağlayıcılar bulunmaktaydı. Yeni nesil monolitik zirkonya seramiklerde, atomlar organik bağlayıcılara ihtiyaç duymadan, birbirleri içerisine geçerek, mekanik özelliklerini korumuşlardır.

Ayrıca, monolitik zirkonyum kronların aşınma dirençleri doğal dişlere çok yakındır. Veneer seramik kronların karşıt dişte aşınmalara sebep olması seramiklerin dezavantajı iken, monolitik zirkonya uygulamasında böyle bir dezavantaj yoktur (25).

Monolitik zirkonyum kronların interokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda kullanılması endikedir. (26) Böylece kısıtlı mesafede sadece zirkonya materyali, iyi mekanik özellikleri ile okluzal yükleri taşıyabilmektedir. Ancak prepare edilen dişin kron boyunun kısa olması sebebiyle, üretilen kron sınırlı miktarda yüzey alanına simante olabilmektedir. Bu sebeple kronların sıkça desimante olması klinik problem olarak karşımıza çıkmaktadır. Son yıllarda kullanımı yaygınlaşan monolitik zirkonyumun desimante olma problemi ile ilgili literatürde henüz çalışma bulunmamaktadır. Projemizden elde edilen sonuç çıktıları, bu problemin çözümüne yardımcı olacaktır.

2 tip yeni nesil monolitik zirkonya blok vardır (27).

Yüksek Translüsent Zirkonya Bloklar

Konvansiyonel zirkonya bloklar ile aynı değerlerde %87-95 oranında ZrO_2 ve %4-6 oranında üç mol Y_2O_3 ile diğer oksitleri içermektedir. Tanecik boyutları 0,2-0,8 mikrometre aralığındadır, yoğunlukları en az 6 g/cm^3 'tür. %10'un altında monoklinik faza sahiptir, içeriğindeki alümina oranı %0,1'in altındadır (28). Konvansiyonel zirkonya seramiklere oranla, ışık geçirgenlikleri daha iyi seviyededir (29). Fakat lityum disilikatlar kadar iyi ışık geçirgenlikleri bulunmamaktadır (30). Kırılma dayanımları ise, en az konvansiyonel zirkonya seramikler kadardır (28).

Kübik Zirkonya Bloklar

Daha çok anterior lamina restorasyonlarında tercih edilen zirkonya bloklarıdır. Yapılarında kübik-tetragonal faz karışımını içerirler. Monoklinik faz değişimi oldukça az görülür. 5 mol Y_2O_3 içerdikleri için, 5 Y-TZP olarak da isimlendirilirler. Bu tip zirkonya seramiklerin esneme dayanımları 500-750 MPa aralığında değişmektedir. Bu da mekanik özelliklerinin seviyesinin konvansiyonel zirkonya bloklarına göre daha düşük olduğunu, lityum disilikatlara alternatif olduğunu göstermektedir. Tüm zirkonya bloklar arasında en yüksek ışık geçirgenliğine sahip bloklardır (31,32).

Monolitik zirkonya, üst yapı tabakalama porseleni olmadan, tek parça olarak 0.3-0.5 mm'ye kadar inceltilebilir kullanılabılır

2.1.2 Sabit Protezlerde Kaybedilen Dişin Yerine Konduğu

Restorasyonlar

Geleneksel diş destekli sabit bölümlü protezler; kaybedilen dişlerin sabit protezler ile restorasyonunu gerçekleştiren protezlerdir. Bu amaçla, dişsiz alana komşu dişlerin protez ayağı olarak kullanılması gerekir. Bu tip protezlerde destek alınan dişlerin periodontal olarak güçlü olması, köprü restorasyonunun iyi tasarlanmış olması ve dişsiz boşluğun kısa olması istenir.

Rezin bağlı diş destekli sabit bölümlü protezler; genelde kesici ya da küçük azı dişlerinde eksiklikler olduğunda kullanılabilen, az invaziv, diş dokularını koruyucu bir protez tipidir. Diş yüzeyi ile siman, siman ile restorasyon materyali arasında bağ söz konusudur. Adeziv köprülerde başlangıçta metal alaşımlar kullanılmış, günümüzde ise tam seramik restorasyonların kullanımı alternatifsiz hale gelmiştir. Pulpa odası geniş dişlerde, dişsiz boşluğun uzun olduğu alanlarda, çiğneme kuvvetinin güçlü olduğu kişilerde bu restorasyonların başarılı olması söz konusu değildir.

İmplant destekli sabit bölümlü protezler, geleneksel sabit bölümlü protezlerin uygulanması için gerekli olan yeterli sayıdaki destek dişin bulunmadığı veya yeterli periodontal desteklerinin olmadığı durumlarda, hareketli protez kullanımı endikasyonunun olmadığı hastalarda veya hasta isteği üzerine uygulanan protez tipidir. Dişsiz alana komşu dişlerin preparasyonunu önler. Eğer implantlar, protetik tedaviyi yapacak hekim tarafından yerleştirilmediyse, cerrahiye yapan hekim ile protetik tedaviyi yapacak hekimin sıkı iş birliği şarttır (2).

2.2 Dentin Yüzeyine Uygulanan Yüzey İşlemleri

ZrO₂'nin dişe ya da diğer substratlara bağlanabilmesi, güçlü bir reçine bağlantısı gerektirir. Reçine bağlantısının başarısı ise, seramik restorasyonun yüzeyi ile reçine simanın mikromekanik ya da kimyasal bağlanmasıyla ilişkilidir (33).

Yüzey işlemleri; mekanik, kimyasal, mekanik-kimyasal ve diğer yöntemler olarak 4'e ayrılır.

2.2.1 Mekanik Bağlantı Oluşturan Yüzey İşlemleri

Asit ile Pürüzlendirme

Dentine asit uygulanması; yüzeyde mikropürüzlülük meydana getirir, smear tabakasını kaldırarak tübüllerin açığa çıkmasını sağlar. İntertübüler ve peritübüler dentinde dekalsifikasyon meydana gelir. Böylece uygulanan adezivin tutunacağı yüzey alanı artar, adeziv tübüllere penetre olarak mikrotaglar oluşur. Böylece güçlü bir tutunma sağlanır. Dekalsifikasyon derinliği; asitin pH değeri, derişimi, akışkanlığı ve uygulama süresi gibi parametreler ile ilişkilidir. Asit uygulamasının uzun süreli yapılması; dentin dokusunun aşırı dekalsifikasyonuna ve bu kalsifiye alanlara adezivin yetersiz infiltrasyonu nedeniyle hibrit tabakanın kırılğan ve yetersiz kalmasına sebep olur. Bu nedenle 15 saniyeden uzun süre asit uygulanması tavsiye edilmemektedir (34).

Tartarik Asit

Organik bir asit olan tartarik asidin kimyasal formülü $C_4H_6O_6$ şeklindedir ve yoğunluğu ise $1,788 \text{ g/cm}^3$ 'tür. 2 kiral merkeze sahip, dihidroksi dikarboksilik asittir. Bu 3 boyutlu izomerlerde meydana geleceği anlamına gelmektedir. Beyaz kristalin form doğal olarak bitkilerde meydana gelir. Özellikle üzümelerde bulunur. Doğal olarak meydana gelen formu L-(+)-tartarik asit ya da dekstrotartarik asittir. Enantiyomer formu levotartarik asit ve D-(-)-tartarik asittir. Akiral formu mezotartarik asit, yapay olarak üretilebilmektedir. Nadiren meydana gelen inaktif optik form olan DL-tartarik asit, levo ve dekstro formlarının 1:1 karışımıdır. Bu mezotartarik asitin belirgin formudur ve rasemik asit olarak adlandırılır (35). Tartarik asitin formları Tablo 2.1'de, fiziksel özellikleri Tablo 2.2'de gösterilmiştir.

Tablo 2.1: Tartarik Asidin Formları.

L-(+)-tartarik Asit Dekstrotartarik Asit	D-(-)-tartarik Asit Levotartarik Asit	Mesotartarik Asit
$\begin{array}{c} \text{COOH} \\ \\ \text{H}-\text{C}-\text{OH} \\ \\ \text{HO}-\text{C}-\text{H} \\ \\ \text{COOH} \end{array}$ $\begin{array}{c} \text{HO} \quad \text{COOH} \\ \diagdown \quad / \\ \text{C} \\ \diagup \quad \diagdown \\ \text{HO} \quad \text{COOH} \end{array}$	$\begin{array}{c} \text{COOH} \\ \\ \text{HO}-\text{C}-\text{H} \\ \\ \text{H}-\text{C}-\text{OH} \\ \\ \text{COOH} \end{array}$ $\begin{array}{c} \text{HO} \quad \text{COOH} \\ \diagdown \quad / \\ \text{C} \\ \diagup \quad \diagdown \\ \text{HO} \quad \text{COOH} \end{array}$	$\begin{array}{c} \text{COOH} \\ \\ \text{H}-\text{C}-\text{OH} \\ \\ \text{H}-\text{C}-\text{OH} \\ \\ \text{COOH} \end{array} = \begin{array}{c} \text{COOH} \\ \\ \text{HO}-\text{C}-\text{H} \\ \\ \text{HO}-\text{C}-\text{H} \\ \\ \text{COOH} \end{array}$ $\begin{array}{c} \text{HO} \quad \text{COOH} \\ \diagdown \quad / \\ \text{C} \\ \diagup \quad \diagdown \\ \text{HO} \quad \text{COOH} \end{array} = \begin{array}{c} \text{HO} \quad \text{COOH} \\ \diagdown \quad / \\ \text{C} \\ \diagup \quad \diagdown \\ \text{HO} \quad \text{COOH} \end{array}$
(1:1 Karıştırıldığında) DL-tartarik Asit (Rasemik Asit)		

Tartarik asit, diş hekimliği alanında cam iyonomer simanların yapısında bulunan bir asittir. Cam iyonomer simana etkisi, sertleşme süresini uzatmak, dolayısıyla simanı daha kolay karıştırmaktır. Diş kavitesine uygulandıktan sonra keskin bir şekilde sertleşir. Bu özelliklerin sonucu olarak, simana tartarik asit eklenmesi oldukça faydalıdır (36,37). İlk alüminum silicopolyacrylate cement (ASPA), 1972 yılında uygun olmayan sertleşme karakteri ve estetik özellikleri ile piyasaya sunuldu. Tartarik asitin pozitif izomerinin ilavesi, manipülasyon özelliklerini ve sertleşme zamanını olumlu yönde düzeltti (37). Tartarik asit, güçlü bir asit olmasından dolayı cam partikül yüzeylerinin çözünmesini ve sonuç olarak metalik katyonlar, özellikle alüminyum iyonlar ile kompleks forma gelmesini sağlar. Bu nedenle alüminyum iyonlar, hemen poliasitler ile reaksiyona giremez, böylece simanın çalışma süresi uzamış olur (38).

Tablo 2.2: Tartarik Asidin Fiziksel Özellikleri.

Sistemik İsmi	2,3-dihydroxybutanedioic acid
Diğer İsimleri	2,3-dihydroxysuccinic acid Threonic acid Racemic acid Uvic acid Paratartaric acid
Molekül Formülü	C ₄ H ₆ O ₆
Molekül Ağırlığı	150.08 g/mol
Çözünme Sabiti	1.04×10 ⁻⁵ (K _{a1} at 25 °C) 4.79×10 ⁻⁵ (K _{a2} at 25 °C)
Sudaki Çözünürlüğü	133 g/100 ml (20 °C)
Erime Noktası	168 - 170 °C

Tartarik asitin pilot çalışmamızda dentin yüzeyine yaptığı pürüzlendirme incelendiğinde, dentin yüzeyinde por oluşumu gerçekleştirdiği görülmüştür. Böylece yüzey alanını artırarak mikromekanik tutunmaya fayda sağlaması beklenmektedir.

Tartarik asitin pürüzlendirici etkisinin, bağlantı değerine olan etkisini araştıran çalışma henüz literatürde mevcut değildir. Projeden elde edilen sonuç çıktıları, literatürdeki eksiğin doldurulmasına yardımcı olacaktır.

Borik Asit

Bor, içeriğindeki bor oksit (B₂O₃) yüzdesine göre değer kazanır, doğada mineral olarak bulunur. Bileşimindeki bor yüzdesi en çok olan bileşik bor oksittir. Sanayide genellikle boraks, kolemanit, borik asit veya bor oksit şeklinde bulunurlar (39). Tinkal, kolemanit, üleksit gibi bor içeren tüm cevherlerden üretilebilmektedir. Toplam bor oksit üretiminin %75'inin cam üretiminde kullanılması nedeniyle, cam sanayisi için büyük öneme sahip bir hammaddedir.

Borik asitin %43'ü sudur. Borik asitin dehidratasyonu sonucu bor oksit elde edilir. İlk basamakta ortoborik asit meta borik asite döner, ikinci basamakta ise meta borik asit bor oksite dönüşür. Dehidratasyon şeması Tablo 2.3'te gösterilmiştir. Bor oksit, süssüz borik asit olarak da

adlandırılmıştır. Borik asit kararsız olduğu için, bor oksit olarak kullanımı tercih edilmiştir.

Tablo 2.3: Borik Asitin Dehidratasyon Mekanizması.

$H_3BO_3 \leftrightarrow HBO_2 + H_2O$	Ortoborik asitin metaborik asite dönüşümü
$HBO_2 \rightarrow \frac{1}{2} B_2O_3 + \frac{1}{2} H_2O$	Metaborik asitin bor oksite dönüşümü

Son yıllarda, ileri malzeme üretim teknolojilerindeki gelişmeler ile birlikte süper özelliklere sahip borlu yeni bileşiklerin üretiminde bor oksit kullanımı artan ivme ile kullanılmaya başlanmıştır. Bu bileşikler; inorganik boratlar, kompozit oksit yapıları katalizörler, B-C ve B-N (bor karbür, bor nitrid) yapıları nano tüplerdir. Alüminyum oksit yapıları katalizörlerin aktivitesini arttırmak üzere de bor oksitler kullanılmaktadır (40).

Borik asitin dental ve medikal uygulamalarında, antiseptik, antibakteriyel ve antifungal özelliklere sahip olduğu görülmüştür (41).

Borik asitin antibakteriyel özellikleri, araştırmalarda gösterilmiştir. (42). Borik asitin periodontal tedavilerde yaygın olarak kullanılan bileşiği AN0128'dir. Bu bileşiğin periodontal hastalıkların tedavisindeki etkinliğini araştıran birçok çalışma mevcuttur. Periodontal hastalıkla ilişkili olan *P. Intermedia*, *P. Gingivalis*, *Eubacterium Nodatum* ve *T. Denticola* gibi bakteriler üzerinde in vitro antibakteriyel etkisi olduğu gösterilmiştir (43).

Borik asit, klinik ve endüstri uygulamalarında sık kullanılan inorganik zayıf bir asittir. İnsanlarda ve bitkilerde mantar enfeksiyonlarını kontrol altına alan, bakteriostatik ve fungistatik bir ajandır. Borik asit fonksiyonları tam olarak anlaşılammış olmasına rağmen, çok sayıda çalışma borik asitin mitokondriyal dejenerasyona sebep olduğunu ve sonuç olarak oksidatif metabolizmayı inhibe ettiğini göstermiştir (44). Borik asitin kulak enfeksiyonlarında kullanımı %2 konsantrasyonda iken, dermatolojik kullanımı %10 konsantrasyondadır (45).

Boron, borik asit ve borat kadar bol bulunan, dokudaki oksidan-antioksidan seviyeleri ayarlayan antiinflamatuvar etkilere sahiptir (46,47).

Borik asit gerek literatürdeki endodontik çalışmalarda gerek pilot çalışmamızda elde ettiğimiz mikroskop görüntülerinin analizlerinde borik asitin, sitrik asit, tartarik asit ve fosforik asit gibi aşındırıcı özelliğiyle ön plana çıkan bir asit olmadığı görülmüştür. Dentin yüzeyine penetrasyonu sınırlı olduğu için, dentin bağlanma dayanımını artırma potansiyeli limitlidir (48). Meydana getirdiği porlar sınırlı büyüklüktedir. Smear tabakası kaldırma kapasitesi yeterli olmadığı için, borik asidin sitrik asit solüsyonu ile beraber uygulanması hem smear tabakası kaldırma potansiyeli hem de antimikrobiyal etkiyi aynı zamanda kazanmayı sağlar (49).

Sitrik Asit

Araştırmacılar, smear tabakasının uzaklaştırılması için sitrik asitin %10-50 konsantrasyonlarında uygulanabileceğini bildirmişlerdir (50).

Sitrik asit dişlerde eroziv kayıplara neden olma özelliğini, hidroksiapatit içeriğinde bulunan kalsiyumu bağlama ve çözebilme yeteneğinden alır (51). Tükürükteki kalsiyum doygunluğu %32'den fazla olduğu zaman, sitrik asit tuzu olan sitrat ile kalsiyum birbirlerine bağlanıp kompleks oluşturabilmektedir. Bu durumda; tükürükteki kalsiyumun aşırı doygunluğu azalır ve diş minerallerinin çözünmesi için zemin hazırlanmış olur. Diş minerallerinin çözünmesine sebep olan sitrik asit konsantrasyonları meyve sularında yaygın olarak bulunmaktadır (52). Besinlerin içindeki kalsiyum ve fosfat konsantrasyonları, asitlerin eroziv kapasitelerini etkilemektedir. %1'lik sitrik asit solüsyonuna (pH=2.2) farklı konsantrasyonlarda kalsiyum, fosfat veya florür eklendiğinde, solüsyonun eroziv özelliklerinin azaldığı izlenmiştir. (53)

Aynı pH değerlerine sahip farklı tip asitler, farklı eroziv etkiler gösterebilmektedirler (54). Sitrik asit gibi asitler, suda çözüldüğünde hidrojen iyonu, sitrat gibi anyonlar ve çözünmeyen asit molekülleri açığa çıkarmaktadır. Bu açığa çıkan moleküllerin miktarı, solüsyonun pH'ına, asit iyonizasyon kat sayısına (Ka) bağlıdır. Yüksek asit iyonizasyon katsayısına sahip olan asitler, düşük olan asitlere göre daha güçlü asitlerdir. Eroziv kapasiteleri yüksektir ve mineral yüzeyinden daha fazla kalsiyum salınmasına

sebebe olur. EDTA ve sitrik asit en yüksek asit iyonizasyon katsayısına sahip şelasyon ajanlarıdır. Sitrik asit mineral yüzeyine uygulandığında, hidrojen iyonları yüzeydeki minerallerin çözünmesine sebep olur ve anyonlar kalsiyumu bağlar. Bu sebeple, sitrik asit gibi asitler iki etki ile erozyona sebep oldukları için diş yüzeyine daha fazla zarar vermektedirler (55). Ortamın pH değeri 2 dolaylarında iken, hidrojen iyonları ile mineral yüzeyine etki ederken, ortamın pH değeri 7 dolaylarında iken, kalsiyum iyonu mineral yüzeyinden çekilir (56). İçinde yüksek oranda sitrik asit bulunan besinler, erozyona neden olabilmektedir (57).

Sitrik asitin en etkili olduğu konsantrasyon ve uygulama süresi konusunda çeşitli çalışmalar mevcuttur. pH değeri 1 olan sitrik asitin 3 dakika uygulanmasının smear tabakasını uzaklaştırdığı, kök yüzeyinde 15-19 mikrometre genişliğinde demineralizasyon oluşturduğu (58), dentin veya sement matrisindeki kollagen fibrilleri açığa çıkardığı diğer araştırmacılar tarafından da gösterilmiştir (59,60). Sterrett ve ark. (61) sitrik asit demineralizasyonunun zamana bağlı olarak lineer arttığını belirtmiştir. Kök yüzeyi uygulamalarında optimum dentin demineralizasyonunun, sitrik asitin %25-30 konsantrasyonda olduğunu not etmiştir. Register ve Burdick (62) 1975 yılında, sitrik asit emdirilmiş pamuk peletlerin yüzeye yerleştirilmesi yerine, yüzeyin pamuk peletler ile ovalanarak uygulanmasının yani burnishing tekniği ile uygulanmasının tekniğin etkinliğini arttırdığını bildirilmiştir. Periodontoloji alanında, kök yüzeyinin dağlanması amacıyla yapılan çalışmalarda, sitrik asit demineralizasyonunun kök yüzeyini detoksifiye ettiği ve yüzeye antibakteriyel özellik kazandırdığı bildirilmiştir (63).

Sitrik asit, kimyasal olarak stabil, fakültatif ve zorunlu anaeroblara karşı antimikrobiyaldir. Endodontide irrigasyon solüsyonu olarak kullanılmasının sebebi, smear tabakasının yapısındaki inorganik bileşenleri kaldırabilme yeteneği ve dentini dekalsifiye etme kapasitesinden dolayıdır. (64) Scelza ve ark. (65) %10'luk sitrik asitin smear tabakasını daha iyi kaldırdığını bildirirken, Baumgartner ve ark. (66), Yamagushi ve ark. (67), Naaman ve ark. (68) yaptıkları çalışmalarda sitrik asitin smear kaldırmada en etkin değerinin %50'lik sitrik asit olduğunu bildirmişlerdir.

Sitrik asit, endodonti ve periodontoloji alanında çalışmalarda sıkça yer almıştır. Bu çalışmalarda sitrik asitin smear tabakasını kaldırma yetenekleri sebebiyle, bağlantı değerlerine pozitif etkileri saptanmıştır. Ancak monolitik zirkonyumun desimantasyon problemine pozitif etkisinin olup olmadığı henüz araştırılmış bir konu değildir. Projemizden elde edeceğimiz sonuç çıktıları, bu konuda literatürdeki eksiği dolduracaktır.

Fosforik Asit

Araştırmacılar, önceki yıllarda, mine pürüzlendirmesi için %10'luk maleik asit, %1.6'lık oksalik asit ve %10'luk fosforik asit gibi zayıf asitleri denemişlerdir. Zayıf asitlerin mine tabakasında aşırı eroziv etkisinin olmayacağını ve daha az pulpal irritasyona sebep olacağını düşünmüşlerdir fakat %35'lik fosforik asit ile karşılaştırıldığında daha az bağlanma dayanımı gösterdiği sonucuna varmışlardır (69,70). Ortofosforik asitin %37'lik konsantrasyonda uygulanmasının, resin tagların uzunluğundaki artışa etkisi ve bağlanmadaki etkinliği ortaya çıkarılmıştır. (71-73). Geleneksel olarak %30-40 yoğunlukta uygulanan fosforik asit, dekalsifikasyon yolu ile retantif mine pöröziteleri oluşturarak ıslanabilirliği ve yüzey alanını arttırmaktadır (74,75). 60 saniyelik uygulama ile, yaklaşık 10 mikron yüzey minesini eroziv etki sonrası kaybolmakta ve altta kalan yaklaşık 20 mikron derinliğindeki alan pürüzlendirilmektedir. Resin bu pöröz yapı içine akabilmektedir. Resin bu pörözlü alanda geniş yüzey alanı bulur ve böylece mükemmel bir mekanik retansiyon sağlanır (76). Bu mikro-pörözitelerin içerisine akan ve polimerize olan düşük viskoziteli rezinler, birincil bağlanma mekanizması olarak bilinen resin uzantılarını oluşturmaktadır. 15 saniyelik asitleme süresi ile 60 saniyelik pürüzlendirme karşılaştırıldığında aynı yüzey pürüzlülüğünü yarattığı bildirilmiştir (77). Bu asitleme süreleri ayrıca benzer bağlanma kuvveti ve mikrosızıntı değerleri vermiştir (78). Minenin 30 sn, dentinin 15 sn boyunca %37'lik fosforik asit solüsyonu ile pürüzlendirilme işlemi, günümüzde en çok kabul edilen yöntemdir (79-81).

Fosforik asit solüsyonunun kalsiyuma bağlanma yeteneklerini sitrik asit ile karşılaştıracak olursak, fosforik asit kalsiyuma daha fazla bağlanmaktadır.

Ortamın pH değeri 2 dolaylarında iken, hidrojen iyonları ile mineral yüzeyine etki ederken, ortamın pH değeri 7 dolaylarında iken, kalsiyum iyonuna bağlanır. Ortamın pH değeri ara değerlerde ise, sitrik asitte olduğu gibi her iki mekanizma da gerçekleşir (56).

Endodontide, fosforik asitin çeşitli konsantrasyonlarda (%32-40) kullanılarak, etkin bir smear tabaka temizleyicisi olarak kullanılması, ardından distile su ile yıkanması sıklıkla kullanılan yöntemdir (82). Mayhew ve ark. (83), post restorasyonu uygulamasında, simantasyondan önce %40'lık fosforik asit ya da %50'lik sitrik asit uygulamasının, smear tabakasını etkin bir şekilde kaldırarak, postun retansiyonunu arttırdığını not etmişlerdir. Zhang ve ark. (84) yaptıkları çalışmada %35'lik fosforik asit kullanarak, post preparasyon alanında smear tabakasının oldukça etkin uzaklaştırıldığını bildirmişlerdir. Hosoya (85), yapmış olduğu çalışmada %40'lık fosforik asitin 10, 20, 30 ve 60 sn süreyle uygulandığında oluşturduğu etkiyi incelemiş ve 30 saniyenin en güvenli ve en etkili pürüzlendirme süresi olduğunu rapor etmiştir.

Fosforik asitin 2 tip ticari formu vardır. Solüsyon olarak üretilen fosforik asitlerin yerini jel formunda olan ürünler almıştır. Jel formunun avantajları, mineye geniş ve derin şekilde penetre olması ve uygulama kolaylığıdır. (73, 86-88).

2.3 Diş Hekimliğinde Simantasyon

Simanlar, protetik diş tedavisinde, restorasyonların başarısında önemli rol oynar. Doğal diş ile restorasyonun uzun süreli başarısında, mikrosızıntının engellenmesinde, dişin kırılmaya karşı dayanma gücünün sağlanmasında önem taşımaktadır (89,94).

Diş hekimliğinde ilk kullanılmaya başlanan simanlar, çinko fosfat, çinko oksit-ojenol, silikat simanlardır. Bu simanların, mikrosızıntı meydana gelmesi, bakterilerin diş ile restorasyon ara yüzeyine sızması, tutuculuktaki zayıflıklar gibi zayıf yanları vardır. Bu nedenle, cam iyonomer ve çinko polikarboksilat simanlar geliştirilmiştir (91).

Metil metakrilatlar 1950'lerin başında geliştirilmesine rağmen yüksek toksisiteleri nedeniyle kullanımı gerçekleştirilmemiş, son 15 yılda polimerize olabilen BIS-GMA ve diğer dimetilakrilat monomer içerikli simanlar kullanılmaya başlanmıştır (91).

2.3.1 Adeziv Reçine Simanlar

Reçine simanların ilk olarak 1973 yılında Rochette tarafından kullanımı tavsiye edilmiştir (92). Reçine simanların başta tercih edilmeme sebepleri, pulpa irritasyonuna sebep olmaları, polimerizasyon büzülmesi gerçekleşmesi, film kalınlığının fazla olması ve manüplasyonunun zor olmasıydı. Ancak günümüzde adeziv reçine simanların özelliklerinde geliştirmeler yapılmıştır. Böylece mikrosızıntı azaltılmış, klinik başarı artırılmıştır (93-96).

Reçine simanların mekanik özellikleri; kullanılan monomerin tipi, doldurucu materyallerin tipi ve hangi oranda konulduğu, polimerizasyonun hangi yöntemle yapıldığına bağlı olarak değişir (97).

Kompozit reçine simanlar, organik, inorganik ve bu iki fazı birleştiren ara fazdan meydana gelir.

Organik faz; yüksek vizkozite ve molekül ağırlığına sahip BIS-GMA veya UDMA ve vizkoziteyi kontrol eden TEG-DMA gibi düşük vizkoziteli karışımları içerir. UDMA adezyonu artırır ve renk değişimine direnç sağlar. Kamforokinon da bir organik matrikstir ve polimerizasyonun başlamasını sağlar, 4-metakorfenol ise polimerizasyonun kendiliğinden başlamasını engeller.

İnorganik faz; fiziksel ve mekanik özellikleri arttırmak üzere katılır, kuartz, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, koloidal silika, yitrium ve borosilikat cam gibi partiküller yapıyı oluşturmak üzere kullanılır.

Ara faz; organik ve inorganik fazları birbirine bağlayan fazdır. Metakriloksi propiltrimetoksisilan isimli, vinil-silan türevidir. Organik matriksin metakrilat grubuyla kovalent bağ yaparken, doldurucuların yüzeyindeki su ve hidroksi gruplarıyla ester bağları oluşturur.

Reçine simanların başarısı, matriks ve doldurucular arasındaki bağlantı kuvvetiyle ilişkilidir. Bağlantının yetersiz olması, ara yüzde oluşan

gerilimlerin dağıtılamaması sonucunu doğurur. Böylece fiziksel, biyolojik ve mekanik yönden başarı sağlanamaz (95).

Adeziv reçine simanlar, polimerizasyon şekillerine göre, kimyasal yolla polimerize olanlar, ışık ile polimerize olanlar, hem ışık hem de kimyasal yolla polimerize olanlar olarak 3 gruba ayrılırlar.

Kimyasal yolla polimerize olan adeziv reçine simanlar, baz ve katalizör olmak üzere iki komponente sahiptir. Baz kısmında "benzoil peroksit", katalizör kısmında "organik amin" vardır. Baz ve katalizörün karıştırılması ile polimerizasyon başlar (98).

Işıkla polimerize olan adeziv reçine simanlar, halojen ışık, plazma ark veya LED ışık kaynakları ile polimerize edilebilir. Polimerizasyonu başlatan kamforokinondur ve hızlandırıcı olarak alifatik amin kullanılır. Simanın asitlenmiş porselen yüzeyini ıslatabilmesi ve penetrasyonu amacıyla, düşük vizkoziteli BIS-GMA kullanır. Amin renkleşmesini önlemek amacıyla, ışıkla sertleşen simanlar geliştirilmiştir. Böylece çalışma zamanları uzun ve renk stabiliteleri iyidir (99-101). Işık ve kimyasal yolla polimerize olan simanlar, seramik kalınlığının fazla olduğu durumlarda, ışık geçişinin yeterli olmaması nedeniyle her bölgede eşit polimerizasyonunun gerçekleşmemesi probleminin önüne geçmek için üretilmiştir. Bu simanlar baz ve katalizör olmak üzere 2 ayrı pasta halinde bulunurlar. Baz kısmında ışıkla polimerizasyonu sağlayan kamforokinon, katalizör kısmında ise, kimyasal polimerizasyonu sağlayan amin-peroksit vardır (98-101). Kimyasal polimerizasyonun tamamen gerçekleşmesi 24 saattir. Bu sistemlerin avantajı, kimyasal yolla polimerize olanlara göre çalışma zamanının yeterli olması ve ışıkla polimerize olanlar ile karşılaştırıldığında derin bölgelerde de polimerize olabilmesidir (98, 102-104). Hem ışıkla hem de kimyasal yolla polimerize olan reçine simanlar; tam seramik kuron ve köprü protezleri, ışık geçirgenliğinin yetersiz olduğu zirkonya ve alümina içerikli tam seramik sistemleriyle üretilen inley, onley ve kuron-köprü protezleri, adeziv kuron-köprü protezleri, zirkonya ve fiber postların simantasyonunda kullanılırlar (105).

Zirkonyum oksit esaslı seramiklerin simantasyonu için fosfat monomeri içeren (MDP-metakriloksidekil dihidrojen fosfat) ajanların uygulanması, son

yıllarda uygulanan güncel simantasyon prosedürüdür. Zirkonyum oksite alüminyum oksit ile kumlama işlemi uygulandığında, MDP içerikli bonding veya simanların tutunma gücünün arttığı bildirilmiştir. (106,107)

Zirkonyum seramiklerin diş dokusuna daha sıkı tutunabilmeleri için tercih edilen rezin siman oldukça önemlidir. Fosforik asit grupları içeren rezin simanlar, zirkonyum yüzeyinde bulunan metal oksitler ile daha iyi tutuculuk sağlamaktadır. Bununla beraber 10-MDP isimli, metal oksitle zirkonyum yüzeyindeki fosfat esteri arasında kimyasal bağlantıyı sağlayan monomer içeren rezin simanlar da vardır. Konvansiyonel BIS-GMA içerikli simanlara göre, bu iki grup siman, daha iyi tutuculuk sağlar (108,109)

Amaral ve ark. (110), araştırmalarında, 10-MDP içerikli rezin simanların, cam infiltre zirkonyum seramiklere olan tutunma gücünü incelemişler fakat tutunmanın yeterli düzeyde olmadığını belirtmişlerdir. Fakat, daha sonradan uyguladıkları silika kaplı air abrazyon yönteminden sonra uygulanan 10-MDP içerikli rezin simanların, silanizasyon işleminden sonra tutuculuklarında artma olduğu tespit edilmiştir.

Lee ve ark. (111) araştırmalarında, kumlama uygulamasının ardından yüzeye sürülen zirkonya primer ile kazanılan bağlantı dayanımı, 10-MDP içeren rezin simandan yüksek bulunmuştur. Ayrıca fosforik asit içeren rezin siman ile 10-MDP içeren rezin siman grupları arasında anlamlı fark bulunamamıştır.

De Oyaguue ve ark. (112) zirkonyum seramiklere yüzey işlemi uygulamaksızın 3 farklı siman türünü karşılaştırmışlardır. Konvansiyonel simanlar, self adeziv sistemler ve 10-MDP içeren rezin simanların bağlantı dayanımlarını inceleyen araştırmacılar, 10-MDP içerikli simanların daha yüksek bağlantı dayanımına sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Blatz ve ark. (107) çeşitli rezin simanların zirkonyum seramiklere tutunma gücünün incelendiği çalışmada, 10-MDP içerikli rezin simanların, fosfat monomeri içermeyen, fosforik asit içerikli rezin simanlardan daha yüksek tutunma gücüne sahip olduklarını bulmuşlardır.

Lee ve ark. (111) tam seramiklerin simantasyonda tercih edilen, 10-MDP içerikli rezin siman olan Panavia F 2.0'ın ve fosforik asit içeren Rely X

Unicem'in kullanıldığı araştırmada, Panavia F 2.0'ın daha yüksek tutunma gücüne sahip olduğunu bulmuşlardır.

Bu çalışmada, klinik kullanımı kolay olan, zirkonyum seramiklerin simantasyonunda daha etkili olarak kullanılan, 10-MDP monomer içeriğine sahip Panavia SA kullanılmıştır.

2.4 Mekanik Testler

Bağlanma kuvveti, restoratif amaçlı kullanılacak bir materyalin, mine veya dentine bağlanma yeteneğini değerlendirmek amacıyla yapılır. Bu amaçla, gerilme ve makaslama bağlantı kuvvetleri ölçülmektedir.

Bu testlerle elde edilen sonuçlar, mine ve dentin gibi doğal yapılarda birbirinden farklı olabilmektedirler. Elde edilen değerlerdeki farklılıklar, kısmen test ekipmanları, kısmen de doğal yapılardaki varyasyonlardan kaynaklanabilir. Dentin ile restoratif materyalin bağlanma direnci, hastanın yaşı, dişin tipi, dentinin derinliği, çekimden sonra saklanma koşulu, saklama ortamının tipi gibi faktörlere bağlı olarak değişkenlik gösterebilir (113).

Bağlanma dayanımına ek olarak bağlanma başarısızlığı modu da araştırmada yer alması gereken bir parametre olarak belirtilmektedir. Başarısızlık modu adeziv (adeziv/doğal yapı ara yüzünde oluşan), koheziv (tamamen doğal yapı ya da adeziv içerisinde oluşan) ve karışık (kısmen ara yüzde ve kısmen koheziv) olarak sınıflandırılmaktadır. Bağlanma kuvveti değeri, başarısızlık modu belirtilmediği sürece neredeyse tamamen anlamsız olarak kabul edilmektedir (114).

Üst yapı seramiği ile alt yapı arasındaki bağ dayanımının ölçülmesinde kullanılan test yöntemleri, örnekler üzerinde oluşan gerilmelerin doğasına göre sınıflandırılmıştır: Bükme, torsiyon, makaslama ve çekme (115).

Tensile (çekme) testi; Materyallerin, ayrılma gerçekleşene kadar çekme kuvvetinin uygulandığı testtir. Örneklerin yapıştırılması ve testin uygulanması sırasında arayüz şeklinin düzensizliği nedeniyle oluşabilecek stresleri önleyebilmek için, test cihazının hizasının korunması bu testteki dikkat edilmesi gereken en önemli noktadır. Bu dezavantajından dolayı mikrotensile testi günümüzde çekme testine göre tercih edilmektedir (116).

Mikrotensile testi; bu testte su soğutması altında örneklerden kesitler alınmaktadır. Bu tekniğin avantajları; bağlantı bölgesinde koheziv başarısızlıktan daha çok adeziv başarısızlık gözlenmesi, yüksek ara yüz bağlantı kuvvetleri ölçülebilmesi, bölgesel bağlantı kuvvetleri ölçülebilmesi, çok küçük yüzeylerin test edilmesine imkân sağlayabilmesi, homojen stres dağılımı sağlanabilmesi, düzensiz yüzeylerde ölçüm yapılabilmesi ve SEM incelemelerinin kolay olmasıdır (117) Elde edilen sonuçlar klinik uygulamalara daha yakındır (118).

Tekniğin dezavantajları; Tekniğin zor ve hassas olması, özel cihaz gerektirmesi, örneklerin küçük olması, 5 MPa'dan düşük bağlantı dayanımlarını ölçümünün zorluğu ve kesit alınması sırasında bağlantının olumsuz yönde değişmesidir (117).

2.4.1 Makaslama Testi

Simante edilmiş örneklerin kesme kuvvetlerine karşı bağlanma gücü ölçülürken, tabanı bir silindir içine gömülmüş örneğe bir uç yardımıyla kuvvet uygulanır. Örneğin makaslama kuvveti sonucu kopma gerçekleştiği yük değeri not edilir. Dikdörtgen tabana sahip veya bıçak sırtı sonlanan uçlar makaslama kuvveti ölçümü yapılırken tercih edilir. Fakat makaslama kuvveti ölçümünde, bıçak sırtı formunda biten uçların kullanılması daha idealdir, çünkü yüzeyden ayırıcı kuvvet uygularlar (119, 88).

Örneklerin tasarım ve kuvvet uygulama şekli sebebiyle, ara yüzeyi etkileyen kuvvetler bir hayli karmaşıktır. Kırığın meydana gelmesi sadece makaslama kuvvetinin etkisiyle değil, eğilme (bending) kuvvetinin etkisiyle ara yüzeyde meydana gelen çekme stresinden kaynaklanır (120-122). Makaslama testlerinde büyük oranda koheziv kırıklarla karşılaşılır (122).

Farklı şekillerde uygulanan makaslama kuvvet testleri bulunmaktadır:

İçinden Çekme Testi (Pull-Through Test): Shell-Nielsen tarafından 1962'de planlanan, alt ve üst yapılar arasındaki bağ dayanımının değerlendirilmesinde kullanılan test yöntemidir. Bu test yönteminin zorlukları, örneklerin hazırlanma güçlüğü, örnek geometrisinden kaynaklı yüzey defektlerinin oluşabilmesidir.

Düzlemsel Arayüz Makaslama Testi (Planar Interface Shear Test): Üst yapı seramiğinin, düz bir alt yapı üzerine konumlandırıldığı, üst yapı parçasının dikdörtgen ya da dairesel olarak hazırlandığı test yöntemidir. Hammad ve ark (123) tarafından planlanan dairesel arayüz testinde kuvvet direkt olarak üst ve alt yapı arayüzüne uygulanır. Bu test yönteminin avantajları, üst yapı seramiğinin kalınlığının her daim sabit olması, ara yüzeyde her örnekte başarısızlığın olması, alt yapı materyalinin ve üst yapı materyalinin termal genleşme katsayısının farklı olması sebebiyle, termal gerilmelerin değerlendirilebilmesidir. Bu test sisteminin dezavantajları ise, ekonomik olmaması, örneklerin hazırlanmasının zaman alması, yüksek hassasiyet gerektirmesidir.

Oblik Makaslama Testi (Oblique Shear Test): Anusavice ve ark. tarafından 1977 yılında planlanmıştır. Bu testte aynı tarzda gerilim dağılımı elde edilirken, gerilim konsantrasyon etkileri ihmal edilmektedir. Bu yöntem diş hekimliği çalışmalarında pek kullanılmaz. Bunun sebebi blokların oblik kayma zorunluluğu sebebiyle test sonrası incelemelerde plastik deformasyonların görülmesidir (102)

Konik Arayüz Makaslama Testi (Conical Interface Shear Test): Sced ve McLean tarafından planlanan, alt yapı ve üst yapı arasındaki koheziv başarısızlığın değerlendirilmesine imkân veren bir testtir. Bu test yönteminde, artık gerilmelerin tamamıyla yok edilemediği, ancak içinden çekme test yöntemine göre daha az miktarda olduğu bildirilmiştir. Test sırasında kuvvetler, üst yapı ve alt yapı arayüzüne her daim üniform olarak gelmediği için başarısızlık her koşulda ara yüzde olmayabilmektedir (123).

Makaslama kuvveti testinde, sonuç değerini etkileyen bir diğer parametre ise, yükün uygulandığı hızdır. Kırılgan materyallere düşük hız ile uygulama yapılırken, elastik materyallere bir miktar daha hızlı test uygulanabilir. Genellikle uygulama hızı 0,5 mm/dk olup, bağlanma dayanımı ise, uygulanan kuvvetlerin birim alanına bölünmesi ile pound/inç², kg/cm², MN/m² veya N/mm², MPa olarak ifade edilebilir (119,124).

Çalışmamızda, bir kütleyi diğerinin üzerinden kaydırma hareketinin, kronun desimantasyon mekanizmasına uygun olması nedeniyle düzlemsel arayüz makaslama testini tercih ettik.

2.5 Analiz Yöntemleri

Materyal ile ilgili yapılan çalışmalarda sıklıkla profilometre ile yüzey pürüzlülük ölçümü, atomik kuvvet mikroskobu ve taramalı elektron mikroskobu gibi görüntüleme yöntemleri kullanılmaktadır.

Profilometre, incelenen yüzeylerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılan analiz yöntemidir. Elmas tarayıcı yüzey üzerinde gezinirken, yüzey pürüzlülük değerlerini kaydeder (125).

Atomik kuvvet mikroskobu, materyallerin kimyasal ve biyolojik yüzeylerinin görüntülenmesinde ve yüzey özelliklerinin ölçülmesinde kullanılır (126). Bu cihaz ile malzemenin fiziksel özellikleri (topografi, adezyon, esneklik, sertlik vb.) ölçülebilmektedir (126,127). Örnek yüzeyleri üç boyutta (x,y,z) ölçülür, bu özellik AFM'yi diğer görüntüleme yöntemlerine göre avantajlı kılar. Biyolojik materyallerin, yaşayan organizmaların incelenmesi de olanaklıdır. Görüntü çözünürlüğü yüksektir (128). Bu görüntüleme yönteminin dezavantajı; tek bir tarama görüntüsü verebilmesi, tarama alanının 150µmX150µm düzeyinde olması, tarama hızının yüksek olmaması ve tarama sırasında görüntü defektlerinin meydana gelebilmesidir (128).

Çalışmamızda asit ile pürüzlendirilen dentin yüzeylerinin pürüzlendirme etkinliğini görebilmek, por oluşumlarını ve por yapılarını ayrıntılı ve detaylı olarak görüntüleyebilmek için taramalı elektron mikroskobu ile görüntüleme yöntemi tercih edilmiştir.

2.5.1 Taramalı Elektron Mikroskobu

SEM çizgisel tarama modeliyle çalışan, yüksek enerjili elektronlarla örnek yüzeyini tarayarak görüntüler oluşturan elektron mikroskobudur. Elektronlar yardımıyla, örnek yüzeyinin topografisi, içeriği ve elektrik iletkenliği hakkında bilgi alınabilir (129).

Birçok çalışmada asitlenen seramik yüzeylerinin morfolojisi ve yüzeydeki mikroyapısal değişiklikleri incelemek için SEM analizi kullanılmıştır (130). Bu görüntüleme sistemi, küçük ayrıntıların görülebilmesi için ışık yollarını mercekler ile değiştirir. Ayırım gücü, odak derinliği, görüntü ve analizi birleştirme özelliklerine sahip taramalı elektron mikroskop sistemi, araştırmalarda tercih edilen analiz yöntemi olarak yer almaktadır (129).

Preparatların hazırlanması için örnekler öncelikle kakodilat buffer solüsyonunda %2.5 glutraldehit içinde sabitlenir. Ardından etanol ile kimyasal kurutma yapıp, alüminyum kalıplara sabitlenir. Altın püskürtme cihazı ile ince bir tabaka altın ile kaplanır (131,132).

SEM'de yüzeye elektron demeti gönderilerek yüzey taranır. Bu şekilde yüzeydeki elektronlar ile çarpışma meydana gelir, elektronlar etrafa saçılır. Saçılan elektronların, sensörler ile algılanmasıyla yüzey yapısı, bileşenleri hakkında fikir sahibi olunur (129).

Bu görüntüleme sisteminin limitasyonları, yüzeyin 3 boyutlu görüntülenememesi, düz ve homojen yüzeylerde kontrast görüntü elde edilememesidir (133). SEM ile incelenecek yüzeyler iletken olmalıdır (130).

SEM ile birlikte ya da tek başına kullanılabilen sistem olan EDS, yüzeyde bulunan elementlerin tespitinde kullanılan bir analiz yöntemidir. EDS, 4 komponentten oluşur. Bunlar; ışın kaynağı, X-Ray algılayıcısı, sinyal işlemcisi ve analizördür (129). Sistemin çalışma prensibi şu şekildedir, incelenmek istenen materyal, SEM cihazı tarafından gönderilen elektron demetleri tarafından bombarde edilir. Oluşan elektron boşluğu bir üst seviyedeki elektron tarafından doldurulur, iki elektron arasındaki enerji farkı x-ray ışını olarak dışarıya saçılır. Algılayıcılar ise bu x-ray ışınının miktarını ölçer. Her element için x-ray enerjisi farklı değerdedir ve karakteristiktir. Bu şekilde elementlerin tespiti gerçekleştirilir (134).

Çalışmamızda yüzey topografisi hakkında bilgi alabilmek, asitlerin dentin yüzeyinde oluşturduğu pürüzlendirmeleri inceleyebilmek için SEM analiz yöntemini kullandık.

2.6 Uygulanan Yorgunluk Yöntemleri

Dental restorasyonlar, ağız ortamında nem, farklı Ph değerleri, çiğneme kuvvetleri gibi birçok farklı koşullara maruz kalmaktadırlar (135,136). Bu durumda, materyaller ile ilgili yapılan araştırmalarda, klinik başarısızlıkların önüne geçmek için bu farklı koşulları taklit eden ortamlarda, örnekler test edilmelidir (137). Uzun sürelerde meydana gelen klinik başarısızlıklar, aşırı yükleme gibi kısa vadeli durumlardan ziyade, uzun süreli yorgunlukların birikimi sonucu meydana gelir (138).

Araştırmalarda, materyallere uygulanan yorgunluk yöntemleri çok çeşitli olmakla birlikte, diş hekimliği alanında daha çok ağız ortamındaki değişiklik ve yorgunlukları taklit eden uygulamalar tercih edilmektedir. Diş hekimliğinde en çok kullanılan yorgunluk yöntemleri çiğneme simülatörü, termal döngü cihazlarıdır.

Çiğneme simülatörü, mandibular ve maksiller dişlerin devamlı temasını sağlayarak, yorgunluğu simüle eder ve materyallerin kullanım süresini ve hayatta kalma süresini test eder (139). Çiğneme simülatörü; yükleme kuvvetlerini geniş yelpazede uygulayabilmeyi, periyot sayısını, yükleme frekansını, antagonist olarak seçilen materyali, periodontal ligament taklidini, ıslak/kuru ortamını, dayanak materyalini, vertikal ve lateral hareketleri gibi parametreleri kontrol edilip test etmeyi sağlayabilir.

İki akslı çiğneme simülatörü, dikey ve yatay yönde kuvvet uygulayabilen bir çiğneme simülatörü çeşididir. Araştırmacının istediği hareket miktarına göre yatay ve dikey hareket gerçekleştirilir. Antagonist materyal ve çap olarak farklılık gösterbilir (140).

2.6.1 Termal Siklus ile Yaşlandırma

Ağzın fizyolojik fonksiyonları sırasında ısı değişiklikleri meydana gelir. Bu sebeple dental restoratif materyaller ağız içinde ısı ve pH değişikliklerine maruz kalmaktadırlar (141,142). Örneğin, dondurma yiyen bir kişide restoratif materyaller 0°C sıcaklığa maruz kalırken, sıcak yemek yiyen bir kişide restoratif materyaller 60°C sıcaklık ile temasa geçebilir. Yeme-içme alışkanlıkları kişiden kişiye değişebilir ve besinin sıcaklığı ağzın tüm

bölgelerine eşit dağılmayıp, farklı bölgelerde farklı sıcaklık değişimlerine sebep olur (143). Ağız sıcaklığı, dışarıdan bir etkene maruz kalmadığı normal şartlarda $35.2 (\pm 2.1) ^\circ\text{C}$ olarak ölçülmüştür (124,144).

Ağız ortamını simüle etmek için kullanılan cihaza termal siklus cihazı adı verilir (137). Yapılan çalışmalarda, farklı termal siklus protokolleri önerilmiştir (142, 145-150). Bu çalışmaların birçoğu ISO standartlarına göre belirlenen sıcaklık değişimlerini kullanmaktadır. Bu değerler $5-55 ^\circ\text{C}$ 'dir. Siklus sayısı, suda kalış süresi, duraklama süresi oldukça değişkenlik göstermektedir. Genellikle termal siklus, çığnemenin simüle edildiği mekanik yorgunlukla birlikte uygulanır, bu sebeple siklus sayısı mekanik testin uzunluğu ile ve termal siklus cihazının bekleme süresi ile paraleldir. Araştırmacılar, 1 kişinin günlük 20-50 siklus yaptığını düşünmüşler ve senelik termal döngünün 10.000 siklus olması gerektiğini not etmişlerdir (142).

Termal siklus uygulamasının materyallere etkisi 2 şekilde meydana gelebilir. Birincisi; sıcak su, yetersiz polimerizasyon gerçekleşmiş rezin oligomerlerin ortamdan uzaklaşmasına ve kollagenlerin hidrolizinin hızlanmasına neden olabilir (151). İkincisi ise, restorasyonların ısı karşısında genleşme katsayısının, mine ve dentine göre yüksek olması, diş ile restorasyon ara yüzünde genleşme ve büzülme streslerinin gerçekleşmesine ve sonuç olarak mikrosızıntının artmasına sebep olabilir (38, 124, 142, 152).

3. MATERYAL – METOD

Çalışma örneklerinin hazırlanması, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında; SEM yüzey analizi ise Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (CÜTAM) yapılmıştır. Çalışmada, CAD/CAM teknolojisi kullanılarak elde edilen ISO (9693:1999) standartlarına göre hazırlanan sinterize edilmiş yüksek translüsent zirkonyum örneklerine yüzey şartlandırma amacıyla farklı yüzdelerde ve uygulama sürelerinde tartarik asit, borik asit, sitrik asit ve fosforik asit ile pürüzlendirme yapılmıştır.

3.1 Diş Seçimi ve Dişlerin Hazırlanması

100 adet araştırmadan bağımsız olarak, dental tedavi amacı ile (periodontal hastalıklara bağlı olarak, gömük 20 yaş dişi çekimi, ortodontik endikasyonlar) çekilmek zorunda kalınmış ve tıbbi atık olarak yok edilmek üzere toplanan ve herhangi bir çürük, kırık bulunmayan, restorasyon veya protetik tedavi uygulanmamış molar dişler kullanıldı. Dişler, 37°C'de %0.4 sodyum azide içeren distile su içinde saklandı. Dişler, kazıyıcı el enstrümanı (Hu-Friedy, Leimen, Germany) yardımı ile temizlenip 1.5 cm çapında ve 2.5 cm uzunluğunda alüminyum silindirler içine otopolimerizan akrilik (ProBase, Ivoclar-Vivadent, FL) yardımı ile gömüldü. Dişler, düşük hızlı elmas disk bıçak (Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA) ile su soğutması altında dişin uzun aksına dik olacak şekilde orta koronal dentin kısmından, dentin yüzeyi açıkta kalacak şekilde hassas kesme cihazında kesildi. Diş yüzeyleri standardizasyon sağlanması amacıyla, polisaj cihazında (Bulupol Grinding and Polishing Machine, Bulut Machine, İstanbul, Turkey) sırasıyla 800-1000-1200-1500-2000 grid zımpara kağıtları (English Abrasives, London, England) ile sırasıyla zımparalandı. Hassas kesme cihazı ve polisaj cihazı Şekil 3.1'de gösterilmiştir.



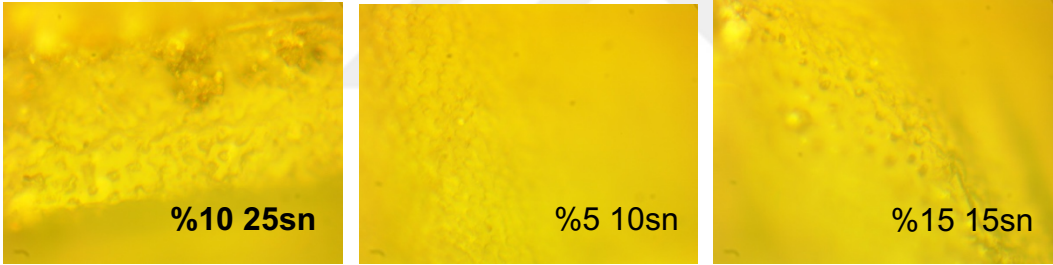
Şekil 3.1: Hassas Kesme Cihazı ve Polisaj Cihazı.

3.2 Asit Derişimlerinin Pilot Çalışmalar ile Belirlenmesi

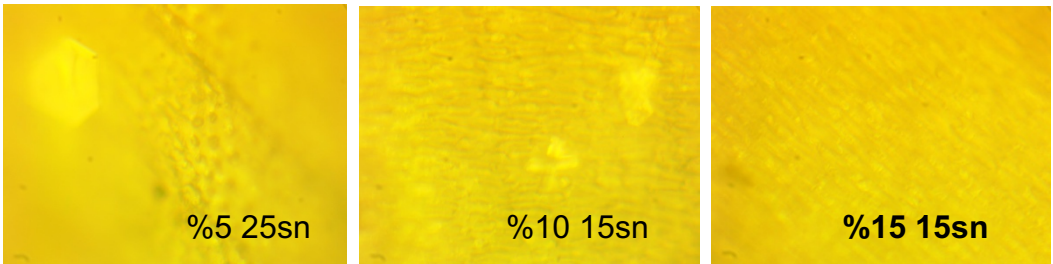
Yüzey pürüzlendirmeleri için kullanılacak asitlere karar verildikten sonra, asitlerin en etkin oldukları derişimlerin tespitinde yeterli literatür bilgisi bulunmadığı için, bir ön çalışma ile bu derişimlere karar verildi. Her bir asit grubunun %5, %10, %15'lik çözeltileri hazırlanıp 5sn, 10sn, 15sn, 20sn, 25sn süresinde ile dentin parçalarına uygulanıp stereomikroskop (Mitutoyo, Japan) yardımı ile yüzeydeki por oluşumları incelendi (Şekil 3.2, Şekil 3.3, Şekil 3.4, Şekil 3.5). En uygun por yapısına sahip farklı derişimler Tablo 3.1'de gösterildi.



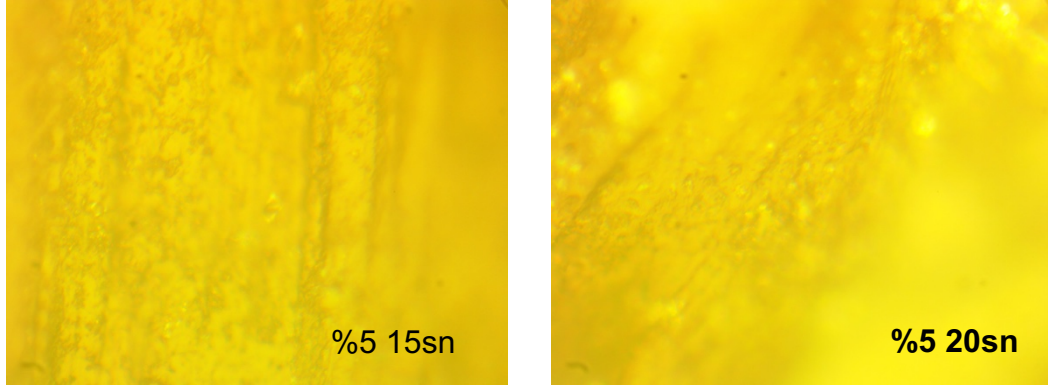
Şekil 3.2: Stereomikroskop



Şekil 3.3: Sitrik Asitin Farklı Derişimlerine Ait Stereomikroskop Görüntüleri



Şekil 3.4: Tartarik Asit Farklı Derişimlerine Ait Stereomikroskop Görüntüleri



Şekil 3.5: Borik Asitin Farklı Derişimlerine Ait Stereomikroskop Görüntüleri

Tablo 3.1: Pilot Çalışmada Kullanılan Asit Yüzdeleri ve Uygulama Süreleri.

ASİTLER	Derişim	Uygulama Süresi
Fosforik Asit	32%	15 Saniye
Sitrik Asit	5%	10 Saniye
	10%	25 Saniye
	15%	15 Saniye
Tartarik Asit	5%	25 Saniye
	10%	15 Saniye
	15%	15 Saniye
Borik Asit	5%	15 Saniye
	5%	20 Saniye

2'şer örnek hazırlanarak, makaslama bağlantı dayanımları ölçülerek makaslama bağlantı dayanımını en çok arttıran derişimler, deneysel çalışmada kullanılmak üzere not edildi.

Yüzey pürüzlendirmesi için kullanılacak asitler, fosforik asit (Scotchbond Universal Adhesive, SU, 3M ESPE, St Paul, MN, USA), sitrik asit (Merck, Darmstadt, Germany), borik asit (Multicell, Wisent Inc.) ve

tartarik asit (Merck, Darmstadt, Germany) olarak seçildi. Uygulama süreleri ve konsantrasyonları Tablo 3.2'de belirtilmiştir.

Tablo 3.2: Çalışmada Kullanılan Asit Derişimleri ve Uygulama Süreleri.

ASİTLER	Derişim	Uygulama Süresi
Fosforik Asit	%37	15 Saniye
Sitrik Asit	%10	25 Saniye
Tartarik Asit	%15	15 Saniye
Borik Asit	%5	20 Saniye

Gruplar; kontrol, fosforik asit, sitrik asit, tartarik asit ve borik asit olarak belirlendi. Termal siklus yapılanlar ve yapılmayan gruplar da değerlendirmeye katıldığına toplam 10 grup olarak çalışma planlandı. (Tablo 3.3)

Tablo 3.3: Gruplar ve Örnek Sayıları.

	Termal Siklus (+)	Termal Siklus (-)
Kontrol Grubu	10	10
Fosforik Asit	10	10
Sitrik Asit	10	10
Tartarik Asit	10	10
Borik Asit	10	10

3.3 Dentin Yüzey Düzenlemeleri

3.3.1 Fosforik Asit Uygulaması

Daha önce zımpara kağıtları ile dentin yüzeylerinin pürüzlülüğü giderilmiş diş örneklerinden rastgele 20 adet seçildi. Her dentin örneğine %32'lik fosforik asit 15 saniye süresinde uygulandı (Şekil 3.6). Örnekler su altında yıkanıp kurulandı. Simantasyon aşamasına geçmek üzere hazır hale getirildi.



Şekil 3.6: %32'lik Fosforik Asit Jel.

3.3.2 Sitrik Asit Uygulaması

Firmadan toz halinde satın alınan sitrik asit, %10'luk sitrik asit çözeltisi haline getirilmek üzere, hassas tartı yardımıyla 5 gr sitrik asit ile 50 ml distile su karıştırıldı. Böylece %10'luk 50ml sitrik asit çözeltisi elde edildi.

Daha önce zımpara kağıtları ile dentin yüzeylerinin pürüzlülüğü giderilmiş diş örneklerinden rastgele 20 adet seçildi. %10'luk sitrik asit, pamuk peletler yardımı ile 25 sn diş yüzeyine burnishing hareketi ile uygulandı. Su altında yıkanıp kurulandı. Simantasyon aşamasına geçmek üzere hazır hale getirildi (Şekil 3.7).

3.3.3 Tartarik Asit Uygulaması

Firmadan toz halinde satın alınan L-Tartarik asit, %15'lik tartarik asit çözeltisi haline getirilmek üzere, hassas tartı yardımıyla 7,5 gr tartarik ile 50 ml distile su karıştırıldı (Şekil 3.7). Böylece %15'lik 50ml tartarik asit çözeltisi elde edildi.



Şekil 3.7: Tartarik Asit ve Sitrik Asit.

Daha önce zımpara kağıtları ile dentin yüzeylerinin pürüzlülüğü giderilmiş diş örneklerinden rastgele 20 adet seçildi. %15'lik tartarik asit, pamuk peletler yardımı ile 15 sn diş yüzeyine burnishing hareketi ile uygulandı. Su altında yıkanıp kurulandı. Simantasyon aşamasına geçmek üzere hazır hale getirildi.

3.3.4 Borik Asit Uygulaması

Firmadan toz halinde satın alınan borik asit, %5'lik borik asit çözeltisi haline getirilmek üzere, hassas tartı yardımıyla 2,5 gr borik asit ile 50 ml distile su karıştırıldı. Böylece %5'lik 50ml borik asit çözeltisi elde edildi.

Daha önce zımpara kağıtları ile dentin yüzeylerinin pürüzlülüğü giderilmiş diş örneklerinden rastgele 20 adet seçildi. %5'lik borik asit, pamuk peletler yardımı ile 20 sn diş yüzeyine burnishing hareketi ile uygulandı. Su altında yıkanıp kurulandı. Simantasyon aşamasına geçmek üzere hazır hale getirildi.



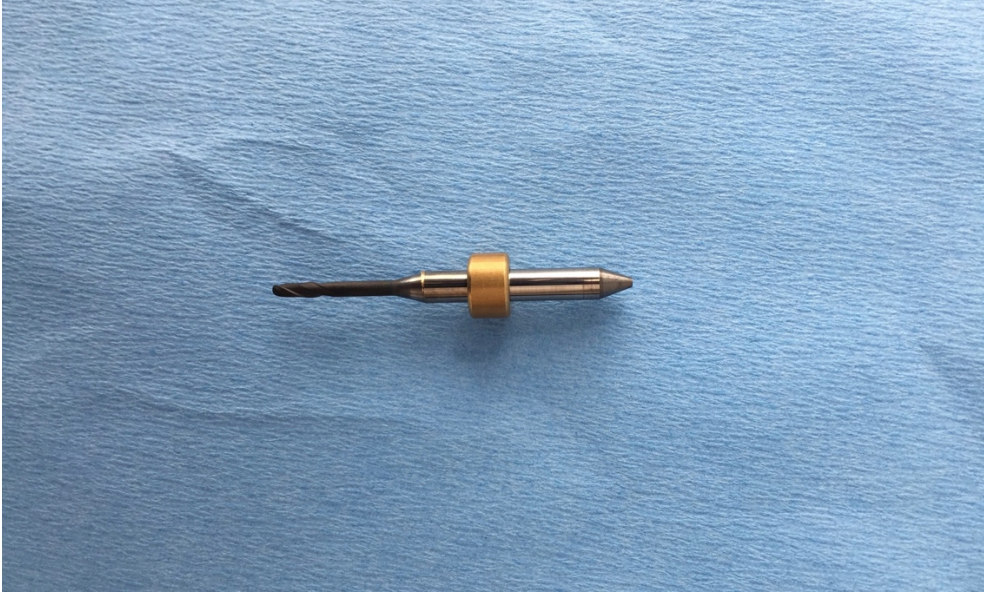
Şekil 3.8: Borik Asit ve Hassas Terazi.

3.3 Zirkonyum Alt Yapı Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmada Noritake Katana HT 14mm yüksek translüsent zirkonyum bloklardan kazınarak elde edilmiştir. Elde edilen örnekler %25 sinterizasyon hacim kaybı göz önünde tutularak, 3mm yüksekliğinde, 7 mm çapında CAD/CAM cihazı ile kazınmıştır (Şekil 3.9, Şekil 3.10). Örneklerin elde edilmesinde CAD (Dental wings, Canada) ve CAM (Yenadent D40, İstanbul, Turkey) üniteleri kullanılmıştır. CAD/CAM cihazı kesim öncesi kalibrasyon frezi ile kalibre edilmiştir. Çalışma sonucu elde edilen sinterlenmemiş zirkonyum örnekler üretici firmanın belirttiği sinterizasyon protokolüne uygun olarak sinterizasyon fırınında (Protherm, Ankara, Türkiye) sinterlendi (Şekil 3.11, Şekil 3.12).



Şekil 3.9: Monolitik Zirkonyum Üretimi.

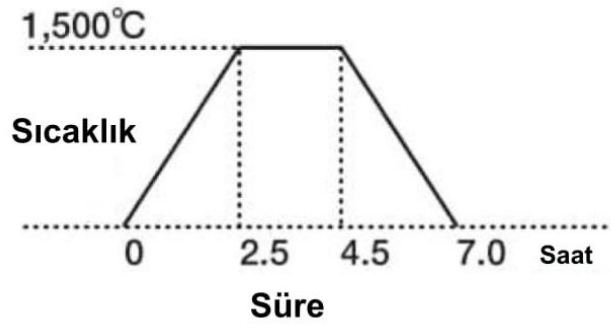


Şekil 3.10: 2mm Zirkonya Kesme Frezi.



Şekil 3.11: Sinterizasyon Fırını.

Sinterleme Programı



Şekil 3.12: Sinterleme Programı.

3.4 Zirkonyum Örneklerin Simantasyonu

Bu siman grubunda üretici firma önerileri doğrultusunda simantasyon öncesinde herhangi bir silan bağlama ajanı kullanılmamıştır. Simanın baz ve katalizörü (Panavia SA, Kuraray, Osaka, Japan) 1:1 oranında karıştırıldıktan sonra, monolitik zirkonyum örnekler, diş yüzeyine parmak basıncı ile simante edildi (Şekil 3.13, Şekil 3.14). Taşan siman hemen pelet çubuklarla alınıp, 5 farklı yönden (bukkal, lingual, mezyal, distal ve okluzal) 20'şer saniye olacak şekilde toplam 100 saniye boyunca ışık cihazı ile polimerize edilmiştir. Polimerizasyon sırasında ışık tabancasının ucu örneğe en yakın şekilde konumlandırıldı. Daha sonra su ile yıkanıp, hava ile kurutuldu.



Şekil 3.13: Self-adeziv Rezin Siman.



Şekil 3.14: Çalışma Örnekleri.

3.5 Örneklerle Termal Siklus Cihazı ile Yorgunluk Uygulanması

Termal döngü işlemi ve örneklerin bağlanma dayanımlarının ölçülmesi Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Tüm örnekler simantasyondan hemen sonra distile su banyosunda $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ ' deki distile suda 24 saat boyunca bekletildi (Nüve BM 302-Nüve Sanayii malzemeleri imalat ve ticaret A.Ş. Ankara/ TÜRKİYE). Örnekler daha sonra 5-55 °C sıcaklık değişimleri arasında banyoda kalma zamanı 30 sn, transfer zamanı 2 sn olan 3000 devire ayarlanan termal döngü cihazında (Şekil 3.15) yaşlandırma işlemine tabii tutuldu. Termal döngü işleminin tamamlanmasından sonra, örnekler distile su banyosunda tekrardan 37°C 'deki 24 saat bekletildi.



Şekil 3.15: Termal Siklus Cihazı.

3.6 Makaslama Bağlantı Dayanımı Testinin Uygulanması

Distile su banyosundan çıkarılan örnekler Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda, universal test cihazında (Lloyd instruments LF Plus Segensworth Fareham/England) 0,5 mm/dakika kafa hızında makaslama bağlantı testi işlemine tabi tutulmuştur. Kesme işlemini yapacak bıçak ucu, ISO TR 11405 spesifikasyonunda belirtildiği şekilde 1 mm kalınlığında ve künt olacak şekilde hazırlanmıştır. Bıçak ucu, örneklerle alt yapı ve üst yapı materyalinin birleştiği yere 90°lik açı yapacak şekilde konumlandırılmıştır (Şekil 3.16). Kuvvetler Newton (N) olarak ölçülerek, birim alana düşen yük miktarının saptanabilmesi için, aşağıdaki

formül kullanılarak Newton (N) değerleri Megapascal (MPa) değerine çevrilmiştir.



Şekil 3.16: Universal Test Cihazı.

3.7 SEM analizi

Örneklerin SEM analizleri Tescan Mira 3 SEM cihazı (Tescan Mira, Brno, Czech Republic) ile görüntüler alınmıştır. Her bir grup için bir örnek alınarak iki farklı büyütmede 5000 ve 10000 büyütmede görüntüler elde edilmiştir.



Şekil 3.17: SEM Cihazı.

3.8. İstatistiksel Analiz

Deneyler ile elde edilen MBD değerlerinin normalitesi Shapiro-Wilk testi ile saptandığı için, veriler whisker ve scatter dot plot seçenekleri kullanılarak ortalama ve standart sapma olarak sunuldu. Uygulamalara bağlı olarak oluşan farkların saptanması için, MBD değerleri iki faktörlü ANOVA ve t testleri ile GraphPad Prism version 7.00 for Windows (GraphPad Software, La Jolla California USA, www.graphpad.com) kullanılarak karşılaştırıldı. Genel olarak ANOVA ile fark bulunmasından sonra çoklu karşılaştırmalar için Holm-Sidak çoklu karşılaştırma testi uygulandı. P değerinin $<0,05$ olması anlamlı olarak kabul edildi.

4.BULGULAR

4.1. MBD Testi Bulguları

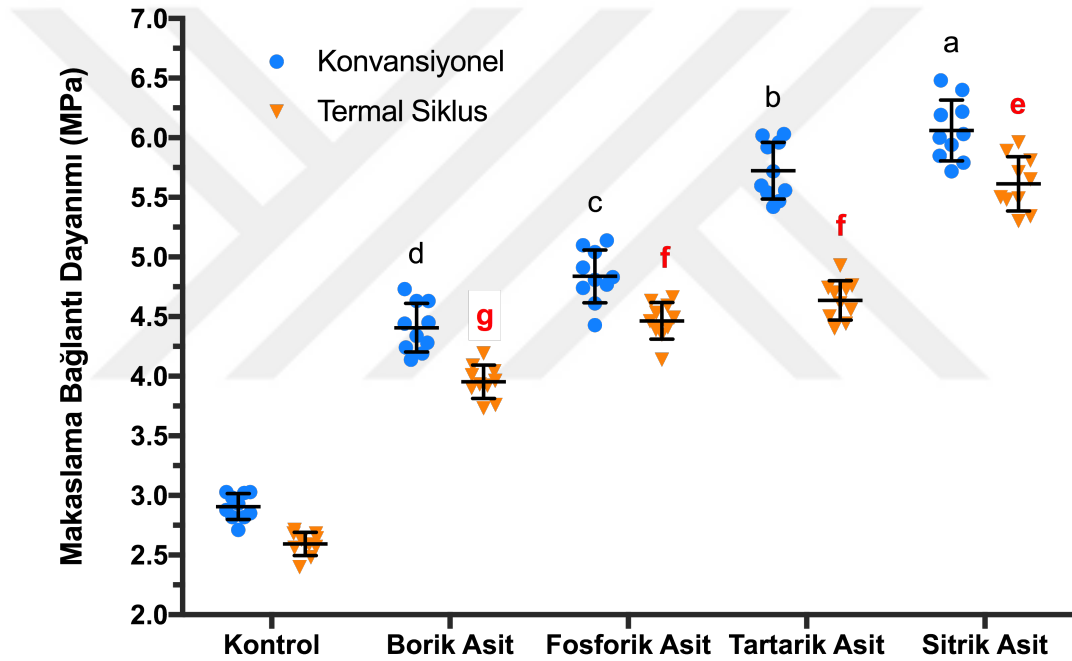
Zirkonyumun dentin ile konvansiyonel ve termal siklus prosedürleri sonrasında işlem yapılmadan ve borik, tartarik, fosforik ve sitrik asit uygulamalarından sonra ölçülen makaslama bağlantı dayanım (MBD) değeri Şekil 1'de gösterildi. Termal siklus ve asit uygulamalarının genel etkilerinin karşılaştırılması ANOVA testi ile yapıldı. Her iki uygulamanın da MBD değerini anlamlı şekilde değiştirebildiği görüldü ($p<0.05$) ve alt analizlere geçildi. Daha sonra termal siklus yapılan ve yapılmayan örnekler arasında farklı asit uygulamalarının MBD değeri üzerine etkileri post hoc test ile incelendi.

Konvansiyonel prosedür sonrasında, sitrik asit uygulandığında, MBD değeri diğer uygulamaların tümüne göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulundu ($p<0,05$); tartarik asit uygulandığında, MBD değeri fosforik ve borik asit uygulamalarına ve asit uygulanmamasına göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulundu ($p<0,05$); fosforik asit uygulandığında, MBD değeri borik asit uygulamasına ve asit uygulanmamasına göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulundu ($p<0,05$); ve borik asit uygulandığında, MBD değeri asit uygulanmamasına göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulundu ($p<0,05$). Konvansiyonel prosedür sonrasında, en yüksek istatistiksel olarak anlamlı MBD değerleri büyükten küçüğe doğru sırasıyla sitrik, tartarik, fosforik ve borik asit uygulamaları ile elde edildi ($p<0,05$). Konvansiyonel prosedür sonrasında, istatistiksel olarak en başarılı asit uygulamasının sitrik asit uygulaması ve en az başarılı asit uygulamasının ise borik asit uygulaması olduğu belirlendi ($p<0,05$).

Termal siklus prosedür sonrasında, sitrik asit uygulamasından sonra, MBD değeri diğer uygulamaların tümüne göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulundu ($p<0,05$); tartarik ve fosforik asit uygulamalarından sonra, MBD değeri borik asit uygulamasına ve asit uygulanmamasına göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulundu ($p<0,05$); ve borik asit uygulandığında, MBD değeri asit uygulanmamasına göre istatistiksel olarak anlamlı yüksek bulundu ($p<0,05$). Termal siklus prosedür sonrasında, en yüksek istatistiksel olarak

anlamli MBD değerleri büyükten küçüğe doğru sırasıyla sitrik, tartarik ve fosforik asitler ve borik asit uygulamaları ile elde edildi ($p<0,05$). Termal siklus prosedür sonrasında, istatistiksel olarak en başarılı asit uygulamasının sitrik asit uygulaması ve en az başarılı asit uygulamasının ise borik asit uygulaması olduğu belirlendi ($p<0,05$).

Daha sonra farklı asit uygulanan örneklerin termal siklus yapılp yapılmamasına göre MBD değerleri analiz edildi. Kontrol ve tüm asit uygulamalarına ait örneklerde termal siklus uygulamasının MBD değerini anlamli olarak düşürdüğü saptandı ($p<0,05$).

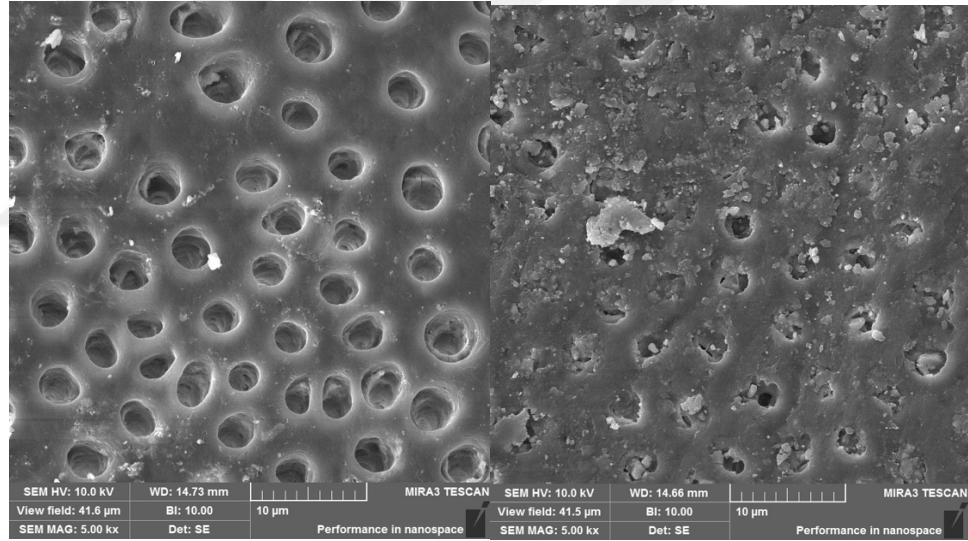


şekil 4.1: Zirkonyumun dentin ile termal siklus uygulaması yapılan ve yapılmayan örneklerde herhangi bir işlem yapılmadan ve borik, tartarik, fosforik ve sitrik asit uygulamalarından sonra ölçülen makaslama bağlantı dayanım (MBD) değeri. Veriler ortalama ve standart sapma olarak sunuldu. Konvansiyonel uygulama yapılan örneklerde a, b, c ve d harfleri istatistiksel olarak farklı olan ortalama MBD değerlerini göstermektedir: sitrik asit > tartarik asit > fosforik asit > borik asit > kontrol şeklinde uygulamaların etkisi gözlendi ($p<0,05$). Termal siklus uygulanan örneklerde e, f ve g harfleri istatistiksel olarak farklı olan ortalama MBD değerlerini göstermektedir: sitrik asit > tartarik asit =

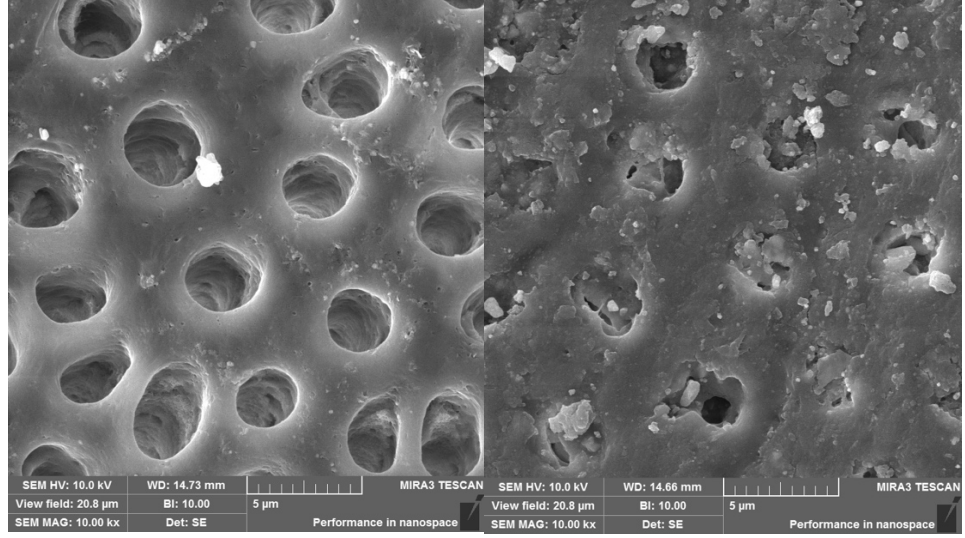
fosforik asit > borik asit > kontrol şeklinde uygulamaların etkisi gözlemlendi ($p<0,05$). Genel olarak sitrik asit ile en iyi MBD değerleri elde edilirken, kontrol örneklerine göre daha iyi olmasına rağmen borik asit ile en düşük MBD değerleri elde edildi. Termal siklus uygulanan tüm asit uygulama tipleri için konvansiyonel uygulamaya göre MBD değerleri daha düşük bulundu ($p<0,05$).

4.2 SEM Analizlerinin İncelemesi

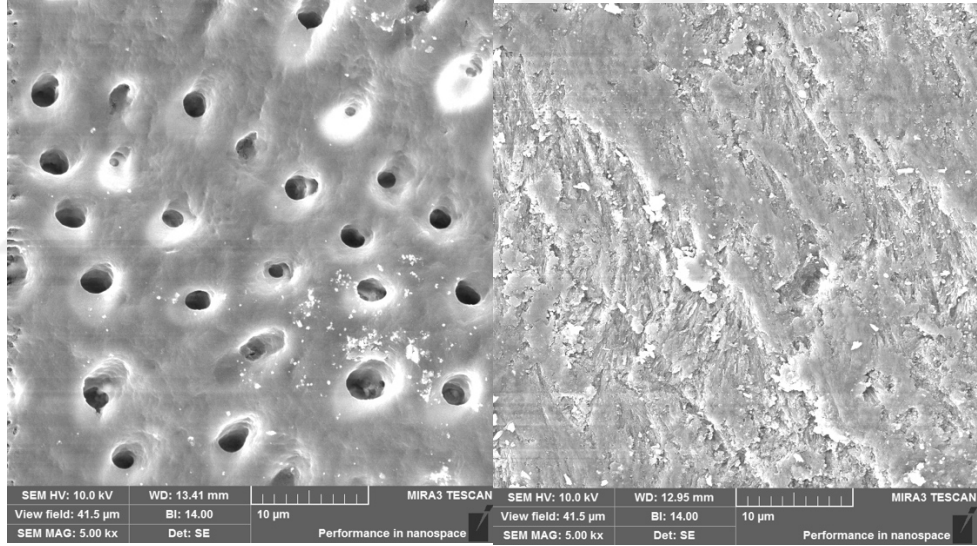
Örneklerin SEM analizleri Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde yapılmıştır. MBD testi öncesi sadece yüzey şartlandırma işlemi uygulanmış ve MBD testi sonrası dentin örneklerin sırasıyla 5000 ve 10000 büyütme altındaki SEM analizleri aşağıdaki gibidir. (Şekil 4.2, 4.3, 4.4, 4.5, 4.6, 4.7, 4.8)



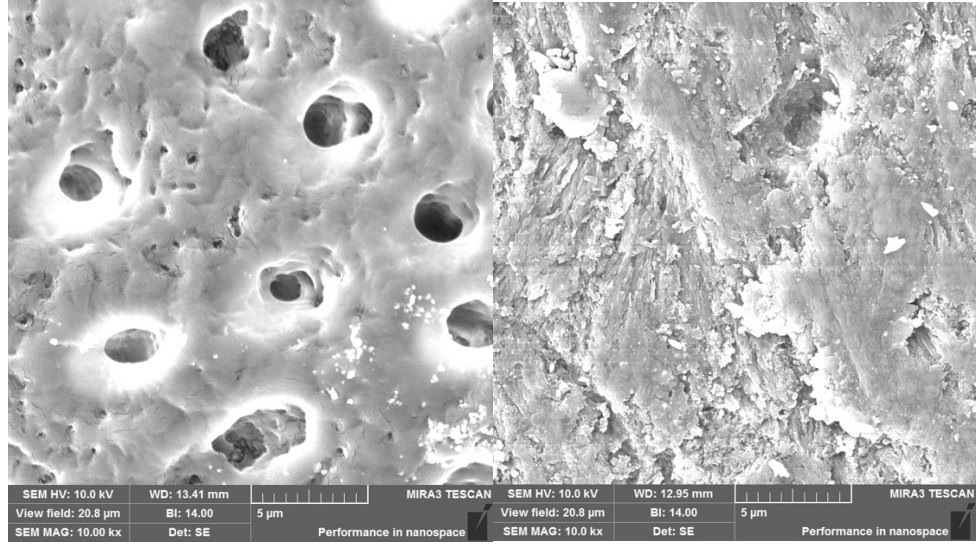
Şekil 4.2: MBD testi öncesi ve sonrası sitrik asit grubu (x5000).



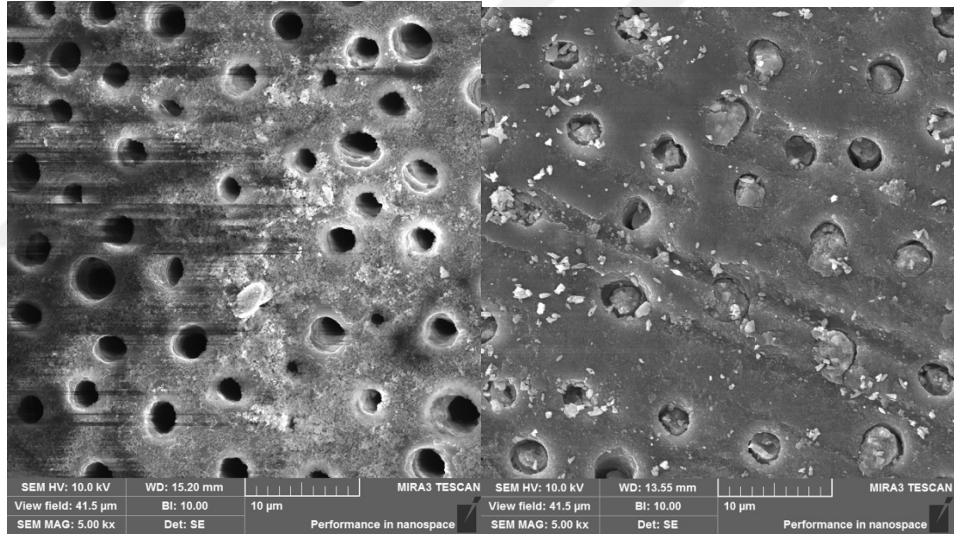
Şekil 4.3: MBD testi öncesi ve sonrası sitrik asit grubu (x10000).



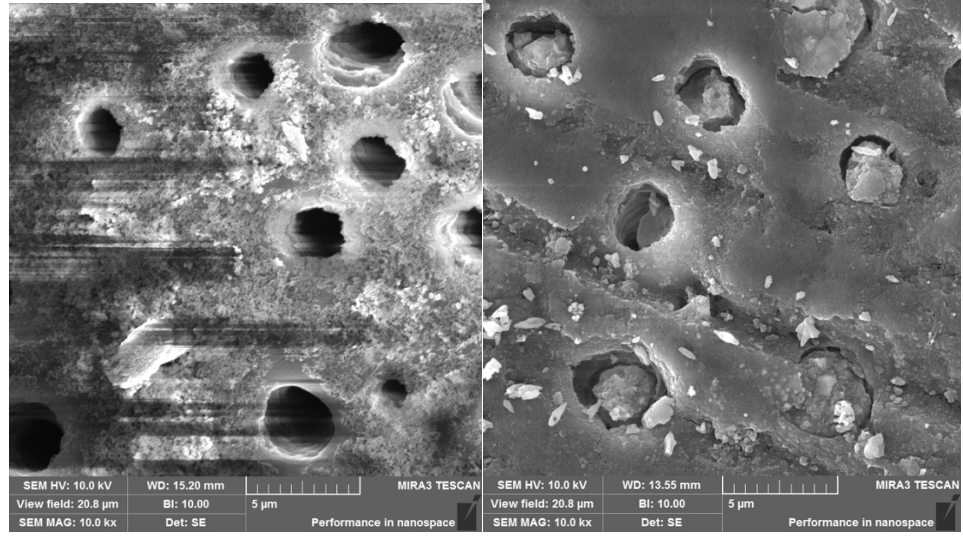
Şekil 4.4: MBD testi öncesi ve sonrası tartarik grubu (x5000).



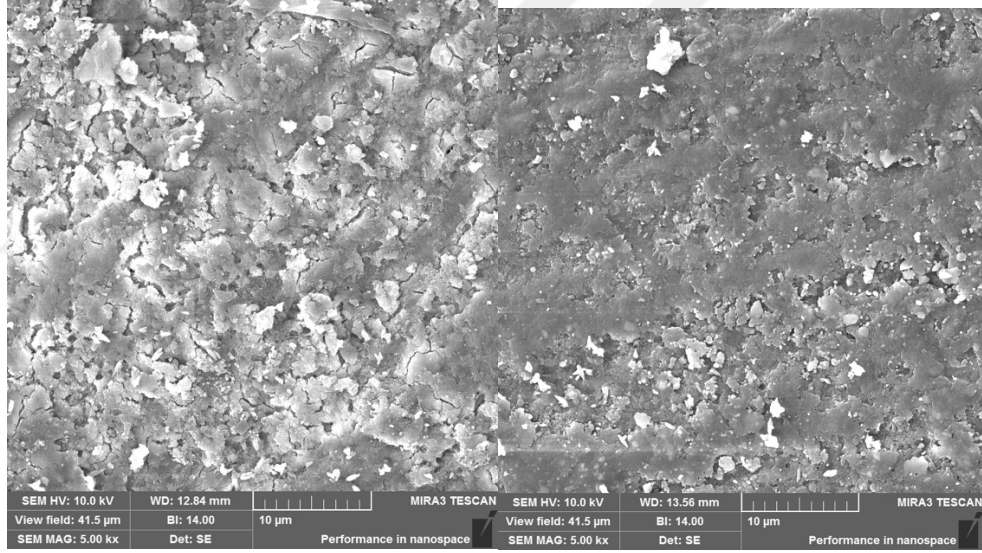
Şekil 4.5: MBD testi öncesi ve sonrası tartarik asit grubu (x10000).



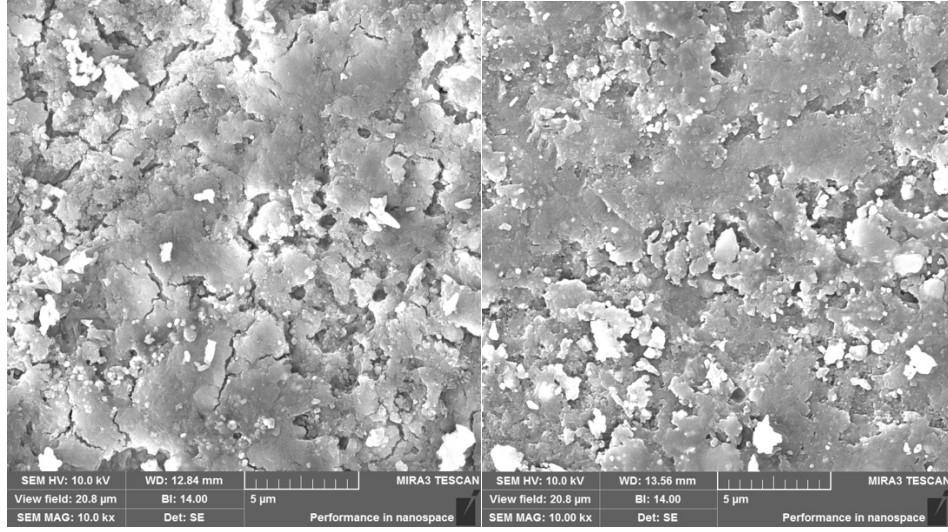
Şekil 4.6: MBD testi öncesi ve sonrası fosforik asit grubu (x5000).



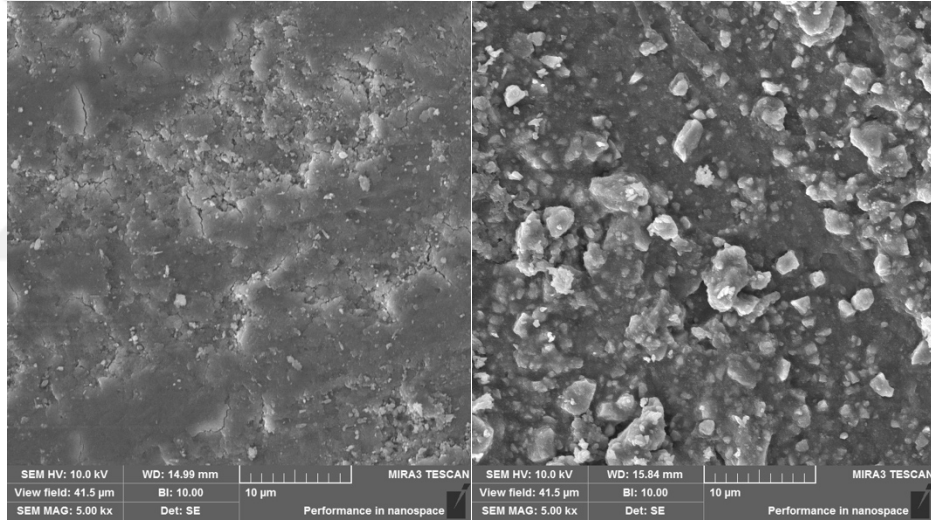
Şekil 4.7: MBD testi öncesi ve sonrası fosforik asit grubu (x10000).



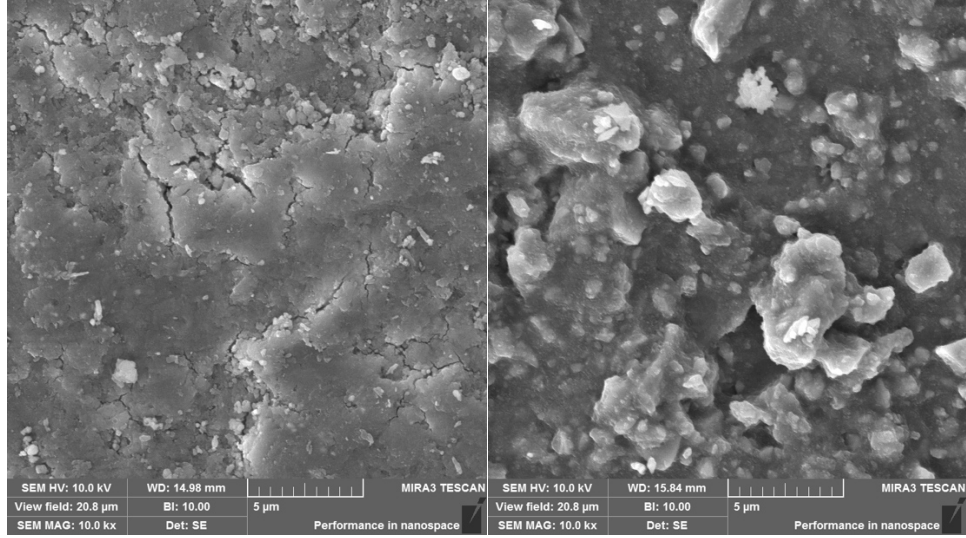
Şekil 4.8: MBD testi öncesi ve sonrası borik asit grubu (x5000).



Şekil 4.9: MBD testi öncesi ve sonrası borik asit grubu (x10000).



Şekil 4.10: MBD testi öncesi ve sonrası kontrol grubu (x5000).



Şekil 4.11: MBD testi öncesi ve sonrası kontrol grubu (x10000).

MBD testi öncesi ve sonrası SEM görüntüleri incelendiğinde, sitrik asit grubunda por yapılarının kenarları oldukça düzenli derin por yapıları gözlemlenmiştir. MBD testi sonrası incelemede simanların por boşluklarına dolduğu göze çarpmaktadır. Tartarik asitin MBD testi öncesi SEM görüntüleri incelendiğinde por çaplarının sitrik asidin meydana getirdiği porlara oranla daha küçük olduğu tespit edilmiştir. MBD testi sonrası, siman tüm por boşluklarını doldurmuştur. Fosforik asitin MBD testi öncesi SEM görüntüleri incelendiğinde por yapılarının kenarlarının sitrik aside oranla daha düzensiz olduğu ve daha seyrek aralıklarla meydana geldiği gözlemlenmiştir. MBD testi sonrası simanların porlara dolduğu ve porları tıkama davranışında olduğu gözlenmiştir. Borik asitin MBD testi öncesi SEM görüntüleri incelendiğinde, literatür bilgisine uygun olarak pürüzlendirici etkisinin zayıf ve kısıtlı olduğu, por çaplarının diğer asitlere oranla oldukça küçük, sıg ve düzensiz sıklıkla olduğu gözlenmektedir. MBD testi sonrası, siman tüm por boşluklarını doldurmuştur.

5.TARTIŞMA

Monolitik zirkonyum kronlar; yüksek ışık geçirgenliği, renklendirilebilir olması, biyouyumluluk ve yeterli dayanıklılık gibi özellikleriyle günümüzde tercih edilen popüler restorasyon türüdür. (153,154). Klinikte yetersiz okluzal mesafenin varlığı durumunda ve klinik kron boyunun kısa ya da düşürülmek zorunda olduğu durumlarda monolitik zirkonyum uygulaması endikedir (26). Okluzal kalınlığın 0.5 mm'ye kadar düşürülerek kullanılabilir olması bu protez türünün avantajlarından biriyken, kısa ya da düşürülmüş okluzal mesafe durumunda kron tutuculuğunun azalması araştırmacıların çözümünü aradığı güncel bir problemdir. (155). Bu problemin çözümü için diş yüzeyine yüzey düzenlemeleri uygulanmaktadır.

Yüzey düzenlemeleri, birbirine bağlanan iki materyalin bağlantı yüzey alanını arttırarak, birbirlerine daha iyi tutunmalarını sağlamak amacıyla gerçekleştirilen işlemlerdir. (33). Yüzey düzenleme yöntemleri arasında diş hekimliği alanındaki çalışmalarda kullanılan yöntemler; asitle pürüzlendirme, kumlama, elmas döner aletler ile pürüzlendirme ve lazer uygulamalarıdır (156-159). Asitle pürüzlendirme, yüzey düzenlemeleri arasında sık tercih edilen pürüzlendirme yöntemlerinden biridir.

Çalışmamızda dentin yüzeylerinin pürüzlendirilmesi için sitrik asit, tartarik asit, fosforik asit, borik asit tercih edildi. Veriler incelendiğinde tüm grupların farklı bağlantı dayanımlarına sahip olduğu görüldü. Sitrik asit grubunun, diğer tüm gruplara göre daha başarılı MBD değerlerine sahip olduğu görüldü. Bunu sırasıyla tartarik asit, fosforik asit ve borik asit takip etti. Termal siklus uygulaması, tüm gruplarda bağlantı dayanımında düşüşe neden oldu. Termal siklus uygulamasından sonra en yüksek bağlantı değerine sahip grup sitrik asit grubu iken, en düşük bağlantı değerine sahip grup ise borik asit grubu olarak tespit edildi.

Fosforik asit, diş yüzeyinin pürüzlendirilmesinde uzun yıllardan beri geleneksel olarak kullanılmaktadır (160). Mineye fosforik asitin uygulanmasının etkinliği daha önceki çalışmalarda kanıtlanmıştır. Koronal dentine ve kök dentinine fosforik asit uygulamasının etkinliği ise, mineye oranla daha sınırlıdır. Literatür bilgileri incelendiğinde, fosforik asit

uygulamasının, bağlantı değerlerine artışa yol açtığını gösteren yayınlar olmakla birlikte, artış olmadığı sonucuna varan araştırmacılar da mevcuttur.

Timpawat ve ark. (161) çalışmalarında kanal duvarlarının farklı düzenleyiciler ile dağlanması, cam iyonomer örtücü (Ketac Endo, Espe, Seefeld, Germany) ile olan gerilme bağlantı değerlerindeki değişimi incelemeyi amaçlamışlardır. Smear tabakası kaldırma potansiyeli olan solüsyonlar seçilerek 5 gruba ayrılmıştır. (1) %15 EDTA/NaOCl; (2) %10 poliakrilik asit; (3) %35 fosforik asit; (4) %6 Sitrik asit; (5) Kontrol grubu olarak %5.25 NaOCl. Daha sonra ekspozite kök kanal alanları, Ketac-Endo ile örtülmüştür. Universal test cihazında gerilme bağlantı dayanımları incelenmiştir. Fosforik asit ve sitrik asit ile yüzey düzenlemesi yapılmış örneklerde, %15 EDTA ve poliakrilik asit ile yüzey düzenlemesi yapılmış gruplara göre daha yüksek gerilme bağlantı dayanımı elde edilmiştir. Smear tabakası kaldırılmadan (NaOCl grubu) bonding gerçekleştirilen grupta çok düşük bağlantı değerleri elde edilmiştir. SEM analizi, fosforik asit ve sitrik asitin EDTA ve poliakrilik aside göre smear tabakası kaldırmada daha efektif olduğunu desteklemiştir. Sonuçlar, fosforik asit ya da sitrik asit ile yüzey düzenlemesinin, cam iyonomer kök kanal örtücüleri ile beraber kullanılmasının daha efektif smear tabakası uzaklaştırılması ve iyi adezyonu destekleyici özellikleri nedeniyle tercih edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Alaghehmand ve ark. (162) çalışmalarında, yüzeyel dentin ve derin dentinin fosforik asit ve Er:YAG lazer ile düzenlenmesinin kompozit rezin ile olan mikro-makaslama bağlantı değerine etkisini incelemeyi amaçlamışlardır. 30 insana ait molar dişin kökleri elimine edilmiş ve kronları toplamda 60 parça olacak şekilde ikiye ayrılmıştır. Örnekler, yüzeyel ve derin dentinleri açığa çıkacak şekilde aşındırılmıştır. Örnekler 6 gruba ayrılmıştır: (1) AS (Yüzeyel dentine 15 sn %37 fosforik asit uygulaması); (2) AD (Derin dentine 15 sn %37 fosforik asit uygulaması); (3) LS (yüzeyel dentine Er:YAG lazer uygulaması); (4) LD (Derin Dentine Er:YAG lazer uygulaması); (5) LAS (Yüzeyel dentine Er:YAG lazer uygulamasının ardından 15 sn %37 Fosforik asit uygulanması); (6) LAD (Derin dentine Er:YAG lazer uygulamasının ardından 15sn %37 Fosforik asit uygulanması). Örneklerle termal yorgunluk

uygulanmış ve ardından mikro-makaslama testi uygulanmıştır. Sonuçlar incelendiğinde, yüzeysel dentine asit uygulanması en yüksek mikro-makaslama kuvvet değerine sahiptir. Derin dentine lazer uygulaması en düşük bağlantı değere sahip gruptur. Yazarlar, dentine lazer uygulamasının, derin dentinde ya da yüzeysel dentinde artışa yol açmadığını belirtmişlerdir.

Davari ve ark. (163) asitle dağlama yöntemine alternatif olması amacıyla, Er:YAG lazerin dentinin adeziv yeteneklerini arttırma konusundaki etkilerini araştırmışlardır. 75 adet sağlam durumda olan maksiller premolar diş, mine-sement sınırından itibaren bukkal yüzeyleri yukarı bakacak şekilde otopolimerizan akrilik içine gömülmüştür. Bukkal yüzeyleri elmas frez yardımıyla dentin yüzeyi açığa çıkana kadar aşındırılmış ve polisajlanmıştır. Örnekler rastgele seçilerek yüzey düzenleme çeşidine göre 5 gruba ayrılmıştır (n=15): (1) %37.5 Fosforik Asit Jel ile 15 sn ile dağlama; (2) Er:YAG lazer uygulaması; (3) Er:YAG lazer uygulamasının ardından %37.5 Fosforik Asit Jel ile 15 sn dağlama; (4) %37.5 Fosforik Asit Jel ile 15 sn dağlamanın ardından Er:YAG lazer uygulaması; (5) Hiçbir yüzey düzenlemesinin yapılmadığı kontrol grubu. Kompozit rezin çubukları (Point 4, Kerr Co) dentin yüzeyine etch and rinse adeziv sistem ile bağlamışlardır ve daha sonra ışıkla sertleştirmişlerdir. 37°C ve 100% nemlilikte 2 hafta süre beklettikten sonra termal siklus uygulanmıştır. Universal test cihazında kafa hızı 1 mm/dk olacak şekilde makaslama bağlantı değerleri ölçülmüştür. Asit ile dağlama grubu diğer tüm gruplara göre en yüksek bağlantı değerini elde eden grup olmuştur. Bu değer kontrol grubunun MBD değer ortalamasının 2 katından fazladır. Bunu, asit+lazer grubu, lazer+asit grubu ve lazer uygulaması grubu takip etmiştir.

Fosforik asitin dentin yüzeyine uygulanmasının bağlantı değerlerine olan pozitif etkilerini gösteren çalışmalar olmakla birlikte, etkisinin olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur.

Juloski ve ark. (164), mine ve dentine fosforik asitin ön uygulamasının, self-adeziv restoratif kompozit ve yeni self-adezivin akışkan kompozit ile birlikte uygulanmasının makaslama bağlantı kuvvetine olan etkilerini araştırmışlardır. 100 insana ait molar diş seçilmiştir. MBD testi, bukkal mine

yüzeyi ve orta koronal dentinde ölçülmesine karar verilmiştir. Her grup, 5 alt gruba ayrılmıştır (n=10) (1) FL: etch-and-rinse adeziv OptiBond FL/Premise akışkan kompozit; (2) XTR: 2 aşamalı self-etch adeziv OptiBond XTR/Premise akışkan kompozit; (3) eXTR: %37,5 Fosforik asit ile 15 sn dağlanmış örneklerle OptiBond XTR /Premise akışkan kompozit (4) VF: self-adeziv akışkan kompozit Vertise Flow; (5) eVF: %37,5 Fosforik asit ile 15 sn dağlanmış örneklerle Vertise Flow uygulaması. Örnekler kırılma gerçekleşinceye kadar makaslama kuvveti uygulanmıştır. Kırık modları stereomikroskop altında incelenmiştir. Minede, FL grubuna ait makaslama bağlantı değerleri, diğer gruplara oranla anlamlı derecede yüksektir. Fosforik asit dentinde makaslama bağlantı değerinde artışa sebep olmamıştır. Yazarlar bu durumu, tercih edilen self-etch adezivlerin sahip oldukları dağlama davranışlarının zaten güçlü olduğunu, önden fosforik asit uygulamasının sadece tagların derinliğini arttırdığını, bu sebeple bağlantı dayanımına pozitif etkisinin olmadığını SEM analizi yardımıyla açıklamışlardır.

Poggio ve ark. (165) 3 farklı yüzey düzenlemesi işleminin (kontrol, %37 fosforik asit ve glisin uygulaması), farklı universal adezivlerin dentine olan bağlantı değerlerine etkisini karşılaştırmayı amaçlamışlardır. 150 sığira ait daimi mandibular keser diş, insan dişi yerine kullanılmıştır. Çalışmada 5 farklı universal adeziv test edilmiştir: Futurabond M+, Scotchbond Universal, Clearfil Universal Bond, G-Premio BOND, Peak Universal Bond. Dişler, dentin yüzey düzenlemelerine göre rastgele 3 gruba ayrılmıştır. Kontrol, fosforik asit ile dağlama, glisin uygulaması. Hazırlanan örnekler, bağlantı değerlerini ölçmek ve birbirleriyle karşılaştırmak üzere universal test cihazına yerleştirilmiştir. Asit ile yüzey düzenlemesi, Futurabond M + ve Peak Universal Bond kullanımında kontrol grubuna göre bağlantı değerini anlamlı derecede düşürmüştür (p>0.05) Yazarlar, asit uygulamasının sadece minede yapılması gerektiğini belirtmişlerdir.

Biz çalışmamızda %32'lik fosforik asiti dentin yüzeyine jel formunda uyguladık. Kontrol grubu ile karşılaştırdığımızda, self-adeziv rezin siman ve dentin arasında bağlantı değerlerinde artış tespit ettik. Literatürdeki birçok

çalışma ile paralel olarak, fosforik asitin dentindeki etkinliği çalışmamızda da gözlenmiştir.

Sitrik asit, periodontoloji alanında kök yüzeylerinin dağlanmasında ve endodonti alanında kanal dezenfeksiyonu çalışmalarında uzun yıllardan bu yana kullanılan asit türüdür. (61, 63) Sitrik asit, diş yüzeyine uygulandığında önce minerallerin çözünmesine sebep olur. Daha sonra anyonlar yardımıyla kalsiyumların bağlanmasını sağlar. Böylece ikili etki ile erozyon meydana getirir. (55) Sitrik asitin bu eroziv karaktere sahip olmasından dolayı yüzey pürüzlülük çalışmaları için uygun bir asittir. Ancak prostodonti alanındaki çalışmaları sınırlı kalmıştır. Bu sebeple literatürde daha çok çalışmanın yer aldığı endodonti alanında yapılmış olan bağlantı dayanım testleriyle çalışmamızı karşılaştırdık. Literatür bilgileri incelendiğinde, sitrik asit uygulamasının, bağlantı değerlerine artışa yol açtığını gösteren yayınlar olmakla birlikte, artış olmadığı sonucuna varan araştırmacılar da mevcuttur.

Ravikumar ve ark. (166) EDTA, Maleik asit, Sitrik asit ve MTAD irrigasyon solüsyonlarının, AH Plus kanal dolgu maddesinin makaslama bağlantı dayanımına etkisini incelemişlerdir. 40 adet mandibular tek kanallı premolar seçilmiş, koronal kısımları ayrılmış ve protaper enstrümanları kullanılarak #F3'e kadar genişletilmiştir. Çalışma boyunca, irrigasyonlar arasında 3 mL %2.6 sodyum hipoklorid kullanılmıştır. Dişler 4 gruba ayrılmış ve final irrigasyonda NaOCl ve %17 EDTA kullanılmıştır. (1) pozitif kontrol grup; (2) %7 Maleik asit; (3) %10 Sitrik asit (4) MTAD. Kanalların doldurulması işleminde Obtura II kullanılarak AH Plus örtücü ile dolum işlemleri tamamlanmıştır. Her kök parçası universal test cihazında kompresiv yükleme işlemine tabi tutulmuştur. Push-out testi uygulanmıştır. Sonuçlar incelendiğinde, NaOCl/Maleik asit grubu en yüksek bağlantı değerini vermiştir. Bunu EDTA, Sitrik asit ve MTAD takip etmektedir. Sitrik asit, bağlantı dayanım testlerinde kontrol grubuna göre artış sağlamıştır.

Kameyama ve ark. (167) asit şartlandırıcılarının Er:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyindeki rezin bağlantı değerlerine etkisini incelemişlerdir. %10'luk sitrik asitin aköz solüsyonu ve %10 sitrik asit/ %3 ferrik klorid, lazer ile düzenlenmiş dentin yüzeyine uygulanmıştır. Asit

düzenlemesinden sonra PMMA çubuk, lazer ile düzenlenmiş dentin yüzeyine 4-META/MMA-TBB rezin ile bağlanmıştır. Dumbell formundaki örnekler ile tensile bond strength testi yapılmıştır. Asit uygulanmış örneklerin bond strength değerleri, asit uygulanmamış gruplardan düşük bulunmuştur. En yüksek bond strength değeri %10 sitrik asit/ %3 ferrik klorid ile yüzey düzenlemesi yapılmış fakat lazer uygulanmamış grupta meydana gelmiştir. En düşük bond strength değerleri ise %10 sitrik asit/ %3 ferrik klorid ile pürüzlendirilmiş ve lazer uygulanmış grupta bulunmuştur. Sitrik asit uygulaması bu çalışmada bağlantı değerlerinde artış sağlamıştır.

Akisue ve ark. (168) dentin duvarlarında Er:YAG lazer uygulaması ve sitrik asit uygulamasının, 4 farklı rezin bazlı endodontik örtücüleri ile olan makaslama bağlantı değerlerine etkilerini araştırmışlardır. 1.6mm kalınlığında 240 dilim dentin, çekilmiş dişlerin orta üçlüsünden kesilip alınmıştır. Her dilim #45 taper.06 rotary K3 enstrumanı yardımıyla genişletilmiştir. Örnekler %15'lik sitrik asit ya da Er:YAG yüzey düzenlemesi yapılmak üzere ve kullanılacak örtüçülere göre (AH plus, Acroseal, EndoREZ, RealSeal) rastgele gruplara ayrılmıştır. Makaslama bağlantı değerleri universal test cihazı kullanılarak ölçülmüştür. Sonuç olarak, farklı örtücülerin kullanıldığı grupların sonuçları incelendiğinde, yüzey düzenlemelerine bakılmaksızın, Kruskal-Wallis testine göre anlamlı farklılıklar elde edilmiştir. Yüzey düzenlemeleri karşılaştırıldığında, %15 sitrik asit uygulaması, Er:YAG lazer uygulamalarına göre Acroseal grubu hariç tüm gruplarda daha iyi sonuçlar vermiştir. Sitrik asit uygulaması, bu çalışmada grupların büyük oranında bağlantı değerlerinde artış meydana getirmiştir.

Demiryürek ve ark. (169) çalışmalarında farklı yüzey uygulamalarının, fiber postun dentine olan bağlantı değerlerine etkilerini incelemeyi amaçlamışlardır. 60 insana ait maksiller keser diş, K-Files kullanılarak step-bak tekniği ile şekillendirilmiştir. 5 tip yüzey düzenlemesi uygulanmıştır: %5 sodyum hipoklorid ile irrigasyon; etanol uygulaması, etil asetat uygulaması, aseton bazlı temizleme ajanı uygulanması (Sikko Tim); %17 EDTA ile irrigasyon; %37 ortofosforik asit ile 15 saniye süre ile irrigasyon; %10 sitrik asit ile 15 saniye irrigasyon. Fiber postlar self-etching dual polimerize olan

rezin simanlar ile simante edilmiştir. Her kökün koronal parçasından, 0.6 mm kalınlığında 3 dilim elde edilmiştir. Push-out bağlantı dayanım testi 0.5 mm/dk kafa hızında universal test cihazında uygulanmıştır. Sonuçlar incelendiğinde, kanal yüzey düzenlemelerinin bağlantı dayanımı değerlerini etkilediği görülmüştür ($P<.001$). En yüksek bağlantı dayanımı, Sikko Tim grubunda elde edilmiştir. %37'lik ortofosforik asit ve %10'luk sitrik asit uygulamaları arasında anlamlı fark gözlenememiştir ($p>0.05$). Fakat her iki grup da kontrol grubuna göre bağlantı dayanımını 4 kata yakın arttırmıştır.

Yamamoto ve ark. (170) çalışmalarında, diş yüzey şartlandırıcı ajanların kullanımının, rezin modifiye cam iyonomer siman ile mine arasındaki bağlantı dayanımına olan etkilerini incelemektir. Sığıra ait mandibular keser dişlerin mine yüzeyleri %10 ve %20 poliakrilik asit, %12 sitrik asit ve %35 fosforik asit kullanılarak 20 saniye boyunca dağlanmıştır. Bu mine yüzeylerine rezin modifiye cam iyonomer siman uygulanmıştır. Makaslama bağlantı değerleri universal test cihazı kullanılarak ölçülmüştür. Sonuçlar incelendiğinde, diş yüzey şartlandırıcılarının hepsi bağlantı değerlerini olumlu yönde etkilemiştir. %20 poliakrilik asit, %12 sitrik asit ve %35 fosforik asit benzer bağlantı kuvvet değerlerine sahiptir ve tüm asitler kontrol grubuna göre bağlantı değerlerini arttırmıştır.

Sitrik asitin dentin yüzeyine uygulanmasının bağlantı değerlerine olan pozitif etkilerini gösteren çalışmalar olmakla birlikte, etkisinin olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur.

Scelza ve ark. (171) çalışmalarında, %10 sitrik asit, %17 EDTA ya da %2,5 NaOCl uyguladıkları dentin disklerine uygulanan AH Plus, Ad Seal ve Real Seal ajanlarının yer değiştirme rezistanslarını karşılaştırmayı amaçlamışlardır. 15 maksiller santral keser dişin orta üçlüsünden, 1 ± 0.1 mm kalınlığında 3 dentin diski elde edilmiştir. Dentin disklerin aksiyal yüzeylerinden, 1.2 mm genişliğinde oluklar drillenmiştir. Aynı kökten elde edilen 3 dentin diski, bir irrigasyon solüsyonu ile 30 sn irrigate edilip yıkanıp kurulanmıştır. Oluklar örtücü ajanlar ile doldurulmuştur. 37 °C sıcaklıkta 7 gün beklenmiştir. Universal test cihazında makaslama bağlantı kuvveti ölçülmüştür. Sonuçlar incelendiğinde, irrigasyon solüsyonları örtücü ajanların

adezyonunu etkilememiştir. Yazarlar bu durumu, endodontik olarak smear tabakasının kaldırılması gerekliliği düşüncesinin yeniden değerlendirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Araştırmanın bulguları, bizim mevcut çalışmamızın bulguları ile paralellik göstermemektedir. Araştırmada uygulama yöntemi olarak sadece solüsyona daldırma işlemi uygulanmış ve hiçbir mekanik uygulama yapılmamıştır. Bu nedenle smear tabakasını kaldırması beklenmiştir. Bizim çalışmamızda ise mekanik olarak burnishing hareketi uygulanmış ve pürüzlülük oluşturması beklenmiştir. Bu nedenle çalışmamızda oluşturmayı amaçladığımız por oluşumlarının bağlantı dayanımını olumlu yönde etkilediğini düşünüyoruz.

Akman ve ark. (172) yaptıkları çalışmada, şelasyon ajanları kullanılarak, post boşluğu hazırlığının 48 insana ait dişin koronal kısmı elimine edildi. Post boşlukları (i) Klorheksidin ile birlikte NaOCl ve EDTA (QMix), (ii) NaOCl ve EDTA, (iii) NaOCl ve Sitrik asit, (iv) Kontrol grubu olarak NaOCl ve salin solüsyonları ile 90 sn irrigate edildi. i-TFC cam fiber postlar, i-TFC bond sistemi ile simante edilmiştir. Örnekler horizontal olarak ayrılmış ve yer değiştirme direnci ölçülmüştür. Push-out bağlantı dayanımı (MPa) hesaplanmıştır. NaOCl/QMix grubu en yüksek dentine bağlanma dayanımı göstermiştir. NaOCl/Sitrik Asit grubu ise en düşük bağlantı dayanımı olan grup olmuştur. Koronal kök seviyesinde elde edilen bağlantı dayanım değerleri orta ve apikal üçlü bölgesine oranla anlamlı derecede yüksektir ($p<0.05$) Çalışmanın SEM analizinde NaOCl/Sitrik Asit grubunda smear tabakasının kısmen temizlendiği, en yüksek bağlantı dayanımına sahip olan NaOCl/QMix grubunda smear tabakasının tamamen temizlendiği görülmüştür. Sitrik asitteki bağlantı dayanımındaki eksikliğin, smear tabakasının temizlenmesindeki eksiklikten olabileceğini düşündük. Bizim çalışmamızda pamuk peletin burnishing hareketiyle uygulamasının, kök kanal irrigasyonuna oranda daha efektif bir yöntem olmasından ötürü smear tabakasını daha efektif kaldırdığını düşündük.

Biz çalışmamızda 10'luk sitrik asidi dentin yüzeyine sıvı formda pamuk peletler yardımı ile burnishing tekniği ile uyguladık. Kontrol grubu ile karşılaştırdığımızda, self-adeziv rezin siman ve dentin arasında bağlantı

değerlerinde artış tespit ettik. Literatürdeki birçok çalışma ile paralel olarak, sitrik asitin dentindeki etkinliği çalışmamızda da gözlenmiştir.

Tartarik asit, sertleşme süresini uzatmak, kolay karıştırmayı sağlamak ve keskin bir şekilde donmayı sağlamak üzere cam iyonomer simanların yapısında katılır (36,37) Güçlü, invaziv karakterde bir asittir. Literatürde yüzey pürüzlendirmesi amacıyla tartarik asitin kullanıldığı çalışma mevcut değildir. Çalışmamız literatürdeki eksiği dolduracaktır.

Fu ve ark. (173) tartarik asitin hidroksiapatit ve mine ile arayüz etkileşimini incelemeyi amaçlamışlardır. Tartarik asitin mineyi dekalsifiye edebildiğini ve mine ve hidroksiapatite bağlanabildiği gösterilmiştir. Yazarlar, tartarik asitin yüzey dağlama amacıyla ve self-etching primerlerde fonksiyonel bir içerik olabileceğini belirtmişlerdir.

Biz çalışmamızda %15'lik tartarik asiti dentin yüzeyine sıvı formda pamuk peletler yardımı ile burnishing tekniği ile uyguladık. Kontrol grubu ile karşılaştırdığımızda, self-adeziv rezin siman ve dentin arasında bağlantı değerlerinde artış tespit ettik.

Borik asit antiseptik, antibakteriyel ve antifungal özelliklere sahiptir. (41) Dokulardaki antioksidan seviyeleri ayarlayan antienflamatuar özelliklere de sahiptir (46,47). Bu tür faydalı etkilere sahip olması, borik asidin diş hekimliği alanında da araştırmacıların ilgi gösterdiği bir materyal olmasını sağlamıştır. Borik asit invaziv özellikleri sınırlı olan bir karaktere sahiptir. Prostodonti alanında bağlantı dayanımına etkileri incelemesi henüz literatürde mevcut değildir. Kavite dezenfektanı ve kanal irrigasyon solüsyonu olarak çalışmalar yapılmıştır. Çalışmamız prostodonti alanında literatürdeki boşluğu dolduracaktır.

Türk ve ark. (49) çeşitli irrigasyon solüsyonlarının kök kanal duvarlarında sodyum hipoklorit ile ardışık kullanımının, smear tabakası kaldırma potansiyeli ve eroziv kapasitelerini araştırmayı amaçlamışlardır. Tek kanala sahip dişler, ProTaper rotary sistemi ile enstramente edilmiştir. Daha sonra dişler rastgele seçilerek 5 deneysel gruba ayrılmıştır. Kök kanalları şu solüsyonlar ile irrigate edilmiştir (5mL/1dk): %5 EDTA, %5 Borik asit, %2.5 sitrik asit, (%5 Borik asit + %2,5 sitrik asit) kombinasyonu ve %5 Desy Clean.

İrrigasyon sonrası, %2,5 NaOCl ve distile su ile yıkanıp, kökler 2 parçaya ayrılmıştır. Her bir kök parçası SEM incelemesi yapılmak üzere hazırlık yapılmıştır. Her bir yarım kök örneğinin koronal, orta ve apikal üçlüsünden x500 ve x1000 magnifikasyonda fotoğraflar alınmıştır. Smear tabakası kaldırma potansiyeli ve eroziv kapasiteleri değerlendirilmiştir. Veriler, istatistiksel olarak Kruskal-Wallis, Dunn's post hoc ve Spearman's korelasyon testleri kullanılarak analiz edilmiştir. ($p=0.05$) İstatistiksel olarak, smear tabakası ve eroziv kapasiteleri değerleri arasında anlamlı farklar tespit edilmiştir. %2.5 Sitrik asit solüsyonu smear tabakası kaldırmada en efektif solüsyon iken, aynı zamanda en eroziv solüsyon olmuştur. %5 Desy Clean smear tabakasını efektif olarak ve daha az erozyona sebep olarak temizlemiştir fakat smear tabakasını kaldırma potansiyeli ve eroziv kabiliyetinde negatif fakat istatistiksel olarak anlamlı farklı bulunmuştur ($r=-0.684$; $p<0.0001$). Araştırmacılar, Desy Clean solüsyonunun smear tabakası kaldırma özelliğine sahip olma ve az erozyona sebep olma özelliklerinden ötürü ideal bir irrigasyon solüsyonu olduğunu belirtmişlerdir. Borik asitin ise, sitrik asit ile birlikte kullanılmasını önermişlerdir. Smear tabakasını etkili bir şekilde kaldırma özelliği olan sitrik asit ile ve antimikrobiyal etkiye sahip borik asitin ideal bir irrigasyon solüsyonu olacağını not etmişlerdir.

Culhanoglu ve ark. (174) irrigasyon solüsyonu olarak kullanılan farklı yüzdelerdeki borik asit solüsyonlarının, kök dentin yüzeyi ve fiber post arasındaki adeziv bağlanma dayanımına etkilerini farklı tip simanlar kullanarak incelemiştir. 115 keser diş, 14-15 mm boyunda endodontik olarak genişletilmiş ve post boşluğu 12 mm olacak şekilde spesifik driller yardımıyla açılmıştır. Silindirik fiber postlar (Panavia Post), 2 farklı yapıştırma simanı yardımıyla yapıştırılmıştır. (Panavia F 2.0, Panavia SA) Daha sonra 1 mm dilimler halinde kesilmiştir. Bu örnekler irrigasyon solüsyonlarının kullanımına göre rastgele 5 gruba ayrılmıştır: (1) Kontrol, irrigasyon yok; (2) 10 ml %2 klorheksidin solüsyonu; (3) 5 dakika boyunca 10 ml %5.25 NaOCl solüsyonu ve 3 dakika boyunca 10 ml %17'lik EDTA solüsyonu; (4) 55°C'de 60 sn dakika boyunca 10ml %5 borik asit solüsyonu, (5) 4. Gruptaki şartlar

geçerli olmak üzere %10 borik asit solüsyonu. Bağlantı değerleri push-out testi ile ölçülmüştür. SEM değerlendirmeleri ve mikroskopik analizler, push-out testinin bir kombinasyonu olarak gerçekleştirmişlerdir. Sonuçlar değerlendirildiğinde, tüm gruplarda servikal segmentteki bağlantı değerleri, orta ve apikal segmentlere göre daha yüksek bulunmuştur. İrrigasyon solüsyonunu tipi, postların bağlantı değerlerini anlamlı derecede etkilemiştir. %10 borik asit solüsyonu ve EDTA+NaOCl irrigasyon solüsyonları en yüksek bağlantı değerlerinin bulunduğu gruplar olmuşlardır. Sem analizi, EDTA/NaOCl ve borik asit %10 solüsyonlarının irrigasyon ajanı olarak kullanılmasının smear tabakayı tamamıyla kaldırdığını göstermiştir. Borik asit solüsyonları, özellikle %10 konsantrasyonu, konvansiyonel irriganlara alternatif olabilir.

Borik asitin dentin yüzeyine uygulanmasının bağlantı değerlerine olan pozitif etkilerini gösteren çalışmalar olmakla birlikte, etkisinin olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur.

Ercan ve ark. (48) farklı kavite dezenfektanlarının makaslama bağlantı dayanımı üzerine etkilerini araştırmayı amaçlamışlardır. 60 çürüksüz insana ait molar dişler kullanılmıştır. Okluzal mine kesilerek pürüzsüz dentin yüzeyleri açığa çıkarılmış, standart smear tabakası oluşturmak üzere, 600 grid su zımparası kullanılmıştır. Örnekler rastgele seçilerek, dezenfektanların kullanımına göre 4 grup belirlenmiştir: (1) Kontrol, (2) 80 sn süresince ozon gazı uygulaması, (3) %2 Klorheksidin 60 sn, (4) %5 Borik asit 60 sn. Örnekler S3 Plus Bond ile bağlanmış ve kompozit yapılar üretici talimatlarına uygun olarak kompozit rezin kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Daha sonra örnekler 24 saat, 37°C'de distile su içinde bekletilmiş ve makaslama kuvveti uygulanmak üzere universal test cihazına yerleştirilmiştir. Klorheksidin ve borik asit uygulamasında, kontrol grubuna göre daha düşük bağlantı değerleri elde edilmiştir. Ozon grubu ve kontrol grubu arasında anlamlı bir fark elde edilmemiştir. Ozon uygulanan grup ise, kavite dezenfektanları uygulanan gruplar arasında en iyi makaslama bağlantı değerlerine sahiptir. Araştırmacılar, ozon gazı uygulamasının, restoratif diş hekimliğinde kavite hazırlanması süresi boyunca, oral karyojenik bakterilerin eliminasyonu için

mevcut uygulamalara alternatif olabileceğini belirmişlerdir. Boronun olumlu antibakteriyel etkisi nedeniyle, kavite dezenfektanı olarak kullanılabileceğini not etmişlerdir. Bu çalışmada borik asit etkinliği, çalışmamızla paralellik göstermemektedir. Kullanılan kompozit rezinin smear tabakasını modifiye ederek güçlü bir adezyon sağladığını fakat kavite dezenfektanları uygulandığında, bağlantı dayanımının olumsuz olarak etkilendiğini düşünüyoruz. Çalışmamızda borik asit uygulaması, kontrol grubuna göre bağlantı dayanımını arttırmıştır.

Çalışmamızda, bulgular incelendiğinde, borik asit hiç yüzey düzenlemesi uygulanmamış gruba göre bağlantı değerlerini arttırdı. Ancak borik asit, diğer asitlerle karşılaştırıldığında bağlantı değerini en az arttıran asit olarak tespit edildi.

6. SONUÇLAR

Çalışmamızda, sitrik asit, tartarik asit, fosforik asit ve borik asitin dentin yüzeyine uygulanmasının, monolitik zirkonyum ile olan bağlantı değerlerine etkileri araştırılmıştır. Şu sonuçlara varılmıştır;

1. Konvansiyonel prosedür sonrasında, en başarılı asit uygulamasının sitrik asit ve en az başarılı asit uygulamasının ise borik asit uygulaması olduğu belirlendi.

2. Konvansiyonel prosedür sonrasında, asitlerin başarısı büyükten küçüğe doğru sırasıyla sitrik, tartarik, fosforik ve borik asit uygulamaları olduğu tespit edildi.

3. Termal siklus prosedürü sonrasında, en başarılı asit uygulamasının sitrik asit ve en az başarılı asit uygulamasının ise borik asit uygulaması olduğu belirlendi.

4. Termal siklus prosedürü sonrasında, asitlerin başarısı büyükten küçüğe doğru sırasıyla sitrik, tartarik, fosforik ve borik asit uygulamaları olduğu tespit edildi.

5. Termal siklus uygulaması, tüm asitlerin bağlantı değerlerinde düşüğe sebep oldu.

Kısa klinik kron boyuna sahip dişlerde dentin yüzeyine %10 derişimde sitrik asit solüsyonunun 25 sn süresince uygulaması, monolitik zirkonyum kronların desimantasyon problemine çözüm olabilir.

7. KAYNAKLAR

1. Ersoy AE. Diş Hekimliğinde Sabit Protezler. Akademisyen Tıp Kitabevi, Ankara, 1-29 s., 2015.
2. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R ve Brackett SE. Sabit Protezin Temelleri, 3. Baskı. Quintessence Yayıncılık, İstanbul, 73-103 s., 2010.
3. Yamamoto, M. Metal-ceramics: principle and methods of Makoto Yamamoto. Quintessence Publishing Company, Chapter 23, 1985.
4. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. Dental clinics of North America, 48(2):499-512, 2004
5. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-Ceramic Alloys in Dentistry: A Review. Journal of Prosthodontics, 18(2):188-194, 2009.
6. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. The Journal of prosthetic dentistry, 98(5):389-404, 2007.
7. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. British dental journal, 204(9):505-511, 2008.
8. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials, 20:1-25, 1999.
9. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. Elsevier Health Sciences, 2013.
10. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre J, Peille C. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. Journal of biomedical materials research, 23(1):45-61, 1989.
11. Christensen GJ. Choosing an all-ceramic restorative material: porcelain-fused-to-metal or zirconia-based? Journal of the American Dental Association, 138(5):662-665, 2007.

12. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1):4-9, 2002.

13. 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): 10-15, 2002.

14. Aboushelib, MN, Dozic A, Liem JK. Influence of framework color and layering technique on the final color of zirconia veneered restorations. *Quintessence international*, 41(5):84-89, 2010.

15. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, 17(5):370-377, 2008.

16. Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P. Stresses and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. *Acta biomaterialia*, 5(8): 3231-3239, 2009.

17. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings-a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 25(1):121-128, 2009.

18. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta biomaterialia*, 5(5):1668-1677, 2009.

19. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *J Prosthet Dent*, 113(2):114-121, 2015.

20. Krell A, Hutzler T, Klimke J. Transmission physics and consequences for materials selection, manufacturing, and applications. *J Eur Ceram Soc*, 29(2):207-221, 2009.

21. Kocjan A, Pouchly V, Shen Z. Processing of zirconia nanoceramics from a coarse powder. *J Eur Ceram Soc*, 35(4):1285–1295, 2015.
22. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent Tetragonal Yttria Stabilized Zirconia Ceramics: Influence of Scattering Caused by Birefringence. *J Am Ceram Soc*, 94(6):1850–1858, 2011.
23. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater*, 30(10):1195–1203, 2014.
24. Dittmann R, Urban M, Braun P, Schmalzl A, Theelke B. Wear behavior of zirconia after hydrothermal accelerated aging. *J Dent Res*, 90:307, 2011.
25. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonca G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*, 112:770-777, 2014.
26. Zirkonzahn. Prettau Anterior. <http://www.zirkonzahn.com/us/prettau-zirconia>. 10.10.2014.
27. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 29(12):1201-1208, 2013.
28. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand*, 72(2):145-153, 2014.
29. Vichi A, Sedda M, Fabian Fonzar R, Carrabba M, Ferrari M. Comparison of Contrast Ratio, Translucency Parameter, and Flexural Strength of Traditional and “Augmented Translucency” Zirconia for CEREC CAD/CAM System. *J Esthet Restor Dent* 28(1):32-39, 2016.
30. Harianawala HH, Kheur MG, Apte SK, Kale BB, Sethi TS, Kheur SM. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *J Adv Prosthodont*, 6(6):456-461, 2014.

31. Leone R, Sorrentino R, Camposilvan E, Chevalier J, Zarone F, Ferrari M. In vitro aging and mechanical properties of translucent monolithic zirconia. *Dent Mater* 32(1):98, 2016.
32. Baldissara P, Parisi C, Evangelisti E, Wandscher V, Lodi D. Fatigue resistance of cubic/tetragonal translucent zirconia crowns. *Dent Mater* 32(1):73, 2016.
33. Thompson J, Stoner B, Piascik J, Smith R. Adhesion/ cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now?. *Dent Mater*, 27(1):71-82, 2011.
34. Swift EJ, Perdiago J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A Brief history and state of the Art. *Quint Int.*, 26:95-110, 1995.
35. Kirk-Othmer, 'Kirk-Othmer Encyclopedia of Chemical Technology', 4th Edition, Vol. 13, pp. 1071-1081, Wiley, 1991
36. Sidhu SK, Nicholson JW. Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J Funct Biomater*, 7(3):16, 2016.
37. Khoroushi M, Mansoori-Karvandi T, Hadi S. The effect of pre-warming and delayed irradiation on marginal integrity of a resin-modified glass-ionomer. *Gen Dent.*, 60:383-388, 2012.
38. McCabe JF, Walls AW. *Applied Dental Materials*, 9th ed. Oxford: Blackwell publishing Ltd; 245-64, 2008.
39. DPT 8. Beş Yıllık Kalkınma Planı Madencilik Özel İhtisas Komisyonu Raporu, Endüstriyel Hammaddeler Alt Komisyonu, Kimya Sanayi Hammaddeleri, DPT: 2608-ÖİK:619 2: 5-40, 2001.
40. Eren E. Borik Asitten Bor Oksit Üretiminin Kinetik İncelemesi. Yüksek Lisans Tezi. Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü. Ankara, 1-23 s, 2001.
41. Meers PD, Chow CK. Bacteriostatic and bactericidal actions of boric acid against bacteria and fungi commonly found in urine. *J Clin Pathol*, 43:484-487, 1990.
42. Benkovic SJ, Baker SJ, Alley MR, Woo YH, Zhang YK, Akama T ve ark. Identification of borinic esters as inhibitors of bacterial cell growth and

bacterial methyltransferases, CcrM and MenH. *J Med Chem.* 17;48(23):7468-7476, 2005.

43. Luan Q, Desta T, Chehab L, Sanders VJ, Plattner J, Graves DT. Inhibition of experimental periodontitis by a topical boron-based antimicrobial. *J Dent Res*, 87:148-152, 2008.

44. De Seta F, Schmidt M, Vu B, Essmann M, Larsen B. Antifungal mechanisms supporting boric acid therapy of *Candida vaginitis*. *J Antimicrob Chemother*, 63(2):325-336, 2009.

45. Brittingham A, Wilson WA. The antimicrobial effect of boric acid on *Trichomonas vaginalis*. *Sex Transm Dis*, 41(12):718-722, 2014.

46. Demirer S, Kara MI, Erciyas K, Ozdemir H, Ozer H, Ay S. Effects of boric acid on experimental periodontitis and alveolar bone loss in rats. *Arch Oral Biol*, 57:60-65, 2012.

47. Ince S, Kucukkurt I, Cigerci IH, Fatih Fidan A, Eryavuz A. The effects of dietary boric acid and borax supplementation on lipid peroxidation, antioxidant activity, and DNA damage in rats. *J Trace Elem Med Biol*, 24:161-164, 2010.

R48. Ercan E, Colak H, Hamidi MM, Ibrahimov D, Gulal E. Can Dentin Surfaces Be Bonded Safely With Ozone and Boric Acid? *The Journal of the International Ozone Association*, 37:556-562, 2016.

49. Turk T, Kaval ME, Şen BH. Evaluation of the smear layer removal and erosive capacity of EDTA, boric acid, citric acid and desy clean solutions: an in vitro study. *BMC Oral Health*, 15:104, 2015.

50. Wayman BE, Kopp WM, Pinero GJ, Lazzari E. Citric and lactic acids as root canal irrigants in vitro. *Journal of endodontics*, 5(9):258-265, 1979.

51. Al-Dlaigan YH, Shaw L, Smith A. Dental erosion in a group of British 14-year-old school children. Part II: Influence of dietary intake. *Br Dent J*, 190(5):258-261, 2001.

52. Meurman, JH, ten Cate JM. Pathogenesis and modifying factors of dental erosion. *Eur J Oral Sci*, 104:199-206, 1996.

53. Attin T, Meyer K, Hellwig E, Buchalla W, Lennon AM. Effect of mineral supplements to citric acid on enamel erosion. *Arch Oral Biol*, 48(11): 753-759, 2003.
54. Grenby TH. Lessening dental erosive potential by product modification. *Eur J Oral Sci*, 104:221-228, 1996.
55. Imfeld, T. Prevention of progression of dental erosion by professional and individual prophylactic measures. *Eur J Oral Sci*, 104:215-220, 1996.
56. Featherstone JD, Lussi A. Understanding the chemistry of dental erosion. *Monogr Oral Sci*, 20:66-76, 2006.
57. Lussi A, Jaeggi T. Chemical factors. *Monogr Oral Sci*, 20:77-87, 2006.
58. Labahn R, Fahrenbach WH, Clark SM, Lie T, Adams DF. Root dentin morphology after different modes of citric acid and tetracycline hydrochloride conditioning. *J Periodontol*, 63(4):303-309, 1992.
59. Garrett JS, Crigger M, Egelberg J. Effects of citric acid on diseased root surfaces. *J Periodontal Res*, 13:155-163, 1978.
60. Ririe CM, Crigger M, Selvig KA. Healing of periodontal connective tissues following surgical wounding and application of citric acid in dogs. *J Periodontal Res*, 15(3):314-327, 1980.
61. Sterrett JD, Bankey T, Murphy HJ. Dentin demineralization. The effects of citric acid concentration and application time. *J Clin Periodontol*, 20(5):366-70, 1993.
62. Register AA, Burdick FA. Accelerated reattachment with cementogenesis to dentin, demineralized in situ. I. Optimum range. *J Periodontol*, 46(11):646-655, 1975.
63. Daly CG. Anti-bacterial effect of citric acid treatment of periodontally diseased root surfaces in vitro. *J Clin Periodontol*, 9(5):386-92, 1982.
64. Di Lenarda R, Cadenaro M, Sbaizero O. Effectiveness of 1 mol L⁻¹ citric acid and 15% EDTA irrigation on smear layer removal. *Int Endod J*, 33(1):46-52, 2000.

65. Scelza MF, Pierro V, Scelza P, Pereira M. Effect of three different time periods of irrigation with EDTA-T, EDTA, and citric acid on smear layer removal. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 98 (4), 499-503, 2004.

66. Baumgartner JC, Brown CM, Mader CL, Peters DD, Shulman JD. A scanning electron microscopic evaluation of root canal debridement using saline, sodium hypochlorite, and citric acid. *Journal of Endodontics*, 10 (11), 525-531, 1984.

67. Yamagushi M, Yoshida K, Suzuki R, Nakamura H. Root canal irrigation with citric acid solution. *Journal of Endodontics*, 22 (1), 27-29, 1996.

68. Naaman, A., Kaloustian, H., Ounsi, H. F., Naaman-Bou Abboud, N., Ricci, C., Medioni, E. A scanning electron microscopic evaluation of root canal wall cleanliness after calcium hydroxide removal using three irrigation regimens. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 8 (1):11-18, 2007.

69. Swift EJ Jr, Cloe BC. Shear bond strengths of new enamel etchants. *Am J Dent*, 6:162-164, 1993.

70. Holtan JR, Nystrom GP, Phelps RA, Anderson TB, Becker WS. Influence of different etchants and etching times on shear bond strength. *Oper Dent*, 20:94-99, 1995.

71. Barkmeier WW, Gwinnett AJ, Shaffer SE. Effects of reduced acid concentration and etching time on bond strength and enamel morphology. *J Clin Orthod*, 21:395-398, 1987.

72. Carstensen W. Effect of reduction of phosphoric acid concentration on the shear bond strength of brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 108:274-277, 1995.

73. Shinchu MJ, Soma K, Nakabayashi N. The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel. *Dent Mater* 16:324-9, 2000.

74. Cehreli SB, Güngör HC, Karabulut E. Er Cr:YSGG laser pretreatment of primary teeth for bonded fissure sealant application: a quantitative microleakage study *J Adhes Dent*. 8(6):381-386, 2006.

75. Juergen Manhart DDS, Karin Christine Huth DDS, Hong-Yan Cinen DDS. Influence of the pretreatment of occlusal pits and fissures on the retention of a fissure sealant. *Am J Dent.* 17:12-18, 2004.

76. Andlaw RJ, Rock W. Pit and Fissure Sealants A Manuel of Pediatric Dentistry. Fourth ed. Edinburgh, London, New York, Toronto: Churchill Livingstone. 57-65, 1996.

77. Swift EJ, Jr., Perdiago J. Bonding to enamel and dentin :a brief history and state of the art, *Quintessence Int* 22(1):95-110,1995.

78. Wang WN, Lu TC. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 100(1):72-79, 1991.

79. Nor JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA. Dentin bonding: SEM comparison of the resindentin interface in primary and permanent teeth. *J Dent Res*, 75:1396-1403, 1996.

80. Erhardt MC, Cavalcante LM, Pimenta LA. Influence of phosphoric acid pretreatment on selfetching bond strengths. *J Esthet Restor Dent*, 16:33-40, 2004.

81. Shahabi S, Bagheri HG, Ramazani K. Tensile bond strength of sealants following Er:YAG laser etching compared to acid etching in permanent teeth. *Lasers Med Sci* 27:371-375, 2012.

82. Serafino, C., Gallina, G., Cumbo, E., Ferrari, M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 97(3):381-387, 2004.

83. Mayhew, J. T., Windchy, A. M., Goldsmith, L. J., Gettleman, L. Effect of root canal sealers and irrigation agents on retention of preformed posts luted with a resin cement. *Journal of Endodontics*, 26(6):341-344, 2000.

84. Zhang L, Huang L, Xiong Y, Fang, M, Chen JH, Ferrari M. Effect of post-space treatment on retention of fiber posts in different root regions using two self-etching systems. *European Journal of Oral Science*, 116(3):280-286, 2008.

85. Hosoya Y. Resin adhesion to the ground young permanent enamel: influence of etching times and thermal cycling test. *J Clin Pediatr Dent.* 18:115-122, 1994.

86. Legler LR, Retief DH, Bradley EL, Denys FR, Sadowsky PL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on the shear bond strength of an orthodontic bonding resin to enamel. An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop,* 96:485-92, 1989.

87. Fanchi M, Breschi L. Effects of acid-etching solutions on human enamel and dentin. *Quintessence Int,* 26:431-435, 1995.

88. Üşümez A. Farklı asitler ve Er,Cr:YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen dis yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması. Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2001.

89. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 89:268-274, 2003.

90. Chang JC, Hart D, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strength of five luting agents to two CAD/CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent;* 90:18-23, 2003.

91. O'Brein, W.J. *Dental Materials and Their Selection.* 2nd ed. Chigaco: Quintessence Publishing Co Inc,150-151s, 1997.

92. Rochette AL. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. *J Prosthet Dent,* 30:418-43, 1973.

93. Monticelli F, Toledona M, Tay FR, Ferrari M. A simple etching technique for improving the retention of fiber posts to resin composites. *J Endod,* 32(1):44-47, 2006.

94. Shor A, Nicholls JI, Phillips KM, Libman WJ. Fatigue load of teeth restored with bonded direct composite and indirect ceramic inlays in MOD ClassII cavity preparations. *Int J Prosthodont,* 16(1):64-69, 2003.

95. White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont* 8: 413-420, 1995.

96. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B*, 77(1): 28–33, 2006.
97. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehab* 28:1022-1028, 2001.
98. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4th. ed. St. Louis, Mosby Elsevier; 2006.
99. Didier D and Spreafico R. *Adhesive metal free restorations*. Quintessence Publishing Co 192-197, 1999.
100. Joynt RB, Wieckovski G, Klockowski R, Davis EL. Effects of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. *J Prosthet Dent*, 57(4):431-435, 1987.
101. Meerbeek BV, Perdiago J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent*, 26:1-20, 1998.
102. Anusavice KJ, Phillips RW. *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th ed. St. Louis: W.B. Saunders; 657-704 s, 2003.
103. Craig RG. *Restorative Dental Materials* 10th ed, Mosby Inc. St.Louis; 172-202 s, 1997.
104. Zaimoğlu A, Can G. *Sabit Protezler*, 2004. Ankara: Ank. Üni. Basımevi; Bölüm 16.
105. Hewlett ER. *Esthetic restorative materials*. In: *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals*, Ed.: B.J. Crispin, Osaka: Sun Art Printing Co; Chapter 3, 1994.
106. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*, 95:430-436, 2006.
107. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after longterm storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent*, 91:356-362, 2004.

108. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int*, 33:415-426, 2002.
109. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent*, 96:104-114, 2006.
110. Amaral R, Ozcan M, Valandro LF, Balducci I, Bottino MA. Effect of conditioning methods on the microtensile bond strength of phosphate monomer-based cement on zirconia ceramic in dry and aged conditions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 85:1-9, 2008.
111. Lee HJ, Ryu JJ, Shin SW, Suh KW. Effect of surface treatment methods on the shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic. *Journal of Korean Academic Prosthodontics* 45:743-752, 2007.
112. de Oyague RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to denselysintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater*, 25:172-179, 2009.
113. ISO/TS 11405 Dental materials – Testing of adhesion to tooth structure second edition 2003-02-01
114. McCabe JF, Walls AWG. Adhesive Restorative Materials: Bonding of resin based Materials In: McCabe JF, Walls AWG, editor. *Applied Dental Materials*. Cambridge Blackwell Science. 189-201, 1998.
115. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2):100-121, 2010.
116. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *Int Dent J*. 43:492-8, 1993.
117. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*, 11:117-225, 1995.
118. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater*, 14:194-201, 1998.

119. Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent.* 4:231-236, 1991.
120. Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dental materials*, 23(9):1086-1092, 2007.
121. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials: Introduction to Dental Materials.* Mosby, London, 2002.
122. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. "Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review." *Dental Materials* 26:78-93, 2010.
123. Hammad IA, Talic YF. Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 75(6):602-608,1996.
124. Ülker M. Yapay yaşlandırma işlemlerinin self-etch adezivlerin dentine bağlanma dayanımlarına ve bağlanma ara yüzeylerine etkisinin incelenmesi (mikrotensile, sem, tem çalışması). Konya, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2006.
125. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod.* 20:79-92, 1998.
126. Blanchard CR. Atomic force microscopy. *The Chemical Educator*, 1:1-8, 1996.
127. Kowalski C. *Scanning Probe Microscopy (SPM) Training Notebook*, Veeco Instruments Inc, 12-3, 2003.
128. Lapshin RV. Feature-oriented scanning methodology for probe microscopy and nanotechnology. *Nanotechnology.* 15:1135-1151, 2004.
129. Goldstein J, Newbury D, Joy D, Lyman C, Echlin P, Lifshin E, Sawyer L, Michael J. *Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis.* Third edition. USA, Springer, 297, 2003.
130. Luo, XP, Silikas N, Allaf M, Wilson NHF, Watts DC. AFM and SEM study of the effects of etching on IPS-Empress 2 TM dental ceramic. *Surface Science*, 491(3):388-394, 2001.

131. Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont.* 15:159-67, 2002.
132. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent.* 28:647-60, 2003.
133. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J. Mater Sci: Mater Med.* 18:155-163, 2007.
134. O'Connor DJ, Sexton BA, Smart RSC. Surface analysis methods in materials science. 2nd Edition. Germany, Springer-Verlag, 91,98:203-205, 2003.
135. Denry, I., & Holloway, J. A. (2010). Ceramics for dental applications: a review. *Materials*, 3(1):351-368, 2010.
136. Heintze S, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dental materials*, 27(2):10-19, 2011.
137. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(6):652-661, 1999.
138. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *The International journal of prosthodontics*, 8(2):105-116, 1995.
139. Zhang L, Wang Z, Chen J, Zhou W, Zhang S. Probabilistic fatigue analysis of all-ceramic crowns based on the finite element method. *Journal of biomechanics*, 43(12):2321-2326, 2010.
140. Wassell R, McCabe J, Walls A. A two-body frictional wear test. *Journal of dental research*, 73(9):1546-1553, 1994.
141. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. *J Dent.* 22:247-251, 1994.

142. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 27:89-99, 1999.

143. Longman CM, Pearson GJ. Variations in tooth surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials*, 8:411-414, 1987.

144. Spierings TA, Peters MC, Bosman F, Plasschaert AJ. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res.* 66:1336-9, 1987.

145. Amsberry W, Von Fraunhofer J, Hoots J, Rodgers H. Marginal leakage of several acid-etch composite resin restorative systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 52(5):647-653, 1984.

146. Asmussen, E. The effect of temperature changes on adaptation of resin fillings. I. *Acta odontologica Scandinavica*, 32(3):161-171, 1974.

147. Brown, W., Jacobs, H., & Thompson, R. Thermal fatigue in teeth. *Journal of dental research*, 51(2):461-467, 1972.

148. Buonocore, M., Sheykhoslam, Z., & Glana, R. (1972). Evaluation of an enamel adhesive to prevent marginal leakage: an in vitro study. *ASDC journal of dentistry for children*, 40(2):119-124, 1972.

149. Chan KC, Swift EJ. Marginal seal of new-generation dental bonding agents. *The Journal of prosthetic dentistry*, 72(4):420-423, 1994.

150. Torstenson B, Brännström M. Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Operative dentistry*, 13(1):24-31, 1987.

151. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*, 79:1385-91, 2000.

152. Versluis A, Douglas WH, Sakaguchi RL. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *Dent Mater.* 12:290-4, 1996.

153. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent* 110(1):14-20, 2013.

154. Rekow ED, Silva N, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics challenges for improvements. *J Dent Res* 90(8):937–952, 2011
155. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, vd. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand* 73(8):602–608, 2015.
156. Anusavice K.J. Recent developments in restorative dental ceramics. *JADA*, 124:72-84, 1993
157. Montes G.M., Draughn R.A. Slow Crack Propagation in Composite Restorative Materials. *J. Biomed. Mater. Res.*, 21:629-642, 1987.
158. Nanami T., Shiba H., Ikeuchi S., Nagai T., Asanami S., Shibata T. Clinical applications and basic studies of laser in dentistry and oral surgery. *Keio J. Med.*, 42 (4):199-201, 1993.
159. Shahverdi S., Canay Ş., Şahin E., Bilge A. Effects of Different Surface Treatment Methods on The Bond Strength of Composite Resin to Porcelain. *J. Oral. Rehabil.*, 25:699-705, 1998.
160. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 34:849-53, 1955.
161. Timpawat S, Harnirattisai C, Senawongs P. Adhesion of a glass-ionomer root canal sealer to the root canal wall. *J Endod*. Mar, 27(3):168-71, 2001.
162. Alaghehmand H, Nezhad Nasrollah F, Nokhbatolfoghahaei H, Fekrazad R. An In Vitro Comparison of the Bond Strength of Composite to Superficial and Deep Dentin, Treated With Er:YAG Laser Irradiation or Acid-Etching. *J Lasers Med Sci*. 2016 Summer 7(3):167-171, 2016.
163. Davari A, Sadeghi M, Bakhshi H. Shear Bond Strength of an Etch-and-rinse Adhesive to Er:YAG Laser- and/or Phosphoric Acid-treated Dentin. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, 7(2):67-73, 2013.
164. Juloski J, Goracci C, Rengo C, Giovannetti A, Vichi A, Vulicevic ZR, Ferrari M. Enamel and dentin bond strength of new simplified adhesive materials with and without preliminary phosphoric acid-etching. *Am J Dent*. Aug 25(4):239-43, 2012.

165. Poggio C, Beltrami R, Colombo M, Chiesa M, Scribante A. Influence of dentin pretreatment on bond strength of universal adhesives. *Acta Biomater Odontol Scand.* 27;3(1):30-35, 2017.
166. Ravikumar J, Bhavana V, Thatimatla C, Gajjarapu S, Reddy SG, Reddy BR. The effect of four different irrigating solutions on the shear bond strength of endodontic sealer to dentin- An In-vitro study. *J Int Oral Health,* 6(1):85-8, 2014.
167. Kameyama A, Kawada E, Takizawa M, Oda Y, Hirai Y. Influence of different acid conditioners on the tensile bond strength of 4-META/MMA-TBB resin to Er:YAG laser-irradiated bovine dentin. *J Adhes Dent.* 2(4):297-304, 2000.
168. Akisue E, Araki AT, Michelotto AL, Moura-Netto C, Gavini G. Effect of chemical and Er:YAG laser treatment on bond strength of root canal resin-based sealers. *Lasers Med Sci.* 28(1):253-8, 2013.
169. Demiryürek EO, Külünk S, Saraç D, Yüksel G, Bulucu B. Effect of different surface treatments on the push-out bond strength of fiber post to root canal dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*108(2):74-80, 2009
170. Yamamoto K, Kojima H, Tsutsumi T, Oguchi H. Effects of tooth-conditioning agents on bond strength of a resin-modified glass-ionomer sealant to enamel. *J Dent.* 31(1):13-8, 2003.
171. Scelza MZ, da Silva D, Scelza P, de Noronha F, Barbosa IB, Souza E, De Deus G. Influence of a new push-out test method on the bond strength of three resin-based sealers. *Int Endod J,* 48(8):801-6, 2015
172. Akman M, Eldeniz AU, Ince S, Guneser MB. Push-out bond strength of a new post system after various post space treatments. *Dent Mater J.* 35(6):876-880, 2016
173. Fu B, Shen Q, Qian W, Zeng Y, Sun X, Hannig M. Interfacial interaction of tartaric acid with hydroxyapatite and enamel. *J Mater Sci Mater Med,* 16(9):827-31, 2005.

174. Culhaoglu AK, Özcan E, Kilicarslan MA, Seker E. Effect of Boric Acid Versus Conventional Irrigation Solutions on the Bond Strength Between Fiber Post and Root Dentin. *J Adhes Dent*, 19(2):137-146, 2017.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

Adı Soyadı	Melih Ülgey
Doğum Yeri ve Tarihi	Şanlıurfa, 24/06/1989
Medeni Hali	Bekar
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, 58140-Sivas
E-posta Adresi	melihulgey@gmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Aydın Süleyman Demirel Anadolu Lisesi, 2003-2007
Yüksek Lisans	Ege Üniversitesi, 2008-2013
Uzmanlık	Cumhuriyet Üniversitesi, 2014-2017

