

**T.C.
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ
FAKÜLTESİ PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**NON-TERMAL PLAZMANIN CAM SERAMİKLERİN REZİN
SİMANLARLA BAĞLANTI KUVVETİNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Dt. Emine MUSTAFAOĞLU

**TEZ DANIŞMANI
Prof.Dr. Bora BAĞIŞ**

İZMİR 2019

**T.C.
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ
FAKÜLTESİ PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**NON-TERMAL PLAZMANIN CAM SERAMİKLERİN REZİN
SİMANLARLA BAĞLANTI KUVVETİNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**UZMANLIK TEZİ
Dt. Emine MUSTAFAOĞLU**

**TEZ DANIŞMANI
Prof.Dr. Bora BAĞIŞ**

**Bu tez İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından
2018-TDU-DİŞF-0052 numaralı proje ile desteklenmiştir.**

İZMİR 2019

T.C.
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ
FAKÜLTESİ PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

TEZ ADI

NON-TERMAL PLAZMANIN CAM SERAMİKLERİN REZİN
SİMANLARLA BAĞLANTI KUVVETİNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ

TEZİ HAZIRLAYAN
Dt. Emine MUSTAFAOĞLU

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından “Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi” olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi 27/05/2019

BAŞKAN
Prof. Dr. Bora Bağış
İmza
İzmir Katip Çelebi Üniversitesi

ÜYE
Prof. Dr. Tomurcuk Övül Kümbüloğlu
İmza
Ege Üniversitesi

ÜYE
Doç. Dr. Süleyman Agüloğlu
İmza
İzmir Katip Çelebi Üniversitesi

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca ihtiyacım olan her anda benimle bilgi ve tecrübelerini paylaşan ve bana yol gösteren, hangi konuda olursa olsun yardım ve desteğini esirgemeyen, tez çalışmamın her aşamasında tüm desteği ile yanımda olan, hekimlik adına kendisinden çok şey öğrendiğim ve öğrencisi olmaktan dolayı gurur ve mutluluk duyduğum, kendimi hep şanslı hissetmemi sağlayan tez danışmanım, saygıdeğer hocam Prof.Dr. Bora BAĞIŞ'a,

Tez izleme jürimde bulunan değerli hocam Prof.Dr. Övül KÜMBÜLOĞLU'na

Tezimi hazırlarken büyük emekleri olan ve desteklerini esirgemeyen saygıdeğer Yrd. Doç. Dr. Utku Kürşat Ercan'a ve Gizem Dilara Ekimci' ye

Tez çalışmamda gerekli istatistiksel analizlerin yapımında ve değerlendirilmesinde destek olan kıymetli hocam Prof.Dr. Tamer TÜZÜNER 'e

Uzmanlık eğitimim süresince benden bilgilerini ve deneyimlerini esirgemeyen, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalındaki tüm değerli Hocalarıma,

Asistanlığım süresince arkadaşlıkları ile her zaman yanımda olan tüm çalışma arkadaşlarıma ve bölümümüz çalışanlarına,

Hayatımın her döneminde yanımda olan, hiçbir fedakârlıktan çekinmeyen, koşulsuz sevgi ve desteklerini esirgemeyen, varlıklarına her daim şükrettiğim canım aileme tüm kalbimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖNSÖZ	i
İÇİNDEKİLER	ii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	v
ŞEKİLLER	vii
RESİMLER	vii
TABLolar	viii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Dental Seramikler	2
2.1.1. Dental seramiklerin tanımı ve tarihsel gelişimi	2
2.2. Tam Seramikler	3
2.2.1. Tam seramiklerin sınıflandırılması	3
2.3. CAD/CAM Sistemleri	5
2.3.1. CAD/CAM sistemlerinin tarihçesi	5
2.3.2. CAD/CAM sistemlerinin avantajları	5
2.3.3. CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları	6

2.3.4. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan üretim metotları	6
2.3.5. CAD/CAM sistemleri ile kullanılan materyallerin sınıflandırılması	7
2.4. Tam Seramiklerin Simantasyonu ve Adezyon	15
2.5. Rezin Simanlar	18
2.6. Adeziv Simantasyon Öncesi Tam Seramik Restorasyonlara Uygulanan Yüzey İşlemleri	23
2.6.1. Mekanik yüzey işlemleri	23
2.6.2. Kimyasal yüzey işlemleri	26
2.6.3. Mekanik-kimyasal yüzey işlemleri	26
2.7. Plazma	27
2.7.1. Plazmanın tanımı ve sınıflandırılması	27
2.7.2. Plazma üretimi	28
2.7.3. Plazma sistemleri	29
2.7.4. Plazma teknolojisinin biyomedikal ve tıp alanında kullanımı	32
2.7.5. Plazma teknolojisinin diş hekimliğinde kullanımı	32
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER	35
3.1. CAD/CAM Bloklarının Kesilmesi	36
3.2. Örneklerin Gruplara Ayrılması ve Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	37
3.3..Kompozit Örneklerin Hazırlanması.	41

3.4. Hazırlanan CAD/CAM Blok Örneklerine Farklı Sürelerde Non-termal Plazma Uygulanması	41
3.5. Örnek Yüzeylerinin Rezin Siman İle Bağlanma Dayanımlarının Ölçülmesi	42
3.6. SEM İncelemesi ile Kopma Tiplerinin Belirlenmesi	45
3.7. İstatistiksel analiz	46
4. BULGULAR	47
4.1. Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi	55
4.2 Örneklerin SEM Analizi	56
5. TARTIŞMA	60
6. SONUÇLAR	67
7. ÖZET	68
ABSTRACT	69
8. KAYNAKLAR	70
ÖZGEÇMİŞ	90

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	Yüzde
μm	Mikrometre
$^{\circ}\text{C}$	Santigrat Derece
4-META	4-metakriloksietil trimellitik anhidrid
Al_2O_3	Alüminyum oksit
Ar	Argon
Bis-EMA	Bisfenol A etoksilat dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A glisidil metakrilat
CAD/CAM	Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing
cm^2	Santimetrekare
DBD	Dielektrik bariyer deşarjı
dk	Dakika
EDA	Etilendiamin plazma
Er: YAG	Erbiyum Yttrium Alüminyum Garnet
eV	Elektron-volt
FRC	Fiber reinforced composite- Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin
H_2O	Dihidrojen monoksit, su
He	Helyum
HF	Hidroflorik asit
ISO	International Organization for Standardization
kg	Kilogram
kHz	Kilohertz
Kv	Kilovolt
LED	Light emitting diode
MDP	10- Metakriloiloksidil dihidrojen fosfat
MgO	Magnezyum oksit
mj	Milijoule
mm	Milimetre
mm^2	Milimetrekare
MPa	Megapaskal

MPS	Metakriloksipropiltrimetoksisilan
N	Newton
Nd: YAG	Neodymium yttrium alüminyum garnet
Ne	Neon
nm	Nanometre
O	Oksijen
OH ⁻	Hidroksil
SEM	Scanning Electron Microscope -Taramalı Elektron Mikroskobu
Si	Silisyum
Si ₃ N ₄	Silisyum nitrit
SiO ₂	Silisyum oksit (Silika)
sn	Saniye
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
Al ₂ O ₃ :	Alüminyum oksit
APPJ:	Atmosferik basınç plazma jeti
CEREC:	Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics
Li ₂ Si ₂ O ₃ :	Lityum metasilikat
MgAl ₂ O ₄ :	Magnezyum alüminyum oksit
MPS:	3-metakriloksipropiltrimetoksisilan
PMMA:	Polimetilmetakrilat
VM:	Vitablocks Mark II
Y-TZP:	Yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonya
ZrO ₂ :	Zirkonyum oksit

ŞEKİLLER

- Şekil 1. Doğru akım deşarjı
- Şekil 2. Dielektrik bariyer deşarjı
- Şekil 3. Örnek gruplarının isimlendirilmesi
- Şekil 4. Dayanımı ölçüm değerlerinin gruplara ait grafiksel görünümü

RESİMLER

- Resim 1. Hassas kesme cihazı
- Resim 2. Non-termal plazma uygulaması
- Resim 3. Örneklerin kompozit silindirlere yapıştırılması
- Resim 4. Örneklerin akriliğe gömülmesi
- Resim 5. Etüv cihazı
- Resim 6. Örneklerin üniversal test cihazına yerleştirilmesi
- Resim 7. Örnek yüzeylerinin SEM de incelenmesi
- Resim 8. Adeziv Kopma Tipi
- Resim 9. Koheziv Kopma Tipi
- Resim 10. Mix Kopma Tipi
- Resim 11. a: Feldspatik Normal yüzey, b: Feldspatik Plazma, c: Feldspatik HF, d: Feldspatik HF-Plazma
- Resim 12. a: Lityum dislikat Normal yüzey, b: Lityum dislikat Plazma,, c: Lityum dislikat HF, d: Lityumdislikat HF-Plazma

TABLolar

- Tablo 1. Çalışmada kullanılan materyaller
- Tablo 2. Çalışmada kullanılan seramikler, yüzey işlemleri, rezin simanlar
- Tablo 3. Deney gruplarının isimleri, uygulanan yüzey işlemleri ve örnek sayıları
- Tablo 4. Elde edilen makaslama bağlanma değerlerine ait ortalama standart sapma değerleri
- Tablo 5. Elde edilen makaslama bağlanma dayanımı sonuç değerlerinin üç yönlü ANOVA testi tablosu
- Tablo 6. Elde edilen bağlanma dayanımı ölçüm değerlerinin her grubun kendi içinde kullanılan materyale göre karşılaştırılması
- Tablo 7. Elde edilen bağlanma dayanımı ölçüm değerlerinin uygulanan yüzey işlemine göre gruplar arası karşılaştırma değerleri (1)
Elde edilen bağlanma dayanımı ölçüm değerlerinin uygulanan yüzey işlemine göre gruplar arası karşılaştırma değerleri (2)
- Tablo 8. Elde edilen bağlanma dayanımı ölçüm değerlerinin uygulanan siman tipine göre gruplar arası karşılaştırma değerleri
- Tablo 9. Örneklerin kopma tipleri

1. GİRİŞ

Günümüzde gerek hastaların estetik beklentilerindeki artış gerekse kısa sürede restorasyonların tamamlanması beklentisiyle CAD/CAM sistemlerine ve CAD/CAM'de kullanılan materyallere ilgi artmıştır. Bu teknolojiyle üretilen restorasyonların uzun dönem kullanımında başarılı sonuçlar alabilmek için rezin simanların önemi de bir gerçektir. Resin simanlar, konvansiyonel simanlara oranla restorasyonlara daha iyi bağlanabilse de hala bağlantı sorunları yaşanabilmektedir. Bu anlamda bağlantıyı iyileştirmek için yapılan en güncel uygulama simantasyon öncesi seramik yüzeyine yapılan ön işlemlerdir. Son yıllarda non-termal plazma diş hekimliğinde ve özellikle dental materyaller üzerinde uygulanmaya başlanmış ve yapılan çalışmalarda plazma yüzey işleminin materyallerin ıslanabilirliğini arttırabileceği ve yüzey pürüzlülüğünü değiştirebileceği bildirilmiştir. Cam seramikler, asitlenebilirlikleri ve estetik avantajlarından dolayı diş hekimliğinde yoğun ilgi duyulan seramik gruplarıdır.

İşte bu in vitro çalışmanın amacı; non-termal plazmanın farklı cam seramiklerin farklı resin simanlarla bağlantı kuvvetlerine etkisini değerlendirmektir.

Çalışmamızın sıfır hipotezi: Non-termal plazma yüzey işlemi cam seramiklerin resin simanlarla bağlantı dayanımını değiştirmez.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Dental seramiklerin tanımı ve tarihsel gelişimi

Protetik diş hekimliğinde seramiğin rutin kullanımı güncel bir olgu olmasına rağmen, dayanıklı ve estetik malzeme kullanma arzusu eskidir. Yüzyıllar boyunca çoğu kültürde dişler sağlık, gençliğin ve güzelliğin ayrılmaz bir parçası olarak kabul edilmiştir. Bu sebeple, diş doku kayıpları ve dişlerin eksik olması gibi durumlar fonksiyonel, estetik ve psikolojik sorunlara neden olmuştur.

Dişhekimliği teknolojisi M.Ö. 700'lerin başlarında Etiyopya'da ve M.Ö.1. yüzyılda Roma'da var olmasına rağmen, 18. yüzyıla kadar çok az gelişme göstermiştir. 18. yüzyılda yapay dişler yerine (1) insan dişleri, (2) insan dişlerinin boyut ve şekline göre oyulmuş hayvan dişleri, (3) fildişi ve son olarak da (4) “mineral” veya porselen dişler kullanılmıştı. Porselen dişler kullanılmaya başlandığında çekilmiş insan dişleri ve hayvansal ürünlerin yerini almıştır.¹

Feldspatik dental porselenlerin üretiminden sonra, 1720'lerde Çin porselenleriyle karşılaştırılabilecek ince yarı saydam porselenler üretilmiştir.² Alexis Duchateau ve Nicholas Dubois de Chemant 1774'te Guerhard porselen fabrikasında ilk başarılı porselen protezleri üretmiştir.^{1,3}

Giuseppangelo Fonzi 1808 yılında Paris'te gömülü platin iğneleri içeren porselen dişleri tanıttı ve bu dişleri “terrametalik birleşmeler” olarak adlandırdı. Bu protezlerin estetik, mekanik çok yönlülüğü protetik diş hekimliğinde büyük bir ilerleme sağladı.¹

Diş porselenlerinin translüsensi ve renk özelliklerindeki gelişmeler, 1838'de Elias Wildman'ın formülasyonlarıyla başladı.⁴

Logan, 1885 yılında porselen kron ve post arasında karşılaşılan tutuculuk problemine porseleni bir platin post'a (bir Richmond kronu olarak adlandırılır) kaynaştırmak suretiyle çözüm buldu. Bu platin postlar, 79 yıl önce Fonzi tarafından imal edilen platin çivili porselen dişlerinden beri metal seramik sistemin ilk yenilikçi kullanımını temsil ediyordu.³

Arazi 1886'da alt yapı olarak platin folyoya yüksek, kontrollü ısı uygulaması ile, ilk kaynaşmış feldspatik porselen inley ve kronları tanıttı.^{3,5}

Tam porselen kron sistemi, estetik avantajlarına rağmen alüminyum oksitin dental porselende güçlendirici faz olarak piyasaya sürülmesine kadar yaygın bir popülerlik kazanamamıştır.^{6,7}

1950'lerdeki önemli bir gelişme, termal genleşme katsayısını yükselten porselen formülasyonlarına lösit ilavesiyle, tam kron ve sabit kısmi protezlerin oluşturulmasıdır.^{8,10}

Son 35 yıl içinde metal seramik sistemlerinde yapılan incelemeler: alaşımlar, porselen-metal bağlantısı ve geliştirilmiş seramiklerle ilgili olmuştur.

1980'lerde tam seramik kron sistemi ve dökülebilir cam seramik kron sisteminin geliştirilmesi estetik sonuçların elde edilmesini sağladı ve yenilikçi üretim yöntemleri ile tam seramik protezlerde yenilenmiş bir ilgiyi uyandırdı.⁷

2.2. Tam Seramikler

2.2.1. Tam seramiklerin sınıflandırılması

Tam seramikler estetik özellikleri sebebiyle kullanılmaya başlanmış, dayanıklılıklarının artırılmasıyla yaygınlaşarak kullanılmaya devam edilmiştir.¹²

Tam seramiklerin sınıflandırılması çok farklı şekillerde literatürde yerini almıştır.

Tam seramik sistemleri, yapım tekniği¹⁴ ve bileşimlerine¹³ göre sınıflandırılabilir.

Bileşimlerine Göre Tam Seramik Sistemlerinin Sınıflandırılması

A. Cam - Matriks Seramikler

1. Feldspatik Seramikler

2. Sentetik Seramikler

a.Lösit ilave edilmiş seramik sistemler

- b. Lityum disilikat ve türevleri ilave edilmiş seramik sistemler
- c. Florapatit ilave edilmiş seramik sistemler
- 3. Cam İnfiltatif Seramik Sistemler
 - a. Alümina katkılı seramik sistemler
 - b. Alümina, magnezyum katkılı seramik sistemler
 - c. Alümina, zirkonya katkılı seramik sistemler

B. Polikristalin Seramik Sistemler

- 1. Alümina
- 2. Stabilize zirkonya
- 3. Zirkonya içerikli alümina
- 4. Alümina içerikli zirkonya

C. Rezin – Matriks Seramik Sistemleri

- 1. Rezin nanoseramik
- 2. Cam seramik içerikli rezin matriks
- 3. Zirkonya – silika içerikli rezin matriks

Yapım Tekniklerine Göre Tam Seramik Sistemlerinin Sınıflandırılması

- 1. Dökülebilir Tam Seramik Sistemleri
- 2. Isı ile Preslenerek Üretilen Tam Seramik Sistemleri
- 3. Kopyalama-Frezeleme (Copy-Milling) Tekniği ile Üretilen Tam Seramik Sistemleri
- 4. Refraktör Day Tekniği ile Üretilen Tam Seramik Sistemleri
- 5. CAD/CAM Tekniği ile Üretilen Tam Seramik Sistemleri

2.3. CAD/CAM SİSTEMLERİ

2.3.1. CAD/CAM sistemlerinin tarihçesi

CAD/CAM teknolojisinin çalışma prensibi kron, köprü gibi protezlerin bilgisayar yazılımında dizayn edilmesi ve bilgisayar yazılımı ile çalışan freze makinesinde seramik, kompozit ve metal gibi materyallerden oluşan blokların freze edilmesi suretiyle restorasyonların üretilmesi şeklindedir.¹⁵

Endüstride uzun zamandır var olan CAD/CAM (bilgisayar destekli dizayn ve bilgisayar destekli üretim) teknolojisi ilk defa 1971 yılında Francois Duret in çalışmaları ile dişhekimliğinde söz edilmeye başlanmıştır.¹⁶

Sopha sisteminin geliştirilmesinin ardından Brandestini, Mörmann tarafından yapılan araştırmalar sonucu 1980'li senelerde CEREC (Ceramic Reconstruction) sistemi geliştirilmiştir. Bu ilerleme CAD/CAM teknolojisinin dişhekimliğinde kullanımını yaygınlaştırmıştır.^{17,18}

1984 yılından sonra Duret, Celay, Cercon, Lava, Procera, Cerec gibi birçok CAD/CAM teknolojisinin geliştirilmesi ile dişhekimliğinde popüler hale gelmiştir.¹⁹

Gittikçe gelişen CAD/CAM teknolojiyle kron köprü restorasyonları, parsiyel kronlar, laminate, hibrit protez alt yapısı, çene yüz protezleri, cerrahi stentler ve implant destekli protezlerde abutment dizaynı yapıp tek seansta üretimi kolayca sağlanabilmektedir.^{20-25,26,27,28}

2.3.2. CAD/CAM sistemlerinin avantajları

CAD/CAM teknolojisinin dişhekimliğinde yaygınlaşmasıyla birçok avantajı da beraberinde getirmiştir. Konvansiyonel ölçü ihtiyacını ortadan kaldırmış, bulantı refleksi olan hastalar için önemli bir gelişme sağlamıştır.^{16,29} Sanal modelde restorasyonun aynı seansta üretilmesiyle geçici kron ihtiyacı ve çapraz enfeksiyon riski ortadan kalkmıştır.³⁰

Konvansiyonel yöntemle porselen restorasyonun üretimi CAD/CAM teknolojisine göre daha fazla zaman gerektirmektedir. Bu nedenle restorasyon üretimi için zaman kaybı da engellenmiştir.³⁰

Gelişen teknolojiyle beraber yeni materyaller de üretilmektedir. Laboratuvar ortamında yüksek dayanıklılığa sahip materyaller ile restorasyon zor olmasına rağmen, CAD/CAM sisteminde bu materyaller kullanılarak kolaylıkla üretilmektedir.^{30,31}

CAD/CAM sistemi ile estetik materyaller kullanılarak dişlerin anatomisine uygun, estetik ve hata payı en az olan restorasyonlar üretilir.^{32,33,34-38}

2.3.3. CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları

CAD/CAM teknolojisinin hızlı gelişimine rağmen kullanım sıklığını olumsuz etkileyen bazı faktörler bulunmaktadır. Bu faktörlerin ilk akla gelenleri: maliyetinin yüksek olması, monokromatik bloklar sebebiyle istenen estetiğin karşılanamaması ve subgingival bitim marjininin dijital görüntü elde edilmesini olumsuz etkilemesidir.³⁹

2.3.4. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan üretim metotları

CAD/CAM teknolojisi üç temel unsurdan oluşmaktadır.

- 1- Ağız içi ya da model ölçüsünün dijital olarak alınması
- 2- İstenen restorasyonun dijital olarak tasarımının yapılması
- 3- Restorasyonun milledme işlemi ile CAD/CAM bloklarından üretilmesi

Kron köprü restorasyonları CAD/CAM teknolojisi ile kolaylıkla tek seansta üretilmektedir.⁴⁰

CAD/CAM teknolojisinin ilerlemesiyle kapalı sistem ile kullanılan dijital ölçü, dijital tasarım ve üretim aşamaları artık açık sistem ile de kullanılmaya başlanmıştır. Açık sistem CAD/CAM in temel unsurlarının ayrı olarak kullanılmasına olanak tanımıştır. Bu gelişme istenilen üretim tekniği ve materyal ile planlanan restorasyonların üretilmesine olanak sunmuştur.⁴⁰

CAD/CAM teknolojisinde iki ayrı üretim tekniği kullanılabilir.

1-Eksiltme üretim tekniği

2-Ekleme üretim tekniği ^{41,40}

Eksiltme üretim tekniği

Eksiltme üretim tekniği farklı içeriğe sahip CAD/CAM bloklarının frezler yardımıyla aşındırılarak dijital olarak tasarlanmış restorasyonun üretiminin sağlanmasına dayanmaktadır.⁴⁰ CAD/CAM teknolojisinde en fazla tercih edilen üretim tekniklerinin başında yer almaktadır. Konvansiyonel üretim tekniklerine göre daha hızlı üretim sağlayarak zaman kaybını önlemektedir. Ayrıca konvansiyonel teknikler ile üretimi zor olan restorasyonlardaki ince detaylar bu teknikle kolayca üretilebilmektedir. Ancak eksiltme tekniğinin bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Restorasyon üretiminde gereğinden daha fazla materyal kaybına neden olmaktadır.⁴¹

Ekleme üretim tekniği

Ekleme üretim tekniği üretimi tasarlanan restorasyonun üç boyutlu tabakalar halinde birleştirilmesi sonucu elde edilmesine dayanmaktadır. Bu tekniğin en önemli avantajı fazla materyal kaybının önlenmesidir.⁴¹

Ekleme üretim tekniği kullanılarak polimer, metal ve seramiklerden modeller elde edilebilmektedir.

Ekleme üretim tekniğini kullanan bazı teknolojiler mevcuttur. Bunlar lazer toz şekillendirme, stereolitografi (SLA), mürekkep baskı tekniği (Inkjet Printing Techniques), kaynaklı yüklemleme (Fused Deposition Modeling) (FDM) ile selektif elektron demeti eritme (Selective Electron Beam Melting)dir.⁴⁰

2.3.5. CAD/CAM sistemleri ile kullanılan materyallerin sınıflandırılması

Hastaların estetik ihtiyaçlarının artması CAD/CAM teknolojisinin gelişmesinde büyük rol oynamıştır. CAD/CAM teknolojisinin gelişmesiyle beraber farklı özelliklere sahip materyal ihtiyacı artmış, bu sebeple materyal çeşitliği üzerinde çalışmalar gittikçe yoğunlaşmaktadır. Günümüzde CAD/CAM sistemleriyle kullanılabilen farklı özelliklere sahip birçok materyal bulunmaktadır.^{42,43}

CAD/CAM sisteminde kullanılan materyaller:

- Feldspatik seramik materyaller
- Lösitle güçlendirilmiş cam seramik materyaller
- Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyaller

- Hibrit seramikler
- Oksit seramikler
- 1. Cam infiltre oksit seramikler
- 2. Sinterlenen oksit seramikler
- Nanoseramikler
- Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler
- Daimi restorasyon üretiminde kullanılan kompozit rezin içeren materyaller
- Geçici restorasyon üretiminde kullanılan yapısında polimer içeren materyaller
- Metaller^{42,43}

Feldspatik seramik materyaller:

CAD/CAM teknolojisi ile 1985 tarihinde feldspatik seramiklerden inley üretilmiş ve feldspatik bloklar CAD/CAM teknolojisinde restorasyon üretimi için kullanılan ilk blok materyali olarak yerini almıştır.⁴⁴

Kırılma dayanımları 150 Mpa , elastik modülleri 45-63 Gpa olan feldspatik blokların içeriğinde %56-64 SiO₂, %20-23 Al₂O₃, %6-9 Na₂O, %6-8 K₂O, %0,3-0,6 CaO, %0,1 TiO₂ bulunmaktadır.^{42,45}

Feldspatik blokların monokromatik, dikromatik ve polikromatik olmak üzere üç çeşidi bulunmaktadır.

Dikromatik ve polikromatik bloklar monokromatik bloklara göre estetik avantajlara sahiplerdir.⁴³

Dikromatik bloklar yapıları itibariyle renk dağılımı mine ve dentine benzeyebilen özelliktedir. Polikromatik bloklar ışık geçirgenliği ve renk doygunluğu bakımından tek renk içeren bloklarla karşılaştırıldığında daha estetik sonuçlar vermektedir .⁴⁶

Endüstriyel olarak vakum uygulanıp sinterlenerek üretilen feldspatik bloklar laboratuvardaki üretimle karşılaştırıldığında daha homojen bir içeriğe sahiptir.⁴⁵

Feldspatik blokların başlıca endikasyonları arasında anterior posterior tek kronlar, laminate, inley, onley ve parsiyel kronlar yer almaktadır.⁴⁷

Mekanik cilalanabilme özelliği sayesinde tasarlanan restorasyonların kliniklerde aynı seansta bitimi mümkün olmaktadır.^{48,49}

Feldspatik blokların en sık kullanılanları arasında yer alan Vitablocks Mark II , birçok renk seçeneğine sahiptir. ⁴⁹ On farklı renk seçeneğine sahip Vitablocks Mark II blokların polikromatik renk seçeneğine sahip çeşitleri de mevcuttur. Bunlardan başlıcaları: TriLuxe ve RealLife dir. TriLuxe blokları servikalden insizale doğru renk geçişine sahiptir. RealLife blokları ise doğal dişin dentin ve mine tabakasını taklit eden renk yapısına sahiptir. Ayrıca translusenslik bloğun dış yüzünden iç yüzüne doğru artmaktadır.

Altı farklı renk seçeneğine sahip CEREC blokları da feldspatik içeriğe sahip bloklardır. CEREC blokları translusens, opak, medium olmak üzere 3 farklı yapıda bulunabilmektedir. Üç farklı translusentlikte katmandan oluşan CEREC PC bloklarda translusensi dış yüzeyinden iç yüzeyine doğru azalmaktadır .⁵⁰

Lösitle güçlendirilmiş cam seramik materyaller:

Lösitle güçlendirilmiş cam seramik materyallerin içeriğinde alüminyum oksit (Al₂O₃) , potasyum oksit (K₂O) ve silisyum oksit (SiO₂) bulunmaktadır.⁵¹

Lösitle güçlendirilmiş cam seramik materyallerin materyal direncinde lösit kristalleri önemli bir yer almaktadır. Lösit kristalleri materyal direncine 2 mekanizma ile etki etmektedir. Bunlardan birincisi, lösit kristallerin genişleme katsayısının içinde yer aldığı cam matriksten daha büyük olmasıdır. İkincisi ise lösit kristallerin çatlağın yönünü değiştirerek çatlağın ilerlemesini engellemesidir.⁵²

Lösitle güçlendirilmiş cam seramik kullanılarak üretilen restorasyonun dayanımına adeziv simantasyon da etki etmektedir. ⁵³

Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler renk, translusentlik, aşınma direnci, opalesanslık, floresanslık ve abrazyon gibi birçok özelliği ile doğal dişi taklit edebilmektedir. ⁵³

Lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerin en yaygın endikasyonları anterior tek kron ve laminate veneerlerdir.⁵³

Lösitle güçlendirilmiş cam seramik bloklar renk dağılımlarına göre 3 gruba ayrılır. HT bloklar yüksek translusentliğe sahip olup genellikle inley ve onley restorasyonlarında tercih edilmektedir. LT ise yüksek parlaklığa sahiptir ve geniş restorasyonlarda kullanılmaktadır. Multi bloklar birkaç rengi barındırabilmekte ve daha çok servikalden insizale doğru renk değişimi gerektiren restorasyonlarda tercih edilmektedir.⁴⁶

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyaller:

CAD/CAM teknolojisinin gelişmesiyle beraber cam seramiklerin kullanımına daha fazla ihtiyaç duyulmuştur. Bu nedenle cam seramiklerin bazı özellikleri geliştirilerek kullanım alanı genişletilmiştir. Lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerden sonra cam seramiklerin dayanıklılık özelliklerini arttırmak için kristallerin oranı arttırılmıştır. Seramiklerin alt yapısı için lityum disilikat kristallerin oranı %70 e çıkarılmış, üst yapı seramiği için ise florapatit kristalleri kullanılarak lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyaller üretilmiştir.^{54,55}

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin materyal direncinin yüksek olması CAD/CAM sistemlerinde milleden aşamasında freze edilememesi problemini de beraberinde getirmiştir. Bu nedenle lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik blokların üretimi sırasında farklı işlemler uygulama ihtiyacı doğmuştur. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler kısmi olarak kristalize edilerek milleden işlemi kolaylaştırılmıştır. Aynı zamanda seramiklerin milleden aşamasında dayanıklılıklarını korumaları sağlanmıştır. Kısmi kristalize hali, lityum metasilikattır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$). Milleden sonrası 850 derecede kristalize edilerek dayanıklılık sağlanmış ve normal diş rengi de elde edilmiştir.⁵⁶

Lityum disilikat CAD/CAM bloklarını ışık geçirgenliklerine göre 3 gruba ayırabiliriz. Bunlar yüksek translusensiye (HT-high translucency) sahip bloklar, düşük translusensiye (LT-low translucency) sahip bloklar ve orta opasiteli (MO-medium opacity) bloklardır. Yüksek translusensiye sahip bloklar bu kalemin etkisi dediğimiz çevre dokuların rengini absorbe edebilme özelliğine sahiptir. Bu bloklar genellikle inley ve onley restorasyonların kullanımında tercih edilir. Multi blokların birkaç rengi

aynı anda barındırması sebebiyle renklenmiş diş restorasyonlarında kullanımı yaygındır. Düşük translusensiye sahip bloklara anatomik kronların üretiminde ihtiyaç duyulmaktadır. Daha estetik bölgelerde ise cut back yöntemi uygulanarak üst yapı porseleni ilave edilmektedir.⁵⁷

Lityum disilikat CAD/CAM bloklarından üretilen restorasyonların alt yapı kalınlıkları üretici firmaların tavsiyeleri göz önüne alınarak 0.8 mm olarak belirlenmiştir. Bu sayede restorasyonun kırılma dayanımı 400 ± 40 Mpa olarak yükseltilmiştir. Lityum disilikat CAD/CAM bloklarının endikasyon alanı artırılarak 2.premoların anteriorunda bulunmak kaydıyla 3 üyeli köprülerde lityum disilikat kullanılmaya başlanmıştır.⁵⁸

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklere örnek verecek olursak bunlardan birisi 2006 yılında piyasaya sürülmüş olan IPS e.max CAD bloklarıdır. IPS e.max CAD blokları kısmi kristalize olarak %40 oranında $0.2-1 \mu\text{m}$ lityum metasilikat içermektedir. Rengi mavi-menekşe olan bu bloklar kristalize edildikten sonra normal diş rengine dönmektedir. Milleme aşamasından sonra restorasyon fırınlanarak % 70 oranında kristalize edilerek $1.5 \mu\text{m}$ lityum disilikat içeriğe sahip olmaktadır.⁵⁷

Daimi restorasyon yapılabilen kompozit rezin içerikli materyaller:

Kompozit rezin içerikli materyallerin CAD/CAM teknolojisinde kullanımı sağladığı yararlar sayesinde merak uyandırmıştır. Kompozit rezin içerikli CAD/CAM bloklarının milleme işleminin hızlı yapılabilmesi, restorasyonun kolay elde edilebilmesi, glaze işlemine ihtiyaç duyulmaması avantajlarından bazılarıdır.

Kompozit rezin içerikli CAD/CAM bloklarının kuvvetleri absorbe edebilmeleri ve karşı dişleri aşındırma risklerinin daha az olmalarından dolayı bruksizmi olan hastalarda tercih edilmektedirler.⁶⁰

Kompozit rezin içerikli CAD/CAM bloklarından biri 2000 yılında piyasaya sürülen Paradigm MZ100 dir. En fazla kullanılan 6 renk alternatifine sahip olan bu blokların ağız içi tamirinin basit olması ve iyi sonuçlar vermesine rağmen klinik ömürleri hakkında yeterli çalışma bulunmamaktadır.^{43,61,62}

Uzun süreli geçici restorasyon yapımı için kullanılan polimer içerikli materyaller:

Polimer içerikli CAD/CAM blokları uzun süreli geçicilerin yapımında kullanılabildiği gibi daimi restorasyonların üretiminde de tercih edilebilmektedir. Konvansiyonel yöntemle üretilen polimer içerikli materyallerle karşılaştırıldığında dayanıklılıkları daha fazladır.^{63,64}

Yapılan çalışmalarda polimetilmetakrilat (PMMA) CAD/CAM blokları ile elde edilen 3 üyeli sabit parsiyel protezler, konvansiyonel yöntemle elde edilen protezlerle karşılaştırıldığında yük taşıma kapasite değerleri daha fazla çıkmıştır.^{64,65}

Polimer içerikli CAD/CAM bloklarından elde edilen geçici restorasyonlar, konvansiyonel yöntemle elde edilen geçici restorasyonlara göre daha yüksek translusensiye ve renk stabilitesine sahiptir.^{66,67} Polimer içerikli CAD/CAM blokları zor vakalarda okluzal dikey boyutu tekrar belirlemek ve okluzal boyutun değişmesini engellemek için de kullanılmıştır.^{69,70} Polimer içerikli CAD/CAM bloklarının kullanımını sınırlayan bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Bunlar 'chipping', 'ikincil çürüklerin oluşumu' ve 'aşınmadır'.⁶³

Vita CAD-Temp ve Telio CAD polimer içerikli CAD/CAM bloklarıdır.⁷¹ Telio CAD CAD/CAM bloğun sabit bölümlü protez yapımı ve geçici protez yapımı için endikasyonu bulunmaktadır.⁷²

Nanoseramik materyaller:

Nanoseramik materyallerin içeriğini seramik partikülleri ve UDMA (üretan dimetakrilat) içerikli matriks oluşturmaktadır. Ayrıca içeriğinde 20 nm çapında silika nanomeri ve 4-11 nm çapında zirkonya nanomeri de yer almaktadır. Nano seramik CAD/CAM bloklarının üretimi sırasında kullanılan silan, matriks ve nanomerlerin kimyasal olarak bağlanmasında rol almaktadır.⁷³

Zirkonya ve silika nanomerleri, nanoseramiklerin %80'ini oluşturmaktadır. Nanoseramik materyallerin elastik modülleri dentine yakın olup, stresi absorbe etme özellikleri bulunmaktadır. Bu nedenle implant üstü protezlerin yapımında tercih edilmektedirler. Ayrıca kırılma dirençleri kompozit, lösit ve feldspatik materyallerden yüksek olup lityumdisilikat materyallerine yakındır.⁷⁴ Nanoseramik materyallerden yapılan restorasyonların karşıt dişte az miktarda aşınmaya neden olmaları da bir diğer avantajlarıdır.⁷⁵

Lava Ultimate CAD/CAM blokları nanoseramik materyallerdir. Milleme işleminin ve gerektiğinde tamirlerinin kompozit materyali ile basitçe yapılabilmesi, floresans özelliğinin normal dişi taklit edebilmesi avantajları arasındadır.

Hibrit seramikler:

Hibrit seramiklerin içeriğini seramik ağı ve seramik ağına entegre olan polimer ağı oluşturmaktadır. Hibrit seramiklerin ağırlıkça %86' sında, hacimce ise %75'inde seramik ağı yer almaktadır. Hibrit seramikler, kompozit ve seramiklerin ortak iyi özelliklerinin birleştirilmesiyle oluşturulmuştur.

Polimetilmetakrilattan oluşan polimer ağı çatlakların ilerlemesini durdurmaktadır. Hibrit seramikler, yüksek yüklenme kapasiteleri sayesinde posterior kronların üretiminde kullanılabilir. ⁷⁵

Hibrit materyallerin mekanik özellikleri dentin ve mineye benzerdir. ^{76, 77, 78} Vita Enamik, yüksek gerilme direncine ve yüksek elastiteye sahip hibrit materyallerdir. Vita Enamiğin elastik modülü 30 GPa iken, cam seramiklerin 55 GPa, kompozit blokların ise 10-15 GPa dır. ^{76, 79}

Oksit seramikler:

1.Cam infiltre oksit seramikler:

Cam infiltre oksit seramikler, In-Ceram Zirconia, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Spinell olmak üzere 3 grupta sınıflandırılabilir. Cam infiltre oksit seramiklerin nihai sertliklerine erişebilmeleri için lanthan oksit cam infiltrasyonu uygulanması gerekmektedir.

In-Ceram Alumina nın üretiminden sonra daha estetik materyal ihtiyacı artmış ve yapılan çalışmalar sonucu 1994 yılında daha estetik bir materyal olan In-Ceram Spinell seramikler üretilmiştir. In-Ceram Spinell seramikler translusensilerinin yüksek olmaları sebebiyle anterior bölgelerde tercih edilmişlerdir. ⁸¹ Bükülme dirençlerinin ise In-Ceram Alumina seramiklerle karşılaştırıldığında %25 daha düşük olduğu görülmüştür. ⁸⁰ Endikasyonları arasında, anterior 3 üye köprülerin alt yapısının üretimi ve anterior, posterior kronlar yer almaktadır. ⁸²

Alüminyum oksite %33 oranında seryum stabilize zirkonyum ilave edilmesi sonucu In-Ceram Zirkonya üretilmiştir. ^{83,84}

II. Sinterlenen oksit seramikler:

a) Alüminyum oksit (Al₂O₃):

Alüminyum oksit, %100 alüminyum oksit kristalleri içeriğine sahip prezinterize CAD/CAM bloklardır. Yüksek dayanıma sahip bu bloklar üretim aşamasında prezinterize halde olduğundan 1520°C de fırınlanması gerekmektedir. Bu CAD/CAM blokların elastik modülü 380 GPa, bükülme dayanımı 610 MPa, kırılma dayanımı ise 500 MPa dır. Alüminyum oksit blokların tek renk içeriğine sahip olması sebebiyle renklendirme işlemi renklendirme likitiyle sağlanır.⁸⁴

Zirkonyum oksit:

Zirkonyum oksitin kimyasal ve boyutsal açıdan stabil bir materyal olması ve dayanımının yüksek olması sebebiyle dişhekimliğinde estetik bir materyal olarak kullanımı gittikçe yaygınlaşmıştır.

Zirkonyum oksitin kullanımı en fazla tam seramiklerde alt yapı materyali olarak yer almaktadır.⁸⁵

Zirkonyum oksit blokları üretim şekillerine göre 3 grupta sınıflandırılabilir.

1. Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar
2. Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar
3. Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar

Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar, zirkonyum dioksit tozu sinterleme işlemine tabi tutulmadan ve basınç uygulanmadan preslenmesi sonucu elde edilirler. Frezlenme aşaması materyalin yumuşak olması sebebiyle kolay yapılabilir. Sinterleme işlemi restorasyon üretildikten sonra uygulanmaktadır.⁸⁶

Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar, zirkonyum dioksit tozuna bağlayıcı ajan eklenerek ısı uygulanmadan presleme işlemi sonucu üretilir. Bu CAD/CAM bloklarına 1350-1550°C de ön sinterleme işlemi uygulanır.⁸⁷

Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar, 1300 °C de sinterleme işlemine tabi tutulduğu için frezeleme işlemleri zor yapılmakta ve bu işlem için uzun bir süreç gerekmektedir.⁸⁶

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler:

CAD/CAM teknolojisinde ilk kullanılan CAD/CAM bloklarından olan lityumdisilikatla güçlendirilmiş seramiklerin geliştirilmesiyle zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat seramikler üretilmiştir. Zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin içeriğini %56-64 SiO₂, %15-21 Li₂O, %1-4 K₂O, %3-8 P₂O₅, %1-4 Al₂O₃ ve %8-12 ZrO₂ oluşturmaktadır. Bu seramiklerin milleden sonraki kırılma direnci 210 MPa olmasına rağmen, kristalleşmeden sonra kırılma direnci 420 MPa ya kadar yükselmektedir.⁸⁸

Metaller:

Dişhekimliğinde konvansiyonel yöntemle krom-kobalt, saf titanyum ve titanyum alaşımları kullanılarak restorasyonların alt yapıları üretilmiştir. Ancak döküm aşamasında gözlenen büzülme ve uyumsuzluk sebebiyle çeşitli sorunlarla karşılaşmıştır. CAD/CAM teknolojisinin gelişmesiyle metal bloklar üretilmeye başlanmış ve döküm sebebiyle gözlenen büzülme, uyumsuzluk problemleri ortadan kalkmıştır.⁸⁹ Özellikle implant üstü barlı restorasyonlarda ve metal destekli restorasyonların üretiminde daha pasif bir uyum için metal CAD/CAM blokları tercih edilmektedir.

Metal blokların üretimi zirkonyum blokların üretim aşamasıyla benzerlik göstermektedir. Kısmi sinterize metal bloklar büzülmeyi engellemek için %110 daha büyük üretilmektedir. Metal bloklar frezeleme işleminden sonra argon gazlı ortamda sinterize edilerek ideal hacim ve dayanımına ulaşmaktadır.⁹⁰

2.4. Tam Seramiklerin Simantasyonu ve Adezyon

Günümüzde CAD/CAM teknolojisinin gelişmesiyle beraber uzun dönem kullanımında başarılı sonuçlar veren restorasyonlar üretilmektedir. Uzun dönem başarı sağlanmasında etkili faktörlerden biri adezyondur.⁹¹

Adezyon kelimesinin anlamı farklı özelliklere sahip iki yüzeyin bağlanma eğilimidir. Ayrıca farklı iki yüzeyin fiziksel, kimyasal ya da her iki çekim kuvvetinin yardımıyla bir araya gelmesi olarak da ifade edilebilmektedir. Adezyonu meydana getiren madde adeziv, bağlanan yüzey ise adherent olarak tanımlanmaktadır.

Adezyon tipleri 4 grupta sınıflandırılabilir.

- 1- Mekanik Adezyon
- 2- Adsorbsiyon Adezyonu
- 3- Difüzyon Adezyonu
- 4- Elektrostatik Adezyon

Mekanik Adezyon:

Mekanik adezyon, adezivin adherentin yüzeyinde yer alan girintili çıkıntılı yüzeylere mekanik olarak bağlanmasıdır. Mekanik adezyona etki eden faktörler arasında geometrik ve reolojik faktörler yer almaktadır. Geometrik faktörler, adherent yüzeyinin pürüzlü olması veya mikroskobik porözite içermesidir. Materyalin akıcı olması sebebiyle girinti çıkıntılara dağılıp çıkıntıların etrafında büzülmesi ve tutunması ise reolojik faktörlerden biridir.^{92,93}

Adsorbsiyon Adezyonu:

Adherent ile adeziv arasında primer ve sekonder kimyasal bağların etkileri sonucu meydana gelen adezyon tipidir. Primer kimyasal bağlar arasında iyonik, kovalent ve metalik bağlar yer almaktadır. Van der Waals kuvvetleri, dipol bağlanma kuvvetleri ve London dispersiyon kuvvetleri ise sekonder kimyasal bağlardır.^{92,93}

Difüzyon Adezyonu:

İki polimerin, arayüzdeki polimer zincir uçlarının difüzyonu sonucu gerçekleşen, hareketli moleküller arasında meydana gelen bağlanma olarak tanımlanmaktadır.⁹³

Elektrostatik Adezyon:

Farklı yapıya sahip düz yüzeyler arasında elektrostatik etkileşimler sonucu oluşan zayıf bir bağlanmadır. ⁹³

Uzun ömürlü bir bağlantının oluşabilmesi için yüzeylerin sıkı temasta olması önemlidir. Yüzeyler ne kadar sıkı temasta olursa bağlantı o kadar iyi olur. Bu nedenle katı yüzeylerde genellikle likit adeziv tercih edilir. Adherent ile adeziv arasındaki tam temasın sağlanması ise adezivin vizkozitesine, adherentin yüzey pürüzlülüğüne, ıslanabilirliğine ve morfolojisine bağlıdır.

Adezyonu etkileyen önemli faktörlerden biri de yüzey enerjisidir. İyi bir bağlantının sağlanabilmesi için adezivin yüzey gerilimi adherentin yüzey enerjisinden yüksek olmalıdır. Böylece adeziv kolaylıkla yayılıp yüzeyi ıslatabilir.

Adezyonun niteliği ayrıca ıslanabilirlikle doğrudan ilgilidir. Adezyonun iyi olması adezivin adherent yüzeyinde yayılıp akışkanlığının çokça olmasına ve iyi ıslanabilirlik sağlamasına bağlıdır. Islanabilirliğin belirlenmesinde de temas açısı rol alır. Temas açısı, katı yüzey üzerinde adezivin oluşturduğu damlanın, katı yüzeyle temas ettiği noktadan çizilen teğetin bu yüzey ile oluşturduğu açıdır. İyi bir ıslanabilirlik, temas açısının sıfır dereceye yakın bir değerde olması ile elde edilebilir. Adezivin yüzeye yayılarak yüzeye sıfıra yakın bir açı oluşturabilmesi için, adeziv ile adherent molekülleri arasında güçlü bir çekim olmalıdır. Eğer çekim kuvveti azalır ise temas açısı büyür, ıslanabilirlik azalır ve bunun sonucunda adezyon kuvveti azalır.⁹³

Adezyon tiplerinden biri olan mekanik adezyonun niteliğini belirleyen faktörlerden biri de yüzey pürüzlülüğüdür. Yüzey pürüzlülüğünün artması bağlantı yüzey alanının artmasını sağlar. Yüzey alanının artması sonucu yüksek yüzey enerjisi elde edilir. Yüksek yüzey enerjisinin elde edilmesiyle kuvvetli bir adezyon sağlanmış olur.⁹³

Seramik restorasyonların klinik ömrünün uzun olmasını sağlayan diğer biri etken de restorasyon-adeziv bağlantısının güçlü olmasıdır. İyi bir adezyon mikrosızıntının oluşmasını önler, tutuculuk ve kırılma direncinin artmasını sağlar. Başarılı bir adezyon için de restorasyona uygulanan yüzey işlemleri, dişin hazırlık aşaması ve kullanılan simanlar önemli bir yer almaktadır.^{94,95}

Seramik restorasyonları simantasyon şekillerine göre 2 gruba ayırabiliriz.

1. Cam seramikler
2. Yüksek dirençli seramikler

Cam seramikler grubunda feldspatik porselenler, lösit ile güçlendirilmiş seramikler, lityum disilikatla güçlendirilmiş seramikler yer almaktadır. Bu seramiklere cam seramikler de denir ve asit ile pürüzlendirilebilmeleri en önemli klinik avantajlarıdır. Zirkonyumla güçlendirilmiş seramikler, cam infiltre alüminyum oksit seramikler ve yoğun sinterize alümina seramikler ise yüksek dirençli seramiklerdir.^{96,97} Asit ile etkin pürüzlendirilemeyen bu grubun adeziv simantasyonu nispeten daha zordur.

Cam seramiklerde ışıkla ve çift yönlü (dual) polimerize simanlar uygulanabilirken, yüksek dirençli seramiklerde rezin modifiye cam iyonomer simanlar, fosfat monomer içerikli rezin simanlar, konvansiyonel rezin simanlar, kendinden adeziv rezin simanlar, cam iyonomer simanlar ve çinkofosfat simanlar uygulanabilir.^{95,99,100}

2.5. *Rezin Simanlar*

Rezin simanların kompozit rezinlere göre doldurucu içerikleri ve vizkoziteleri daha azdır. Rezin simanların içeriğini 4 ayrı faz oluşturmaktadır. Bu fazlar;

- 1-Organik Polimer Faz
- 2- İnorganik Faz
- 3-Ara Faz (Bağlayıcı Ajanlar)
- 4- Polimerizasyon Başlatıcı Ajanlar, Stabilizatörler ve Pigmentlerdir.

1-Organik Polimer Faz:

Organik polimer fazını bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) meydana getirmektedir. Günümüzde polimer matriks olarak üretan dimetakrilat (UDMA) da

kullanılmaya başlanmıştır. UDMA'nın iyi bir adezyon sağlaması ve renklenmeye direnç göstermesi önemli özelliklerindedir. Matrikse katılan trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ise vizkozite kontrolünü sağlamak için kullanılmaktadır.^{96,101}

2-İnorganik Faz:

İnorganik fazını kuartz, stronsiyum, baryum, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, yiterbiyum, çinko gibi doldurucular meydana getirmektedir. Doldurucu taneciklerin boyutu arttıkça organik matriksin oranı azalmaktadır. Bunun sonucunda su emilimi, polimerizasyon büzülmesi, ısıl genleşme katsayısı azalırken, dayanıklılık artmaktadır.¹⁰²

3-Ara Faz (Bağlayıcı Ajanlar):

Ara fazını organik silisyum içeriğine sahip silanlar meydana getirmektedir. Ara faz, organik polimer faz ile inorganik fazın bağlantısında görev almaktadır.¹⁰²

4-Polimerizasyon Başlatıcı Ajanlar, Stabilizatörler ve Pigmentler:

Polimerizasyonu başlatan ve hızlandıran ajanlar rezinlerin kimyasal ya da ışıkla polimerize olmasına göre değişkenlik gösterir. Kimyasal yolla polimerize olan rezinlerde polimerizasyonu başlatan ajan organik peroksit, hızlandırıcı ajan tersiyer amin iken ışıkla polimerize olan rezinlerde polimerizasyonu başlatan ajan kamforokinon ve hızlandırıcı ajan alifatik amin dir.^{102,103}

Rezin simanları içeriklerine, polimerizasyon şekillerine ve adeziv sistemlerine göre sınıflandırabiliriz. Rezin simanları içeriklerine göre sınıflandıracak olursak 3 gruba ayırabiliriz.

a. Akrilik rezin simanlar:

Toz ve likitten oluşmaktadır. Tozun içeriğini metil metakrilat polimerleri ya da benzoil peroksit kopolimerleri, pigmentler ve mineral doldurucular oluşturmaktadır. Likit içeriğini ise amin esaslı hızlandırıcı içeren metil metakrilat monomerleri oluşturmaktadır.

b. Adeziv rezin simanlar:

Adeziv rezin simanlar metil metakrilat monomerine 4-metiloksi etil trimelletik anhidrid (4-META) ve tribütil boron eklenmesi sonucu oluşturulmuştur. Tribütil boron

dentine olan bağlantıyı arttırması ve polimerizasyonu başlatması gibi önemli özelliklere sahiptir.^{104,105}

c. Dimetakrilat (kompozit) rezin simanlar

Bis-GMA esaslı olan bu simanların içeriğini yapısında seramik doldurucu bulunan monomerler ve aromatik dimetakrilatlar meydana getirmektedir. Dimetakrilat rezin simanlar toz ve likitten oluşabileceği gibi iki patlı sistemlerden de oluşabilmektedir. Toz ve likitten oluşan rezin simanların toz içeriğini borosilikat ya da silika cam bileşiminin polimer tozu ve organik peroksit oluşturmaktadır. Likit içeriğini ise bis-GMA ve amin türevi meydana getirmektedir.

Rezin simanları polimerizasyon şekillerine göre 3 grupta inceleyebiliriz:

1-Kimyasal Yolla Polimerize Olan Resin Simanlar (self-cure):

Kimyasal olarak polimerize olan resin simanlar iki patlı sistemden oluşmaktadır. Bu iki patlı sistemin içeriğini baz ve katalizör meydana getirmektedir. Hızlandırıcı ajan amin ve perosit başlatıcıların reaksiyonu sonucu oluşan serbest radikaller polimerizasyonu gerçekleştirir. Çalışma süresinin kısa olması, polimerizasyon süresinin uzun olması, amin renklenmesinin gözlenebilmesi, karıştırmaya bağlı porozite oluşabilmesi kimyasal yolla polimerize olan resin simanların dezavantajları arasında yer almaktadır. Bu simanlar genellikle adeziv köprülerde, dirençli ve opak seramiklerde, metal-seramik restorasyonlarında, kalınlığı 2,5 mm'den daha fazla olan seramiklerde, seramik ya da inley, onley gibi restorasyonların simantasyon işleminde kullanılmaktadır.^{96, 104,106}

2-Işık ile Polimerize Olan Resin Simanlar (Light-cure):

Işık ile polimerize resin simanların içeriğini başlatıcı ajan kamforokinon ve hızlandırıcı ajan olan alifatik amin oluşturmaktadır. 420-450 nm dalga boyuna sahip görünür mavi ışık resin simanın polimerizasyonunu sağlamaktadır. Polimerizasyonun mavi ışık uygulaması sonucu gerçekleşmesi sebebiyle çalışma süresi uzundur. Polimerizasyonun tamamlanması için ise 24 saatlik bir zamana ihtiyaç duyulmaktadır. 73,74 Işıklı polimerize olan resin simanlar ayrıca yapılarında peroksit ve tersiyer amin içermedikleri için iyi bir renk stabilitesine sahiptir. Bu simanların kullanımı 1.5-2 mm

kalınlıkta, translusent seramik ve kompozit laminate restorasyonlarında önerilirken, ışık penetrasyonu elde edilememesi sebebiyle opak restorasyonlarda ve postların simantasyonunda kontrendikedir.¹⁰¹

3-Işık ve Kimyasal Yolla Polimerize Olan Rezin Simanlar (Dual-cure):

Dual-cure rezin simanlar toz-likit veya iki patlı sistemden oluşabilir. Bu simanların polimerizasyonu mavi ışıkla başlayıp kimyasal polimerizasyonla devam eder. Kamforokinon bileşenlerin birinde bulunabileceği gibi her iki bileşende de bulunabilir. Amin içermesi sebebiyle yapılan çalışmalarda renklemenin gözlemlendiği ancak renklenme miktarının kimyasal yolla polimerize olan rezin simanlarla karşılaştırıldığında daha az olduğu gözlemlenmiştir.^{109,110} Işık geçirgenliğinin az gözlemlendiği 1,5-2,5 mm kalınlığındaki döküm seramik, seramik veneer, kompozit restorasyonlarında kullanımı önerilmektedir.^{101,111,112}

Rezin simanları adeziv sistemlerine göre de 3 grupta sınıflandırabiliriz.

- a. Total-etch adeziv simanlar
- b. Self-etch adeziv simanlar
- c. Self adeziv simanlar

Tablo 1: Rezin simanların adeziv sistemlerine göre sınıflandırılması ¹⁴³

REZİN SİMAN	ADEZİV ŞEMA	ÖZELLİKLERİ
Total-Etch	<p>3 aşamalı</p> <ul style="list-style-type: none"> -Diş yüzeyine asit uygulama -Primer -Adeziv <p>2 aşamalı</p> <ul style="list-style-type: none"> -Diş yüzeyine asit uygulama -Primer+Adeziv karışımı 	<ul style="list-style-type: none"> -Bağlantı dayanımı çok iyidir. -Minimal düzeyde mikrosızıntı gözlenmektedir. -Çoklu aşamalar içermektedir. -Teknik hassasiyet gerektirmektedir -Postoperatif hassasiyet dezavantajları arasındadır.
Self-Etch	<p>2 aşamalı</p> <ul style="list-style-type: none"> -Asidik primer -Adeziv <p>Tek aşama</p> <ul style="list-style-type: none"> -Asit+Primer+Adeziv karışımı 	<ul style="list-style-type: none"> -Kullanımı kolaydır. -Bağlantı dayanımı iyidir. -Postoperatif hassasiyet daha az gözlenmektedir.
Self Adeziv	<p>Diş yüzeyine bağlayıcı sistem uygulanmamaktadır.</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Postoperatif hassasiyet daha az gözlenmektedir. -Bağlantı dayanımını arttırmak için mine yüzeyinin selektif pürüzlendirilmesi tavsiye edilmektedir.

2.6. Adeziv Simantasyon Öncesi Tam Seramik Restorasyonlara Uygulanan Yüzey İşlemleri

Restorasyon ile adeziv rezin siman arasındaki bağlantı adeziv restorasyonların klinik ömürlerini etkileyen önemli faktörlerden biridir. Yüzey işlemleri ara bağlantı direncini arttıran etkenler arasında önemli bir yere sahiptir. Seramik restorasyon ve adeziv rezin siman arasındaki bağlantı fiziko-kimyasal etkileşimler sonucu oluşmaktadır. Yüzey pürüzlülüğündeki artış yüzey alanı, yüzey enerjisi ve yüzey ıslanabilirliğini de arttırdığı için mekanik retansiyonun sağlanmasında önemli bir yere sahiptir.^{100,113,114}

Seramik restorasyonlara uygulanan yüzey işlemlerini 3 grupta sınıflandırabiliriz:

- Mekanik yüzey işlemleri
- Kimyasal yüzey işlemleri
- Mekanik-kimyasal yüzey işlemleri¹¹⁵

2.6.1. Mekanik yüzey işlemleri

Asit ile pürüzlendirme: Seramik restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü arttırarak mekanik retansiyonunu sağlamak için uygulanan yüzey işlemlerinden biridir. Seramik restorasyonların yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için kullanılan asitler arasında hidroflorik asit, asitli fosfat florid, amonyum diflorid, ortofosforik asit, sülfirik asit ve nitrik asit yer almaktadır.⁶

Seramik restorasyonların mekanik yüzey işlemlerinde en sık kullanılan asitlerden biri %2,5-10 konsantrasyonunda seramik yüzeyine 1-3 dk süreyle uygulanan hidroflorik asit (HF)tir.¹¹⁷ Hidroflorik asitin seramiğe uygulaması ile asit seramiğin cam fazına tesir eder. Bunun sonucunda cam matriks erir ve lösit kristalleri etrafında andırkatlı bir yapı oluşur. Adeziv rezin simanın akışkanlığı sayesinde de bu andırkatlı yapıya kolaylıkla adapte olur ve etkili bir mikromekanik bağlantı elde edilir.

Hidroflorik asit ayrıca feldspatik seramiklerin mekanik yüzey işlemlerinde en yaygın kullanılan asitlerden biridir. Bu nedenle feldspatik seramiklerin simantasyonu yapılırken HF asit tercih edilmekte ve sonrasında silan uygulaması ile hem mikromekanik hemde kimyasal bağlantı aynı anda sağlanmaktadır.¹¹⁸

Bazı seramikler camsı içeriği zayıf, yüksek kristalin veya saf polikristalin yapısına sahiptir. Bu yapıdaki seramiklere HF asit uygulaması ile kristallerin çevresinde andırkatlı bir yapı elde etmek zordur. Böyle durumlarda HF uygulaması yetersiz kalır ve bazı ekstra yöntemler gerekli hale gelir.^{100,119,120}

Kumlama: Seramik restorasyonların yüzey pürüzlülüğünün sağlanması ve mekanik retansiyonun elde edilmesi için sıklıkla kullanılan diğer bir yöntem de kumlama'dır.

Kumlama için genellikle 25-250µm' lik alümina partikülleri tercih edilmektedir. Al₂O₃ partikülleri ile bağlantı yüzeylerindeki kontamine alanlar elimine edilir, oksitler uzaklaştırılır, yüzey pürüzlülüğü artırılır.^{121,122} Yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla yüzey alanı, yüzey enerjisi ve ıslanabilirlik artar, yüzey gerilimi azalır.^{123,124} Böylece adeziv rezinin yayılabilirliği daha geniş alanı kaplayarak kuvvetli bir bağlantı sağlanmış olur.

Kumlama işlemi, yüzey pürüzlülüğünü artırır ve etkili bir bağlantı sağlar ancak aynı zamanda seramik yüzeyinde mikro çatlakların oluşmasını başlatabilmektedir. Böylelikle restorasyonun klinik ömrünün kısalmasına neden olmaktadır.^{125,126} Kumlamanın restorasyona zarar vermemesi için uygun basınç ve sürede uygulanması gerekmektedir. Genellikle düşük basınçta ve kısa süreli kullanım tavsiye edilmektedir.^{100,127} Böylece kumlama işlemi sırasında seramik yüzeyinde çatlak oluşumu engellenebilir.^{100,127}

Feldspatik restorasyonlara uygulanan kumlama işlemi sonucunda morfolojik değişimler ve madde kaybı gözlenmiştir. Bu nedenle mekanik yüzey işlemlerinden biri olan kumlama işlemi feldspatik restorasyonlarda tavsiye edilmemektedir.¹²⁸

Ayrıca yapılan bazı araştırmalarda yüzey işlemleri için kullanılan hidroflorik asit ve CoJet işleminin rezin nano seramik CAD/CAM bloklarında bağlanma dayanımını olumsuz etkilediği gözlenmiştir.¹²⁹

Döner aletler ile pürüzlendirme: Elmas frezler ile pürüzlendirme diğer döner aletlerle karşılaştırıldığında daha etkili bir pürüzlendirme ve daha iyi bir mekanik retansiyon sağlanabilir.

Elmas frezle pürüzlendirme işlemi kumlama işlemi ile karşılaştırıldığında farklılık göstermektedir. Bu yöntemde seramik yüzeyinden materyal uzaklaştırıldığından yüzeyde kazıma izleri kalır. Bu durum seramik yüzeyinde stres birikimine ve seramiğin zayıflamasına neden olabilir.¹³⁰ Ayrıca kumlama işleminde seramik yüzeyinde gözlenebilen mikroçatlaklar elmas frezle pürüzlendirme işleminde de gözlenebilmektedir.^{120,131}

Elmas frezle pürüzlendirme işlemi esnasında materyalin dayanımını etkileyen bazı faktörler vardır. Bu faktörler arasında aşındırıcı grenlerin büyüklüğü, aşındırma hızı, aşındırmanın yönü ve kesme derinliği yer almaktadır.^{132,133}

Lazer ile pürüzlendirme: Lazer ile pürüzlendirme işleminde kullanılan lazer enerjisinin temel çalışma prensibi ışık enerjisinin ısı enerjisine çevrilmesi ve ısının materyal yüzeyinde erimeler oluşturarak yüzeyi pürüzlendirmesidir.¹³⁴

Lazer ile pürüzlendirmede kullanılan lazerlerden biri Erbiyum Yttrium Alüminyum Garnet (Er:YAG) lazerdir. Er:YAG lazer mikropatlama ve buharlaşma yoluyla materyal yüzeyindeki parçacıkları uzaklaştırarak materyal yüzeyinde porlar oluşturur. Böylece oluşan porlar mikromekanik tutuculuğu artırır.¹³⁵

Erdemir ve ark.¹³⁶ nın yaptığı bir çalışmada lityum dislikat ile güçlendirilmiş CAD/CAM bloklarının bağlanma dayanımında çeşitli yüzey hazırlık işlemlerinin etkileri incelenmiştir. Er:YAG lazer ile pürüzlendirme işlemi uygulanan grupta mikromekanik bağlantıyı arttıracak düzeyde bir pürüzlülük gözlenmemiştir.

Gökçe ve ark.¹³⁷ yaptığı bir çalışmada lityum dislikat ile güçlendirilmiş seramiklerin bağlantı dayanımı üzerine asit ve Er:YAG lazerin farklı enerjileri (300 mJ, 600 mJ ve 900 mJ)nin etkileri değerlendirilmiştir. Er:YAG lazerin 300 mJ' den daha yüksek değerlerde uygulanması sonucu bağlantının azaldığı belirtilmiştir. Bu sonucun nedeni lazerin yüksek enerji değerlerinde iken seramik yüzeyinde hasarlı bir tabakanın oluşmasına neden olması ve bu tabakanın bağlanmayı olumsuz etkileyeceği şeklinde yorumlanmıştır.

2.6.2. Kimyasal yüzey işlemleri

Silan uygulaması: Silanlar silisyum (Si) atom ya da atomlarından meydana gelen, dual reaksiyon gösteren organik ve inorganik bileşikler olarak bilinmektedir. İçeriğinde barındıkları hidrosil grubu ile seramik yüzeyine bağlanırken rezin simanların organik matriksine ise organik fonksiyonel grup ile bağlanırlar. Bifonksiyonel molekül karakterine sahip bileşiklerdir.

Silan uygulanması ile ıslanabilirlik, yüzey enerjisi artarken yüzey gerilimi azalır. Böylelikle iyi bir adezyon elde edilir.^{138,139}

Silan uygulamalarında (3-MPS) 3-Metakriloksipropiltrimetoksisilan en sık kullanılan silan bağlantı ajanıdır. Ayrıca çoğu kez %90-95 etanol ya da isopropanol solusyonlarının kullanımı tercih edilmektedir. Silanlar genellikle %1-5 oranında bulunmaktadır.^{138,139}

Cam matriks seramiklerde silan uygulama aşamasında silan içeriğindeki inorganik gruplar seramik yüzeyinde bulunan silika (SiO₂) ile siloksan ağını (-Si-O-Si) oluşturur. Aynı zamanda silan içeriğindeki fonksiyonel gruplar (metakrilat grubu) rezinin organik matriksi ile bağlantı oluşturur. Böylece güçlü bir seramik-rezin bağlantısı elde edilir.¹⁴²

Silika esaslı seramiklerde de HF ile yüzey hazırlık işleminden sonra silan uygulanmasının bağlanmayı arttırdığı belirtilmektedir.^{120,140,141}

2.6.3. Mekanik-kimyasal yüzey işlemleri

Silika kaplama

-Pirokimyasal Silika Kaplama: Pirokimyasal silika kaplama işleminde kumlanmış seramik yüzeyine, içeriğinde silan kaplama ajanı (tetraetoksisilan) bulunduran bir alev püskürtülür. Bu işlem 150-200 °C' de uygulanır ve 0.1-1 µm kalınlığında bir silika tabakası elde edilir. Pirokimyasal silika kaplama işlemi uygulayarak metal-rezin bağlantısını güçlendiren sistemlerden bazıları Silicoater Classical, Silicoater MD ve Siloc (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Almanya)dur.¹³⁸

-*Tribokimyasal Silika Kaplama:* Tribokimyasal silika kaplama işlemi, asitle yüzey hazırlık işlemi uygulanamayan ve silika oranı düşük seramiklerde tercih edilmektedir. Tribokimyasal silika tabakası belirli sıcaklık ile basınçta seramik yüzeyine silika kaplı alüminyum parçacıklarının püskürtülmesi sonucu elde edilir.¹²³ Tribokimyasal silika kaplama işlemi laboratuvar ortamında Rocatec sistemi ile yapılabildiği gibi hasta ağzında da Cojet cihazı kullanılarak uygulanabilmektedir.

Cojet cihazı ile uygulanan silika kaplama işleminde 30 µm Al₂O₃ partiküllerinin 2.3 bar basınçta 10 sn süre ile seramik yüzeyine uygulanması önerilmektedir.

Rocatec sisteminde ise 110 µm alüminyum oksit partikülleri ile 0,25 MPa basınçta pürüzlendirme işleminden sonra 30 µm SiO₂ tanecikleri ile tekrar kumlama ve sonrasında silanizasyon işlemi uygulanmaktadır. Bu yöntemin feldspatik seramiklerde kullanımı yüzeyde fazla hasar oluşturması sebebiyle tercih edilmemektedir.¹²⁸

2.7. Plazma

2.7.1. Plazmanın tanımı ve sınıflandırılması

Maddelerin katı, sıvı ve gaz olmak üzere 3 hali bulunmaktadır. Ayrıca gaz halin kısmi iyonize hali olan plazma da maddelerin dördüncü hali olarak kabul edilmiştir. Gaz halindeki maddelere enerji yüklenmesi sonucu gaz partiküllerin hızı ve birbirleriyle çarpışma oranı artar. Bu durum elektron ve iyonların oluşmasına ve gazın kısmi olarak iyonlaşmasına neden olur. Bu kısmi iyonize olmuş gaz hali plazma olarak adlandırılmaktadır.^{144,145}

Yunancadan geldiği bilinen plazma terimi Amerikalı kimyager ve fizikçi Irving Lanmuir tarafından 1928 yılında tanıtılmıştır¹²⁹. Evrenin % 99'nundan fazlasını oluşturduğu ileri sürülen plazmanın evrende ve dünyada birçok örneği bulunmaktadır. Güneş koronası, güneş rüzgarları, nebula ve dünyanın iyonosfer tabakası evrende bulunan doğal plazmalara örnek iken yıldırım ve kuzey ışıkları ise dünyada izlenebilen doğal plazmalara örnektir.

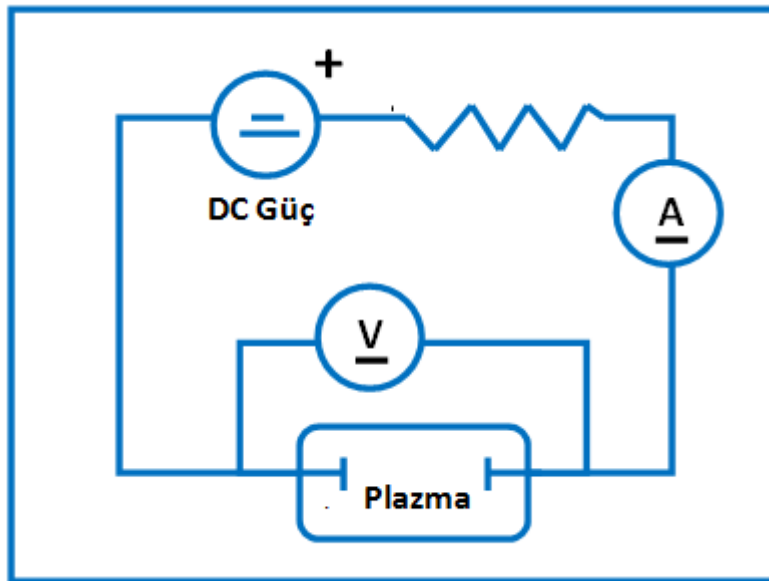
Plazmanın evrende doğal örnekleri bulunabildiği gibi plazmayı yapay olarak üretmek de mümkündür. Gazlara enerji vermek suretiyle plazmayı elde etmenin birçok yöntemi bulunmaktadır.

Gazların sıcaklığını ısı yoluyla artırarak plazma elde etmek mümkün iken en sık tercih edilen yöntem gaza elektrik ya da elektromanyetik alan uygulamasıdır. Bu sebeple plazma ‘gaz deşarjı ‘ tanımıyla da bilinmektedir.¹⁴⁷

Plazma içeriğinde elektron ve iyonların yanı sıra radikaller, metastabil atomlar, fotonlar, uyarılmış atomlar ve nötral moleküller de yer alabilmektedir.¹⁴⁸

2.7.2. Plazma üretimi

Yapay plazma elde etmenin en etkili yöntemi, gaza elektrik veya elektromanyetik alan uygulamasıdır. Düz akım deşarjı plazmanın en basit formu olarak bilinmektedir. Düz akım deşarjı iki paralel-plakalı elektrot yardımıyla gaz ile dolu düşük basınçlı cam bir tüp içerisinde yüksek voltaj ve doğru akımda oluşmaktadır.¹⁴⁷



Şekil 1: Doğru akım deşarjı

2.7.3. Plazma sistemleri

Plazmalar gaz moleküllerinin iyonlaşma derecesine, plazma sıcaklığına ve plazma deşarjının basıncına göre sınıflandırılabilir. ^{148,149}

Plazma türünün belirlenmesinde birkaç faktör etkilidir. Bu faktörler arasında elektrotlara uygulanan enerji kaynağı (ısıtma, radyofrekans dalgaları, mikrodalga, doğru akım ya da alternatif elektriksel akım), ortamın basınç değeri (düşük basınç, atmosferik ve yüksek basınç) ve plazma elde edilmesinde kullanılacak gaz (helyum, oksijen, hava, argon) yer almaktadır. ¹⁵⁰

a) Termodinamik özelliklerine göre plazmalar

Plazmalar termodinamik özelliklerine göre 2 grupta sınıflandırılabilir.

1. Isıl (termodinamik denge plazmaları) plazmalar
2. Isıl olmayan (denge dışı plazmalar) plazmalar

1-Isıl Plazmalar

Termodinamik özellikleri göz önüne alındığında denge halinde bulunan bu plazmaların iyonlaşma derecesi %100 e yakın veya %100 olarak kabul edilmektedir.

Isıl plazmalar basıncı 10^3 Pa dan daha yüksek bir ortamda 10^4 K'den yüksek elektron sıcaklığına sahiptirler.

Basınç değeri arttırıldığında elektron ve ağır partiküllerin çarpışma oranı artar ve bu durum elektron ve partiküller arasında enerji transferini meydana getirir. Bunun yanında plazma sıcaklığı elektron sıcaklığına yakın bir değere ulaşır. Böylelikle 'termal plazma' olarak bilinen lokal termodinamik dengeye sahip plazma üretilmiş olur. ¹⁴⁹

2- Isıl Olmayan Plazmalar

Isıl olmayan plazmaların termodinamik özellikleri göz önüne alındığında denge halinde bulunmazlar. Ayrıca bu plazmaların iyonlaşma derecesi ısı plazma ile karşılaştırılırsa daha düşüktür.¹⁵¹

Gaz basıncı elektron ve ağır partiküllerin sıcaklık dengesini etkileyen faktörlerin başında yer almaktadır. Basınç azaldıkça elektron ve partiküllerin çarpışma oranı azalır ve bu durum termodinamik dengenin oluşmasını engeller. Bunun yanında plazma sıcaklığı elektron sıcaklığına ulaşamaz. Böylece plazmanın sıcaklığının düşük olması sebebiyle ‘soğuk plazma’ veya ‘non-termal plazma’ olarak da bilinen “non-lokal termodinamik dengeye sahip plazma” üretilmiş olur.^{152,153}

b) Çalışma basıncına göre plazmalar

Plazmaları çalışma basınçlarına göre iki grupta sınıflandırabiliriz.¹⁴⁸

- 1- Düşük basınçta çalışan non-termal plazma sistemleri
- 2- Atmosferik basınçta çalışan non-termal plazma sistemleri

1-Düşük Basınçta Çalışan Non-termal Plazma Sistemleri

Basınç azaltıldığında plazma üretimi için ihtiyaç duyulan voltaj da düşmektedir. Böylece bu sistemle düşük güç ile plazma üretimi sağlanabilmektedir. Ancak vakum haznesi ve ekipmanın gerekli olması sebebiyle pahalı bir sistemdir.^{154,155}

Radyofrekans ve mikrodalga ile çalışan plazma sistemleri düşük basınçta çalışan non-termal plazma sistemlerindedir.

2-Atmosferik Basınçta Çalışan Non-termal Plazma (NTP) Sistemleri

Atmosferik basınçta ve oda sıcaklığında heterojen plazma üretilen bu sistemlerde dış ortamın basınç farklılığı sebebiyle gazın iyonlaşması oldukça zordur.¹⁵⁶ Bu sebeple yüksek voltaja ihtiyaç duyulmaktadır.¹⁵⁵ Ayrıca bu sistemler

vakum haznesi ve ekipmana ihtiyaç duyulmadığı için düşük basınçta çalışan non-termal plazma sistemlerine göre daha ekonomik sistemlerdir.¹⁵⁵

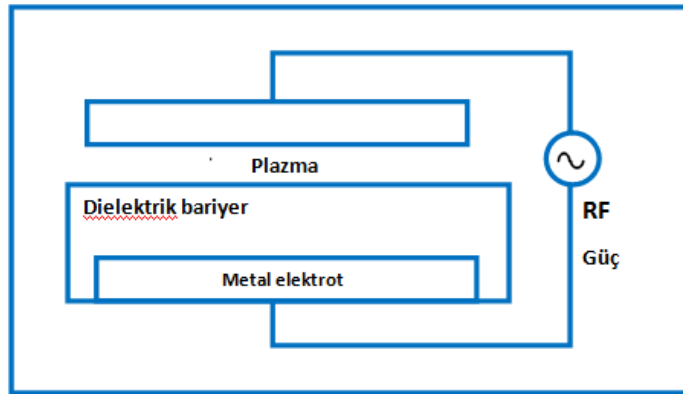
İşıltılı boşalım plazması, ark boşalım plazması, korona boşalım plazması, dielektrik bariyer boşalım (DBD) plazması, radyo frekansı plazması, plazma jeti gibi plazmalar atmosferik basınçta çalışan non-termal plazma örneklerindedir.

Dielektrik Bariyer Boşalım (DBD) Plazması

Düşük çalışma frekansına sahip, dielektrik bariyerlerin kullanıldığı bu plazmalar ‘sessiz boşalım’ olarak da bilinmektedir.¹⁵⁷ Bu plazmaların çalışma prensibini oluşturan dielektrik bariyerler elektrik akımının durmasını sağlayarak kıvılcım meydana gelmesini engellemektedir.

Termodinamik özellikleri bakımından dengede olmayan dielektrik bariyer boşalım plazması atmosferik basınç ve düşük sıcaklıkta üretilmektedir.

Atmosferik basınçta çalışan non-termal plazma üretebilmenin en kolay yöntemi, dielektrik bariyer deşarj kaynağını oluşturan iki paralel plakalı elektrot yüzeyini ya da iki elektrot arasını yalıtkan katman ile kaplamaktır.¹⁵⁸ Bu yalıtkan katman elektriksel izolatör görevini yerine getiren cam ve seramik gibi materyallerden oluşur.¹⁴⁷



Şekil 2 Dielektrik bariyer deşarjı

2.7.4. Plazma teknolojisinin biyomedikal ve tıp alanında kullanımı

Son zamanlarda plazma teknolojisinin biyomedikal ve tıp alanında kullanımı yaygınlaşmıştır. Termal plazmaların oluşturduğu yüksek enerji ve sıcaklık sebebiyle termal plazmalar koterizasyon ve doku kaldırma amaçlı kullanılmıştır.¹⁵⁹ Atmosferik non-termal plazmalar ise termal veya elektriksel bir hasara yol açmadığı için biyomateryallerin yüzey işlemlerinde uygulanması uygun görülmüştür.¹⁶⁰

Ayrıca plazma teknolojisi, yara iyileşmesi¹⁶¹, doku jenerasyonu¹⁶², doku sterilizasyonu¹⁶³, antimikrobiyal etkinlik¹⁶⁴, hücre adezyonu¹⁶⁵ ve hücre diferansiyasyonu¹⁶⁶ gibi bir çok konu ile ilgili yapılan çalışmalarda yer almıştır.

2.7.5. Plazma teknolojisinin diş hekimliğinde kullanımı

Plazma teknolojisi diş hekimliğinde de adından söz ettirmeye başlamış ve titanyumun yüzey modifikasyonu, kök kanallarının dezenfeksiyonu, fiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC) postlar, seramikler, biyofilm tabakasının ortadan kaldırılması, adezyon, çürüklerin tedavisi, beyazlatma tedavisi, protez kaidesinin fabrikasyonu ve tamiri gibi konularla ilgili yapılan çalışmalarda yer almıştır.

Diş çürüklerinin tedavisi: Diş çürüklerinin tedavisinde enfekte, remineralize olma şansı olmayan, kaldırılması gereken diş dokusunun uzaklaştırılması için döner aletler kullanılmaktadır. Ancak döner aletlerinin kullanılması ses, vibrasyon gibi dezavantajları da beraberinde getirmiştir. Bu nedenle diş çürüğünün tedavisinde plazma teknolojisinin etkisini değerlendirmek için çalışmalar yapılmıştır.

Diş çürüğünün tedavisinde non-termal plazma uygulanan bir çalışmada diş pulpasındaki sıcaklık artışı gözlenmiş ve non-termal plazma uygulaması ile pulpal ısının 2.3 °C arttığı belirtilmiştir.¹⁶⁷

Streptococcus mutans ve Lactobacillus acidophilus bakterilerine non-termal plazma uygulanan bir çalışmada, non-termal plazmanın bakterisidal etkisi değerlendirilmiş ve non-termal plazmanın bakterisidal etkisinin olduğu diş çürüklerinin önlenmesinde ve tedavisinde kullanılabileceği rapor edilmiştir.¹⁶⁸

Dentin: Dentinin heterojen bir yapıda olması sebebiyle literatürde bağlantı sorunu ve çözümü hep araştırma konusu olmuştur. Plazmanın, materyalin yüzey

karakteristiğini değiştirmeden sadece yüzey koşullarını etkileyerek bağlantıyı arttırması merak uyandırmış ve araştırmaların adezyon konusunda yoğunlaşmasını sağlamıştır. Plazma, dentin içerisinde yer alan kollojenlerin yüzey temas açısını azaltmakta ve hidrofiliteyi arttırmaktadır.^{169,170} Bu durum, adezivin dentin túbüllerine daha çok nüfuz etmesini sağlayarak adezyonun artmasını olumlu yönde etkilemektedir.

Endodontik tedavi: Plazmanın bakterisidal etkinliğinin olması sebebiyle kök kanallarında da kullanılabileceği fikri üzerinde durulmuştur. Yapılan bir araştırmada plazma, dental sondu aracılığı ile kök kanallarına plazma uygulanmış ve araştırma sonucunda plazma etki alanının 1mm' lik derinliği geçemediği rapor edilmiştir.^{171,172}

Diş beyazlatması: Diş beyazlatma ajanı olan hidrojen peroksitin etkisini arttırmak için Led, lazer gibi farklı ışık kaynakları bulunmaktadır. Ancak kullanılan bu ışık kaynaklarının dişe ve dişetine herhangi bir zarar verip vermediği konusu hala kesinlik kazanmış değildir.^{173,174} Yapılan araştırmalarda atmosferik non-termal plazmanın hidrojen peroksitin etkinliğini arttırdığı, dişin morfolojisini ve mikro sertliğini değiştirmediği ayrıca dişe termal bir zarar vermediği rapor edilmiştir.¹⁷⁵

Seramikler: Cam seramiklerin rezin simanlarla bağlantısını arttırmak için sıklıkla seramik yüzeyine hidroflorik asit ve devamında silan kaplama ajanı uygulanmaktadır. Fakat hidroflorik asitin toksik özelliklerinin olması, siloksan bağlantısının zaman geçtikçe bozulmaya uğraması bazı problemleri de beraberinde getirmiştir.¹⁴⁷ Üretilen restorasyonlar ile diş arasında güçlü bir adezyon sağlamak için, simantasyondan önce restorasyonun iç yüzeyine farklı yüzey işlemleri kullanılabilmektedir. Ancak uygulanan yüzey işlemlerinin, materyale göre farklılık göstermesi ve klinikte karşılaşılan bağlantı sorunları sebebiyle alternatif bir yöntem arayışına ihtiyaç duyulmuştur.

Son yıllarda plazma yüzey işleminin materyallerin yüzey ıslanabilirliğini arttırabileceği ve yüzey pürüzlülüğünü değiştirebileceği ile ilgili çalışma sonuçları bildirilmiştir.¹⁷⁶⁻¹⁷⁸ Diş hekimliğinde kullanılan materyallere uygulanan mevcut yüzey işlemlerine rağmen diş-restorasyon arasındaki bağlantı sorunları yaşanmaya devam etmiştir. Anabilim dalımızda yürüttüğümüz ve sonuçlandırılan diğer bir tez çalışmasına göre de CAD/CAM sisteminde kullanılan seramik yapıdaki bloklar ile

Üretilen restorasyonlarda, ortaya çıkabilecek problemlerin önlenmesinde alternatif bir yüzey işlemi olarak non-termal plazma uygulamasının, bağlanma özelliklerini olumlu yönde etkileyebilecek bir faktör olabileceği bulunmuştur.

Bu in vitro çalışmanın amacı; Non-termal plazmanın farklı cam seramiklerin rezin simanlarla bağlantı kuvvetine etkisinin değerlendirilmesidir.

Çalışmamızın sıfır hipotezi aşağıdaki şekildedir:

- 1- Non-termal plazma yüzey işlemi cam seramiklerin rezin simanlarla bağlantı dayanımını değiştirmez.



3-GEREÇ VE YÖNTEM

Non-termal plazmanın cam seramiklerin rezin simanlarla bağlantı kuvvetine etkisinin değerlendirildiği bu çalışmada kullanılan materyaller, materyal içerikleri ve üretici firma bilgileri aşağıdaki tabloda yer almaktadır.

Tablo 1: Çalışmada kullanılan materyaller

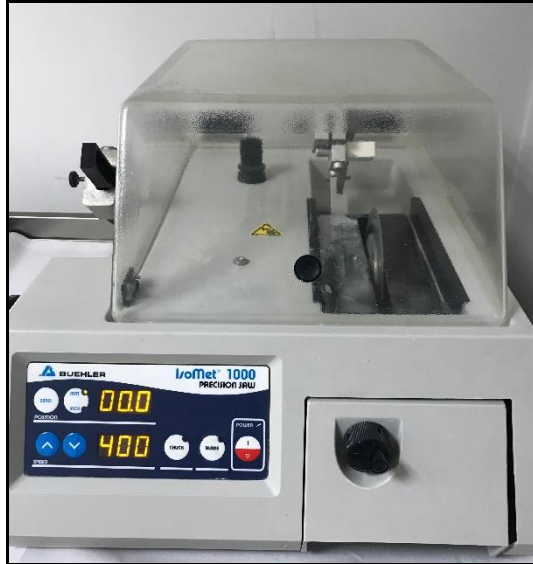
Çalışmada kullanılan materyaller	Kimyasal içerik	Marka	Üretici Firma
Feldspatik seramik	Silikon dioksit 56–64%, Alüminyum oksit 20–23%, Sodyum oksit 9–11%, Potasyum oksit 6–8%, Kalsiyum oksit 0.3–0.6%, Titanyum dioksit 0.0–0.1%	Vitablocks Mark II (VM)	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
Lityum disilikat seramik	Kuartz, lityum dioksit, fosforik oksit, alümina, potasyum oksit	IPS e.MAX CAD	Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn
Self Adeziv Resin Siman	Bis-GMA bazlı dental resin matrixinde baryum, pigmentler, katalizörler ve katkı maddeleri. Dolgu maddesi içeriği: %69 ,ağırlık: %51, hacim .İnorganik dolgu partikülü miktarı: 0,02 ve 3 Mm arasındadır.	Zenitcem	President Dental, Münih, Almanya
Kimyasal ve ışıkla polimerize olan (dual-cure) rezin siman	Cam toz, 2-propinoik asit, 2 metil-3-(trimetoksisilil) propil ester ve feniltrimetoksi silan ile yüzey modifikasyonu; bulk materyal; 2-propinoik asit; 2metil-, 1,11 -[1-(hidroksimetil)1,2-etanedil] ester; 2-hidroksi-1,3propanedil dimetakrilat ve fosforus oksit ile reaksiyon ürünleri; TEGDMA; silan muamele edilmiş silika; oksit cam kimyasalları (non-fibröz); sodyum persülfat; TBPIN	RelyX Ultimate Clicker (RXU)	3M ESPE, Neuss, Almanya
Hidroflorik asit	9.5% hidroflorik asit	Porcelain Etchant - 9.5% Buffered hydrofluoric Acid Gel	Bisko, Schaumburg, ABD
Porselen Silanı	Glisidoksipropiltrimetoksisilan, etil alkol	Porcelain Silane	B.J.M.Laboratories Ltd., İsrail

Adeziv	MDP fosfat monomer, dimetilakrilat rezinler, HEMA, vitrebond kopolimer, doldurucu, etanol, su, initiatörler, silan	Single Bond Universal	3M, Neuss, Almanya
Kompozit rezin	Nano boyutlu amorf silika ve cam dolgulu 4-metanoloksi etil trimellitik asit	Flowable composite	Fusio ABD
Akrilik rezin	Polimetilmetakrilat Metilmetakrilat	SC Soğuk Akrilik	Imicryl Dental, Konya, Türkiye

3.1. CAD/CAM Bloklarının Kesilmesi

Örneklerin hazırlanması için İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda, dakikada 400 devir yapan, düşük hızlı, su soğutmalı hassas kesme cihazı(Isomet 1000, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA) kullanıldı. (Resim 1)

Lityum dislikat ve feldspatik CAD/CAM bloklarından 2 mm kalınlığında toplam 160 örnek elde edildi. Örneklerin eşit kalınlıkta olması için elmas kesme diskinin kalınlığı (0,4 mm) dikkate alındı.



Resim 1: Hassas kesme cihazı

Tüm örneklerin yüzey standardizasyonunun sağlanması için 600, 800, 1200 gridlik silikon karbid zımparalar kullanılarak su altında örneklerin yüzeyleri zımparalanmıştır.

3.2. Örneklerin Gruplara Ayrılması ve Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Aşağıdaki tabloda örnek adları, örnek sayıları, örnek gruplarına uygulanan yüzey işlemleri bulunmaktadır. Çalışmada 80 VM, 80 IPS e.MAX CAD olmak üzere toplam 160 örnek hazırlanmıştır. Bu örnekler iki farklı adeziv siman kullanılarak non-termal plazma ön uygulamalı veya uygulamasız olarak kompozit bloklara yapıştırılmıştır.

Tablo 2: Çalışmada kullanılan seramikler, yüzey işlemleri, rezin simanlar

SERAMİK	YÜZEY İŞLEMİ	REZİN SİMAN
1.VİTA MARK II (FELDSPATİK)	1.SİLAN 2.HF + SİLAN 3.PLAZMA+ SİLAN 4.HF ASİT + PLAZMA + SİLAN	1.RELY X ULTIMATE (SINGLE BOND+SİMAN) (SRX) 2.ZENITCEM (SELF ADEZİV) (Z) (SİMAN)
2.IPS e.MAX CAD (LİTYUM DİSİLİKAT)		

Tablo 3: Deney gruplarının isimleri, uygulanan yüzey işlemleri ve örnek sayıları

Grup ismi	Yüzey işlemi, Adeziv siman	Örnek sayısı (n)
VR1	HF +Porselen silan +SRX	10
VR2	Porselen silan + SRX	10
VRP1	HF+NTP+Porselen silan + SRX	10
VRP2	NTP+Porselen silan + SRX	10
VZ1	HF+Porselen silan+Zenitcem	10
VZ2	Porselen silan+Zenitcem	10
VZP1	HF+NTP+Porselen silan+Zenitcem	10
VZP2	NTP+Porselen silan+Zenitcem	10
LR1	HF+Porselen silan + SRX	10
LR2	Porselen silan + SRX	10
LRP1	HF+NTP + Porselen silan + SRX	10
LRP2	NTP+ Porselen silan + SRX	10
LZ1	HF+Porselen silan+ Zenitcem	10
LZ2	Porselen silan+ Zenitcem	10
LZP1	HF+NTP+Porselen silan+ Zenitcem	10
LZP2	NTP+Porselen silan+ Zenitcem	10
	TOPLAM	160

3.2.1 Grup VR1

Feldspatik CAD/CAM bloklarından elde edilen örneklere bu grupta non-termal plazma (NTP) uygulanmamıştır. Kompozit rezin silindirler örnek yüzeylerine SRX ile yapıştırılmıştır.

3.2.2 Grup VR2

Feldspatik CAD/CAM materyallerinden elde edilen örneklere bu grupta NTP yüzey işlemi uygulanmamıştır. Kompozit rezin silindirler örnek yüzeylerine SRX ile yapıştırılmıştır. Simantasyon işlemi sırasında feldspatik CAD/CAM materyali yüzeyine HF uygulanmamıştır.

3.2.3 Grup VRP1

Bu gruptaki Vitamark II örneklere NTP yüzey işlemi 90 sn uygulanmıştır. Makaslama bağlanma dayanımının ölçülmesi için kompozit rezin silindirler örnek yüzeylerine SRX ile yapıştırılmıştır.

3.2.4 Grup VRP2

Bu gruptaki feldspatik örneklere NTP yüzey işlemi 90 sn uygulanmıştır. Makaslama bağlanma dayanımının ölçülmesi için kompozit rezin silindirler örnek yüzeylerine SRX ile yapıştırılmıştır. Simantasyon işlemi sırasında feldspatik CAD/CAM materyali yüzeyine HF uygulanmamıştır.

3.2.5 Grup VZ1

Feldspatik CAD/CAM bloklarından elde edilen örneklere bu grupta NTP uygulanmamıştır. Kompozit rezin silindirler örnek yüzeylerine Z ile yapıştırılmıştır. Bu gruba NTP yüzey işlemi uygulanmamıştır.

3.2.6 Grup VZ2

Bu gruptaki VM örneklere NTP yüzey işlemi uygulanmamıştır. Kompozit rezin silindirler örnek yüzeylerine Z ile yapıştırılmıştır. Simantasyon işlemi sırasında feldspatik CAD/CAM materyali yüzeyine HF uygulanmamıştır.

3.2.7 Grup VZP1

VM CAD/CAM bloklarından elde edilen örneklere bu grupta NTP uygulanmıştır. Kompozit rezin silindirler örnek yüzeylerine Z ile yapıştırılmıştır.

3.2.8 Grup VZP2

Bu gruptaki VM örneklere NTP yüzey işlemi uygulanmıştır. Kompozit rezin silindirler örnek yüzeylerine Z ile yapıştırılmıştır. Simantasyon işlemi sırasında feldspatik CAD/CAM materyali yüzeyine HF uygulanmamıştır.

3.2.9 Grup LR1

IPS E.MAX CAD bloklarından elde edilen örneklere bu grupta NTP uygulanmamıştır. Kompozit rezin silindirler örnek yüzeylerine SRX ile yapıştırılmıştır.

3.2.10 Grup LR2

IPS e.MAX CAD materyallerinden elde edilen örneklere bu grupta NTP yüzey işlemi uygulanmamıştır. Kompozit rezin silindirler örnek yüzeylerine SRX ile yapıştırılmıştır. Simantasyon işlemi sırasında IPS e.MAX CAD materyali yüzeyine HF uygulanmamıştır.

3.2.11 Grup LRP1

Bu gruptaki IPS e.MAX CAD örneklere NTP yüzey işlemi 90 sn uygulanmıştır. Kompozit rezin silindirler örnek yüzeylerine SRX ile yapıştırılmıştır.

3.2.12 Grup LRP2

Bu gruptaki IPS e.MAX CAD örneklere NTP yüzey işlemi 90 sn uygulanmıştır. Kompozit rezin silindirler örnek yüzeylerine SRX ile yapıştırılmıştır. Simantasyon işlemi sırasında IPS e.MAX CAD CAD/CAM materyali yüzeyine HF uygulanmamıştır.

3.2.13 Grup LZ1

IPS e.MAX CAD bloklarından elde edilen örneklere bu grupta NTP uygulanmamıştır. Kompozit rezin silindirler örnek yüzeylerine Z ile yapıştırılmıştır.

3.2.14 Grup LZ2

Bu gruptaki IPS e.MAX CAD örnekler NTP yüzey işlemleri uygulanmamıştır. Kompozit rezin silindirler örnek yüzeylerine Z ile yapıştırılmıştır. Simantasyon işlemi sırasında IPS e.MAX CAD materyali yüzeyine HF uygulanmamıştır.

3.2.15 Grup LZP1

IPS e.MAX CAD bloklarından elde edilen örnekler bu grupta NTP uygulanmıştır. Kompozit rezin silindirler örnek yüzeylerine Z ile yapıştırılmıştır.

3.2.16 Grup LZP2

Bu gruptaki IPS e.MAX CAD örnekler NTP yüzey işlemleri uygulanmıştır. Kompozit rezin silindirler örnek yüzeylerine Z ile yapıştırılmıştır. Simantasyon işlemi sırasında lityum disilikat CAD/CAM materyali yüzeyine HF uygulanmamıştır.

3.3. Kompozit Örneklerin Hazırlanması

Silindir şeklindeki kompozit örnekler iç çapı 4 mm yüksekliği 5 mm olan lastik kalıplar kullanılarak elde edilmiştir. Lastik kalıpların içine hava kabarcığı kalmayacak şekilde akışkan kompozit yerleştirilmiş ve LED ışıklı polimerizasyon cihazı ile polimerizasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Böylelikle iç çapı 4 mm yüksekliği 5 mm olan 160 adet kompozit örnek elde edilmiştir.

3.4. Hazırlanan CAD/CAM Blok Örneklerine Farklı Sürelerde Non-termal Plazma Uygulanması

Farklı sürelerde NTP uygulaması için AC mikro saniye darbeleri güç kaynağı kullanılmıştır (Resim2). Plazma parametreleri 5000 Hz frekans, 20 kV ve 90 sn ve deşarj aralığı 2 mm dir.

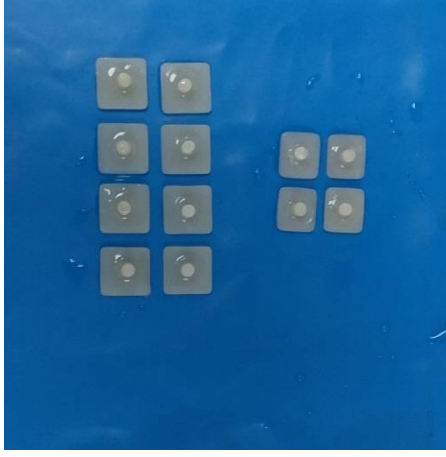
Her iki CAD/CAM blok grubundaki plazma uygulanması planlanan örnekler 90 sn NTP uygulaması yapılmıştır.



Resim 2: Non-termal plazma uygulaması

3.5. Örnek Yüzeylerinin Rezin Siman İle Bağlanma Dayanımlarının Ölçülmesi

IPS e.MAX CAD ve Vitamark II grubundan 40 ar olmak üzere toplam 80 örnek yüzeyine 2*2*5 boyutlarındaki kompozit silindirler (RelyX Ultimate+Single bond) adeziv rezin siman kullanılarak simante edildi. IPS e.MAX CAD ve Vitamark II grubundaki 40 ar olmak üzere kalan diğer 80 örnek yüzeyi merkezine ise kompozit silindirler Zenitcem adeziv rezin siman kullanılarak simantasyon işlemi gerçekleştirildi. Simantasyon işlemi sırasında örneklerin yarısına HF uygulanmadı. Kompozit silindirlerin etrafına taşan rezin siman artıkları bond fırçası ile uzaklaştırıldı. Bu işlemin ardından LED ışıklı polimerizasyon cihazı ile 20 sn ışınlama yapılarak polimerizasyon işlemi sağlandı.(Resim 3)



Resim 3: Örneklerin kompozit silindirlere yapıştırılması



Resim 4: Örneklerin akriliğe gömülmesi



Resim 5: Etüv cihazı

Simantasyon işleminden sonra bütün örnekler 37 derece de 24 saat etüv cihazında bekletildi.(Resim5)

Makaslama bağlanma dayanımının ölçümü, universal test cihazı (Shimadzu, Model AGS-X 5kN, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japonya) ile yapıldı. Örneklerin her biri tutucu düzenekte sabitlenip kesme bıçağının ucu seramik ile kompozit disklerin bağlantı yerine gelecek şekilde konumlandırıldı. Kesme bıçağının uç kısmı kompozit disk yüzeyi ile 90 derecelik açı oluşturacak biçimde yerleştirildi.(Resim6)



Resim 6: Örneklerin üniversal test cihazına yerleştirilmesi

Kırılma gerçekleşinceye kadar örneklere 1mm/dk hızla kuvvet uygulandı. Ardından kırılma anında kaydedilen Newton (N) cinsinden değerler bağlanma yüzey alanına bölünerek megapaskal (MPa) biriminde veriler haline getirildi.

3.6. SEM İncelemesi ile Kopma Tiplerinin Belirlenmesi

Kopma tiplerinin tespit edilmesi için makaslama bağlanma dayanımı ölçümünün ardından örneklerin seramik adeziv siman bağlantı yüzeyleri SEM (AxioCam ERc 5s, Zeiss, Almanya)(Resim 7) ile incelendi.

Kopma tiplerini 3 grupta sınıflandırabiliriz:

Tip I: Adeziv kopma (rezin siman ile seramik arasında meydana gelen kopma),

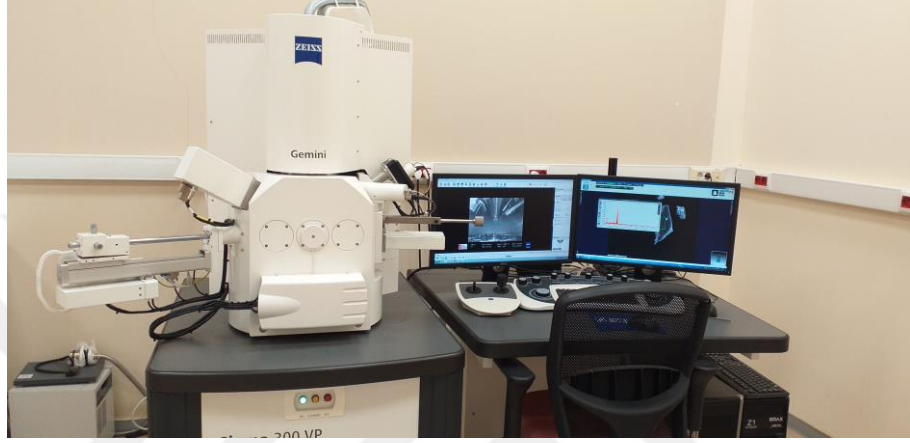
Tip II: Koheziv kopma (materyal içinde oluşan kopma)

a-Rezin simanda oluşan koheziv kopma

b- Kompozitte oluşan koheziv kopma

c-Seramikte oluşan koheziv kopma

Tip III: Miks kopma (adeziv ve koheziv kopmanın beraber izlendiği kopma)



Resim 7: Örnek yüzeylerinin SEM de incelenmesi

3.7. İstatistiksel analiz

İstatistiksel analiz için SPSS 17.0 kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. Verilerin normal dağılıma uygun olması nedeniyle üç yönlü ANOVA testi ve Bonferroni düzeltmesi analiz için kullanıldı.

4. BULGULAR

Vita Mark II ve IPS e.MAX CAD materyallerinden elde edilen 80'er örnek, kendi içinde plazma uygulaması yapılmış (90 sn) ve plazma uygulaması yapılmamış olmak üzere 2 gruba ayrılmıştır. Bu gruplarda kendi içinde iki ayrı rezin simanla simantasyon sırasında HF uygulanmış ve uygulanmamış olmak üzere 2 gruba ayrılmıştır. 8 adet gruptaki bütün örneklerin makaslama bağlanma dayanımı ölçülmüştür.

Tablo 4: Elde edilen makaslama bağlanma dayanımı değerlerine ait ortalama standart sapma değerlerinin karşılaştırılması

SERAMİK	YÜZEY	SİLAN VE SİMAN	ORTALAMA	STANDART SAPMA	N
VITAMARK II	SİLAN	RELY X ULTIMATE	10,2230	3,98640	10
		ZENITCEM	8,7980	2,53817	10
		Total	9,5105	3,33369	20
	HF-SİLAN	RELY X ULTIMATE	18,5560	2,48521	10
		ZENITCEM	13,7690	3,67163	10
		Total	16,1625	3,91684	20
	PLAZMA-SİLAN	RELY X ULTIMATE	10,3450	3,12681	10
		ZENITCEM	11,9010	2,06951	10
		Total	11,1230	2,70131	20
	HF ASIT+PLAZMA-SİLAN	RELY X ULTIMATE	19,9260	2,72773	10
		ZENITCEM	16,0120	3,80878	10
		Total	17,9690	3,79835	20
	Total	RELY X ULTIMATE	14,7625	5,46622	40
		ZENITCEM	12,6200	4,01255	40
Total		13,6913	4,88479	80	

Tablo 4: Elde edilen makaslama bağlanma dayanımı değerlerine ait ortalama standart sapma değerlerinin karşılaştırılması (Devam)

SERAMİK	YÜZEY	SİLAN VE SİMAN	ORTALAMA	STANDART SAPMA	N
IPS E.MAX CAD	SİLAN	RELY X ULTIMATE	8,9010	2,98088	10
		ZENITCEM	5,3920	2,44437	10
		Total	7,1465	3,20617	20
	HF-SİLAN	RELY X ULTIMATE	19,5900	6,33156	10
		ZENITCEM	15,5993	5,47574	10
		Total	17,5947	6,11417	20
	PLAZMA-SİLAN	RELY X ULTIMATE	11,4490	3,38038	10
		ZENITCEM	8,1150	2,55836	10
		Total	9,7820	3,38205	20
	HF ASIT+PLAZMA-SİLAN	RELY X ULTIMATE	21,5600	3,10442	10
		ZENITCEM	16,7050	5,48112	10
		Total	19,1325	4,99987	20
	Total	RELY X ULTIMATE	15,3750	6,72503	40
		ZENITCEM	11,4528	6,36386	40
		Total	13,4139	6,79811	80
Total	SİLAN	RELY X ULTIMATE	9,5620	3,49234	20
		ZENITCEM	7,0950	2,98910	20
		Total	8,3285	3,44314	40
	HF-SİLAN	RELY X ULTIMATE	19,0730	4,71130	20
		ZENITCEM	14,6842	4,63358	20
		Total	16,8786	5,11980	40
	PLAZMA-SİLAN	RELY X ULTIMATE	10,8970	3,21942	20
		ZENITCEM	10,0080	2,98348	20
		Total	10,4525	3,09654	40
	HF ASIT+PLAZMA-SİLAN	RELY X ULTIMATE	20,7430	2,96516	20
		ZENITCEM	16,3585	4,60746	20
		Total	18,5508	4,42208	40

Makaslama bağlanma dayanımı testinden elde edilen veriler, tüm materyaller ve uygulamalar için örnek grupları bazında elde edildi. Shapiro-Wilk testi sonucunda, normal dağılım görüldü. Üç yönlü ANOVA testi sonuçları Tablo 5.' de belirtildi.

Şekil 3: Örnek gruplarının isimlendirilmesi

V: Vitamark2
R: Porselen silan + (Single bond)+Relyx Ultimate
P: Plazma
1: HF yüzey işlemi var
2: HF yüzey işlemi yok
Z: Primer + Zenitcem
L: Lityumdisilikat

- VR1, VR2,
- VRP1, VRP2
- VZ1, VZ2
- VZP1, VZP2
- LR1, LR2
- LRP1, LRP2
- LZ1, LZ2
- LZP1, LZP2

Tablo 5. Elde edilen makaslama bağlanma dayanımı sonuç değerlerinin üç yönlü ANOVA testi tablosu

Kaynak	Tip III karelerin toplamı	serbestlik derecesi	Ortalamaların karesi	F	Önem (P)
Düzeltilmiş model	3553,793(a)	15	236,920	17,185	,000
Intercept	29387,593	1	29387,593	2131,629	,000
SERAMIK	3,077	1	3,077	,223	,637
YUZEY	2917,818	3	972,606	70,548	,000*
SİLAN VE SIMAN	367,803	1	367,803	26,679	,000*
SERAMIK * YUZEY	104,839	3	34,946	2,535	,059
SERAMIK * SİLAN VE SIMAN	31,672	1	31,672	2,297	,132
YUZEY * SİLAN VE SIMAN	85,820	3	28,607	2,075	,106
SERAMIK * YUZEY * SİLAN VE SIMAN	42,764	3	14,255	1,034	,380
Hata	1985,249	144	13,786		
Toplam	34926,635	160			
Düzeltilmiş Toplam	5539,042	159			

a R Squared(kare) = ,642 (Adjusted R Squared(düzeltilmiş R kare) = ,604)

Bu tabloda görüldüğü üzere: Seramik; 1. Faktör (Vitamark II ve IPS e.MAX

CAD), Yüzey İşlemi; 2.Faktör (Silan, HF+Silan, Plazma+Silan, HF Asit+Plazma+Silan) ve Silan ve siman; 3.Faktör (Single bond+Rely x Utimate-SRX ve Zenitcem-Z) olarak belirlendi. Bu faktörlerden ve etkileşimlerden istatistiksel olarak anlamlı olanlar (*) ile yukarıdaki tabloda gösterilmiştir ve anlamlılık düzeyi $p<0.001$ 'dir

Bu duruma göre bu çalışmada anlamlılığa esas etkisi olan faktörler 'yüzey uygulaması' (tek başına) ve 'silan ve siman tipi' (tek başına) anlamlı olan faktörlerdir ($p<0.001$). Diğer faktörler (tek başına) veya 2'li ya da 3'lü kombinasyonları sonuçlar üzerinde etki gösterememiştir ($p>0.05$).

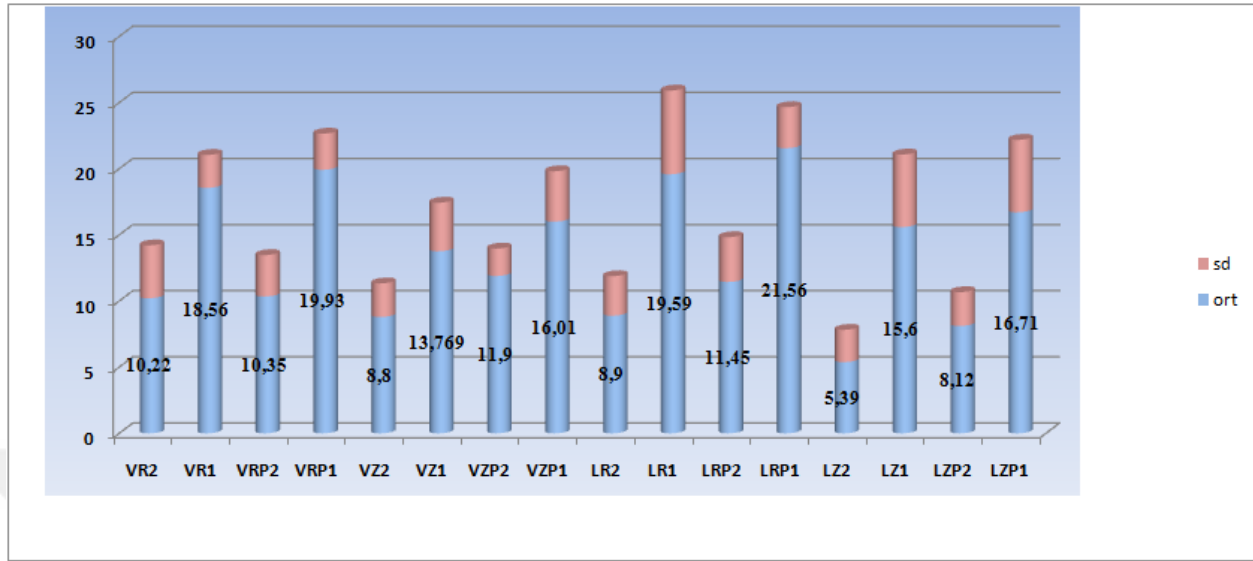
Tablo 6: Elde edilen bağlanma dayanımı ölçüm değerlerinin her grubun kendi içinde kullanılan materyale göre karşılaştırılması

YÜZEY	SİLAN VE SİMAN	(I) SERAMİK	(J) SERAMİK	P
SİLAN	RELY X ULTIMATE	VITAMARK II	IPS E.MAX CAD	,427
		IPS E.MAX CAD	VITAMARK II	,427
	ZENITCEM	VITAMARK II	IPS E.MAX CAD	,042*
		IPS E.MAX CAD	VITAMARK II	,042*
HF-SİLAN	RELY X ULTIMATE	VITAMARK II	IPS E.MAX CAD	,534
		IPS E.MAX CAD	VITAMARK II	,534
	ZENITCEM	VITAMARK II	IPS E.MAX CAD	,272
		IPS E.MAX CAD	VITAMARK II	,272
PLAZMA-SİLAN	RELY X ULTIMATE	VITAMARK II	IPS E.MAX CAD	,507
		IPS E.MAX CAD	VITAMARK II	,507
	ZENITCEM	VITAMARK II	IPS E.MAX CAD	,024*
		IPS E.MAX CAD	VITAMARK II	,024*
HF ASIT+PLAZMA-SİLAN	RELY X ULTIMATE	VITAMARK II	IPS E.MAX CAD	,327
		IPS E.MAX CAD	VITAMARK II	,327
	ZENITCEM	VITAMARK II	IPS E.MAX CAD	,677
		IPS E.MAX CAD	VITAMARK II	,677

Ortalama farklılık $p=.05$ seviyesinde istatistiksel olarak anlamlıdır.

Elde edilen bağlanma dayanımı ölçüm değerleri her grup kendi içinde kullanılan seramik materyaline göre karşılaştırıldı. VR2 ile LR2 grubunun bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında anlamlı bir fark görülmedi. Tüm gruplar arasında en yüksek bağlanma dayanımı LRP1 (21,56 MPa), en düşük bağlanma dayanımı LZ2 (5,39 MPa) gruplarında gözlemlendi.

Şekil 4: Bağlanma dayanımı ölçüm değerlerinin gruplara ait grafiksel görünümü



VZ2(8,80 MPa) grubunun bağlanma dayanımı LR2(5,39 MPa) grubuna göre anlamlı olarak daha yüksek bulundu ($p=0,042$). Plazma yüzey işleminin uygulandığı gruplardan VZP2(11,90 MPa) grubunun bağlanma dayanımı LZP2(8,11 MPa) grubuna göre anlamlı düzeyde yüksekti ($p=0,024$)

Tablo 7: Elde edilen bağlanma dayanımı ölçüm değerlerinin uygulanan yüzey işleme göre grupların p değerlerinin karşılaştırılması(1)

SERAMİK	SİLAN VESİMAN	(I) YÜZEY	(J) YÜZEY	P
VİTAMARK II	RELY X ULTIMATE	SİLAN	HF+SİLAN	,000*
			PLAZMA+SİLAN	,942
			HF ASİT+PLAZMA+SİLAN	,000*
		HF+SİLAN	SİLAN	,000*
			PLAZMA+SİLAN	,000*
			HF ASİT+PLAZMA+SİLAN	,411
		PLAZMA+SİLAN	SİLAN	,942
			HF+SİLAN	,000*
			HF ASİT+PLAZMA+SİLAN	,000*
		HF ASİT+PLAZMA+SİLAN	SİLAN	,000*
			HF+SİLAN	,411
			PLAZMA+SİLAN	,000*
	ZENITCEM	SİLAN	HF+SİLAN	,003*
			PLAZMA+SİLAN	,064
			HF ASİT+PLAZMA+SİLAN	,000*
		HF+SİLAN	SİLAN	,003*
			PLAZMA+SİLAN	,262
			HF ASİT+PLAZMA+SİLAN	,179
		PLAZMA+SİLAN	SİLAN	,064
			HF+SİLAN	,262
			HF ASİT+PLAZMA+SİLAN	,014*
		HF ASİT+PLAZMA+SİLAN	SİLAN	,000*
			HF+SİLAN	,179
			PLAZMA+SİLAN	,014*

Ortalama farklılık $p=0.05$ seviyesinde istatistiksel olarak anlamlıdır.

Yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımına etkisi gruplar arasında karşılaştırıldı. SRX simanın kullanıldığı VM gruplarında VR1 bağlanma dayanımı (18,56 MPa), VR2 (10,22 MPa), VRP2 (10,34 MPa) grubuna göre anlamlı olarak daha yüksek bulundu. ($p<0.001$) VRP1 in bağlanma dayanımı (19,93 MPa) ise VR2 (10,22 MPa), VRP2 (10,34 MPa) grubuna göre anlamlı bir şekilde daha yüksekti. ($p<0.05$)

Zenitcem simanın kullanıldığı VM gruplarında VZP1(16,01 MPa) in makaslama bağlanma dayanımı VZ2(8,80 MPa) ve VZP2(11,90 MPa) grubuna göre anlamlı bir şekilde yüksek olduğu tespit edildi. ($p=0.014$) VZ1(13,79 MPa) grubunun

makaslama bağlanma dayanımı da VZ2 (8,80 MPa) grubuna göre anlamlı olarak daha yüksek bulundu. (p=0,003)

Tablo 7: Elde edilen bağlanma dayanımı ölçüm değerlerinin uygulanan yüzey işleme göre grupların p değerlerinin karşılaştırılması(2)

SERAMİK	SİLANVE SİMAN	(I) YÜZEY	(J) YÜZEY	*p	
IPS E.MAX CAD	RELY X ULTIMATE	SİLAN	HF+SİLAN	,000*	
			PLAZMA+SİLAN	,127	
			HF ASİT+PLAZMA+SİLAN	,000*	
			HF+SİLAN	SİLAN	,000*
			PLAZMA+SİLAN	,000*	
			HF ASİT+PLAZMA+SİLAN	,237	
		PLAZMA+ SİLAN	SİLAN	,127	
			HF+SİLAN	,000*	
			HF ASİT+PLAZMA+SİLAN	,000*	
			HF ASİT+PLAZMA+SİLAN	SİLAN	,000*
				HF+SİLAN	,237
				PLAZMA+SİLAN	,000*
	ZENITCEM	SİLAN		HF+SİLAN	,000*
				PLAZMA+SİLAN	,103
				HF ASİT+PLAZMA+SİLAN	,000*
			HF+SİLAN	SİLAN	,000*
			PLAZMA+SİLAN	,000*	
			HF ASİT+PLAZMA+SİLAN	,507	
		PLAZMA+ SİLAN	SİLAN	,103	
			HF+SİLAN	,000*	
			HF ASİT+PLAZMA+SİLAN	,000*	
			HF ASİT+PLAZMA+SİLAN	SİLAN	,000*
				HF+SİLAN	,507
				PLAZMA+SİLAN	,000*

Ortalama farklılık p=.05 seviyesinde istatistiksel olarak anlamlıdır

Tablo 8: Elde edilen bağlanma dayanımı ölçüm değerlerinin uygulanan siman tipine göre gruplar arası karşılaştırma değerleri

SERAMİK	YÜZEY	(I) SİLAN VE SİMAN	(J) SİLAN VE SİMAN	*p	
VİTAMARK II	SİLAN	RELY X ULTIMATE	ZENITCEM	,392	
		ZENITCEM	RELY X ULTIMATE	,392	
	HF+SİLAN	RELY X ULTIMATE	ZENITCEM	,005*	
		ZENITCEM	RELY X ULTIMATE	,005*	
	PLAZMA+SİLAN	RELY X ULTIMATE	ZENITCEM	,350	
		ZENITCEM	RELY X ULTIMATE	,350	
	HF+PLAZMA+SİLAN	RELY X ULTIMATE	ZENITCEM	,020*	
		ZENITCEM	RELY X ULTIMATE	,020*	
	IPS E.MAX CAD	SİLAN	RELY X ULTIMATE	ZENITCEM	,036*
			ZENITCEM	RELY X ULTIMATE	,036*
HF+SİLAN		RELY X ULTIMATE	ZENITCEM	,018*	
		ZENITCEM	RELY X ULTIMATE	,018*	
PLAZMA+SİLAN		RELY X ULTIMATE	ZENITCEM	,047*	
		ZENITCEM	RELY X ULTIMATE	,047*	
HF+PLAZMA+SİLAN		RELY X ULTIMATE	ZENITCEM	,004*	
		ZENITCEM	RELY X ULTIMATE	,004*	

Ortalama farklılık $p=0.05$ seviyesinde istatistiksel olarak anlamlıdır

SRX simanın kullanıldığı IPS e.MAX CAD gruplarında ise LR1(19,59 MPa), LRP1(21,56 MPa) gruplarının makaslama bağlanma dayanımı LR2(8,90 MPa), LRP2(11,45 MPa) gruplarına göre anlamlı olarak daha yüksekti. ($p<0.05$)

Zenitcem simanın kullanıldığı IPS e.MAX CAD E-max gruplarında LZ1(15,60 MPa), LZP1(16,70 MPa) grubunun bağlanma dayanımı LZ2(5,39 MPa) ve LZP2 (8,1150 MPa) grubuna göre anlamlı olarak yüksek olduğu görüldü. ($p<0.05$)

HF+Silan yüzey işleminin uygulandığı VM gruplarında VR1 (18,56 MPa) grubunun bağlanma dayanımı VZ1(13,77 MPa) grubuna göre anlamlı bir şekilde yüksek olduğu tespit edildi. ($p=0.005$)

HF+Plazma+Silan yüzey işleminin uygulandığı VM gruplarında VRP1(19,93 MPa) grubunun bağlanma dayanımı VZP1 (16,01 MPa) grubuna göre anlamlı bir şekilde yüksekti. ($p=0.020$)

Silan yüzey işleminin uygulandığı IPS e.MAX CAD gruplarında LR2 (8,90 MPa) grubunun bağlanma dayanımı LZ2 (5,39 MPa) grubuna göre anlamlı olarak daha yüksekti ($p=0,036$).

HF+Silan yüzey işleminin uygulandığı IPS e.MAX CAD gruplarında LR1 (19,59 MPa) grubunun bağlanma dayanımı LZ1 (15,60 MPa) grubuna göre anlamlı şekilde yüksekti. ($p=0,018$)

Plazma+Silan yüzey işleminin uygulandığı IPS e.MAX CAD gruplarında LRP2 (11,45 MPa) grubunun bağlanma dayanımının LZP2 (8,11 MPa) grubuna göre anlamlı bir şekilde yüksek olduğu tespit edildi. ($p=0,047$)

HF+Plazma+Silan yüzey işleminin uygulandığı IPS e.MAX CAD gruplarında ise LRP1 (21,56 MPa) grubunun bağlanma dayanımının LZP1 (16,70 MPa) grubuna göre anlamlı bir şekilde yüksek olduğu görüldü. ($p=0,004$)

4.1. Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testi yapıldıktan sonra CAD/CAM blok yüzeyi-rezin siman arasındaki kopma tipleri incelendi.

Bağlanma dayanımı testi sonrası yüzeyler stereomikroskop incelenerek kopma tipleri değerlendirildiğinde, LRP1 grubunda sadece miks kopma tipi görüldü.

Sadece silan yüzey işleminin uygulanmış self adeziv siman kullanılan e-max grubunda sadece adeziv kopma görüldü (LZ2). En düşük bağlanma dayanım değerinin kaydedildiği grup LZ2 grubudur.

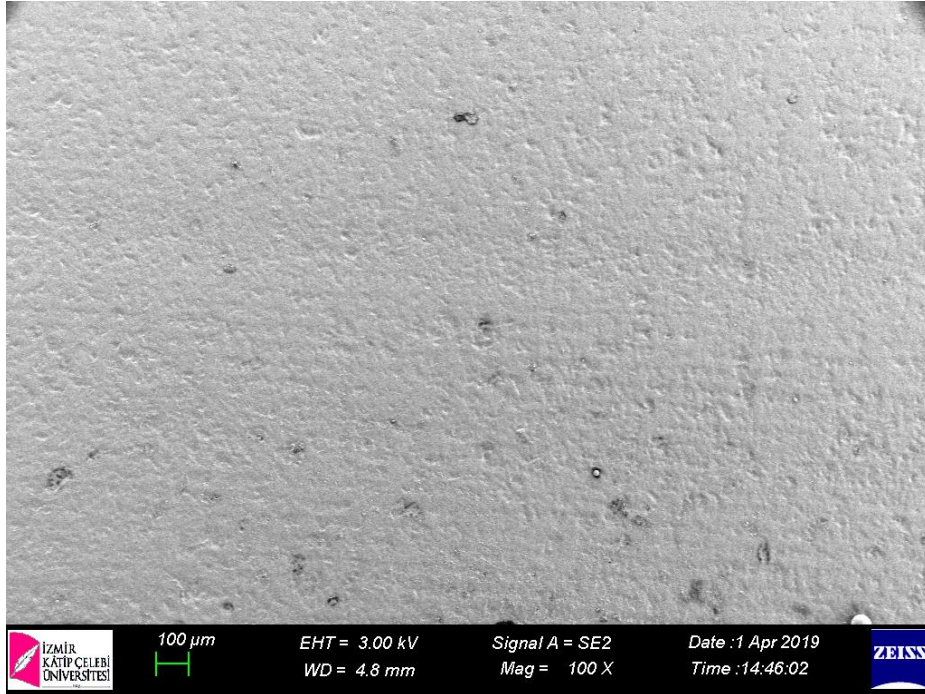
Plazma yüzey işleminin uygulanmış örneklerde kopma tipi daha çok miks tipindedir.

Tablo 9: Örneklerin kopma tipleri

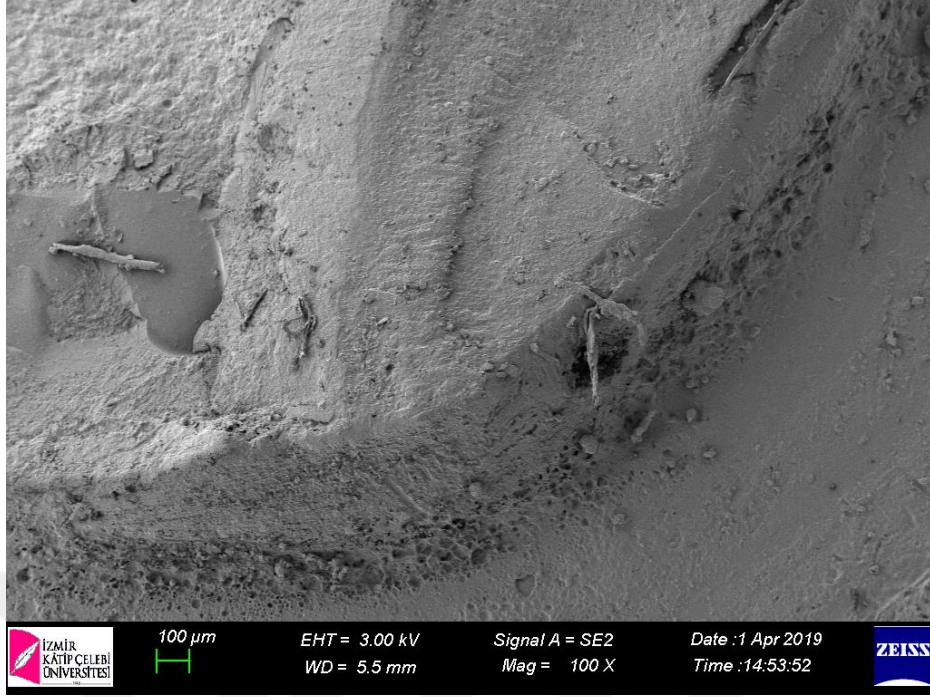
GRUPLAR	ADEZİV	KOHEZİV			MİKS	GRUPLAR	ADEZİV	KOHEZİV			MİKS
		S	A	K				S	A	K	
LRP1	-	-	-	-	100	LRP2	40	-	10	-	50
VRP1	-	20	-	-	80	VRP2	20	20	30	-	30
LR1	-	-	10	-	90	LR2	90	-	10	-	-
VR1	10	10	-	-	80	VR2	30	20	-	-	50
LZP1	20	-	10	-	70	LZP2	90	-	-	-	10
VZP1	20	-	-	-	80	VZP2	20	-	70	-	10
LZ1	30	-	10	-	60	LZ2	100	-	-	-	-
VZ1	50	20	-	-	30	VZ2	80	-	10	-	10

4.2 Örneklerin SEM Analizi

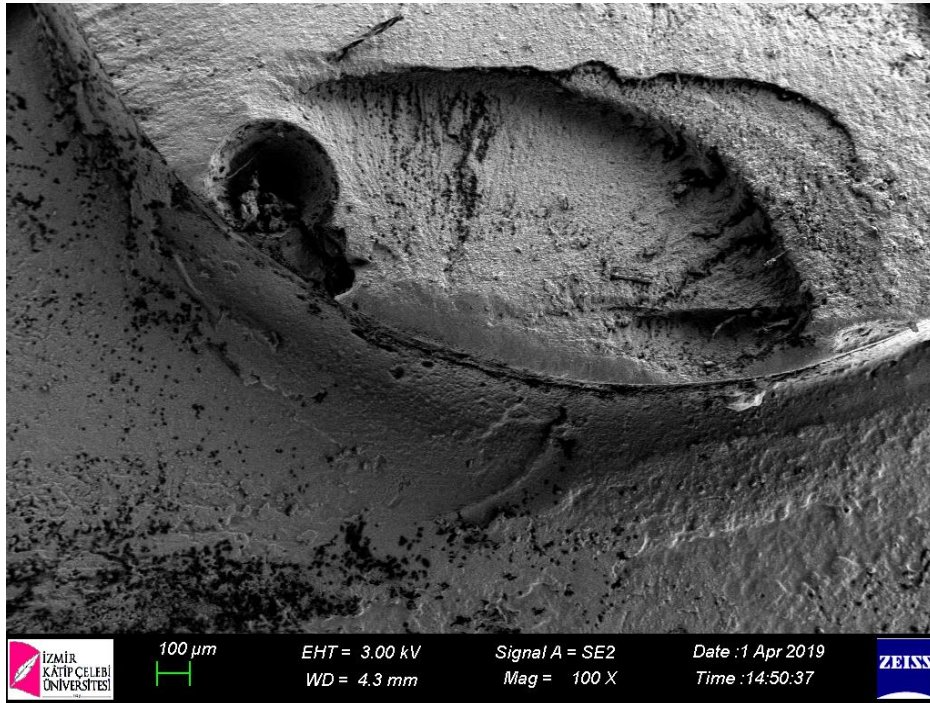
Bağlanma dayanımı testinin ardından kırılma tiplerine göre bazı örneklerin yüzeyleri SEM (AxioCam ERc 5s, Zeiss, Almanya) X 100 büyütmede incelendi.



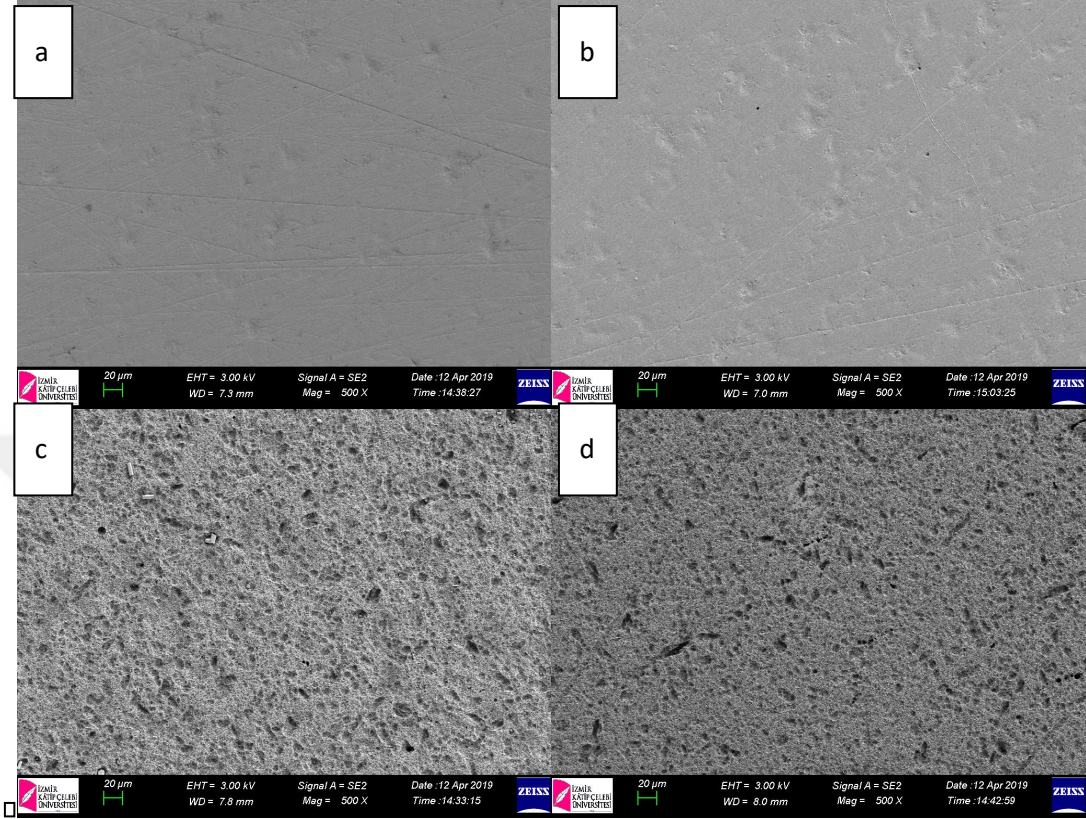
Resim 8: Adeziv Kopma Tipi



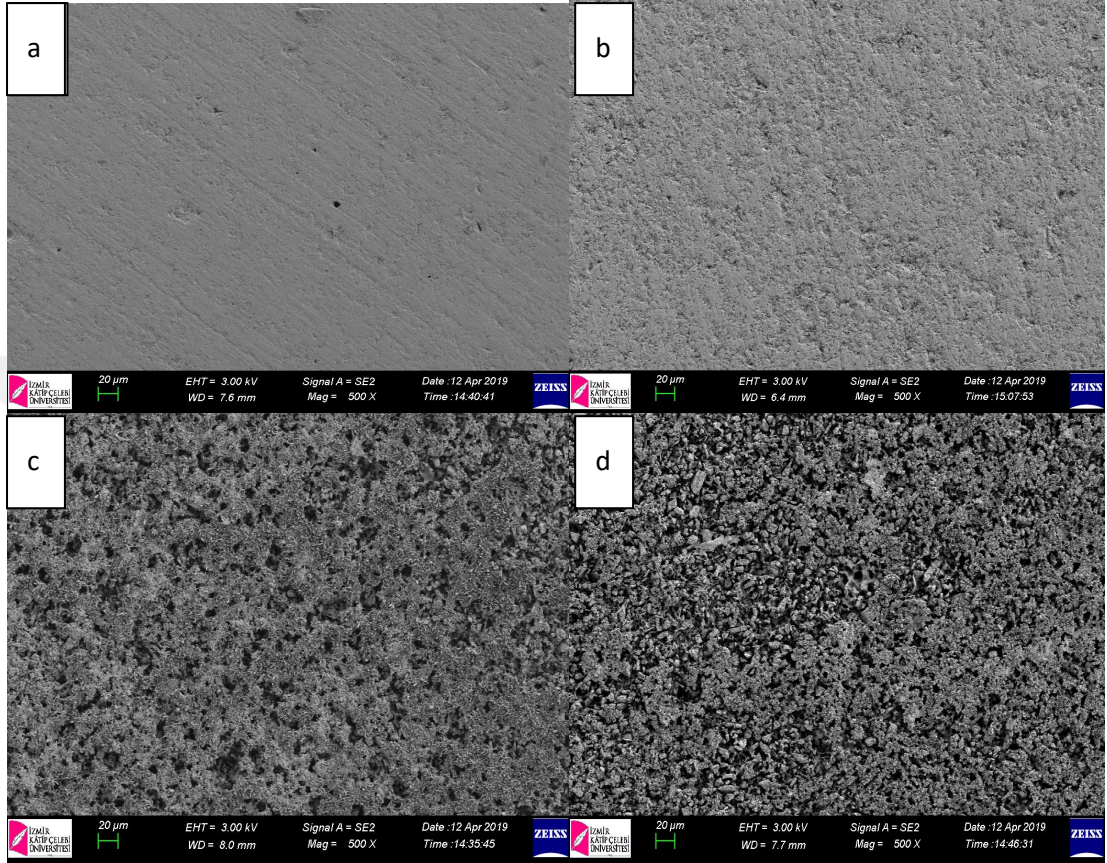
Resim 9: Koheziv Kopma Tipi



Resim 10: Miks Kopma Tipi



Resim 11: a: Feldspat-Normal yüzey, b: Feldspat-Plazma, c: Feldspat-HF, d: Feldspat-HF-Plazma



Resim 12: a: Lityum disilikat-Normal yüzey, b: Lityum disilikat-Plazma,, c: Lityum disilikat-HF, d: Lityumdisilikat-HF-Plazma

Feldspatik ve lityum disilikat örneklerin yüzeyleri normal, sadece plazma sonrası, sadece HF asit sonrası şeklinde SEM (AxioCam ERc 5s, Zeiss, Almanya) X500 büyütmede incelendi.

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda, atmosferik basınçlı DBD plazması, hava ortamında ilave bir gaz kullanılmadan feldspatik ve lityum dislikat CAD/CAM seramiklerin yüzeylerine uygulanmıştır. Bu yüzey işleminin farklı adeziv simanlar ve farklı yüzey işlemleri ile beraber uygulanmasından dolayı bağlanma dayanımına etkisini değerlendiren özgün bir çalışmadır. Bağlanma dayanımına etkisini incelemek için plazma uygulamasından önce VM ve EC cam seramik örneklerin yarısına HF uygulanmış diğer yarısına uygulanmamıştır. Plazma uygulamasından sonra silan ve sonrasında Z ve SRX olmak üzere iki farklı rezin siman sistemi kullanılmıştır. Plazma uygulamasının VM ve EC materyallerinin rezin siman ile makaslama bağlanma dayanımı üzerine istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bir etki oluşturmadığı gözlenmiştir. Bu sebeple non-termal plazmanın VM ve EC cam seramiklerin rezin simanlarla bağlantı dayanımını değiştirmedığıne dair olan sıfır hipotezi kabul edilmiştir.

Protetik diş tedavilerinde temel hedef, estetik ve fonksiyonun yeniden elde edilmesidir. Tam seramiklerin mekanik özelliklerinin artırılmasıyla beraber sabit protetik restorasyonlarda metal destekli seramik restorasyonların yerine tam seramik restorasyonlar adından sıkça söz ettirmeye başlamıştır.^{7,75,68}

Günümüzde protetik restorasyonların üretiminde konvansiyonel yöntemlerin yerini CAD/CAM teknolojisi almaya başlamıştır. Bu gelişme restorasyonların tek seansta üretilebilme avantajını da beraberinde getirmiştir. CAD/CAM teknolojisi ayrıca konvansiyonel ölçü, geçici protez yapımı ve laboratuvar aşamalarını elimine etmiştir. CAD/CAM sisteminde kullanılan restoratif materyaller arasında değişik içeriklere sahip birçok materyal bulunmaktadır.¹⁷

Tam seramiklerin uzun dönem başarısından bahsedildiğinde temel faktörler arasında simantasyon önemli bir yere sahiptir.¹⁰⁰ Simantasyonun başarısı için simanın hem seramik yüzeyine hem de diş yüzeyine olan adezyonu önem taşımaktadır. CAD/CAM blokların simanlarla olan bağlantısının artırılabilmesi durumunda daha konservatif preparasyonlar da yapılabilecektir.

Burke'nin¹⁷⁹ adeziv siman ve çinko fosfat siman ile simantasyonun seramiğin kırılma direncine etkisini incelediği araştırmada, seramik iç yüzeyinin asit ile pürüzlendirilip adeziv uygulandığı grubun, konvansiyonel siman ile simantasyona göre anlamlı ölçüde kırılma direncini arttırdığı belirtilmiştir. Bu nedenle tam seramiklerin simantasyonunda adeziv simantasyon sistemlerinin tercih edilmesi gerektiği ifade edilmiştir. Filho ve ark.¹⁸⁰ da, seramik restorasyonların adeziv rezin siman ile bağlantısı öncesi yapılacak yüzey işlemlerinin bağlantı kuvvetini arttıran önemli bir faktör olduğunu belirtmişlerdir. Biz de çalışmamızda CAD/CAM'de kullanılan materyallerden estetik özellikleri ile öne çıkan feldspatik ve lityum disilikat içerikli seramiklerin adeziv rezin simanla simantasyonunda farklı ön aşama uygulamalarının bağlanma dayanımına etkisinin olup olmadığını araştırdık.

Sabit dental restorasyonların simantasyonunda, siman-restorasyon bağlantısını arttırmak için restorasyon iç yüzeyine uygulanan yüzey işlemleri, farklı kompozisyonlara sahip materyallerin olması nedeniyle değişebilmektedir. Seramik restorasyonların rezin bağlantısını etkileyen temel etkenler; kimyasal fonksiyon ve mikromekanik kilitlenmedir.¹⁰⁰

Kumlama işlemi ile restorasyonda mikromekanik retansiyon sağlanmaktadır.¹⁸¹ Ancak bu işlem restorasyonun uzun dönem başarısını olumsuz etkileyebilecek yüzey hasarına neden olmaktadır.¹⁸² Seramik restorasyon yüzeyi ile rezin arasındaki bağlantının sağlanmasında çoğunlukla hidroflorik asit ve sonrasında silan uygulanmaktadır. Ancak hidroflorik asidin sağlığa zararlı etkisi¹⁸³ ve seramik direncine olumsuz etkisi¹⁸⁴ tartışmaları da hala mevcuttur. Hidroflorik asit, seramik yapısında silisyum bulunduran cam matriksi çözüp, lösit kristalleri etrafında mikroandırkatlar oluşturur. Resin simanın andırkatlara dolması ile beraber iyi bir mikromekanik tutuculuk elde edilir.¹⁸⁵

Kursoglu ve ark.²¹⁶ yaptığı bir çalışmada lityum disilikat seramiklerde hidroflorik asit ve Er, Cr: YSGG lazer yüzey işleminin rezin siman bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada lityum disilikat örneklerine 60 s boyunca % 9.5 hidroflorik asit veya 1.5-, 2.5- ve 6-W Er, Cr: YSGG lazer uygulamaları sonrasında seramik yüzeylerine seramik primer (Rely X seramik primer) ve adeziv (Adper Single Bond) uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda

bağlanma dayanımının HF-seramik primer-Single bond uygulanan grupta en yüksek olduğu belirtilmiştir.

Cam seramiklerde HF ile yüzey hazırlık işleminden sonra silan uygulanmasının bağlanmayı arttırdığı önceki çalışmalarda da bildirilmiştir.^{120,140,141} Silan uygulanması ile ıslanabilirlik, yüzey enerjisi artarken yüzey gerilimi azalır. Böylelikle iyi bir adezyon elde edilir.^{138,139} Cam matriks seramiklerde silan uygulama aşamasında silan içeriğindeki inorganik gruplar seramik yüzeyinde bulunan silika (SiO₂) ile siloksan ağını (-Si-O-Si) oluşturur. Aynı zamanda silan içeriğindeki fonksiyonel gruplar (metakrilat grubu) rezinin organik matriksi ile bağlantı oluşturur. Böylece güçlü bir seramik-rezin bağlantısı elde edilir.¹⁴² Silika esaslı seramiklerde de HF ile yüzey hazırlık işleminden sonra silan uygulanmasının bağlanmayı arttırdığı belirtilmektedir.^{120,140,141} Bizim çalışmamızda da HF-Silan yüzey işleminin uygulandığı grupların bağlanma dayanımı silan yüzey işleminin uygulandığı gruplara göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. HF yüzey işleminin bağlantıyı arttırdığı gözlenmiştir.

Non-termal plazma uygulamaları, tıp, biyomedikal ve diş hekimliği gibi birçok alanda yerini almıştır.^{162,188,189} Non-termal plazmanın yüzey enerjisi ve hidrofilitiyi artırması da dişhekimliğinde kullanım sıklığını arttırmıştır.^{190,191} Araştırmalarda ıslanabilirliğin artması ile yüzey enerjisinin artacağı bunun sonucunda da bağlanma kuvvetinin artacağı belirtilmiştir.¹⁸⁶ Yine son yıllarda yapılan diğer bir çalışmada²¹⁶ non-termal plazma uygulamasının cam seramik yüzeyinde değme açısını düşürdüğü gibi yüzey pürüzlülüğünü de arttırdığı gösterilmiştir.

Araştırmalarda ıslanabilirliğin artması ile yüzey enerjisinin de artacağı bunun sonucunda da bağlanma kuvvetinin artacağı belirtilmiştir.¹⁸⁶ Plazmanın da yüzey modifikasyonu oluşturduğu ve ıslanabilirliği arttığını bildirilmiştir.^{192,193}

Cho ve ark.,²¹⁵ yaptığı bir çalışmada feldspatik seramiklerden elde edilen örneklere plazma polimer kaplama uygulanmış ve adezyona nasıl etki edeceği incelenmiştir. Araştırma sonucunda plazma yüzey işlemi ile hidroflorik asit ve ardından uygulanan silan uygulaması karşılaştırıldığında plazma işleminin daha az etkili olduğu görülmüştür.

Han ve ark. yaptıkları bir araştırmada, feldspatik seramiklere plazma yüzey işlemini uygulamışlardır. İşlem sonrasında seramik yüzeyinin hidrofilitesinde artış olduğunu bildirmişlerdir. İşlem sonucunda ise plazma yüzey işleminin adezyonu arttırdığı gözlenmiştir.¹⁹⁹

Çalışmamızda, plazma-silan ve silan yüzey işlemlerinin uygulandığı ve Z adeziv simanın kullanıldığı gruplarda VZ2 bağlanma dayanımının, LZ2 grubuna göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu nedenle Z simanın kullanıldığı silan ve plazma-silan yüzey işleminin uygulandığı gruplarda seramik tipinin önemli olduğu ve silan yüzey işleminin VM de daha etkili olduğu söylenebilir. HF ve HF-Plazma yüzey işlemlerinin uygulandığı gruplarda ise seramik tipinde anlamlı düzeyde bir farklılık gözlenmemiştir. Bu gruplarda HF etkisinin seramik tipinden daha önemli olduğu düşünülmektedir. Bağlantı değerlerinin anlamlı değişim göstermemesinin nedeni olarak ta HF uygulaması gibi güçlü pürüzlülük oluşturan bir işlemde sonra plazma uygulamasının HF asite göre anlamlı bir artış oluşturmamış olacağı düşünülebilir. SEM görüntüleri de HF den sonra plazma uygulamasının pürüzlülüğe önemli derecede katkı sağlamadığı görünümündedir.

Farklı araştırmalar da ^{192,193} plazmanın yüzey modifikasyonu oluşturduğunu ve bunun sonucunda da ıslanabilirliğin arttığını göstermiştir. Çökeliler ve ark.¹⁹⁴ yaptığı bir çalışmada da plazma yüzey işleminin seramik yüzeyinin yüzey enerjisini arttırdığı ve feldspatik seramik yüzeyi ile rezin siman arasındaki bağlantı kuvvetini arttırdığı gözlenmiştir. Bunun nedeni olarak ta atmosferik basınçtaki plazmanın seramik yüzeyine uygulanmasıyla seramik yüzeyinde oksijende artış görülüp karboksil grupları meydana getirmesi ve böylece yüzey hidrofilitesi artırması ve/veya seramiklerin yüzey pürüzlülüğünü arttırması düşünülmüştür.¹⁹³ Çalışmaların sonucu olarak non-termal plazmanın, seramik restorasyonlar ile rezin siman arasındaki bağlanma kuvvetine olumlu etkisi olabileceği ve bir ön yüzey işlemi olarak kullanılabileceği önerilmiştir.^{187,216} Yaptığımız çalışmada plazma, cam seramik ile rezin siman arasında bağlantıyı arttırmamıştır. Sonuçların farklı olmasının nedeni olarak uygulanan cihazların farklı olması ve diğer çalışmalarda silan uygulamalarının standart bir aşama olarak uygulanmaması gösterilebilir.

Eias, Simao ve ark.²¹⁷ yaptığı bir çalışmada non-termal argon plazmanın farklı işlem sürelerinde yüzey enerjisi üzerindeki etkisi ve self adeziv simanın Y-TZP seramiklere bağlanma dayanımı değerlendirmişlerdir. 0 sn, 20 sn, 60 sn ve 120 sn non-termal argon plazma sonucunda uygulanan süre arttıkça bağlanma dayanımının arttığını ve plazma yüzey işleminin yüzey enerjisini olumlu yönde etkileyerek self adeziv simanın bağlanma dayanımını arttırdığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda kullandığımız atmosferik plazmanın 90 sn uygulanması, bir önceki tez çalışmamızda²²⁰ denediğimiz uygulama sürelerinde cam seramikler üzerinde en etkin bulunan süredir.

Yapılan araştırmalarda düşük bağlantı değerleri gözlenen yüzeylerde daha fazla adeziv kopma ile karşılaşılırken yüksek kopma değerlerine sahip yüzeylerde miks ya da seramik içinde koheziv kopma tiplerine rastlanmıştır.^{212, 213} Ayrıca bazı araştırmalarda termal siklus işleminin ardından adeziv kopma tiplerinin arttığı ve makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin azaldığı bildirilmiştir.^{210,211,214}

Çalışmamızda da plazma uygulanan seramik gruplarında bağlanma dayanımı istatistiksel olarak anlamlı olmazsa da kırılma tipleri adezivden çok miks veya seramikte koheziv türündedir. Bu da bize kullandığımız cihaz ve parametrelerin kısmi bir etki doğurduğu fikrini vermektedir. Farklı doz ve uygulamalarda farklı etkiler gözlenebilir.

Jin-Young ve ark.²¹⁸ yaptığı bir çalışmada farklı polimerizasyon teknikleri ile sertleşen ikisi self adeziv olmak üzere üç farklı rezin simanın kompozit CAD/CAM bloklarına(Lava™ Ultimate) bağlanma dayanımını ölçmüşlerdir. Bu çalışmada, kumlama yüzey işlemi uygulanmış CAD/CAM kompozit blokları, Rely X Ultimate Clicker ve Single Bond Universal veya iki self adeziv (Rely X U200 ve G-CEM Cerasmart) siman ile simante edilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda, örneklerin bağlanma dayanımının en yüksek olduğu grubun Single Bond Universal uygulamasından sonra Rely X Ultimate Clicker ile yapıştırılmış olan grup olduğu bildirilmiştir.

Toman ve ark.²¹⁹ bir çalışmasında lityum disilikat seramiklerin dentin yüzeyine bağlama dayanımlarını incelemişlerdir. Bu çalışmada Variolink 2/Excite DSC (etch ve yıkama), Clearfil Esthetic Cement/Clearfil Protect Bond (antibakteriyel ve self-etch) ,

Multilink/Multilink Primer (self-etch) Multilink Sprint (self-adhesive) testi sonucunda asitleme ve yıkama içeren (etch ve yıkama) adeziv rezin simanın bağlanma dayanımının self-etch ve self adeziv simanlara göre daha yüksek değerlerde olduğunu bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da literatüre benzer şekilde EC seramiğinin bütün gruplarında SRX simanın kullanıldığı grupların bağlanma dayanımı Z simanın kullanıldığı gruplara göre anlamlı düzeyde daha yüksek bulunmuştur. HF ve silan ön işlemi uygulandığında da SRX adeziv siman sistemi ile daha yüksek bağlanma dayanımı elde edilmektedir.

Çalışmamızda, VM seramik gruplarında silan, plazma-silan yüzey işlemlerinin uygulandığı gruplarda Z adeziv simanın uygulandığı grupların bağlanma dayanımı SRX rezin simanın uygulandığı gruplarla benzerdir. VM gruplarında rezin siman öncesi sadece silan uygulanacaksa adeziv siman tipi önemsizdir. Bunun nedeni olarak ta HF asitin yüzey pürüzlülüğünü arttırması ve cam fazı çözmesiyle adeziv ajanın etkinliğinin arttığı şeklinde yorumlanabilir.

Sadece silan veya plazma ve silan uygulamasından sonra Z rezin siman bağlantı dayanımında VM grubunda, EC'ye göre daha yüksek bağlantı dayanımına ulaşmıştır. Bu sonuçlardan adeziv ajan kullanılmadığı self adeziv sistemlerden önce silan uygulamasının VM de daha etkili olduğu sonucuna varılabilir. Bunun nedeni olarak ta feldspatik yapıdaki daha yoğun silisyum içeriğine bağlı olarak kimyasal ajanın afinitesinden bahsedilebilir.

Klinik çalışmalar, materyallerin değerlendirilmesinde tercih edilen çalışmalar olmasına rağmen bu çalışmaların maliyetleri fazladır ve bu çalışmaların takibi de zordur.²⁰⁰ Ayrıca klinik çalışmalarda bireysel farklılıklardan dolayı standardizasyonun sağlanmasında sıkıntı yaşanabilmektedir.²⁰⁰ Bu faktörlerden dolayı in-vitro testler sıklıkla tercih edilmektedir. İn vitro şartlarda yapılan araştırmalar kolay, hızlı yapılabildiği gibi maliyeti de daha düşüktür. Ayrıca bu çalışmalarda standardizasyonun sağlanması da daha kolaydır.^{123,201}

Termal siklus yönteminin etkisinin incelenmemesi çalışmamızın limitasyonlarından. İleride yapılacak çalışmalarda uzun dönem yaşlandırma yöntemi uygulanarak non-termal plazma işlemine nasıl etki edeceğinin gözlenmesi

önerilmektedir. Ayrıca çalışmamızda, yüzey işlemlerinde ‘silan’ standart bir uygulamadır. Silanın etkisinin yüksek olması plazmanın etkisinin görülmesini engellemiş olabilir. Sonuçların önceki benzer çalışmalardan farklı çıkmasında uygulanan cihazların farklı olmasından ve/veya non-termal plazma uygulama parametrelerindeki değişikliklerden kaynaklanabileceği için farklı cihaz ve parametre değerlerinin karşılaştırılması da yerinde olacaktır. Bu nedenle ileride yapılacak çalışmalarda plazmanın etkisinin daha iyi gözlenebilmesi için sadece plazma yüzey işleminin ve farklı parametrelerce değişik cihazlarla uygulanması tavsiye edilmektedir.



6. SONUÇ

Çalışmamızın sınırları doğrultusunda elde ettiğimiz sonuçlar:

- 1- Silan ve rezin siman uygulanan seramik yüzeylerde plazma öncül uygulamasının bağlantı dayanımına etkisi yoktur.
- 2- Sadece silan veya plazma+silan uygulamasından sonra Z rezin siman bağlantı dayanımında VM, EC e göre daha yüksek bağlantı dayanımına ulaşmıştır.
- 3- HF ve HF-Plazma yüzey işlemleri VM ve EC seramiklerde rezin siman bağlantı dayanımında benzer etkiler göstermektedir.
- 4- HF, seramik ve siman tipinden bağımsız olarak bağlanma dayanımını arttırmaktadır.
- 5- HF ve silan uygulanan seramik gruplarında SRX, Z rezin siman uygulamalarına göre daha yüksek bağlanma dayanımı oluşturmaktadır.
- 6- Plazma uygulanan seramik gruplarında kırılma tipleri çoğunlukla miks tipindedir.
- 7- EC grubundaki farklı yüzey işlemlerinin uygulandığı bütün gruplarda SRX, Zenitcem rezin siman uygulamalarına göre daha yüksek bağlanma dayanımı oluşturmaktadır.

7. ÖZET

Non-Termal Plazmanın Cam Seramiklerin Rezin Simanlarla Bağlantı Kuvvetine Etkisinin Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı non-termal plazmanın (NTP) farklı cam seramiklerin farklı rezin simanlarla bağlantı kuvvetine etkisini değerlendirmektir. Çalışmada, IPS e-MAX(EC) ve Vitamark II(VM) CAD/CAM bloklarından elde edilen her materyal grubundan 80 örnek olmak üzere toplam 160 örnek, uygulanacak yüzey işlemi ve siman kombinasyonuna göre 16 gruba ayrıldı: VR1:(VM+HF+Silan+(Single bond+RelyXUltimateSRX)),VR2:(VM+Silan+SRX),VRP1:(VM+HF+NTP+Silan,+SRX),VRP2:(VM+NTP+Silan+SRX),VZ1:(VM+HF+Silan+Zenitcem),VZ2:(VM+Silan+Zenitcem),VZP1:(VM+HF+NTP+Silan+Zenitcem),VZP2:(VM+NTP+Silan+Zenitcem),LR1:(EC+HF+Silan+SRX),LR2:(EC+Silan+SRX),LRP1:(EC+HF+NTP+Silan+SRX),LRP2:(EC+NTP+Silan+SRX),LZ1:(EC+HF+Silan+Zenitcem),LZ2:(EC+Silan+Zenitcem),LZP1:(EC+HF+NTP+Silan+Zenitcem),LZP2:(EC+NTP+Silan+Zenitcem). Örnekler farklı yüzey işlemleri uygulandı. Ardından örnekler kompozit silindirlere simante edildi ve (37°C, %100 nemli, 24 saat) etüvde bekletildi. Makaslama bağlanma dayanımları universal test cihazında ölçüldü. Örnek yüzeyleri Taramalı Elektron Mikroskopunda (SEM, Scanning Electron Microscope) incelendi. İstatistiksel analiz için üç yönlü ANOVA ve Bonferroni testleri uygulandı. Plazma uygulanan seramik gruplarında kırılma tipleri çoğunlukla miks türünde gözlemlendi. HF ve silan yüzey işlemi uygulanan seramik gruplarında SRX, Zenitcem rezin siman uygulamalarına göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdi. HF seramik ve siman tipinden bağımsız olarak bağlanma dayanımını arttırdı. Silan uygulanan seramik yüzeylerde plazma öncül uygulamasının rezin siman ile bağlantı dayanımına etkisi yoktur.

Anahtar kelimeler: Non-termal plazma, CAD/CAM, seramik, rezin siman

ABSTRACT:

Evaluation of the Effect of Non-Thermal Plasma on the Bond Strength of Glass Ceramics with Resin Cements

The aim of this study was to evaluate the effect of non-thermal plasma on the bond strength of different glass ceramics with different resin cements. In this study, 160 samples, 80 samples from each material group obtained from IPS e-MAX (EC) and Vitamark II (VM) CAD / CAM blocks, were divided into 16 groups according to the combination of surface treatment and cement: VR1: (VM+ HF+Silane+Single bond+RelyXUltimate(SRX)), VR2:(VM+Silane+SRX), VRP1:(VM+HF+Plasma(NTP) +Silane+SRX), VRP2: (VM+NTP+Silane+SRX), VZ1:(VM+ HF+Silane+Zenitcem (Z)), VZ2: (VM+Silane+Z), VZP1: (VM+HF+NTP +Silane+Z), VZP2: (VM+NTP +Silane+Z), LR1:(EC+HF+Silane+SRX), LR2:(EC+Silane+SRX), LRP1:(EC+HF+NTP +Silane+SRX), LRP2:(EC+NTP+Silane+SRX), LZ1:(EC+HF+Silane+Z), LZ2:(EC+Silane+Z), LZP1: (EC+HF+NTP+Silane+Z), LZP2: (EC+NTP+Silane+Z). Different surface treatments were applied to the samples. The samples were then cemented to composite cylinders and waited in an oven (37 °C, 100% moist, 24 hours). Shear bond strengths were measured in universal testing machine. Sample surfaces were examined with SEM (Scanning Electron Microscope). Three-way ANOVA and Bonferroni tests were used for the statistical analysis. Failure type in plasma treated ceramic group was observed mostly in mixed type. SRX showed higher bond strengths in ceramic groups treated with HF and silane surface treatment than Z resin cement. HF increased the bonding strength regardless of ceramic and cement type. Non thermal plasma pretreatment has no significant effect on the bond strength of glass ceramics with resin cements when ceramic surfaces were treated with silane.

Key words: Non-thermal plasma, CAD/CAM, ceramic, resin cement

8. KAYNAKLAR

1. Ring ME. Dentistry, an illustrated history, New York HN Abrams, 1985:160-181,193-211.
2. Kingery WD, Vaudeviver PB. Ceramic masterpieces, Art, structure, technology, New York The Free Press, 1986:7-36.
3. Jones DW. Development of dental ceramics. Dent Clin North Am 1985;29:621-44.
4. Southan DE. Dental porcelain, In: van Fraunhofer JA, ed. Scientific aspects of dental materials, London: Butterworths, 1975:277-g.
5. Sproull RC. A history of porcelain in dentistry. Bull Hist Dent 1978;26:3-10.
6. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J 1965;119:251-254.
7. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. Dent Mater 2002;18:590-595.
8. McLean JW. The alumina reinforced porcelain jacket crown. J Am Dent Assoc 1967;75: 621-628.
9. Freese AS. Porcelain fused to iridio-platinum crowns. J Prosthet Dent 1959;9:847-50.
10. Weinstein M, Katz S, Weinstein AB. Fused porcelain-to-metal teeth. US Patent 3,052,982, 1962.
11. Weinstein M, Weinstein AB. Porcelain-covered met&reinforced teeth. US Patent 3,052,983, 1962.
12. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental materials : properties and manipulation, 8 th. St. Louis, Mo.: Mosby; 2004.

13. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2014;35:38-43.
14. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2015;28:227-235.
15. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part 2: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88(1):10-15.
16. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent* 1991;1(2):150-154
17. Mormann WH, Brandestini M, Lutz F. The Cerec system: computer- assisted preparation of direct ceramic inlays in one setting. *Quintessenz* 1987;38(3):457-470.
18. Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. Chair side computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int* 1989;20:329-339.
19. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.*2007;51(3):713-727.
20. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137(9): 1289-1296.
21. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137 Suppl:22S-31S.
22. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004 Dec;92(6):557-562.
23. Denissen HW, van der Zel JM, van Waas MAJ. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont* 1999;12(5):395-400.

24. Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent* 2004;91(1):85-88.
25. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/ CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent* 2006;96(2):96-99.
26. Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent* 2007;97(6):389- 394.
27. Bibb R, Bocca A, Evans P. An appropriate approach to computer aided design and manufacture of cranioplasty plates. *J Maxillofac Prosthet Technol* 2002;5:28-31.
28. Chen LH, Tsutsumi S, Iizuka T. A CAD/CAM technique for fabricating facial prosthesis: A preliminary report. *Int J Prosthodont* 1997;10(5):467-472.
29. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26(7):507-512.
30. Miyazaki T, Ho J a Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28(1):44-56.
31. Freedman M, Quinn F, O'Sullivan M. Single unit CAD/CAM restorations: A literature review. *J Ir Dent Assoc* 2007;53(1):38-45.
32. Mehl A, Hickel R. A new optical 3D-scanning system for CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent* 1999;2(2):129-136.
33. Liu P-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26(7):507-513.
34. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137(9):1289-1296.

35. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35(11):819-826.
36. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc* 2004;135:11S-16S.
37. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002;88(1):4-9.
38. . Palin W, Burke FT. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update* 2005;32(10):566.
39. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: State of the art. *J Am Dent Assoc* 2001;132:1301-1303.
40. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 2012;28(1):3-12.
41. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137(9):1289-1296.
42. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent* 2012;33(1):50,52-58.
43. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31(9):702-704,706,708-709.
44. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computeraided machining restorations. *Dent Clin North Am.* 2002;46(2):405-426.
45. Giordano RA. Materials for chairside CAD/CAM produced restoration. *J Am Dent Assoc* 2006;137 Suppl:14S-21S.
46. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2002;88(1):44-49.
47. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299-307.

48. Sorensen JA, Kang SK, Avera SP. Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dent Mater* 1991;7(2):118-23.
49. Vitablocs Mark II. *Materials Science and Clinical Studies*. Brea, California: Vident. September 2003.
50. CEREC Blocks-for CEREC/InLab. *Operating Instructions*. Charlotte, NC: Sirona Dental.
51. Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjanta P. In vitro evaluation of a glass ceramic restorative material. *J Oral Rehabil* 1997;24(9):636-645.
52. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-feldspar-leucitemica and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000; 28: 529-535.
53. Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations, *Compend Contin Educ Dent*, 2002; 23: 911-916, 918-20.
54. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The affect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexural strenght of two allceramic systems. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 459-466.
55. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimato J,.*Contemporary fixed prosthodontics*, 4th ed, St Louis: Mosby Elsevier:2006.
56. Ritzberger C, Apel E, Höland W, Perschke A, Rheinberger VM. Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD/CAM Technologies *Metarials* 2010; 33: 700-713
57. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered YTZ-P crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue, *Int J Prosthodont*. 2010; 23: 434-442.
58. Taskonak B, Mecholsky JJ Jr, Anusavice KJ. Residual stress in bilayer dental seramics. *Biomaterials* 2005; 26: 3235-3241.
59. IPS e.max lithium disilicate: the future of all-ceramic dentistry. *Material science, practical applications, keys to success*. Ivoclar publication 627329. March 2009;1-15.

60. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000;53(4):297-303.
61. Rusin RP. Properties and applications of a new composite block for CAD/CAM. *Compend Contin Educ Dent*. 2001;22(6 suppl):35-41.
62. Paradigm MZI100 Block: Technical Product Profile. St. Paul, MN:3M ESPE; 2000.
63. Wiegand A, Stucki L, Hoffmann R, Attin T, Stawarczyk. Repairability of CAD/CAM high-density PMMA- and composite-based polymers. *Clin Oral Invest* 2015;19(8):2007–2013.
64. Goncu Basaran E, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LV. Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design–computer-aided manufacturing-fabricated threeunit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontol Scand* 2011;69(3):144–150.
65. Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater* 2011;27(4):339–347.
66. Güth JF, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dent Mater J* 2013;32(6):865–871.
67. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Ozcan M, Hämmerle CHF. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J* 2012;31(3):377–383.
68. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004;48:513-530.
69. Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayer M, Güth JF. CAD/CAM generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report, *Quintessence Int* 2012;43(6):457–467.

70. Güth JF, Almeida e Silva JS, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D. Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. *J Esthet Restor Dent* 2012;24(5):310–320.
71. Vita machinable polymers: product information. Bad Säckingen, Germany: Vita Zahnfabrik; 2010.
72. Telio CS and Telio-CAD: Instructions for Use. Amherst, NY: Ivoclar Vivadent Technical: December 2009.
73. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns, *Quintessence Int*. 2005; 36: 105-113.
74. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 2013; 29: 1201-1208.
75. Raigrodski AJ. Contemporary all ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*. 2004; 48: 531-544.
76. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated ceramic-network materials. *Dent Mater* 2013;29(4):419-426.
77. He LH, Purton D, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. *J Mater Sci Mater Med* 2011;22(7):1639-1643.
78. He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater* 2011;27(6):527-534.
79. Lauvahutanon, S, Takahashi H, Shiozawa, M, Iwasaki M, Asakawa, Y, Oki M, Finger W, Arksornnukit M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J* 2014;33(5):705–710.
80. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 459-466.
81. Fradeani M, Redemagni M, An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study, *Quintessence Int* 2002; 33: 503-510.
82. Sorensen JA, Torres TJ, In Ceram ceramic bridge technology. *Quint Dent Technol* 1992; 15: 41-46.

83. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolome JF, Requena J, Moya JS. Low-temperature ageing of zirconia toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *J Eur Ceram Soc* 2003; 23: 2975-2982.
84. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials, Part II, Zirconia based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; 20: 449-456.
85. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98: 389-404.
86. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008; 204: 505-511.
87. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008; 24: 299-307.
88. Güth JF, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dent Mater J* 2013;32(6):865-871.
89. Mehl C, Harder S, Byrne A, Kern M. Prosthodontics in digital times: a case report, *Quintessence Int* 2013; 44: 29-36.
90. Zimmermann M, Mehl A, Reich S. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int J Comp Dent* 2013; 16: 173-181.
91. Stawarczyk B, Basler T, Ender A, Roos M, Özcan M, Hammerle C. Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *J Prosthet Dent* 2012;107(2):94-101.
92. Kiremitçi A, Gökalp S. Dentinin ıslanma kritik yüzey gerilimi üzerine dört adeziv sisteminin etkisi. *H Ü Dis Hek Fak Derg* 1998;22:47-52.
93. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar, Ankara: Güneş Kitabevi:2000.

94. Packham DE. Surface energy, surface topography and adhesion. *International Journal of Adhesion and Adhesives* 2003;23:437-448.
95. Kim TH, Jivraj SA, Donovan TE. Selection of luting agents: part 2. *J Calif Dent Assoc* 2006;34:161-166.
96. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *American Journal of Dentistry* 2000;13:60D-76D.
97. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1995;73:240-249.
98. Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface Treatment Protocols in the Cementation Process of Ceramic and Laboratory-Processed Composite Restorations: A Literature Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2005;17:224-235.
99. Schulte AG, Vöckler A, Reinhardt R. Longevity of ceramic inlays and onlays luted with a solely light-curing composite resin. *Journal of dentistry* 2005;33:433-442.
100. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry* 2003;89:268-274.
101. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler, Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları: 2004.
102. Gladwin MA, Bagby MD. *Clinical aspects of dental materials*, 2nd ed. Philadelphia, Pa.; London: Lippincott Williams & Wilkins: 2004.
103. Crispin BJ, Hewlett ER, Jo YH, Hobo S, Hornbrook D. *Contemporary esthetic dentistry : practice fundamentals*, Tokio: Quintessence: 1994.
104. Anusavice K. *Phillips' Science of Dental Materials*, 11 st. St. Louis: Elsevier Mosby: 2003.
105. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, London, UK: Quintessence Publishing Co., Inc: 1997.

106. O'Brien WJ. Dental materials and their selection, Third edition, Chicago Quintessence: 2002.
107. Gürdal P, Akdeniz BG, Sen BH. The effects of mouthrinses on microhardness and colour stability of aesthetic restorative materials. *Journal of oral rehabilitation* 2002;29:895-901.
108. Rueggeberg F, A., Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Operative Dentistry* 1993;18:48-55.
109. Nathanson D, Banasr F. Color stability of resin cements--an in vitro study. *Practical procedures & aesthetic dentistry: PPAD* 2002;14:449-455.
110. Tanoue N, Koishi Y, Atsuta M, Matsumura H. Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *Journal of oral rehabilitation* 2003;30:1015-1021.
111. Lafuente JD, Chaves A, Carmiol R. Bond Strength of Dual-Cured Resin Cements to Human Teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2000;12:105-110.
112. Usumez A, Ozturk AN, Usumez S, Ozturk B. The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers. *Journal of oral rehabilitation* 2004;31:160-165.
113. Saygili G, Şahmali S. Effect of ceramic surface treatment on the shear bond strengths of two resin luting agents to all-ceramic materials. *Journal of oral rehabilitation* 2003;30:758-764.
114. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *Journal of oral rehabilitation* 2000;27:103-110.
115. Uludamar A, Akalin B, Ozkan YK. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal* 2011;14:140-153.

116. Hayakawa T, Horie K, Aida M, Kanaya H, Kobayashi T, Murata Y. The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. *Dent Mater* 1992;8(4):238-240.
117. Williamson RT, Kovarik RE, Mitchell RJ. Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. *International Journal of Prosthodontics* 1996;9:30-37.
118. Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition and etching topography of dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics* 2002;15:159-167.
119. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials* 2003;19:725-731.
120. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000;13:131-135.
121. Valandro LF, Ozcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona AD. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J Adhes Dent* 2006;8(3):175-181.
122. Nakamura S, Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. *J Oral Rehabil* 2004;31(8):785-789.
123. Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater* 2006;22:283-290.
124. Fischer J, Stawarczyk B. Compatibility of machined Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and a veneering ceramic. *Dent Mater* 2007;23:1500-1505.
125. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent* 2004;32:91-99.

126. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 2006;19:442-448.
127. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the longterm performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;71(2):381-386.
128. Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent* 1994;71(5):453-461.
129. Duzyol M, Sagsoz O, Polat Sagsoz N, Akgul N, Yildiz M. The effect of surface treatments on the bond strength between cad/cam blocks and composite resin. *J Prosthodont* 2015;27.
130. Della Bona A, Van Noort R. Ceramic surface preparations for resin bonding. *Am J Dent* 1998;11(6):276-280.
131. Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dental Materials* 2011;27:71-82.
132. Huang H. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Mater Sci Eng: A* 2003;345:155-163.
133. Zhang B, Zheng XL, Tokura H, Yoshikawa M. Grinding induced damage in ceramics. *J Mater Process Tech* 2003;132:353-364.
134. Fornaini C, Vescovi P, Merigo E, Rocca J.P, Mahler P, Bertrand C, Nammour S. Intraoral metal laser welding: a case report. *Lasers Med Sci* 2010; 25(2):303–307.
135. Corona SA, de Souza AE, Chinelatti MA, Borsatto MC, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Effect of energy and pulse repetition rate of Er: YAG laser on dentin ablation ability and morphological analysis of the laser-irradiated substrate. *Photomed Laser Surg* 2007;25:26-33.

136. Erdemir U, Sancakli HS, Sancakli E, Eren MM, Ozel S, Yucel T, Yildiz E. Shear bond strength of a new self-adhering flowable composite resin for lithium disilicaterereinforced CAD/CAM ceramic material. *J Adv Prosthodont* 2014;6(6):434-43.
137. Gokce B, Ozpinar B, Dundar M, Comlekcioglu E, Sen BH, Gungor MA. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent* 2007;32(2):173-178.
138. Matinlinna JP, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil* 2007;34:622-630.
139. Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Toksavul S, Vallittu PK. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *J Oral Rehabil* 2005;32:128-133.
140. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater* 2005;21:1158-1162.
141. 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 Appl Biomater* 2006;77:28-33.
142. Matinlinna JP, Lassila LV. Enhanced resin-composite bonding to zirconia framework after pretreatment with selected silane monomers. *Dent Mater* 2011;27:273-280.
143. Türk AG, Ulusoy M, Önal B. İndirekt Restorasyonlarda Kullanılan Kompozit Resin Simanlar. *EÜ Dişhek Fak Derg* 2014; 35(2):1-8.
144. Nishikawa K, Wakatani M. Plasma physics : basic theory with fusion applications, 3rd ed. Berlin: Springer: 2000.
145. Lieberman MA, Lichtenberg AJ. Principles of plasma discharges and materials processing, 2nd ed: John Wiley & Sons: 2005.
146. Tonks L, Langmuir I. Oscillations in ionized gases. *Physical Review* 1929;33:195-210.

147. Kim JH, Lee MA, Han GJ, Cho BH. Plasma in dentistry: a review of basic concepts and applications in dentistry. *Acta Odontol Scand* 2014;72:1-12.
148. Fridman G, Friedman G, Gutsol A, Shekhter AB, Vasilets VN, Fridman A. Applied plasma medicine. *Plasma Processes and Polymers* 2008;5:503-533.
149. Boulos MI, Fauchais P, Pfender E. *Thermal plasmas*. New York: Plenum Press: 1994.
150. Fridman A. *Plasma chemistry*, New York: Cambridge university press:2008.
151. . Yang B, Chen J, Yu Q, et al. Oral bacterial deactivation using a low-temperature atmospheric argon plasma brush. *J Dent* 2011;39:48-56.
152. Grill A. *Cold plasma in materials fabrication : from fundamentals to applications*, New York: Jon Wiley & Sons, Inc: 1994.
153. Boxman RL, Sanders DM, Martin PJ. *Handbook of vacuum arc science and technology : fundamentals and applications*, Park Ridge, N.J., U.S.A.: Noyes Publications: 1995.
154. Rauscher H, Perucca M, Buyle G. *Plasma technology for hyperfunctional surfaces : food, biomedical and textile applications*, Weinheim: Wiley-VCH: 2010.
155. Niemira BA. Cold plasma decontamination of foods. *Annu Rev Food Sci Technol* 2012;3:125-142.
156. Şen Y. Cold plasma decontamination of foods, annual review of food science and technology, Fen Bilimleri Enstitüsü, [Yüksek lisans tezi]. Ankara: Hacettepe Üniversitesi: 2010.
157. Fridman A, Chirokov A, Gutsol A. Non-thermal atmospheric pressure discharges. *Journal of Physics D: Applied Physics* 2005;38:1-24.
158. Nehra V, Kumar A, Dwivedi HK. Atmospheric non-thermal plasma sources. *International Journal of Engineering* 2008;2:53-68.
159. Vargo JJ. Clinical applications of the argon plasma coagulator. *Gastrointest Endosc* 2004;59:81-88.

160. Stoffels E, Flikweert AJ, Stoffels WW, Kroesen GMW. Plasma needle: a non-destructive atmospheric plasma source for fine surface treatment of (bio) materials. *Plasma Sources Science and Technology* 2002;11:383-388.
161. Wu AS, Kalghatgi S, Dobrynin D, et al. Porcine intact and wounded skin responses to atmospheric nonthermal plasma. *Journal of Surgical Research* 2013;179:e1-e12.
162. Bogle MA, Arndt KA, Dover JS. Evaluation of plasma skin regeneration technology in low-energy full-facial rejuvenation. *Archives of Dermatology* 2007;143:168-174.
163. Chen G, Zhou M, Chen S, Lv G, Yao J. Nanolayer biofilm coated on magnetic nanoparticles by using a dielectric barrier discharge glow plasma fluidized bed for immobilizing an antimicrobial peptide. *Nanotechnology* 2009;20:465706.
164. Fridman G, Peddinghaus M, Balasubramanian M, et al. Blood coagulation and living tissue sterilization by floating-electrode dielectric barrier discharge in air. *Plasma Chemistry and Plasma Processing* 2006;26:425-442.
165. Mwale F, Wang HT, Nelea V, Luo L, Antoniou J, Wertheimer MR. The effect of glow discharge plasma surface modification of polymers on the osteogenic differentiation of committed human mesenchymal stem cells. *Biomaterials* 2006;27:2258-2264.
166. Kieft IE, Kurdi M, Stoffels E. Reattachment and apoptosis after plasma-needle treatment of cultured cells. *IEEE Transactions on Plasma Science* 2006;34:1331-1336.
167. Sladek RE, Stoffels E, Walraven R, Tielbeek PJ, Koolhoven RA. Plasma treatment of dental cavities: a feasibility study. *IEEE Transactions on Plasma Science* 2004;32:1540-1543.
168. Yang B, Chen J, Yu Q, et al. Oral bacterial deactivation using a low-temperature atmospheric argon plasma brush. *J Dent* 2011;39:48-56.
169. García JL, Asadinezhad A, Pachernik J, Lehocký M, Junkar I, Humpolíček P. Cell proliferation of HaCaT keratinocytes on collagen films modified by argon plasma treatment. *Molecules* 2010; 15:2845–2856.

170. Rafat M, Griffith M, Hakim M, Muzakare L, Li F, Khulbe KC. Plasma surface modification and characterization of collagen-based artificial cornea for enhanced epithelialization. *J Appl. Polym Sci* 2007; 106:2056–2064.
171. Jiang C, Chen M-T, Schaudinn C, et al. Pulsed Atmospheric-Pressure Cold Plasma for Endodontic Disinfection. *IEEE Transactions on Plasma Science* 2009;37:1190-1195.
172. Jiang C, Chen MT, Gorur A, et al. Nanosecond pulsed plasma dental probe. *Plasma Processes and Polymers* 2009;6:479-483.
173. Hein DK, Ploeger BJ, Hartup JK, Wagstaff RS, Palmer TM, Hansen LD. In-office vital tooth bleaching-what do lights add? *Compen Contin Educ Dent* 2003;24:340–352.
174. Karadaş M, Seven N. Vital dişlerde ağartma. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg* 2014;Supplement: 9:126-135
175. Sun P, Pan J, Tian Y, Bai N, Wu H, Wang L, et al. Tooth whitening with hydrogen peroxide assisted by a direct-current cold atmospheric-pressure air plasma microjet. *IEEE Trans Plasma Sci* 2010; 38:1892–1896.
176. Cha S, Park YS. Plasma in dentistry. *Clinical plasma Medicine*. 2014;2(1):4-10.
177. Borica G, Anderson CA, Brown NMD. Using a nitrogen dielectric barrier discharge for surface treatment. *Plasma Sources Science and Technology* 2005;14(2):259-267.
178. Monetta T, Scala A, Malmo C, Bellucci F. Antibacterial Activity of Cold PlasmaTreated Titanium Alloy. *Plasma Medicine* 2011;1(3-4):205-214
179. Burke FJ. The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 1995;26:293-300.
180. Filho AM, Vieira LC, Araujo E, Monteiro Junior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont* 2004;13:28-35.

181. Özcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont* 2002;15(3):299-302.
182. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable allceramic dental materials. *J Dent* 2004;32(2):91-99.
183. Meldrum M. Toxicology of hydrogen fluoride in relation to major accident hazards. *Regul Toxicol Pharmacol* 1999;30(2Pt1):110-116.
184. Hussain MA, Bradford EW, Charlton G. Effect of etching on the strength of aluminous porcelain jacket crowns. *Br Dent J* 1979;147(4):89-90.
185. Takeuchi K, Fujishima A, Manabe A, et al. Combination treatment of tribochemical treatment and phosphoric acid ester monomer of zirconia ceramics enhances the bonding durability of resin-based luting cements. *Dent Mater J* 2010;29:316-323.
186. Liston EM. Plasma treatment for improved bonding: a review. *The Journal of Adhesion* 1989;30(1-4):199–218.
187. Valverde GB, Coelho PG, Janal MN, et al. Surface characterisation and bonding of Y-TZP following non-thermal plasma treatment. *J Dent* 2013;41:51-59.
188. Boudam MK, Moisan M, Saoudi B, Popovici C, Gherardi N, Massines F. Bacterial spore inactivation by atmospheric-pressure plasmas in the presence or absence of UV photons as obtained with the same gas mixture. *Journal of Physics D: Applied Physics* 2006;39:3494-3507.
189. Cho B-H, Han G-J, Oh K-H, Chung S-N, Chun B-H. The effect of plasma polymer coating using atmospheric-pressure glow discharge on the shear bond strength of composite resin to ceramic. *Journal of Materials Science* 2011;46:2755-2763.
190. Costa Dantas MC, do Prado M, Costa VS, Gaiotte MG, Simao RA, Bastian FL. Comparison between the effect of plasma and chemical treatments on fiber post surface. *J Endod* 2012;38:215-218.

191. Duske K, Koban I, Kindel E, et al. Atmospheric plasma enhances wettability and cell spreading on dental implant metals. *J Clin Periodontol* 2012;39:400-407.
192. Silva NR, Coelho PG, Valverde GB, et al. Surface characterization of Ti and Y-TZP following non-thermal plasma exposure. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2011;99:199-206.
193. Han G-J, Chung S-N, Chun B-H, Kim C-K, Oh K-H, Cho B-H. Effect of the applied power of atmospheric pressure plasma on the adhesion of composite resin to dental ceramic. *Journal of Adhesive Dentistry* 2012;14:461-469.
194. Çökeliler D, Erkut S, Shard AG, et al. A novel approach for improvement of the interfacial binding of ceramics for dental materials: Chemical treatment and oxygen plasma etching. *Journal of applied polymer science* 2008;110:2656-2664.
195. Yun JY, Ha SR, Lee JB, Kim SH. Effect of sandblasting and various metal primers on the shear bond strength of resin cement to Y-TZP ceramic. *Dent Mater* 2010;26:650-658.
196. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater* 2003;19:199-205.
197. Ceballos L, Camejo DG, Fuentes MV, et al. Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. *Journal of Dentistry* 2003;31:469-477.
198. Price RB, Hall GC. In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence Int* 1999;30:122-134.
199. Han GJ, Chung SN, Chun BH, Kim CK, Oh KH, Cho BH. Effect of the applied power of atmospheric pressure plasma on the adhesion of composite resin to dental ceramic. *J Adhes Dent* 2012;14(5):461-469.

200. Moll K, Fritzenschaft A, Haller B. In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. *Quintessence Int* 2004;35:845-852.
201. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84:118-132.
202. Friederich R, Kern M. Resin bond strength to densely sintered alumina ceramic. *Int J Prosthodont* 2002;15:333-338.
203. Madani M, Chu FC, McDonald AV, Smales RJ. Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. *J Prosthet Dent* 2000;83:644-647.
204. Magne P, Paranhos MP, Burnett LH, Jr. New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dent Mater* 2010;26:345-352.
205. Dundar M, Ozcan M, Gokce B, Comlekoglu E, Leite F, Valandro LF. Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater* 2007;23:630-636.
206. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater* 2005;21:1158-1162.
207. 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 long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004;91:356-362.
208. Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure, In: ISO/TS 11405 Technical Specification. 2nd ed, Geneva, Switzerland: 2003.
209. Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, Lassila LV. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res* 2016;60:265-273.
210. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater* 2006;22:195-200.

211. Passia N, Mitsias M, Lehmann F, Kern M. Bond strength of a new generation of universal bonding systems to zirconia ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;62:268-274.
212. Gokce B, Ozpinar B, Dundar M, Comlekoglu E, Sen BH, Gungor MA. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent* 2007;32:173-178.
213. 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* 2006;95:430-436.
214. Vechiato-Filho AJ, Matos AO, Landers R, et al. Surface analysis and shear bond strength of zirconia on resin cements after non-thermal plasma treatment and/or primer application for metallic alloys. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2017;72:284-292.
215. Cho BH, Han GJ, Oh KH, Chung SN, Chun BH. The effect of plasma polymer coating using atmospheric-pressure glow discharge on the shear bond strength of composite resin to ceramic. *J Mater Sci* 2011;46(8):2755–2763.
216. Kursoglu P, Motro PF, Yurdaguvan H. Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface. *J Adv Prosthodont* 2013 May;5(2):98-103.
217. Elias AB, Simão RA, Prado M, Cesar PF, Botelho Dos Santos G, Moreira da Silva E. Effect of different times of non-thermal argon plasma treatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cement to yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal ceramic. *J Prosthet Dent* 2019 Mar;121(3):485-491.
218. Kim JY, Cho GY, Roh BD. Effect Mode on Shear Bond Strength of Self Adhesive Cement to Composite Blocks. *Materials* 2016;9(3):210.
219. Toman M, Toksavul S, Akin A. Bond strength of all-ceramics to tooth structure: using new luting systems. *J Adhes Dent* 2008 ;10(5):373-378.
220. Adımcı P. Soğuk plazma uygulamalarının CAD/CAM materyallerinin yüzey özelliklerine etkisinin değerlendirilmesi. *Protetik Diş Tedavisi*, [Uzmanlık tezi]. İzmir: İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi; 2016.

ÖZGEÇMİŞ

Adı – Soyadı: Emine MUSTAFAOĞLU

Doğum Tarihi: 04.05.1987

Doğum Yeri: Razlog

Eğitim:

2002-2006 Karacabey Anadolu Lisesi

2007-2012 Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2016-2019 İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik

Diş Tedavisi Uzmanlık Eğitimi

Elektronik posta adresi: dt.e.mustafaoglu@hotmail.com