

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

**NON-TERMAL ARGON PLAZMA UYGULAMASININ
ZİRKONYANIN YÜZEY ÖZELLİKLERİNE VE FAZ
DÖNÜŞÜMÜNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Arş. Gör. Dt. Nermin ETİBARLI

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN

2021-ANTALYA

2021-ANTALYA

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

NON-TERMAL ARGON PLAZMA UYGULAMASININ
ZİRKONYANIN YÜZEY ÖZELLİKLERİNE VE FAZ
DÖNÜŞÜMÜNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Arş. Gör. Dt. Nermin ETİBARLI

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN

2021- ANTALYA

TEŞEKKÜRLER

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bana destek olan, bilgi ve tecrübesiyle yol gösteren, zaman ayıran, yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, değerli hocam ve danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN'e,

Mesleki gelişmemde üzerimde büyük emekleri olan anabilim dalımızın değerli öğretim üyeleri Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN, Doç. Dr. Ömer KIRMALI, Doç. Dr. Mehmet Mustafa ÖZARSLAN, Doç. Dr. Kubilay BARUTCİGİL'e,

Uzmanlık eğitimimin her anında desteğini hissettiğim, bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım değerli abim Doç. Dr. Nurullah TÜRKER'e,

Tez çalışmamızın deney aşamalarındaki yardımlarından ve desteklerinden dolayı değerli öğretim üyeleri Prof. Dr. Tamer AKAN, Dr. Öğr. Üyesi Hakan ER'e,

Bu süre boyunca çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm hekim ve teknisyen arkadaşlarıma, bizlere yardımcı olan fakülte personellerine,

Hayatımın her anında en büyük destekçim olan, sonsuz sevgisi ve sabrıyla beni yetiştiren, bu günlere gelmemi sağlayan annem Pervane NERİMANOVA'ya ve abim Pervin ETİBARLI'ya

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Dt. Nermin ETİBARLI

ÖZET

Amaç: Zirkonya seramiklerin rezin simanlarla olan bağlantısını güçlendirmek amacıyla son yıllarda farklı yüzey işlemleri geliştirilmiştir. Bunlardan biri de non-termal argon plazma (NTAP) uygulamasıdır. Bu çalışmanın amacı NTAP işleminin farklı sürelerde ve farklı akış hızlarında uygulanmasının Y-TZP seramiklerin yüzey özelliklerine ve faz dönüşümüne etkisini değerlendirmektir.

Yöntem: Bu çalışmada Y-TZP zirkonya seramik kullanıldı. Toplam 60 adet zirkonya örnek hazırlandı ve yüzey işlemlerine göre rastgele olarak 6 gruba ayrıldı (n=10). Grup 1; kontrol grubu, Grup 2; 4 dk boyunca 5 lt/dk akış hızına sahip argon plazma, Grup 3; 4 dk boyunca 8 lt/dk akış hızına sahip argon plazma, Grup 4; 2 dk boyunca 8 lt/dk akış hızına sahip argon plazma, Grup 5; 2 dk boyunca 5 lt/dk boyunca argon plazma, Grup 6; kumlama işlemi uygulandı. Örnekler yüzey işlemleri uygulandıktan sonra profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapıldı. Her gruptan birer örneğe XRD testi ve SEM analizi yapıldı. İstatistiksel analiz için SPSS 23.0 programı kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak kabul edildi.

Bulgular: Ortalama yüzey pürüzlülüğü bakımından en yüksek değer Grup 6 (Kumlama)'da bulunmuştur. İstatistiksel analiz sonucunda kumlama grubu ile kontrol grubu arasında ve yine kumlama grubuyla Grup 2 ve Grup 5 arasında yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı bir farklılık olduğu gözlenmiştir. XRD sonucuna göre ise en büyük faz dönüşümü kumlama grubunda ardından Grup 3'te gözlenmiştir.

Sonuç: Çalışmanın sonuçlarına göre NTAP uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü artırdığını fakat bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulundu. Aynı zamanda plazma uygulanma süresi ve plazma akış hızı arttıkça faz dönüşümü miktarının arttığı bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: Y-TZP zirkonya, non-termal argon plazma, faz dönüşümü, yüzey pürüzlülüğü

ABSTRACT

Objective: Different surface treatments have been developed in recent years to increase the bond of zirconia ceramics with resin cements. One of them is non-thermal argon plasma treatment (NTAP). The aim of this study is to evaluate the effect of NTAP treatment at different times and at different flow rates on the surface properties and phase transformation of Y-TZP ceramics.

Method: Y-TZP zirconia ceramic was used in this study. A total of 60 zirconia samples were prepared and randomly divided into 6 groups according to their surface treatments (n=10). Group 1; control group, Group 2; Argon plasma with a flow rate of 5 lt/min for 4 min, Group 3; Argon plasma with a flow rate of 8 lt/min for 4 min, Group 4; Argon plasma with a flow rate of 8 lt/min for 2 min, Group 5; Argon plasma for 5 l/min for 2 min, Group 6; sandblasting was applied. After surface treatments were applied to the samples, surface roughness measurements were made by profilometry. XRD test and SEM analysis were performed on one sample from each group. SPSS 23.0 program was used for statistical analysis. Statistical significance level was accepted as $p < 0.05$.

Results: The highest value in terms of average surface roughness was found in Group 6 (Sandblasting) group, and as a result of the statistical analysis, it was observed that there was a significant difference in surface roughness between the sandblasting group and the control group, and between the sandblasting group and Group 2 and Group 5. According to the XRD result, the largest phase transformation was observed in the sandblasting group and then in Group 3.

Conclusion: According to the results of the study, it was found that NTAP treatment increased the surface roughness, but this difference was not statistically significant. At the same time, it was observed that increasing the plasma application time and plasma flow rate increased the amount of phase transformation.

Keywords: Y-TZP zirconia, non-thermal argon plasma, phase transformation, surface roughness

İÇNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
İÇNDEKİLER.....	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
TABLolar DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
1.1. Tam Seramik Sistemler	3
1.1.1. Cam Matriks Seramikler	4
1.1.2. Rezin Matriks Seramikler.....	7
1.1.3. Polikristalin Seramikler.....	9
1.2. Zirkonya	10
1.2.1. Genel Bilgiler	10
1.2.2. Zirkonyumun Biyouyumluluğu.....	10
1.2.3. Fiziko-Kimyasal Özellikler	10
1.2.4. Faz Dönüşüm Sertleşmesi	11
1.2.5. Düşük Sıcaklık Bozulması (LTD)ve Yaşlanma.....	13
1.2.6. Monolitik Zirkonya	14
1.2.7. Zirkonya Blokların Üretimi.....	15
1.2.8. Dental Uygulamalarda Kullanılan Fraklı Tip Zirkonyum Seramikler	16
1.3. Tam Seramik Restorasyonlarda Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	16
1.3.1. Mekanik Yüzey İşlemleri.....	17
1.3.2. Kimyasal Yüzey İşlemleri.....	21
1.3.3. Mekanik ve Kimyasal Yüzey İşlemleri	22
1.4. Plazma	23
1.4.1. Plazmanın Tanımı.....	23
1.4.2. Plazma Üretimi	24
1.4.3. Plazma Sistemleri.....	25
1.4.4. Plazma Teknolojisinin Biyomedikal ve Tıp Alanında Kullanımı	27
1.4.5. Plazma Teknolojisinin Diş Hekimliği’nde Kullanımı	28

1.5. Yüzey Karakterizasyon Yöntemleri	30
1.5.1. Profilometre Analizi	30
1.5.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	30
1.5.3. XRD Analizi	31
2. GEREÇ ve YÖNTEM	33
2.1. CAD/CAM Blokların Kesilmesi	33
2.2. Test Gruplarının Oluşturulması	34
2.3. Termal Olmayan Atmosferik Basıncılı Plazma Jet (NTAPPJ) Tedavisi	36
2.4. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi	37
2.5. SEM ile Yüzey Analizi	38
2.6. XRD ile Faz Analizi	39
2.7. İstatistiksel Analiz	40
3. BULGULAR	41
3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları	41
3.2. Faz Dönüşümü Bulguları	43
3.3. SEM Analizi Görüntüleri	47
4. TARTIŞMA	49
5. SONUÇLAR	59
KAYNAKLAR	60
ÖZGEÇMİŞ	72

SİMGELER ve KISALTMALAR

2θ: Difraksiyon açısı

°C: Santigrad derece

AC: Alternatif akım

Al₂O₃: Alüminyum oksit

ANOVA: Analysis of variance (Varyans analizi)

BisGMA: bisfenol A glisidil metakrilat

C: Karbon

CAD/CAM: Computer aided design/manufacturing (Bilgisayar destekli tasarım/üretim)

CO₂: Karbondioksit

DBD: Dielektrik bariyer boşalım plazması

DC: Doğru akım

dk: dakika

Er:YAG: Erbium-yttrium aluminium garnet

FRC: Fiber ile güçlendirilmiş kompozit

GPa: GigaPaskal

H: Hidrojen

HCl: Hidroklorik asit

HF: Hidroflorik sit

H₂O₂: Hidrojen peroksit

kHz: Kilohertz

kV: Kilovolt

µm: Mikrometre

lt/dk: Litre/dakika

LTD: Low thermal degradation (Düşük ısı bozulması)

mm: Milimetre

MDP: Metakriloksidesil dihidrojen fosfat

MPa: MegaPaskal

MPS: Metakriloksi propil trimetoksisilan

Nd:YAG: Neodymium-yttrium aluminium garnet

NTAP: Non-termal argon plazma

NTP: Non-termal plazma
NTAPPJ: Non-termal atmosferik basınçlı plazma jet
O: Oksijen
Pa: Paskal
Ra: Ortalama yüzey pürüzlülüğü
SEM: Taramalı elektron mikroskobu
SiO₂: Kuvars
t→m: Tetragonal-monoklinik
TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA: Üretan dimetakrilat
W: Watt
Xm: Göreceli monoklinik faz miktarı
XRD: X-Işını kırınımı
Y: Yttrium
Y₂O₃: Yttrium oksit
Y-TZP: Yttrium ile stabilize teragonal zirkonya polikristali
Zr: Zirkonyum
ZrO₂: Zirkonyum dioksit
ZTA: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Zirkonyanın monoklinik, tetragonal ve kübik kristal yapılarının.....	12
şematik görünümü	
Şekil 2.2. Faz dönüşüm sertleşme mekanizmasının şematik anlatımı.....	12
Şekil 2.3. Zirkonyanın yaşlanma sürecinin şematik görünümü.....	13
Şekil 2.4. Doğru akım deşarjının şeması.....	25
Şekil 3.1. Zirkonya örneklerin boyutları, A) Zirkonya örneğin çapı,.....	34
B) Zirkonya örneğin kalınlığı	
Şekil 3.2. Sinterlenmiş zirkonya örnekler.....	34
Şekil 3.3. Kumlama cihazı.....	35
Şekil 3.4. Non-termal atmosferik basınçlı plazma jet üreten system.....	36
Şekil 3.5. Termal olmayan atmosferik basınçlı plazma jet cihazının bir şeması.....	37
Şekil 3.6. Zirkonya örneklerle termal olmayan plazma işleminin uygulanması.....	37
Şekil 3.7. Profilometre.....	38
Şekil 3.8. A) Altın-palladyum kaplama cihazı,.....	39
B) Çalışmada kullanılan SEM cihazı	
Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan XRD cihazı.....	39
Şekil 4.1. Zirkonya seramiklerin ortalama yüzey pürüzlülük.....	42
değerleri (μm) ve standart sapmaları	
Şekil 4.2. Kontrol grubundan bir örneğin XRD grafiği.....	43
Şekil 4.3. Grup 2'ye ait bir örneğin XRD grafiği.....	43
Şekil 4.4. Grup 3'e ait bir örneğin XRD grafiği.....	44
Şekil 4.5. Grup 4'e ait bir örneğin XRD grafiği.....	44
Şekil 4.6. Grup 5'ye ait bir örneğin XRD grafiği.....	45

Şekil 4.7. Kumlama grubuna ait bir örneğin XRD grafiği.....	45
Şekil 4.8. Örneklerin XRD grafiklerinin karşılaştırmalı görüntüsü.....	46
Şekil 4.9. Her gruptan birer örneğe ait SEM görüntüleri.....	48



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan zirkonya materyalinin özellikleri	33
Tablo 3.2. Deney gruplarının isimleri, uygulanan yüzey işlemleri ve örnek sayıları ..	34
Tablo 4.1. Test gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerinin (μm) karşılaştırılması ..	41
Tablo 4.2. Tukey test sonuçlarına ait p değerleri	42
Tablo 4.3. Gruplara göre $\bar{X}_m$ değerleri	46



1. GİRİŞ

Günümüzde bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojilerinin de gelişmesiyle birlikte, üstün estetik özellikleri olan, yüksek kristal içeriğine sahip zirkonyanın alt yapı materyali olarak kullanımı yaygınlaşmıştır. Zirkonya seramikler diğer tam seramik sistemlere kıyasla yüksek mekanik performans, kimyasal ve boyutsal stabilite, yüksek kırılma direnci gibi avantajlar sunarlar. Bu özellikler materyalin güvenilirliğini artırmış, posterior bölgelerde de kullanımına izin vererek endikasyon alanını genişletmiştir (1, 2).

Zirkonya cam matriks içermeyen polikristal bir materyaldir. Bakteri tutulumu az ve biyoyumluluğu yüksektir. Saf zirkonya polimorfik bir özelliğe sahiptir ve sıcaklığa bağlı olarak üç farklı kristalografik formda bulunabilir. Zirkonya fırınlama sırasında tetragonal fazda, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır. Fırınlamanın ardından soğuma sırasında tetragonal-monoklinik ($t \rightarrow m$) faz dönüşümü gerçekleşir. Bu esnada % 3-5'lik hacim artışı meydana gelir. Bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler sonucu dayanıklılık artar. Bu mekanizma faz dönüşüm sertleşmesi olarak bilinir ve başka hiçbir dental seramikte gözlenmez. Her ne kadar faz dönüşümü ile materyalin dayanıklılığı artırsa da $t \rightarrow m$ faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır. Aksi takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir (3, 4).

Simantasyon işlemi restorasyonun uzun dönem klinik başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Rezin simanlarla seramik sistemler arasındaki bağlanmayı arttırmak amacıyla seramik yüzey üzerine çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Silika bazlı seramik yüzeylerinin hidroflorik (HF) asit ile aşındırılması ardından yüzeyin silanizasyonu rezin simanlarla bağlantının dayanıklılığını artırır. Bununla beraber silika bazlı seramiklere uygulanan geleneksel yapıştırma teknikleri zirkonya seramiklerde uygulanamaz. Zirkonya seramikler silika fazı içermediğinden dolayı HF asit ile pürüzlendirmeye karşı dirençlidirler (5).

Zirkonya esaslı seramik restorasyonların rezin simantasyonunda başarıyı arttırmak için zirkonya yüzeyine farklı yüzey hazırlık işlemleri önerilmiştir. Al_2O_3 partikülleriyle kumlama, tribokimyasal silika kaplama, lazer gibi uygulamalar literatürde uygulanan yöntemlerden bazılarıdır. Fakat yapılan bazı çalışmalar kumlama veya lazer işlemlerinin zirkonya üzerinde $t \rightarrow m$ faz dönüşümünü

arttırdığını, bu işlemler sonucu oluşturulan mikroporözitelerin materyali zayıflatabileceğini ve çatlak oluşumunu başlatabileceğini göstermiştir. Bu nedenle güçlü bir bağlantı ara yüzü ile sonuçlanacak olan herhangi bir yaklaşımın geliştirilmesi faydalı olacaktır (6, 7).

Yeni geliştirilen yüzey işlemlerinden biri de plazma uygulamasıdır. Non-termal plazma (NTP) tedavileri adezyonla ilgili klinik problemler için alternatif bir çözüm olarak kabul edilmektedir. Zirkonya yüzeyine argon plazma işleminin uygulanması zirkonyanın yüzey enerjisini arttırarak ıslanabilirlikte bir artış sağlar ve böylece rezin simanın zirkonyaya bağlanmasını arttırır (8).

Çalışmamızın amacı, farklı akış hızlarında ve farklı sürelerde uygulanan non-termal argon plazma (NTAP) uygulamasının zirkonyanın yüzey özelliklerine ve (t→m) faz dönüşümüne etkisini değerlendirmektir.

Çalışmamızın hipotezi; daha uzun süre ve daha yüksek akış hızıyla uygulanan NTAP uygulamasının zirkonya üzerinde yüzey pürüzlülüğü ve faz dönüşümüne etkisi olmayacağı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tam Seramik Sistemler

Metal destekli seramik sistemlerde opak porselen kullanımı ve metal yansıması gibi dezavantajlar ile hastaların estetik beklentilerinin her geçen gün artması tam seramik sistemlerin geliştirilmesini sağlamıştır. Ayrıca bazı hastalarda metale karşı alerjik reaksiyonlar da gelişebilmektedir. Dental endüstride, özellikle seramik materyaller alanındaki teknolojik gelişmeler, tamamen seramikten oluşan metal içermeyen restorasyonların üretilmesine imkan tanımıştır. Tam seramik restorasyonların homojen yapıda olup doğal görünüm, biyolojik uyum, ışığı yansıtma, floresans özellik, diş dokusuna benzer termal genleşme katsayısına sahip olma gibi avantajları bulunmaktadır (9, 10).

Tam seramik sistemleri yapım tekniğine, ışık geçirgenliğine ve alt yapıda kullanılan maddeye göre çeşitli şekillerde sınıflandırılabilir. Seramik materyallerin artan kullanımı ve "hibrit" seramiklerin piyasaya sürülmesi, yeni bir sınıflandırma sistemine olan ihtiyacı ortaya çıkarmıştır. Bu sınıflandırma sistemine göre, tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyaller üç gruba ayrılır (11);

(1) cam-matriks seramikler,

(2) kimyasal bileşimlerinde bulunan faz/fazlara bağlı olarak rezin-matriks seramikler ve

(3) polikristalin seramikler

"Cam-matriks seramikler", bir cam fazı içeren metalik olmayan inorganik seramik materyaller iken, "polikristalin seramikler" ise cam içermeyen, yalnızca kristal faz içeren metal olmayan inorganik seramik materyal olarak tanımlanır. "Rezin-matriks seramikler", ağırlıklı olarak inorganik refrakter bileşikler içeren bir polimer matriksine sahip materyallerdir (12).

2.1.1. Cam Matriks Seramikler

A) Feldspatik Seramikler

Geleneksel dental seramikler, önemli miktarda feldspat (KAlSi_3O_8), kuvars (SiO_2) ve kaolinden ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) oluşur. Feldspat, demir ve mika yönünden zengin kayalarda bulunabilen grimsi kristalin bir mineraldir. Kuvars veya silika, restorasyonun yarı saydamlığından sorumlu olan matriks bileşenidir (% 55-65). Kaolin, yarı saydam olan doğal dişlerin aksine opak özelliklere sahip olduğu için sınırlı miktarda (% 4) kullanılan hidratlı bir alüminyum silikattır. Gevşek tutulan seramik parçacıkları birbirine bağlamak amacıyla kullanılır. Feldspatik seramik blokları CAD/CAM sistemlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır (13, 14).

Feldspatik seramik bloklardan laminate veneer, inley, onley, ön bölge tek kron restorasyonları üretilmektedir. Ancak kırılma dirençleri düşük olduğundan endokron restorasyonları ve köprü protezlerinde uygulanmaları kontrendikedir (14, 15).

B) Sentetik Seramikler

Daha yüksek kristal faz varlığı mevcuttur ve bu sayede sentetik cam seramiklerin içerisinde çatlak oluşumu olasılığı azaltılmış veya mevcut çatlağın yayılma hızı yavaşlatılmıştır. Bu bağlamda kristallerin varlığı seramiğin mekanik özelliklerini güçlendirmiştir (12).

Sentetik seramiklerin mikro yapısı, yarı saydam bir camsı faz ile çevrelenmiş dağılmış kristal fazdan ibarettir. Camsı faz, yarı saydamlık, kırılma pateni gibi camın olağan özelliklerine sahiptir. Kristal faz, ışık dağılımını ve opasiteyi geliştirir, böylece şeffaf camsı fazın diş sert dokularına (mine ve dentin) renk adaptasyonunu sağlar ve seramik materyale dayanıklılık, fırınlama sırasında stabilite ve ağızda meydana gelen streslere karşı direnç sağlar (12, 13).

Sentetik seramikler; lösit ile güçlendirilmiş seramikler, lityum disilikat seramikler, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler ve florapatit bazlı seramikler olarak sınıflandırılabilir.

Lösit ile güçlendirilmiş seramik

Camsı matriks içerisinde homojen olarak dağılmış lösit kristallerinden (hacimce % 35-45) oluşur. Lösit kristallerinin ($KAlSi_2O_6$) çapı 1-5 μm 'dir ve feldspatın 1150 °C'de kontrollü fırınlanması ile oluşturulur (16).

Bu grup seramikler yüksek silika içeriği (ağırlıkça % 60-65) sayesinde, geliştirilmiş yarı saydamlık, floresans ve opalesans özelliklere sahiptir. Kristal faz içeriği 160 MPa'lık eğilme dayanımından, kırılma enerjisini absorbe etme özelliğinden, çatlak oluşumunun durdurulmasından sorumludur (17).

Estetik özelliklerinin ve ışık geçirgenliğinin yüksek olmasından dolayı lösit kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar sıklıkla tercih edilmektedir. Bu bloklar renk özelliklerine göre 3 gruba ayrılırlar: düşük ışık geçirgenliğine sahip bloklar (LT), yüksek ışık geçirgenliğine sahip bloklar (HT) ve polikromatik multi bloklar (MT). Polikromatik multi bloklar sayesinde doğal dişlerde olduğu gibi birkaç renk tonunu içinde bulunduran servikalden insizale doğru değişen renk ve translusensi özellikleri restorasyonlara yansıtılabilir. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerin uygulama alanları; inley, onley, lamina veneerler ve ön bölge kron restorasyonlarıdır (18-20).

Lityum Disilikat Seramik

% 57-80 Kuartz, % 11-19 lityum oksit ve % 0-5 oranında alüminyum oksitten oluşan seramiklerdir. Materyalin % 60'ını oluşturan, kristal partiküllerinin yoğun ve homojen birbirine bağlanmış yapısı sayesinde, eğilme dayanımı 320-450 MPa'ya kadar yükseltilmiştir (21).

Kimyasal yapısından dolayı lityum disilikat seramiklerin mekanik özellikleri, lösit ile güçlendirilmiş cam seramiğin mekanik özelliklerinden daha yüksektir. Tam seramik restorasyonların endikasyon alanını genişletebilmek amacıyla geliştirilmişlerdir. Lityum disilikat cam seramiklerde ısı ve basınç tekniğinin kullanımının lityum disilikat fazda homojen yapı oluşumunu sağladığı, kontrol edilemeyen mikro çatlakları engellediği, kısa sürede ve kolay bir şekilde restorasyon hazırlanmasına olanak verdiği ifade edilmiştir (21, 22).

IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) anterior ve posterior tek kron restorasyonları ile beraber, en fazla ikinci premolara kadar uzanabilen ön bölge köprü restorasyonlarının hazırlanmasında kullanılabilir. IPS e-maxPress (Ivoclar Vivadent,

Schaan, Liechtenstein) 2005 yılında piyasaya sürülmüştür ve bloklar halinde basınçlı döküm tekniğine uygun biçimde üretilmişlerdir. İçeriği IPS Empress II ile benzerlik göstermektedir fakat fırınlama tekniğinin farklı olmasından dolayı fiziksel ve estetik özellikleri gelişmiş bir materyaldir.

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Ağırlıkça % 10 oranında zirkonya içermektedir. Zirkonya partikülleri seramik yapıyı çatlaklara karşı güçlendirmek amacıyla ilave edilmiştir. Bu sayede zirkonya ile cam seramiğin pozitif özelliklerini birleştiren bir materyaldir. Celtra Duo (Dentsply Sirona, York, PA, USA) ve VITA Suprinity, (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerdendir. İnley, onley, parsiyel kron, veneer, anterior ve posterior monolitik tek diş restorasyonlar ve implant abutmentleri için kullanılabilirler (23, 24).

Spesifik bileşim, malzemenin optik özellikleri üzerinde olumlu bir etkiye sahiptir. Aynı zamanda ince partiküllerin homojen dağılımı sayesinde gelişmiş mekanik özellikler de sergileyebilmektedir. Celtra'daki 0.5-0.7 µm boyutundaki lityum silikat kristaller, doğal gün ışığının dalga boyu aralığına karşılık gelir ve böylece diş minesinin opaklık özelliğini taklit eder ve yüksek cam içeriği ile birlikte restorasyonun floresansından sorumludur (11).

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikattan yapılan restorasyonun adeziv siman kullanılarak simantasyonundan önce camsı matriksin hidroflorik asit kullanılarak çözülmesi, homojen ve yoğun şekilde düzenlenmiş lityum silikat kristallerinin açığa çıkmasına neden olur (25).

Florapatit Cam Seramikler

Camsı matriks içine gömülü çeşitli boyutlarda $Ca_5(PO_4)_3F$ florapatit kristalleri içerir. IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) ağırlıkça yaklaşık olarak % 60 oranında yüksek silika içeriğine ve ağırlıkça % 12 oranında alümina içeriğine sahiptir. Eğilme dayanımı, diğer tüm seramik malzemelerle karşılaştırıldığında daha düşüktür (yalnızca 90-110 MPa), bu da florapatit cam

seramiklerin alt yapı materyali olarak kullanılamayacağı anlamına gelir. Weibull modülü daha yüksekken, Vickers sertliği feldspat bazlı, lityum disilikat ve rezin matriks seramiğe göre daha düşüktür. Fluoroapatit cam seramiği, mekanik özellikler, frezeleme verimliliği ve aşınabilirlik açısından diğer cam seramiklere benzer özelliklere sahip olmakla beraber florür salınımı da gösterirler (11, 26).

C) Cam İnfiltre Seramikler

Alümina içerikli seramikler

In-Ceram Alümina (Vita Zahnfabric, Bad Sackingen, Almanya) anterior ve posterior bölgelerdeki tek kronlar ve anterior bölgedeki üç üyeli köprülerin üretiminde kullanılabilir.

Alümina ve magnezyum içerikli seramikler

In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabric, Bad Sackingen, Almanya) en düşük eğilme dayanımına (400 MPa) ve çok yüksek yarı saydamlığa sahiptir, bu nedenle ön bölgedeki tek kronlar için endikedir.

Alümina ve zirkonya içerikli seramikler

In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabric, Bad Sackingen, Almanya) diğer cam infiltre seramiklere kıyasla en yüksek bükülme dayanımına (600 MPa) sahiptir ve lokalizasyonundan bağımsız olarak posterior bölgedeki tek kronlar ve üç üyeli köprü restorasyonları için endikedir. Üretim sürecinin karmaşıklığı ve hassasiyetinin yanı sıra lityum disilikat seramik ve zirkonyanın artan popüleritesi nedeniyle bu sınıf malzemelerin kullanımı terk edilmiştir (11, 27).

2.1.2. Rezin–Matriks Seramikler

Rezin matriks seramikler yüksek oranda seramik partikülleri içeren organik matrikse sahip seramiklerdir. Karşıt diş dokusunda daha az aşındırma yapmaları, daha az preparasyon gerektirmeleri, tamir kolaylığı ve adeziv rezin simanlarla kimyasal uyumları önemli özelliklerindendir (28).

Rezin matriks seramiklerde, seramiğin dayanıklılık ve renk stabilitesi ile rezin kompozitlerin bükülme dayanımı ve düşük aşındırma özellikleri bir araya gelmiştir. Bu materyallerin kırılganlıkları ve poröziteleri azdır aynı zamanda frezeleme esnasında kırılma ve çatlağa karşı çok daha dayanıklıdırlar. Ayrıca; kırılma

dayanımının artması, azalan mine abrazyonu ve hızlı üretim önemli avantajlarını oluşturmaktadır (29). Bu yeni nesil polimer içerikli seramikler, elastik modüllerinin dentine yakın olması nedeniyle daha iyi bükülme ve daha düşük kırılma direnci göstermektedirler (30).

A) Rezin Nano Seramik

Rezin matriks içerisinde dağılmış nano seramik partiküllerden oluşan CAD/CAM bloklardır. Lava Ultimate (3M ESPE, Neuss, Almanya) bu seramik grubuna örnek olarak verilebilir. Nano seramik parçacıkları; polimer matriksi güçlendiren, yüksek oranda çapraz bağ oluşturan üç farklı nanopartikülden oluşmaktadır. İşlenmiş nano parçacıklar, silan bağlama ajanı ile muamele edilir. Matriks kısmı üretan dimetakrilat (UDMA)'tan oluşmakta ve ısı ile polimerize olmaktadır (12).

Lava Ultimate dentine yakın elastikiyet modülüne sahiptir ve bu sayede cam seramiklerden daha az kırılıgandır. Düşük elastik modülü sayesinde çiğneme kuvvetlerini daha iyi absorbe ederler. Bu özellikleri sayesinde veneerler, inley, onley, ön ve arka bölgelerdeki tek kronların ve kısa köprülerin yapılmasında kullanılabilir (12, 31).

Aşınma direncinin yüksek olması, kolayca uyumlanabilmesi, yeniden polisajlanabilmesi, lekelerle karşı dirençli olması, cam seramiklere nazaran karşıt dişte daha az aşındırmaya neden olması, laboratuvar aşamalarının çok daha az olması, yüksek bükülme dayanımı (200 MPa) göstermesi Lava Ultimate'ın avantajlarındanır (32, 33).

B) Polimer İnfiltre Rezin Seramik

Elastik modülüsü dentine benzeyen rezin kompozitlerle, seramiklerin uzun vadeli estetik stabilitesini birleştiren alternatif bir hibrit materyaldır. Kompozit ve seramiklerin üstün özelliklerini bir arada bulunduran materyallerdir. 2013 yılında piyasaya sürülen bu materyallere Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) örnek olarak verilebilir. Bu materyal polimer matriks (ağırlıkça % 14) ile infiltre edilmiş sinterlenmiş seramik matriksli (ağırlıkça % 86) bir yapıdan oluştuğu için "Polimer infiltre seramik ağ" adı ile de tanınır (26). Seramik içeriğinin büyük bir kısmı lösit geri kalan kısmı ise zirkonyadan, polimer ağı ise UDMA ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)'tan oluşmaktadır. Bu materyallerin mekanik özelliklerinin

ortalama değerleri, rezin esaslı kompozitler ve porselenler için bildirilen değerler arasında değişmektedir. Minimal invaziv restorasyonlarda, veneer, inley, onley, posterior bölge kaplamalarda ve implant üstü restorasyonlarda kullanılması endikedir fakat köprülerde ve parafonksiyonel durumlarda kullanılması kontrendikedir (28).

Hibrit seramiklerin klinik avantajları, rezin kompozitlerinkine benzer bir şekilde karşıt diş yüzeyinde daha az aşınmaya neden olması, tamir kolaylığı, adeziv rezin simanlarla kimyasal uyumluluk göstermesidir (28).

C) İndirekt Resin Kompozit

Farklı seramik oranlarıyla birlikte silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, farklı organik matriks yapıları içeren materyallerdir. Bu grup materyallere bir örnek ise bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA), TEGDMA ve patentli bir başlatıcı sistemine gömülü % 85 ultra ince zirkonya-silika seramik parçacıklarından oluşan Paradigm MZ100 (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD)'dr (34).

2.1.3. Polikristalin seramikler

Bu grupta sınıflandırılan seramiklerin temel özelliği, camsı fazı olmayan ince taneli kristal yapıya sahip olmalarıdır. Kristaller, düzenli diziler halinde yoğun bir şekilde düzenlenir, böylece çatlak yayılmasını azaltır, materyale yüksek mukavemet ve kırılma tokluğu sağlar. Camsı matriksin olmaması, seramiğin hidroflorik asitle yüzey aşınmasına karşı dirençli olmasına neden olur (35). Alümina ve zirkonya, polikristalin seramikler sınıflamasına dahildir.

Alümina

Alümina, diğer seramik malzemelere kıyasla hidrolize karşı en yüksek direnci, düşük ısı iletkenliği ve yüksek eğilme dayanımı (> 500 MPa) sergiler. Alümina bloklar (% 99,5 Al₂O₃'ten oluşan) başlangıçta kısmen sinterlenmiş olarak üretilir ve bu da kolay işleme-frezeleme sağlar. Sonraki sinterleme işlemi sırasında meydana gelen büzülme tam olarak hesaplanabilir, böylece hassas, uyumlu restorasyonlar elde edilir. Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) (ilk tam yoğun polikristalin seramik) ve In-Ceram (Vita Zahnfabric, Bad Sackingen, Almanya) bu tür seramiklerin temsilcileridir. Stabilize edilmiş zirkonya gibi gelişmiş mekanik özelliklere sahip materyallerin artan kullanımı, alümina kullanımının azalmasına yol açmıştır (27, 36).

2.2. Zirkonya

2.2.1. Genel Bilgiler

Zirkonyum parlak gri renkte, periyodik cetvelin 4B grubunda bulunan ve atom numarası 40 olan bir geçiş elementidir. Zirkonyum doğada saf halde bulunmamaktadır. Saf bir formdayken nispeten yumuşak ve esnektir. Zirkonyumun bilinen mineralleri, zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2)'tir. Zirkonyum silikata “zirkon”, zirkonyum oksite ise ‘zirkonya’ ya da ‘baddeleyit’ denilmektedir. En önemli bileşiği, zirkonyum dioksit (ZrO_2)'dir. Yerkabuğunun yaklaşık % 0,02'si zirkonyumdan oluşur (2, 37).

Zirkonya direnç açısından kendisine en yakın özelliklere sahip alüminaya göre yüksek bükülme dayanımı, yüksek kırılma direnci, düşük elastiklik modülü ve faz değişim mekanizması sayesinde üstünlük sağlamış ve son dönemde diş hekimliğinde yaygın kullanım alanı bulmuştur (38).

Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençlidir. Zirkonyum metalinin yüzeyini kaplayan oksit tabakası havaya karşı inaktif olmasına neden olur. Buna karşın havada yakılması ile zirkonyum oksit bileşiğini oluşturur. Normal koşullar altında alkali çözeltilerle ve su ile reaksiyona girmez. Sadece hidroflorik asit içerisinde çözünür (39).

2.2.2. Zirkonyumun Biyouyumluluğu

Yapılan çalışmaların sonucunda saf zirkonya tozlarının biyouyumluluklarının oldukça yüksek olduğu, lokal veya sistemik reaksiyon oluşturmadıkları bulunmuştur. Aynı zamanda zirkonyanın bakteriyel tutulumunun titanyumdan az olduğu tespit edilmiştir. Yine başka bir çalışmada Y-TZP'nin hücre ile uyumlu olduğu, mutajenik ve karsinojenik etkisinin olmadığı belirlenmiştir (40).

2.2.3. Fiziko-Kimyasal Özellikler

Seramik sınıflandırmasında, zirkonya (ZrO_2), uygun mekanik özelliklerle karakterize edilen heterojen, oldukça dirençli, polikristal bir seramiktir (41). Zirkonyanın elastik modülü yaklaşık 200 MPa'dır (42). Vickers sertliği ise dental alaşımların 4-5 katıdır (1000-1300 Vickers) (43). Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme direnci ortalama 900-1200 MPa, kırılma dayanımı ise 9-10 MPa $m^{1/2}$ olarak bulunmuştur (44, 45). Bu da neredeyse alümina esaslı seramiklerin iki katı ve lityum disilikat esaslı

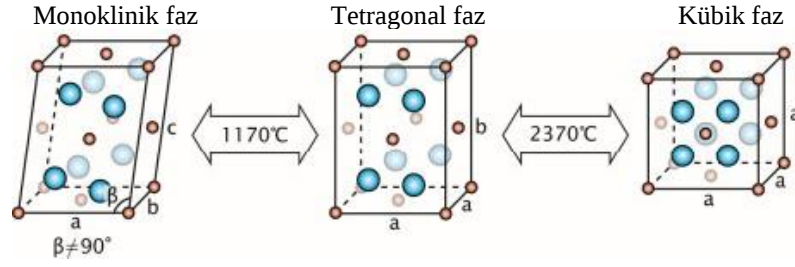
seramiklerin üç katıdır (46). Bununla beraber, cam seramiklerden farklı olarak, geleneksel asitle pürüzlendirme tekniklerine duyarlı değildir ve sonuç olarak, geleneksel adeziv simantasyon prosedürlerinden yararlanılamamaktadır (47).

Hem in vitro hem de in vivo olarak mükemmel biyouyumluluk, titanyuma göre daha düşük plak tutulumu ve iyi radyoopasite gösterir; ilave olarak, suda çözünmez ve oral ortamda korozyona yatkınlığı ihmal edilebilir düzeydedir (41, 48). Termal iletkenlikleri azdır ve bu da pulpal irritasyonları azaltır (49). Diğer taraftan, zirkonya alt yapılar radyopak bir görüntü verirler. Bu da restorasyonun radyografik değerlendirilmesine izin verir. Cam seramikler kadar estetik olmaması ve veneer porselende chipping (porselen atması) tarzı kırılmalar dezavantajları arasındadır. Restorasyonların marjinal uyumları ve uzun dönem klinik başarısı kabul edilebilir seviyededir (50).

Yüksek kırılma direnci ve bükülme dayanımı gibi mekanik özellikleri sayesinde, çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior bölgelerde yaygın olarak kullanılmaktadır. İnley, onley, post-core, kron, köprü, abutment, implant materyali olarak kullanılabilen zirkonyanın endikasyon alanları geniştir (51).

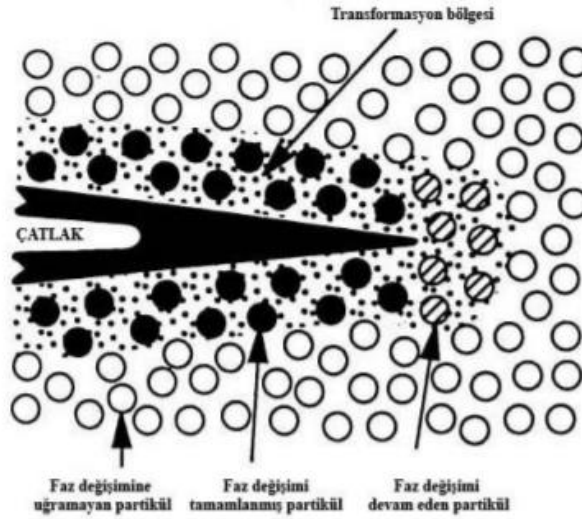
2.2.4. Faz Dönüşüm Serteşmesi

Diş hekimliğinde, zirkonya genellikle tam seramik materyal olarak kabul edilir, ancak fiziksel-kimyasal bakış açısından, polimorfizm ve allotropi ile karakterize edilen seramik özelliklere sahip bir metal oksittir. Doğada farklı sıcaklıklarda üç farklı kristal konfigürasyonu ile mevcuttur (Şekil 2.1): kübik (2370 °C'den 2680 °C'ye kadar), tetragonal (1170 °C'den 2370 °C'ye kadar) ve monoklinik (oda sıcaklığı ile 1170° C arası). Bu farklı allotropik durumlar, prostodontide farklı şekillerde yararlanılabilen farklı mekanik ve optik özelliklerle kendini gösterir (41, 48).



Şekil 2.1. Zirkonyanın monoklinik, tetragonal ve kübik kristal yapılarının şematik görünümü (52)

ZrO₂ fırınlama ısısında tetragonal fazda, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır (53). Fırınlamanın ardından soğuma sırasında t→m faz dönüşümü gerçekleşir (Şekil2.2). Bu sırada % 3-5'lik hacim artışı meydana gelir. Bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler sonucu dayanıklılık artar. Hacim artışı, var olan çatlak uçlarında lokalize baskı gerilimlerinin oluşmasını tetikler. Oluşan bu baskı gerilimleri materyal içindeki mikroçatlakların ilerlemesine engel olur ve seramiğin dayanımını artırır (3). Bu mekanizma faz dönüşüm sertleşmesi olarak isimlendirilir. Protetik açıdan faz dönüşümü, zirkonyanın kendi kendine tamir edilebilirliğine izin verdiği için büyük bir avantaj olarak kabul edilmiştir; bu bağlamda, malzeme içindeki mikro çatlakların ve kırıkların yayılmasını önler (54-56).



Şekil 2.2. Faz dönüşüm sertleşme mekanizmasının şematik anlatımı (57)

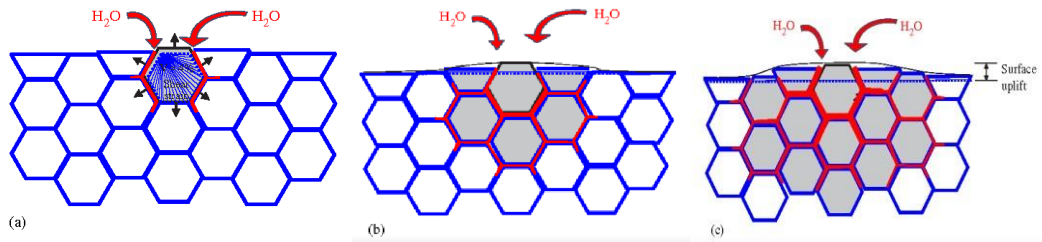
Bu mekanizma başka hiçbir dış hekimliği seramiğinde gözlenmez. Sahip oldukları dönüşüm tokluğu özelliğinden dolayı zirkonya esaslı seramiklerin kırılma dayanımı

diğer seramiklerden yüksektir (58). Dönüşüm tokluğu, zirkonyada malzemenin allotropik doğası, yani üç fazlı olması sonucu meydana gelen bir olgudur (59).

Her ne kadar bu dönüşüm ile ortaya çıkan kompresif stresler sonucu dayanıklılık artsa da, $t \rightarrow m$ faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, aksi takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir. Tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir. Bununla beraber kalsiyum, alüminyum, magnezyum, seryum veya yttrium gibi metal oksitler ilave edilerek de oda sıcaklığında stabil olmaları sağlanır. Saf zirkonyadaki yttrium oksit oda sıcaklığında zirkonyayı tetragonal fazda stabilize eder ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonya materyalini oluşturur (60, 61). Tetragonal fazın oda sıcaklığında stabilize edilmesine rağmen bu faz aslında 'metastable'dır. Materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur (62).

2.2.5. Düşük Sıcaklık Bozulması (LTD) ve Yaşlanma

Oda sıcaklığında, yapı içerisindeki tetragonal faz, herhangi bir mekanik gerilim olmasa bile, kendiliğinden ve geri dönüşü olmayan bir monoklinik faza dönüşebilir. Bu fenomen, olası spontan kırıkların oluşmasına giden mekanik özellikleri olumsuz etkiler. Bu davranışın nem varlığında ve 200°C üzerindeki sıcaklıklarda meydana geldiği bildirilmektedir. Yaşlanma sonucunda yapının dayanımı, doygunluğu ve yoğunluğu azalmakta, monoklinik faz miktarı artmaktadır (Şekil 2.3). Yaşlanma sırasında $t \rightarrow m$ faz dönüşümünün materyalin yüzeyinde başladığı ve materyalin içerisine doğru ilerlediği bildirilmiştir (63, 64).



Şekil 2.3. Zirkonyanın yaşlanma sürecinin şematik görünümü (65). Faz dönüşümüne uğrayan bölgenin büyümesi mikro çatlaklara ve yüzey pürüzlülüğüne neden olur. (Faz dönüşümüne uğrayan tanecikler gri renkte gösterilmiştir. Kırmızı alanlar ise suyun penetre olduğu alanları gösterir.)

LTD, kristal boyutu, sıcaklık, yüzey özellikleri, üretim teknikleri, stabilize edici oksitlerin yüzdesi ve dağılımı, mekanik stres ve ıslaklık gibi çeşitli değişkenlerden etkilenen çok faktörlü bir fenomendir; özellikle son iki faktör zirkonya yaşlanmasını

önemli ölçüde hızlandırabilir. LTD, yaşlanma, mekanik özellikler için bir risk faktörü olarak kabul edilmektedir. Bununla birlikte, LTD'nin hem mekanik hem de optik özellikleri etkileyerek mikro çatlakların başlamasına, tokluğun azalmasına, artan aşınmaya, pürüzlenmeye ve plak birikimine katkıda bulunarak, zirkonya özelliklerinin olumsuz etkilenmesine neden olduğu bilinmektedir (54, 63, 64).

2.2.6. Monolitik Zirkonya

Zirkonya seramikler yüksek mekanik özelliklerinden dolayı yaygın olarak kullanılmaktadırlar. % 2-3 oranında Y_2O_3 içeren geleneksel zirkonya opak bir madde olduğu için alt yapı olarak kullanılmaktadır. Zirkonya altyapı üzerine ise feldspatik seramik fırınlanmaktadır ancak bu iki tabaka arasında oluşan ısısal streslerden dolayı, tabakalar arasında ayrılma ya da kırılmalar oluşabilmektedir. Üst yapı porseleninde görülen sorunların zaman içinde artması; üretici firmaları çift tabakalı zirkonya restorasyonlar yerine tek tabakalı zirkonya restorasyonların üretimi konusunda araştırmaya yönlendirmiş ve CAD/CAM sistemleri yardımıyla üst yapı porselenine ihtiyaç duyulmadan üretilebilen monolitik zirkonya restorasyonlar yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (66, 67).

Monolitik zirkonya restorasyonlar son yıllarda yüksek dayanıklılık, materyal kalınlığının azaltılabilmesi, antagonist dişte düşük aşındırma, üretim süresinin kısaltılmış olması ve artırılmış estetik özellikleri sayesinde oldukça geniş kullanım alanı bulmuştur. Monolitik zirkonya da benzer şekilde Y_2O_3 ile stabilize edilmiş bir materyaldir. İlk başlarda % 3 Y_2O_3 içermekte olsa da, yeterli estetik özellikleri taşımadıkları için yerlerini % 4-5 Y_2O_3 içeren monolitik zirkonyalara bırakmışlardır (67).

Yüksek kırılma direncine sahip oldukları için interokluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda kullanılabilirler. CAD/CAM üretim teknikleri kullanıldığı için üretim basamakları azaltılmış ve teknik hassasiyeti yüksek laboratuvar aşamaları minimuma indirilmiştir. Transluseri özellikleri geliştirilmiş olsa bile doğal diş görünümünü taklit etmede cam seramik porselenler kadar başarılı olmamaları ve tamir edilebilme özelliklerinin olmaması dezavantajlarından (68, 69).

2.2.7 Zirkonya Blokların Üretimi

Üretim şekline göre zirkonya bloklar 3 grupta incelenir. Bunlar; sinterlenmemiş zirkonya (green stage zirkonya), yarı sinterlenmiş zirkonya ve tam sinterlenmiş zirkonya'dır.

A) Sinterlenmemiş (Green Stage) Zirkonya

Üretim aşamasında malzemenin, özel bağlayıcılar kullanılarak ısı uygulanmadan sadece basınç uygulanarak sıkıştırılması ile hazırlanır. Bloklar tebeşir kıvamında ve oldukça yumuşaktır. Bu nedenle aşındırma işlemleri oldukça hızlı yapılabilir. Frezeleme işlemi tamamlandıktan sonra restorasyona sinterleme işlemi uygulanır (2). Sinterleme esnasında oluşabilecek büzülme için restorasyonlar; normal boyutlarından % 20-25 oranında daha büyük olarak freze edilirler (70).

B) Yarı Sinterlenmiş Zirkonya

Green stage zirkonyanın 500 °C'de, 30 dakika süreyle sinterlenmesi ile yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar elde edilir. Bu bloklar % 40 yoğunluğa sahiptirler. Sinterleme işlemi tam olarak gerçekleşmediği için yapı oldukça porözdür ve mekanik özellikleri zayıftır (38). Yarı sinterlenmiş bloklarda sinterleme aşamasında oluşan yaklaşık % 25'lik büzülme gerçekleşmediği için restorasyonlar esas boyutlarından daha büyük hazırlanırlar. Azami sinterleme derecesi ise firmadan firmaya değişkenlik göstermekle birlikte 1350 °C-1550 °C aralığındadır ve 2-5 saat süreyle uygulanmaktadır (2).

C) Tam Sinterlenmiş Zirkonya

Üretim aşamasında materyal ilk olarak 1300 °C'de sinterlenerek % 95 yoğunluğa ulaştırılır. Sonraki aşamada 1350 °C-1550 °C arasında ve yüksek basınç altında yoğunluğu artırmak amacıyla genellikle argon gazı kullanılarak ısıtılır. Sinterleme işlemi tamamlandığında blok yoğunluğu % 99'a ulaşmaktadır (71). Tam sinterlenmiş zirkonya bloklarda sinterleme işlemi tamamlandığı için büzülme üretim esnasında gerçekleşmektedir. Bu nedenle yapılacak olan restorasyonlar gerçek boyutlarında hazırlanırlar. Bu bloklar sert bir yapıya sahip oldukları için frezeleme işlemleri zordur; özel aşındırma üniteleri gerektirirler ve hazırlanmaları uzun zaman alır. Ancak restorasyonların hazırlanması aşamasında büzülmenin olmaması bu blokların avantajı olarak değerlendirilebilir (37).

2.2.8. Dental Uygulamalarda Kullanılan Farklı Tip Zirkonyum Seramikler

Zirkonyum içeren birçok seramik sistem mevcut ise de, günümüzde diş hekimliğinde yaygın olarak 3 sistem kullanılmaktadır. Bunlar yttrium tetragonal zirkonya polikristalleri (3Y-TZP), magnezyum kısmi stabilize zirkonyum (Mg-PSZ) ve zirkonyumla güçlendirilmiş alümina (ZTA) dır (2, 72).

A) Yttrium Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (3Y-TZP)

Stabilize edilen zirkonya materyalleri arasında biyomateriyal olarak en çok kullanılanı; yttrium oksidin (Y_2O_3), saf zirkonya ağırlığının % 2-3'ü oranında ilave edilmesiyle elde edilen yttrium tetragonal zirkonya polikristal (3Y-TZP)'dir (73). Yapı içinde rastgele dağılmış olan stabilize edici Y^{+3} ve Zr^{+4} katyonları, oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyayı stabilize etmektedir. Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan 3Y-TZP seramiklerin mikro yapısı 0,2-0,5 μm çapında eş eksenli taneciklerden oluşmaktadır (42).

B) Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina (ZTA)

ZTA, biyoseramik olarak kullanımı son zamanlarda artan bir materyaldir. In-Ceram Zirconia (Vident, Brea, CA) bu materyallere örnek olarak verilebilecek bir dental materyaldir. In-Ceram Zirconia, In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabric, Bad Sackingen, Almanya)'ya % 12 mol seryum ile stabilize edilmiş, hacimce % 33 oranında zirkonyum (12Ce-TZP) eklenerek geliştirilmiştir. Pörözitesi sinterlenmiş 3Y-TZP'den daha fazladır ve % 8-11 arasındadır. Bu da In-Ceram Zirconia'nın mekanik özelliklerinin, 3Y-TZP'den daha düşük olmasını kısmen açıklamaktadır (74, 75).

C) Parsiyel Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)

Biyomedikal uygulamalarda, magnezyum katyonlu zirkonya polikristali ile ilgili pek çok çalışma yapılmasına rağmen bu materyal özellikle porözite varlığı ve gren boyutunun büyük olması (30-60 μm) nedeniyle kırık oluşumuna neden olduğundan başarı sağlayamamıştır (2, 72).

2.3. Tam Seramik Restorasyonlarda Uygulanan Yüzey İşlemleri

Geleneksel tam seramik restorasyonlar yüksek doku uyumu, renk stabilite ve üstün estetik özelliklerinden dolayı yaygın kullanım alanına sahiptirler. Ancak yeterli mekanik özelliklere sahip değildirler. Bu nedenle çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu arka bölgelerde ya da uzun dişsiz boşluklarda kullanılmaları endike değildir. Zirkonya

seramikleri üstün mekanik özellikleri ve kabul edilebilir estetik özelliklerinden dolayı geleneksel tam seramik restorasyonlara alternatif bir materyal olarak gündeme gelmişlerdir. Silika bazlı seramiklere göre daha yüksek kırılma direnci ve dayanıklılık göstermektedir (76).

Tam seramik restorasyonlarda uzun dönemde klinik başarı elde etmek için simantasyon işlemiyle bağlantı dayanımının elde edilmesi gerekir. Güçlü bir bağlanma dayanımı için gerekli faktörlerden biri de adezyondur. Adeziv simantasyon, kimyasal bağlanma ve mikromekanik kilitlenme ile restorasyonun dişe bağlanmasını sağlar, dişin ve restorasyonun kırılma dayanımını artırır (77). Adeziv simantasyonun başarılı bir şekilde gerçekleşmesi için rezin simanın diş yapısına ve restorasyona bağlanması gerekir. Resin simanın dişe olan bağlantısı mine veya dentinin asitle pürüzlendirilmesi ve dentin adezivlerinin kullanımı ile elde edilmektedir. Adeziv tekniklerdeki gelişmelerden dolayı rezin siman ile diş arasındaki bağlantıdaki problemler en aza indirgenmiştir (78).

Resin siman ile seramik restorasyon arasında başarılı bir bağlantı elde etmek için simantasyon öncesinde seramiğin bağlantı yüzeyine bazı yüzey işlemlerinin uygulanması gerekmektedir. Yüzey işlemleri sonucunda yüzeyin ıslanabilirliği, yüzey enerjisi ve yüzey alanı arttırılmış olur. Ancak bu yapılan yüzey işlemlerine rağmen restorasyon yüzeyi ile resin siman arasında yapışmama, adeziv veya koheziv kırıklar görülebilmektedir.

Seramik iç yüzeyine uygulanan işlemler mekanik, kimyasal ve mekanik ve kimyasal olmak üzere üç ana grup altında toplanabilir.

2.3.1. Mekanik Yüzey İşlemleri

A) Asitle Pürüzlendirme

Seramik restorasyonların bağlantı yüzeylerine uygulanan asit, silika içeren cam matriks ile reaksiyona girer, reaksiyon sonucu cam matriks ortadan kalkar ve böylece kristal yapı açığa çıkar. Asit uygulaması sonucunda mikro mekanik retansiyon alanları oluşur ve yüzey enerjisi artar. Simantasyon aşamasında yüzeyi pürüzlendirmek için en çok kullanılan asitler hidroflorik asit ve fosforik asittir (79).

Hidroflorik asit (HF); hidrojen floridin sulu bir çözeltisidir. HF asit silikon dioksit ile reaksiyona girerek seramiğin cam fazını çözer. Bu sebeple HF asit, seramik yüzeyinin pürüzlülüğünü, seramiğin bağlanma dayanımını artırır, değme açısını düşürür ve mikro mekanik retansiyon sağlar. HF asit genellikle % 5-10 konsantrasyonda, yaklaşık 60 saniye süre ile kullanılmaktadır (80).

Zirkonya seramikler, silika faz içermediğinden dolayı HF asit ile asitlemeye karşı dirençlidir (81). Son zamanlarda, yüzey morfolojisini değiştirmek için sıcak asitleme tekniği öne sürülmüştür. Sıcak asitleme tekniğinde kullanılan asit, metanol, hidroklorik asit ve ferrik klorürden oluşan deneysel bir asit solüsyonudur (82). Deneysel sıcak hidroklorik asit (HCl) solüsyonu pürüzlülüğü önemli ölçüde arttırmış ve solüsyonun 30 dakika uygulanması ile oluşturulan pürüzlülük değeri kumlamadan daha fazla bulunmuştur. Hidrojen peroksidin sülfirik asit ile solüsyonu (Piranha solüsyonu), zirkonya ile rezin seramik arasındaki bağlanma dayanımını olumlu yönde etkilemiştir (83).

Fosforik Asit; Diş hekimliğinde kullanılan fosforik asit ortofosforik asittir ve pürüzlü bir yüzey oluşturarak bağlantıyı artırmak ve seramik yüzeyini temizlemek amacıyla kullanılır. % 40 fosforik asidin 5 saniye ya da 60 saniye boyunca uygulanmasının SEM ile incelendiği bir çalışmada, seramik yüzeyinde belirgin bir morfolojik değişiklik göstermediği belirtilmiştir (84).

B) Kumlama

Kumlama işlemi alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri kullanılarak yapılan mikro mekanik retansiyon oluşturarak rezinle bağlantıyı geliştirmek için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Kumlama sonucunda temiz ve aktif bir yüzey elde edilir. Mikroretansiyon alanları yaratmak ve yüzey pürüzlülüğünü artırmak için zirkonya gibi yüksek dirençli seramiklerin yüzey işlemlerinde en çok kullanılan yöntem Al_2O_3 kumlamaıdır. Bu yöntemde 30-250 μm boyutlarında Al_2O_3 partikülleri kullanılarak zirkonya yüzeyindeki yumuşak ve kontamine tabakalar uzaklaştırılır ve mikromekanik kilitlenme için gerekli olan yüzey pürüzlülüğü ve düzensiz yüzey yapısı oluşturulur (85, 86).

Bu işlem aynı zamanda yüzey gerilimini azaltmakta ve yüzeyin ıslanabilirliğini arttırmaktadır. Kumlama, hem laboratuvarıda hem de hasta başında uygulanabilen bir yöntemdir ve tek başına veya diğer yüzey işlemleri ile birlikte kullanılmaktadır (85).

Zirkonya seramiklerinin kumlanması işleminde farklı uygulama protokolleri mevcuttur. Kumlamanın etkinliğini, partikül büyüklüğü, uygulama basıncı ve süresi, kumlama cihazının açısı gibi değişkenler etkiler (87). Zirkonya seramiklerin mekanik özelliklerini olumsuz etkilememesi bakımından Al_2O_3 ile kumlama işleminde uygulanan basıncın azaltılması önerilmektedir. Al_2O_3 ile kumlama işlemi bağlantıyı arttırmasının yanı sıra yüksek dayanıklı seramiklerin yüzey bütünlüğüne zarar verebilmektedir. Ayrıca kumlama işlemi, zirkonya seramiklerde $t \rightarrow m$ faz dönüşümünü tetiklemektedir. Sonuç olarak zirkonya restorasyonun uzun dönem klinik başarısını olumsuz etkileyebileceği belirtilmiştir (88).

Kumlama işleminin aşırı basınçla uygulanması, seramikte kopmalara ve materyal kaybına neden olabileceğinden silika bazlı tam seramik sistemlerde kullanımı önerilmemektedir (89).

C) Elmas Döner Aletler ile Pürüzlendirme

Seramik yüzeyinde elmas frezlerle aşındırma yapılarak mekanik bağlantı sağlanabilir. Bu yöntemin en büyük avantajı hasta başında uygulanabilmesidir. Frezle aşındırma sonrasında seramiklerin yüzey yapısı ve yüzey enerjisi değişir. Elmas frezler kullanıldığında diğer yöntemlere göre daha pürüzlü yüzeyler elde edilebilir. Elmas frezlerle aşındırılmış yüzeylerin SEM ile incelenmesinde, gözeneklerin oluşmadığı, bunun yerine kazıma izleri ortaya çıktığı gözlenmiştir. Ancak bu yöntemle seramik yüzeyinde stres ve keskin alanlar oluşabildiği ve bu kısımlardan restorasyonun zayıflayabildiği bildirilmiştir (58).

Döner aletlerle aşındırma işlemi sonrasında seramik yüzeyinde çatlaklar oluşabilmektedir. Oluşan bu yüzey çatlakları seramiğin dayanıklılığını ve kırılma tokluğunu olumsuz yönde etkiler. Zirkonya seramiklerde frezlerle pürüzlendirme yine kumlama işlemimde olduğu gibi yüzeyde daha fazla stres oluşumuna ve faz dönüşümüne neden olmaktadır. Bu nedenle materyal daha zayıf bükülme dayanımı göstermektedir (90).

D) Lazer ile Pürüzlendirme

Lazer, adını 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation' kelimelerinin baş harflerinden almaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan başlıca lazer tipleri CO_2 , Erbium-yttrium aluminium garnet (Er:YAG), Neodymium-yttrium aluminium garnet (Nd:YAG), Diode, Argon lazerleridir. Lazer enerjisinin temel etkisi, ışık

enerjisini ısı enerjisine çevirmesi sonucu oluşur. Lazer ve madde arasındaki en önemli etkileşim lazer enerjisinin emilmesidir. Lazerin materyal üzerine etkisi lazer ışınının dalga boyuna, güç yoğunluğuna ve yüzeye aktarılan enerji miktarına bağlıdır (91).

Er:YAG lazerin çalışma prensibi; enerjinin doku içeriğindeki su molekülleri tarafından emilmesi ile ani bir ısınmanın ve buharlaşmanın meydana gelmesi şeklindedir. Yüksek buhar basıncı birçok mikro patlamaya sebep olur ve bu mikro patlamalar sonucu madde kaybı oluşur. Sonuç olarak meydana gelen krater ve porlar mikromekanik retansiyona katkıda bulunur (92). Nd:YAG lazer zirkonya yüzeyinde pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımıyla beraber aynı zamanda monoklinik fazı da büyük oranda artırır. Nd:YAG lazer, zirkonya üzerinde siyah halka şeklinde pitler bırakmaktadır. Siyah halka oluşumuna neden olarak oksijenin azalması ve oluşan çatlaklarda erimiş materyalin katılaşması gösterilmiştir (93). Asadzadeh ve ark. (94) Nd:YAG lazerin zirkonya seramiklerle rezin siman ve cam iyonomer siman arasındaki bağlantı dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında, Nd:YAG lazerin rezin siman-zirkonya bağlantısını önemli derecede arttırdığını bildirmişlerdir.

E) Non-Termal Plazma Uygulaması

Plazma, elektronik olarak uyarılmış atomlar, moleküller ve serbest radikaller gibi reaktif parçacıklar içeren kısmi iyonize gaz olarak tanımlanabilir. Plazmalar, yüzeylerin aşındırılması ve temizlenmesi, yüzey düzenlemesi ve fonksiyonelleştirilmesi, organik veya inorganik kaplamaların depolanması, solid biomateryal ve tıbbi cihazların sterilizasyonunda kullanılmaktadır. Yüksek frekanslı bir jeneratör, gazı iyonize ederek plazmaya çevirir (95).

Plazma sprey yöntemi yüzey adezyonunu artıran yeni bir metottur. Plazmalar içerdikleri kimyasal aktif parçacıklar sayesinde, materyallerin sadece yüzeyini etkileyerek yüzey enerjisini artırır ve yüzey kimyasını optimize eder. Diş hekimliğinde birçok araştırmacı, cam fiberlerin, fiber içerikli kompozitlerin ve seramiklerin bağlanma dayanımını artırmak amacıyla plazma tedavileri uygulamışlardır (96).

Lee ve ark. (97) plazma uygulamasının zirkonya seramik bağlantısına etkisini araştırmışlar ve çalışma sonucunda plazma uygulamasının zirkonya yüzeyini hidrofilik hale getirdiğini bu nedenle veneer seramiği ile zirkonya arasındaki bağlanma dayanımının arttığını bildirmişlerdir.

2.3.2. Kimyasal Yüzey İşlemleri

A) Silan uygulaması

Silanlar bifonksiyonel moleküller içerirler; seramik yüzeyindeki hidroksil grupları ile reaksiyona giren inorganik grup ve rezin simanlarla reaksiyona giren organik gruba sahiptirler. Seramik-rezin bağlantısında en sık kullanılan silan monomeri 3-metakriloksi propil trimetoksisilan'dır (MPS) (84, 98).

Silan uygulamasıyla seramik yüzeyin ıslanabilirliği artar böylece rezin simanın yüzeyde daha kolay akması sağlanır. Aynı zamanda mikromekanik retansiyonun artmasına neden olurlar. Asitle pürüzlendirmenin ardından silan bağlantı ajanının uygulanması silika bazlı seramiklerde güçlü bir bağlantı kuvveti oluşmasına neden olur. Fakat kimyasal olarak stabil olan ve silika içermeyen Y-TZP seramiklerde silan uygulaması istenilen başarıyı sağlayamamıştır. Zirkonya seramiklerinde silanlar genellikle tribokimyasal silika kaplama ile birlikte uygulanmaktadır. Silan tabakası genellikle 10-50 nm kalınlığında uygulanır. Başarılı bağlantı için ince bir tabaka silan uygulaması önerilir (99, 100).

Sattabanasuk ve ark. lösit ile güçlendirilmiş cam seramiğe (IPS Empress Esthetic, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanan mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerinin rezin ile bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmalarında, silan uygulanan gruplarda daha iyi bağlanma dayanımı gözlemlenmiştir (101).

B) Primer uygulaması

Rezin simanlarla silikadan yoksun zirkonya yüzeyi arasındaki bağlantıyı arttırmak için 10-metakriloksidil dihidrojen fosfat (10-MDP) gibi organofosfat monomerleri içeren bağlantı ajanları veya primerler yaygın olarak kullanılmaktadır. 10-MDP hem rezin simanın hem de metal primerlerin içinde bulunmaktadır. Bu nedenle 10-MDP içeren primerler, rezin siman ile seramik arasında kimyasal bağ oluştururlar. Kimyasal bağ, zirkonyanın hidroksil grupları ile MDP'nin fosfat ester monomerlerinin reaksiyonu ile gerçekleşmektedir. MDP'nin kumlama ile birlikte kullanılması zirkonya seramikleri ile rezin siman arasında stabil bir bağlantı oluşturur (98).

2.3.3. Mekanik ve Kimyasal Yüzey İşlemleri

A) Silika Kaplama İşlemi

Pirokimyasal Silika Kaplama

Tetraetoksisilan (TEOS) yüzey kaplama solüsyonu özel bir alevden geçirilir ve ardından 0.1-1.0 µm kalınlığında olacak şekilde bir silika tabakası yüzeyi kaplar. Aynı prensiple çalışan Silanopen™ son yıllarda üretilmiştir ve zirkonya seramikler de dahil olmak üzere tüm seramik yüzeyler için kullanılmaktadır (102, 103).

Tribokimyasal Silika kaplama

Cam faz içermeyen zirkonya ile rezin siman bağlantısını sağlamak için en etkili yüzey işlemlerinden biri olarak kabul edilmektedir (104). Bu yöntemde seramiğin bağlantı yüzeyi silika ile kaplanmış alüminyum oksit tozları ile kumlanır. Böylece seramik yüzeyi pürüzlendirilmiş olur, aynı zamanda çarpma hızına bağlı olarak silika, seramik yüzeye gömülür. Böylece silika ile modifiye olan seramik yüzeyler silanla bağlantı kuracak hale gelirler. Silika kaplı seramik yüzeye silan uygulanmasıyla kimyasal bağlantı sağlanmış olur. Hem kimyasal bağlantı hem de mikromekanik retansiyon sayesinde güçlü bir bağlantı sağlanmış olur. Laboratuvar ve klinikte uygulanabilen silika kaplama yöntemleri vardır (10). Bu amaçla en yaygın kullanılan iki sistem CoJet ve Rocatec sistemleridir.

a)Cojet Sistemi klinikte kullanılabilen bir yöntemdir ve Cojet kumları ile bir silan solüsyonu olan Espe-Sil'den (3M ESPE) oluşmaktadır (105). Bu sistemde uygulanan kumların partikül boyutları çok küçük olup (30 µm) konvansiyonel aşındırıcılardan daha küçük mikro-retantif alanlar oluşturabilmektedir. Silikatize kumun yüzeye çok yüksek enerjiyle çarptırılması sonucu; yüzey alanı artırılır ve mikro mekanik tutuculuk sağlanır (106).

b)Rocatec Sistemi (3M ESPE) laboratuvar da kullanılabilen bir yöntemdir. Cojet sisteminden farklı olarak kumlama işlemi iki aşamada gerçekleşir. İlk aşamada mikro retantif alanların oluşturulması için Al₂O₃ partikülleri ile ardından silika ile modifiye edilmiş Al₂O₃ partikülleri ile kumlama işlemi yapılır. Son olarak Espe-Sil silan ajanı ile yüzey kaplanır (107).

Yapılan çalışmalarda, tribokimyasal silika kaplama işlemi ve ardından silan uygulamanın zirkonya-rezin siman bağlantısını etkin bir şekilde arttırdığı gösterilmiştir. Valandro ve ark.nın (108) rezin simanla bağlantıyı değerlendirdikleri bir çalışmada, zirkonya yüzeyinin tribokimyasal silika ile kaplanmasının ardından silan uygulanmasının, yüzeye sadece silan ya da sadece kumlama uygulanmasına kıyasla rezin simanla daha iyi bağlantı sağlandığını bildirmişlerdir. Della Bona ve ark. (105) farklı yüzey işlemlerinin etkinliklerini kıyasladıkları bir başka çalışmada tribokimyasal silika kaplamanın HF asit ile pürüzlendirme veya kumlamaya göre daha etkili bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir.

2.4. Plazma

2.4.1. Plazmanın Tanımı

Maddenin katı, sıvı ve gaz hallerinden oldukça farklı özelliklere sahip olması nedeniyle maddenin dördüncü hali olarak kabul edilen plazma, kısmen iyonize edilmiş gaz olarak tanımlanabilmektedir. (109). Plazma, bütünüyle elektriksel olarak nötral olan ve rastgele doğrultularda hareket eden pozitif ve negatif yüklü parçacıklar topluluğudur. Plazma içindeki yüklü parçacıklar birbirinden bağımsız hareket ederken, sistem bütünüyle sanki yüksüzdür. Bu nedenle plazma içindeki parçacıkların hareketi bireysel değil kolektiftir. Bilindiği gibi termal dengedeki katı bir madde, genelde sabit bir basınçta, sıcaklığının artırılması ile sıvı haline geçer. Sıcaklık biraz daha arttırılırsa sıvı, gaz haline geçer. Yeterince yüksek bir sıcaklıkta gaz içindeki moleküller, rastgele doğrultularda serbestçe hareket eden gaz atomlarını oluşturmak için ayrışır. Eğer sıcaklık daha fazla arttırılırsa gaz atomlarından bir ya da birkaç elektron kopar ve gaz atomları serbestçe hareket eden yüklü parçacıklara (pozitif iyonlar ve elektronlar) ayrışarak maddenin dördüncü hali olan 'plazma' oluşur. Plazma halinde, maddenin atomları parçalanmıştır ve sürekli hareket halinde olan pozitif yüklü iyonların ve elektronların oluşturduğu bir sistem haline gelmiştir. Plazma içinde aynı zamanda elektronlar, fotonlar, uyarılmış atomlar veya moleküller, radikaller, metastable atomlar, nötral atom veya moleküller de vardır (110, 111).

"Plazma" terimi Yunancadan gelmektedir. 1928'de Amerikalı kimyager ve fizikçi Irving Lanmuir tarafından tanıtılmıştır. Evrenin % 99'undan fazlasının plazmadan oluştuğu tahmin edilmektedir (112). Doğadaki plazma örnekleri, güneş koronası, yıldızlar, aurora ve yıldırımdır. Yapay plazmalara ise floresan, neon, ksenon gibi

lambalar, plazma görüntü panelleri, plazma klimalar, plazma ark jetleri örnek olarak verilebilir. Plazmanın elektriksel, optik, termal, kimyasal ve fiziksel özellikleri kağıt endüstrisinde, uzay sanayisinde, tekstil endüstrisinde, elektronik çip yapımında, iletişim teknolojisinde, sterilizasyon ve su arıtma sistemlerinde, tehlikeli ve zararlı atıkların atılmasında, optik sanayisinde, havacılık ve çevresel endüstriler de dahil olmak üzere çeşitli alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Tıp ve gıda alanında sterilizasyon amacıyla plazmanın uygulanmasıyla malzemelerin yapısı bozulmadan kısa sürede sterilizasyon sağlanmaktadır (113-115).

Soğuk plazmaların, hiç ısı üretmeden pek çok bakteriyi öldürdüğü ve mantar, biyofilm gibi farklı mikroorganizma yapıları üzerine etkisi görülmüştür. Bununla birlikte yanık ve yara tedavisinde, kırışıklık ve kahverengi leke tedavisinde, ağız-diş sağlığı ve diş çürüğü tedavisinde, dikişsiz amelyat için kanın pıhtılaştırılmasında ve pek çok kanser türü tedavisinde kullanılmaktadır. Soğuk plazmaların, kök hücre, protein, lökositler, hücre mutasyonu, üreme hücreleri ve nöroloji gibi alanlarda uygulamaları da bulunmaktadır (116).

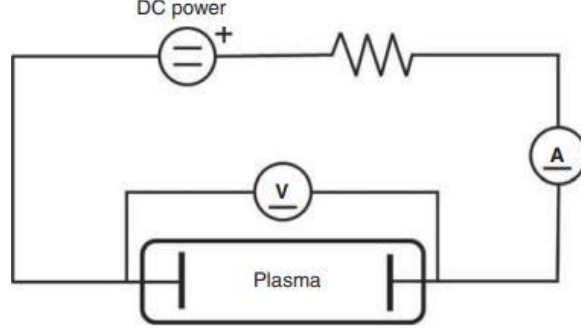
Soğuk plazma ile patojenik virüslerin inaktivasyonunda, plazma içindeki oksijen ve azot radikallerinin, UV ışınımın ve yüklü parçacıkların etkisi olduğu görülmüştür. Soğuk plazmaların virüsün viral protein ve nükleik asitlerine saldırdığı görülmektedir. Virüs yapısının ve nükleik asitlerinin, konakladığı insan ya da hayvana zarar veremeyecek şekilde kısmen ya da tamamen bozulduğu görülmüştür. Şimdiye kadar insanda olabilen Adenovirüs, İnfluenza A ve B, RSV, HIV gibi pekçok virüs üzerinde soğuk plazma inaktivasyonu gerçekleştirilmiştir (116).

2.4.2 Plazma Üretimi

Plazma oluşturmak için gazlara çeşitli yollarla enerji verilmektedir. Bir olasılık, ısı uygulayarak bir gazın sıcaklığını artırmak olsa da, plazma oluşturma en yaygın kullanılan yolu, bir gaza elektrik veya elektromanyetik alan uygulamaktır. Bu nedenle, plazma genellikle 'gaz deşarjı' tanımıyla da bilinmektedir. Plazma üretimi için kullanılan yaygın gaz kaynakları argon, hidrojen, oksijen veya nitrojendir (110).

Laboratuvar koşullarında plazma üretmek için kullanılan en kolay yöntem; iki metal elektrot arasına yerleştirilen bir gaz içinden elektrik akımı geçirilmesidir (Şekil 2.4). Bunun için genellikle içi boşaltılmış cam tüpler kullanılmaktadır.

Cam tüp içindeki iki elektrota dışarıdan DC veya AC elektrik voltajı uygulanarak t p içinde gaz de arjı üretilir. Floresan lambalar, neon lambalar plazma üretmek için kullanılan deşarj tüplerine örnektir (110).



Şekil 2.4. Doğru akım de arjının  eması

2.4.3 Plazma Sistemleri

Plazmaların sınıflandırılması, gaz atom veya moleküllerinin iyonlaşma derecesine, plazma de arjının olu turuldu u basınca ve oluşan plazmanın sıcaklığına göre yapılabilir (117).

A) Termodinamik  zelliklerine Göre Plazmalar

Termodinamik açıdan plazma, elektronlardan ve ağır parçacıklardan (iyonlar ve nötr moleküller) oluşur. Elektronlar ve ağır parçacıklar iki bağımsız sistem olarak tanımlanır. Elektromanyetik bir alandan enerji alan elektronlar, enerjilerini elastik veya inelastik çarpışmalar yoluyla ağır parçacıklara aktarırlar. Ağır parçacıklar, kendilerini çevreleyen ortamlara enerji yayar. Negatif elektron ve tek yüklü pozitif iyon aynı miktarda yüke sahiptir. Bununla birlikte, elektron kütle olarak iyonlardan 10^{-3} - 10^{-4} kat daha hafiftir. Bu nedenle, plazmanın sıcaklığı, ağır partiküllerin sıcaklığına bağlıdır (110).

Termal Plazma

Elektronlar ve ağır parçacıklar arasındaki sıcaklık dengesi, bir gazın basıncı ile ilgilidir. Basınç arttıkça, çarpışma frekansı yükselir ve elektronlar ile ağır parçacıklar arasında etkili enerji değişimi gerçekleşir. Bu durumda, termodinamik denge yerel olarak kurulabilir ve plazma sıcaklığı neredeyse elektron sıcaklığına yaklaşır. Plazma içindeki tüm parçacıkların eşit sıcaklıkta olduğu bu plazmalar “termal dengede olan plazmalar (sıcak plazmalar)” olarak adlandırılır. Bu sınıf plazmalar 10^3 Pa’dan yüksek

basınçta ve 10^4 K'den yüksek elektron sıcaklığında olan plazmaları kapsar. İyonlaşma derecesi % 100 veya % 100'e yakındır. Doğal plazmalardan güneş ve yıldızlar termal plazmalara örnek olarak verilebilir (118).

Çok yüksek enerji seviyelerine çıkıldığı için sadece sıcaklığa dayanımlı inorganik materyallerin (metaller, metal oksitler vb.) modifikasyonlarında kullanılmaktadır.

Soğuk Plazma

Düşük basınçta, elektronlar ve ağır parçacıklar arasındaki çarpışma frekansı, termal dengeyi sağlamak için yetersizdir. Uyarılmış elektronlar yüksek sıcaklıklarını korurken, plazma sıcaklığı daha düşük bir seviyede kalır. Bu durumda termodinamik denge lokal olarak sağlanamaz. Plazmanın nispeten düşük sıcaklığı nedeniyle aynı zamanda "soğuk plazma" veya "termal olmayan plazma" olarak da adlandırılır. Soğuk plazmaların iyonlaşma derecesi termal plazmaya göre daha düşüktür. Özellikle nötral parçacıkları düşük sıcaklıkta olan soğuk plazmalar ısı etkisi üretmediği için ısıya hassas uygulamalarda önemli avantajları vardır. (119).

B) Çalışma basıncına göre plazmalar

Plazmaları çalışma basınçlarına göre iki grupta sınıflandırabiliriz.

1- Düşük basınçta çalışan non-termal plazma sistemleri

2- Atmosferik basınçta çalışan non-termal plazma sistemleri

1-Düşük Basınçta Çalışan Non-termal Plazma Sistemleri

Gazın basıncını düşürmek, gazı iyonlaştırmak için gerekli voltajı düşürür. Bu nedenle düşük basınçta çalışan soğuk plazma sistemleri antimikrobiyal olarak aktif plazma meydana getirmek için daha düşük güce ihtiyaç duyarlar (120). Düşük basınçta büyük hacimlerde homojen plazma boşalımı üretmek oldukça doğrudur. Bu durumun dezavantajı ise büyük ölçekli, düşük basınçta, ısıl olmayan rekatif plazma meydana getirmek için büyük boyutta metal vakum haznesinin ve karışık vakum ekipmanlarının (vakum pompası, gaz akışı kontrol üniteleri vb.) kullanımını gerektirmesidir (121).

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

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

Yüksek potansiyel fark oluşturulan elektrotlar arasına atmosferik basınçta gaz gönderilmektedir. Bu nedenle elektronik, kimyasal ve fotonik olaylar iki iletken arasında meydana gelmektedir. Düşük basınçtaki plazmalardan farklı olarak burada oluşturulan plazma heterojen yapıdadır ve aktif türler ortam sıcaklığında fazla miktarda oluşturulabilmektedir. Korona boşalım plazması, dielektrik bariyer boşalım (DBD) plazması, plazma jeti, ark boşalım plazması atmosferik basınçta çalışan plazmalardır.(122). Bu tez çalışmasında plazma jet sistemi kullanılacaktır.

Plazma Jet: Daha önce elektrotlar arasında oluşmuş plazmanın atmosfer ortamına akışıdır. Bu nedenle post-deşarj ya da afterglow olarak da adlandırılır. Plazma jet oluşturmak için cam ya da seramik gibi borular kullanılmaktadır. Borunun üst kısmından atmosferik basınçta gaz gönderilirken uç kısmından plazma dışarıya çıkmaktadır. Daha çok atmosferik basınçta ve soğuk plazma ürettikleri için Atmosferik Basınç Soğuk Plazma Jet olarak bilinirler (116)

2.4.4. Plazma Teknolojisinin Biyomedikal ve Tıp Alanında Kullanımı

Kanser hücrelerini öldürme ve çeşitli patojenik mikroorganizmaları devre dışı bırakma özellikleri göz önüne alınarak NTP'nın, diş hekimliği ve onkolojide geniş uygulama alanları bildirilmiştir. Son literatür, tıbbi ve dental ekipmanlarının sterilizasyonu, gıda endüstrisinde gıdanın paketlenmesi, kan pıhtılaşması, yara iyileşmesinin teşvik edilmesi vb. için NTP uygulamalarını göstermiştir. Soğuk atmosferik plazma kontamine olan yüzeylerin dekontaminasyonu, materyallerin yüzey işlenmesi, tıbbi aletlerin sterilizasyonu, gıda güvenliğinin sağlanması gibi birçok alanda kullanılmaktadır (123, 124).

Plazma cihazlarının özellikle non-termal plazmanın bakterileri öldürmedeki etkinliği, geleneksel termal olmayan yöntemlerden daha iyidir. Plazma cihazlarının bu etkinliği, gaz bileşimi ve bakteri türü ile belirlenir. Plazma cihazları, bakteriyel deaktivasyona ve dekontaminasyona neden olan çeşitli radikallerin oluşumuna yol açar. Ancak oda sıcaklığında çalıştığı için canlı dokuların yok olmasına neden olmaz (125, 126).

Ayrıca bu yöntemin diş hekimliği, ilaç, ısıya duyarlı plastiklerden üretilen medikal cihazların yüzeyindeki kimyasalların uzaklaştırılması gibi tıp alanlarında, paketleme malzemelerinin sterilizasyonu ve dekontaminasyonu, gıda ve tarım ürünlerinin

sanitasyonu, elma gibi enzimatik esmerleşme görülen bazı gıdalardaki polifenoloksidaz enziminin inaktivasyonu ile ilgili alanlar dahil olmak üzere değişik alanlarda kullanılabileceği bildirilmiştir (127).

Son zamanlarda, NTP üretebilen küçük ve kullanımı kolay plazma jet cihazı geliştirilmiştir. Ayrıca NTP, oral kandidiyazis, lineer gingival eritem ve angular stomatit tedavisinde de kullanılmıştır. NTP tedavisinin, dentin ve kompozit arayüzündeki bağlanma gücünü yaklaşık % 60 artırarak kompozit restorasyonun performansını, uzun ömürlülüğünü ve dayanıklılığını arttırdığı çalışmalarda gösterilmiştir (128).

2.4.5. Plazma Teknolojisinin Diş Hekimliği'nde Kullanımı

Endodontik Tedavi: Endodontik tedavi, geleneksel kök kanal dezenfeksiyon yöntemleriyle başarılı sonuçlar verse de, sağlam diş dokusuna ve çevre dokulara zarar vermeyen güvenilir yöntemler üzerinde sürekli çalışılmaktadır (129). Çalışmalar sonucunda plazmanın oral patojenler üzerinde bakterisidal etkisi olduğu gözlenmiştir. Bu nedenle plazma, kök kanallarının dezenfeksiyonu ve ağız boşluğunun diğer bulaşıcı hastalıklarının tedavisi için potansiyel bir yöntemdir. Plazmadaki atomik oksijen gibi oksijen bazlı aktif türler, bakterisidal etki gösterirler (130, 131).

Diş Beyazlatma: Diş beyazlatma amacıyla üreticiler tarafından çeşitli ışık kaynakları pazarlanmaktadır. Bununla beraber bunların diş beyazlatma üzerindeki etkinlikleri konusunda şüpheler vardır. Lee ve ark. (132) hidrojen peroksitin (H_2O_2) diş beyazlatma üzerindeki etkisini arttırmak için atmosferik basınçlı bir plazma jeti geliştirdiler. Deney grubundaki çekilen dişlerin yüzeylerine, H_2O_2 solüsyonunu (% 28) plazma ile beraber 10 dakika boyunca uygularken, kontrol grubuna, tek başına H_2O_2 çözeltisi uyguladılar. Sonuç olarak deney grubundaki dişlerde, kontrol grubuna göre daha fazla renk değişikliği gözlemlendi. Ek olarak, başka bir çalışmada plazmanın, hidrojen peroksitin ayrışmasını teşvik ettiğini gösterdiler (133).

Yapılan çalışmalarda non-termal atmosferik plazmanın minenin yüzey morfolojisini ve mikro sertliğini değiştirmede ve diş termal bir zarar vermediği gözlenmiştir (134).

Diş Çürüklerinin Tedavisi: Diş çürüklerini tedavi etmek amacıyla, enfekte olan ve remineralize olması beklenmeyen dokular esas olarak döner aletlerle

temizlenmektedir. Döner aletlerin gürültüsü ve titreşimi hem hastalar hem de diş hekimleri için rahatsız edici bulunmaktadır ve alternatif bir tedavi arayışı devam etmektedir. Plazma uygulamasının diş çürüklerini tedavi etmek amacıyla kullanılabileceği bildirilmiştir (135). Plazma kullanılarak yapılan uygulamanın, bakteri dekontaminasyonunu sağlayan radikaller açığa çıkardığı ve mine yüzeyinde yapılan uygulamada, pulpal ısının 2.3 °C arttığı gözlenmiştir (136).

Yang ve ark. (137) termal olmayan atmosferik basınçlı plazma fırçasının diş çürüklerindeki başlıca patojenler olan Streptococcus mutans ve Lactobacillus acidophilus üzerindeki bakterisidal etkisini bildirmişlerdir. Plazmanın döner aletlerin yerini alamamasına rağmen, diş çürüklerinin önlenmesi ve tedavisinde önemli roller oynaması beklenmektedir.

Titanyum Yüzey Modifikasyonu: Titanyum yüzeye plazma uygulaması, dental implantlarda pürüzlü bir yüzey oluşturmak için kullanılmaktadır. Materyallerin plazma alevi ile eritilip örnek üzerine püskürtülmesi şeklinde uygulanmaktadır.

Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit (FRC) Postlar: Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC) postlar, estetik restorasyon talebi ile yaygın olarak kullanılmaktadır. "Monoblok" adı verilen durumu sağlamak için, FRC postları ve rezin kompozitler arasında güvenilir adezyon sağlanmalıdır. Bununla birlikte, FRC postların polimerize ve yüksek oranda çapraz bağlar içeren matriksi, rezin simanlarla etkili adezyonu bozar. FRC postların yüzeyine silan ajanları uygulanarak bu problemin üstesinden gelmeye çalışılır (138).

FRC postları ve rezin kompozitler arasındaki yapışmayı artırmak için plazma uygulaması çalışmaları vardır. Yapılan çalışma sonuçlarına göre plazma tedavisi FRC postlarının adezyonunu artırmak için uygun ve faydalı bir yöntem olarak bulunmuştur (96, 139).

Seramikler: Geleneksel olarak, rezin simanlarla olan bağlantıyı güçlendirmek amacıyla cam seramiklere HF asitle aşındırmadan sonra bir silan bağlayıcı ajan uygulanmıştır. Bununla birlikte, HF asidin toksisitesi ve siloksan bağının zamanla bozulması gibi çözülmesi gereken sorunlar mevcuttur. Alümina ve zirkonya gibi polikristalin seramikler cam fazına sahip olmadığından, HF asit ile pürüzlendirme ve silan uygulaması rezin simanların bu seramiklere adezyonunu destekleyemez.

Kumlama veya tribokimyasal silika kaplamadan sonra adezyonu artırıcı bir ajanın kullanılması tavsiye edilmekle birlikte, bu konuyla ilgili bir fikir birliği yoktur (80). Derand ve ark. (140) bir zirkonya ve bir alümina seramik yüzeye plazma uygulamasının rezin simanın seramiğe bağlanma gücünü önemli ölçüde artırdığını bildirdi.

Han ve ark. yaptıkları çalışmada plazma uygulamasının feldspatik seramik yüzeylerdeki kimyasal değişimlere etkisini ve rezin siman ile feldspatik porselen arasındaki bağlanma dayanımına etkisini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda plazma uygulamasının seramik yüzeyde oksijen artışına bağlı olarak karboksil gruplarını ortaya çıkardığı ve yüzey hidrofilitelerini artırarak rezin simanla bağlantısını geliştirdiği gözlenmiştir (141).

2.5. Yüzey Karakterizasyon Yöntemleri

2.5.1. Profilometre Analizi

Profilometre cihazı yüzey pürüzlülüğünü analiz etmek amacıyla kullanılmaktadır. Bu cihazlarda elmas uçlu iğneler vardır ve bu iğneler yüzey üzerindeki pürüzlülüğe göre düşey olarak hareket etmekte ve bu hareketleri elektrik sinyaline dönüştürmektedir. Bu iğne uç bir başlığa bağlıdır ve sabit doğrusal bir mesafede yüzeyi temas halinde tarar ve yüzey pürüzlülüğü dijital olarak hesaplanarak kaydedilir. Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde sıklıkla kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz: Rpm oranıdır (142). Ra parametresi, bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamanın alınmasıyla saptanır (143).

2.5.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM başlıca optik kolon, örnek haznesi ve görüntüleme sistemi olmak üzere üç kısımdan oluşmaktadır. Optik kolon, incelenecek örnek üzerine gönderilecek olan elektron ışınının üretildiği kısımdır. Örnek haznesinde incelenmek üzere hazırlanmış materyal bulunur. Görüntünün elde edilmesi ise gelen elektron ışınlarının örnek yüzeyinden yansımalarının ardından değerlendirilmesi sonucunda olmaktadır (144).

Bu mikroskopi metodunda, incelenen örnek dar ve gittikçe incelen elektron demetleri gönderilerek taranır. Gönderilen bu elektronların bir kısmı, incelenecek örnek yüzeyine çarparak materyalin yüzeyindeki elektronların enerjilerini artırır ve bu

elektronlar koparak örnekten uzaklaşır. Kopan elektronlara ikincil elektronlar adı verilir. Örnek yüzeyine çarpan elektronların diğer bir kısmı ise herhangi bir enerji değişimine uğramadan geri yansır. Bu elektronlara da geri saçılan elektronlar adı verilir. Bütün bu elektronlar ve ışımlar dedektörlerde toplanır ve bunların değerlendirilmesi sonucu, incelenen örneğin topografik yapısı ve görüntü kontrastı oluşturulur (145).

Elektron lensleri tarafından odaklanan elektron ışını örneğin üzerini tarar ve sinyaller görüntü olarak algılanır, bu sayede örneğin yüzey morfolojisi incelenir. Tarama işleminden önce örneklerin belirli protokole göre hazırlanması gerekir. İnceleme yapılmadan önce örnekler ince metal ile (örnek olarak altın) kaplanmalıdır (144).

2.5.3. X Işını Kırınımı (XRD) Analizi

XRD yöntemi, metaller, seramikler, kompozitler gibi kristal yapıli materyallerin yapısının incelenmesi amacıyla kullanılan analitik bir yöntemdir. Faz dönüşüm miktarının nicel olarak belirlenmesinde kullanılır. Bu yöntemle incelenen materyale herhangi bir zarar verilmez ve materyaldeki atomların dizilişinin ve fazların belirlenmesi ile nicel faz analizi yapılmış olur. X-ışını kırınımı metodu kristallerin atomik yapısını belirlemekle kalmaz, ideal düzenden sapmaları da ortaya çıkarır. Böylece kristal yapıdaki yüzey hataları ve çizgi hataları da saptanabilmektedir. X-ışınları bir atoma çarptığı zaman sahip olduğu elektron sayısına ve atom numarasına bağlı miktarda, her atom yeni bir dalga oluşturacak şekilde X ışını dağılmaktadır. Dağıtılan radyasyonun yoğunluğu çarpma açısına göre değişmektedir. Kristal yapıdaki her atom dizisi X-ışınlarını Bragg kanununa uygun olacak açılarda yansıtır. Yansıma açıları kristal örgünün çapına bağlıyken, yansıma yoğunlukları örneğin şekliyle kontrol edilmektedir (146).

XRD tekniğı her bir kristalin fazın kendine özgü atomik dizilimleriyle bağlantılı olarak, yüksek enerjili ve düşük dalga boylu X ışınlarının karakteristik bir düzen içerisinde farklı yönlerde kırması temeline dayanmaktadır. Her bir kristalin faz için bu kırınım kesitleri, o kristali tanımlamaktadır. Difraktometre, materyalde kırınımın açılarını ve miktarını saptayarak kristal yapının geometrisi ve boyutu ile ilgili bilgi vermektedir (147).

Her maddenin difraksiyon şekli kendine hastır. XRD yöntemi ile içeriği öğrenilmek istenen bir materyalin hem niteliği hem de bileşen miktarlarının analizi yapılabilmektedir. Matreyalleri tanımlayabilmek amacıyla çok sayıda maddenin difraksiyon şekilleri belirlenmiş ve bir sınıflama yapılmıştır. Analizi yapılan materyalin difraksiyon şekli daha önceden belirlenip tabloya kaydedilmiş difraksiyon şekillerine göre karşılaştırılır böylece hangi maddeyi içerdiği belirlenir (148).

Difraktometrenin çalışma prensibi; X ışınları üreten tüpten çıkan X ışınlarının, örnek üzerine θ açısı ile gelmesi ve örnekten 2θ açısıyla yansıyan X ışınlarının yoğunluğunu X ışın dedektörü tarafından okunması şeklindedir (149).

Materyal içeriğinin kısa bir sürede saptanması, örneklerin kolaylıkla hazırlanması, bilinen kristal yapılarından oluşan geniş veri dosyasına sahip olması, analiz için az miktarda örneğin yeterli olması ve materyalde herhangi bir hasar oluşturmaması XRD yönteminin avantajlarındanıdır.

Zirkonya polikristalin yapıda bir materyaldır ve kristal yapısının faz değıştirmesi söz konusudur. Zirkonyadaki bu faz dönüşümünün kantitatif olarak incelenmesinde XRD analizi geleneksel olarak kullanılmaktadır. İki fazının yansımalarının yoğunluk oranının XRD ile ölçümünden sonra ortaya çıkan kalibrasyon eğrileri Garvie ve Nicholson ile Toraya ve ark. tarafından açıklanan denklemlerle hesaplanır (150, 151).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Farklı akış hızlarında ve farklı sürelerde uygulanan NTAP'nın zirkonya üzerinde faz dönüşümüne ve yüzey özelliklerine etkisini incelediğimiz çalışmada zirkonya alt yapı olarak Noritake Alliance (Noritake Co., Nagoya, Japan) kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan zirkonya materyalinin özellikleri Tablo 3.1'de gösterilmektedir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan zirkonya materyalinin özellikleri

	Noritake alliance zirkonya
ZrO₂ içeriği	%95
Y₂O₃ içeriği	%5
Termal Genleşme Katsayı	10.5 x 10 ⁻⁶ / K-1
Blok Çapı	98.5 mm
Blok Kalınlığı	14 mm
Sinterizasyon Durumu	Yarı Sinterize
Elastikiyet Dayanımı	≥1200 MPa

3.1. CAD/CAM Blokların Kesilmesi

Çalışmamızda yarı sinterize zirkonya bloklardan CAD/CAM cihazında (Sirona InLab MC XL, Bensheim, Almanya) 60 adet yarı sinterize zirkonya örneği hazırlandı. Zirkonya örnekler üretici firmanın talimatlarına göre Zyrcomat fırınında (VITA Zahnfabrik, Sackingen, Almanya) 1500 °C de 8 saat boyunca sinterlendi. Sinterizasyon sonrası örnek boyutları 6,5 mm çapa ve 3,5 mm yüksekliğe ulaştı. (Şekil 3.1.). Standart bir yüzey elde edebilmek için tüm örneklerin yüzeyleri sırasıyla 600, 800 ve 1100 gridlik silikon karbit kağıt zımparalar kullanılarak 15 saniye süreyle, su altında zımparalandı.



Şekil 3.1. Zirkonya örneklerin boyutları, A) Zirkonya örneğin çapı, B) Zirkonya örneğin kalınlığı

Toplamda 60 adet zirkonya örnek hazırlandı ve rastgele 6 gruba (n=10) ayrıldı (Şekil 3.2.). Örneklere yüzey işlemleri uygulandıktan sonra yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapıldı. Daha sonra her gruptan birer örneğe SEM ve XRD analizi uygulandı.



Şekil 3.2. Sinterlenmiş zirkonya örnekler

3.2. Test Gruplarının Oluşturulması

Deneylerin gruplara ayrılması ve uygulanan işlemler Tablo 3.2’de gösterilmektedir.

Tablo 3.2. Deney gruplarının isimleri, uygulanan yüzey işlemleri ve örnek sayıları:

Grup ismi	Yüzey işlemi	Örnek sayısı
Grup 1	Kontrol grubu	10
Grup 2	Plazma 4 dk, 5 lt/dk	10
Grup 3	Plazma 4 dk, 8 lt/dk	10
Grup 4	Plazma 2 dk, 8 lt/dk	10
Grup 5	Plazma 2 dk, 5 lt/dk	10
Grup 5	Kumlama	10

Grup 1 (Kontrol grubu); Bu gruptaki örneklere herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

Grup 2 (Plazma 4dk, 5 lt/dk); Bu gruptaki örneklere 5 lt/dk'lık sabit bir Argon akış hızı ile, plazma kaynağının ucu zirkonya örnek yüzeyinden 10 mm yukarıda konumlandırılacak şekilde 4 dakika boyunca plazma uygulandı.

Grup 3 (Plazma 4 dk, 8 lt/dk); Bu gruptaki örneklere 8 lt/dk'lık sabit bir Argon akış hızı ile, plazma kaynağının ucu zirkonya örnek yüzeyinden 10 mm yukarıda konumlandırılacak şekilde 4 dakika boyunca plazma uygulandı.

Grup 4 (Plazma 2 dk, 8 lt/dk) ; Bu gruptaki örneklere 8 lt/dk'lık sabit bir Argon akış hızı ile, plazma kaynağının ucu zirkonya örnek yüzeyinden 10 mm yukarıda konumlandırılacak şekilde 2 dakika boyunca plazma uygulandı.

Grup 5 (Plazma 2dk, 5 lt/dk); Bu gruptaki örneklere 5 lt/dk'lık sabit bir Argon akış hızı ile, plazma kaynağının ucu zirkonya örnek yüzeyinden 10 mm yukarıda konumlandırılacak şekilde 2 dakika boyunca plazma uygulandı.

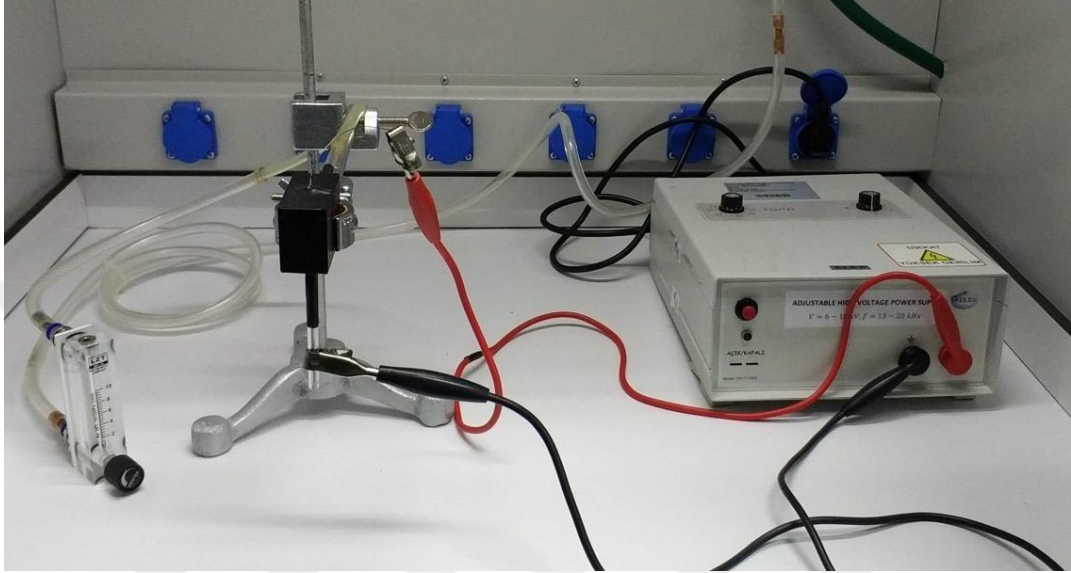
Grup 6 (Kumlama grubu); Bu gruptaki örneklere kumlama cihazı (Renfort Basic Eco, Germany, Şekil 3.4) ile 110 μm Al_2O_3 tozu 10 mm uzaklıktan, 2,8 MPa basınç altında, 10 sn boyunca uygulandı. Ardından örnekler yağsız hava ile kurutuldu.



Şekil 3.3. Kumlama cihazı

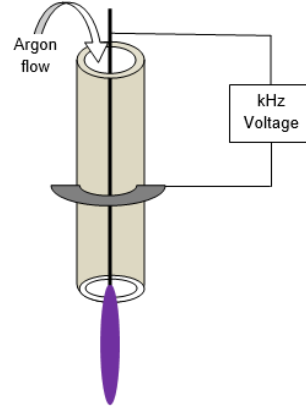
3.3. Non-Termal Atmosferik Basınçlı Plazma Jet (NTAPPJ) Tedavisi

Non-termal plazma işlemi için Şekil 3.4’de gösterilen Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Soğuk Plazma Laboratuvarı’nda imal edilen İğne Elektrot Atmosferik Basınç Plazma Jet Sistemi kullanıldı. Şekil 3.4’de görüldüğü gibi sistem bir güç kaynağı, azot gazı tankından gelen gaz akış hızını ölçen akış ölçer ve plazma jet sisteminden oluşmaktadır.



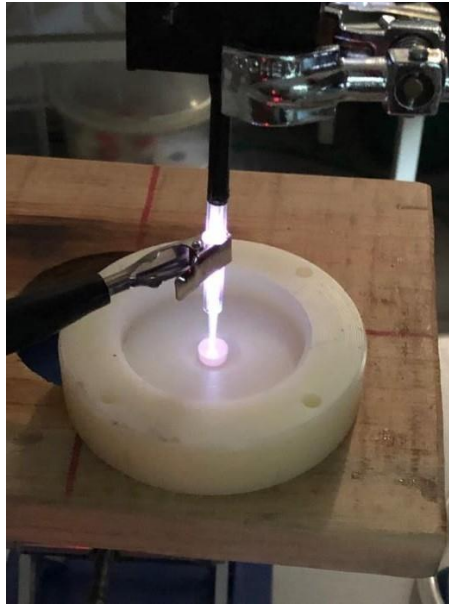
Şekil 3.4. Non-termal atmosferik basınçlı plazma jet üreten sistem

Kullanılan non-termal atmosferik basınçlı plazma jet cihazının bir şeması Şekil 3.5’de verilmiştir. Bu plazma kaynağı, içinden bir gazın aktığı iki eş merkezli elektrottan oluşur. İç elektrota kHz gücü uygulanarak gaz deşarjı ateşlenir. Plazma jetinden gelen iyonize gaz, bir cam tüp içinden çıkar. Non-termal atmosferik basınçlı plazma (NTAPP) jet düzeneği, sırasıyla 6 mm dış ve 4 mm iç çapa sahip 150 mm uzunluğunda bir Kuvars cam tüpten oluşuyordu. Elektrot geometrisi için bir koaksiyel dielektrik bariyer konfigürasyonu kullanıldı. Güç elektrodu olarak 0,5 mm kalınlığında keskin uçlu bir tungsten tel kullanılmış ve 4 mm iç çaplı bir cam tüp içine yerleştirilmiştir. 5 mm genişlikte metal bir krokodile toprak elektrodu olarak kullanıldı ve bu elektrot cam tüpün deşarjın atmosfere çıktığı uçtan 40 mm mesafede cam boru üzerine tutturuldu (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Termal olmayan atmosferik basınçlı plazma jet cihazının bir şeması

Grup 3 ve Grup 4 için 8 lt/dk'lık, Grup 2 ve Grup 5 için 5 lt/dk'lık, sabit bir argon akış hızı kullanılmıştır. 15 kHz sinüzoidal dalga formunun tepeden tepeye voltajı optimize edildi ve ardından tüm deneyler için 18 kV'da sabitlendi. 20 mm uzunluğundaki plazma akıntısı oda sıcaklığında (25°C) çalıştırıldı. Plazma kaynağının ucu, zirkonya örnek yüzeyinden 10 mm yukarıda konumlandırıldı ve plazmanın tüm yüzeye uygulanabilmesi için dikey olarak yerleştirildi. Plazmaya maruz kalma süresi Grup 2 ve Grup 3'teki her numune için 4 dakika, Grup 4 ve Grup 5'teki her numune için 2 dakika oldu (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Zirkonya örneklerle termal olmayan plazma işleminin uygulanması

3.4. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Bütün örneklerin yüzey pürüzlülüğü profilometre (Mitutoyo SJ-210, Mitutoyo, Tokyo, Japonya) kullanılarak ölçüldü (Şekil 3.7). Yüzey pürüzlülük değerlerini belirlemek

için her bir ölçüm seansı öncesinde alet kalibre edildi. Ortalama yüzey pürüzlülüğünü (Ra) belirlemek için örnek yüzeylerinin beş farklı bölgesinden ölçüm yapıldı ve ortalamaları alındı.



şekil 3.7. Profilometre

3.5. SEM ile Yüzey Analizi

SEM analizi için örnek yüzeyleri alüminyum örnek tutucuya karbon bant ile sabitlendi. Sonrasında rnek yüzeyleri altın-palladyum kaplama cihazında (Polaron SC 7620 Sputter Coater, VG Microtech, East Sussex, İngiltere, şekil 3.8, A), vakum altında altın-palladyum film tabakasıyla kaplandı. Farklı yüzey işlemlerinden sonra örneklerin yüzey morfolojisini değerdirmek için $\times 1000$ ve $\times 2000$ büyütmede görüntüler alındı. Analizler Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Histoloji ve Embriyoloji Ana Bilim Dalı Laboratuvarı'nda bulunan SEM cihazında (ZEISS LEO 1430, CARL ZEISS, Oberkochen, Almanya, şekil 3.8, B) yapıldı.



Şekil 3.8. A) Altın-palladyum kaplama cihazı, B) Çalışmada kullanılan SEM cihazı

3.6. XRD ile Faz Analizi

Zirkonya örnekler üzerine yapılan yüzey işlemleri sonrasında t→m faz dönüşüm değerlerini incelemek için Erzincan Üniversitesi Teknoloji Araştırma Merkezi'nde bulunan XRD (Panalytical, Empyrean, Şekil 3.9) cihazında XRD analizi yapıldı.



Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan XRD cihazı

Örnekler Cu K α radyasyon kullanan XRay Difraktometresinde 0,05 adım aralığıyla 10-90 derece 2 θ açısı arasında taratılarak analiz edildi. Analiz sonucunda monoklinik faz miktarı (X_m) Gravie-Nicholson yöntemiyle hesaplandı.

Bu yöntemin denklemi şu şekildedir (150):

$$X_m = \frac{I_m(-111) + I_m(111)}{I_m(-111) + I_m(111) + I_t(101)}$$

X_m: Monoklinik fazın göreceli miktarı

I: Faz yoğunluğunun en yüksek değeri

m(111): Monoklinik faza ait (111) kristal geometrisi gösteren düzlem

m(-111): Monoklinik faza ait (-111) kristal geometrisi gösteren düzlem

t(101): Tetragonal faza ait (101) kristal geometrisi gösteren düzlem

3.7. İstatistiksel Analiz

Yüzey pürüzlülüğüne ait verilerin analizi Akdeniz Üniversitesi İstatistik Danışma Birimi tarafından SPSS 23.0 programı ile yapıldı. Değişkenlere ait tanımlayıcı istatistikler minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri varilmiştir. Verilerin normal dağılıma uygunluk ve varyansların homojenliği varsayımları sırasıyla Shapiro Wilk ve Levene testi ile değerlendirildi. Yüzey pürüzlülüğü için gruplar arası karşılaştırmalar ‘Tek Yönlü Varyans Analizi (One-way ANOVA)’ ile yapıldı. Farklılığı oluşturan grubun belirlenmesi için çoklu karşılaştırma testi olarak Post-hoc testlerinden Tukey testi uygulandı.

Yüzey pürüzlülüğü ölçüm sonuçları için yapılan istatistiksel değerlendirmelerde, p değerlerinin 0,05’ten küçük olduğu tüm sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi ($p < 0,05$).

4. BULGULAR

Zirkonya bloklardan elde edilen 60 adet örnek yüzey işlemine göre rastgele altı gruba ayrılmıştır. Zirkonya örneklerle yapılan yüzey işlemleri sonrasında yüzey pürüzlülüğü, faz dönüşümü (X_m) değerleri, SEM görüntüleri, XRD grafikleri elde edilmiştir.

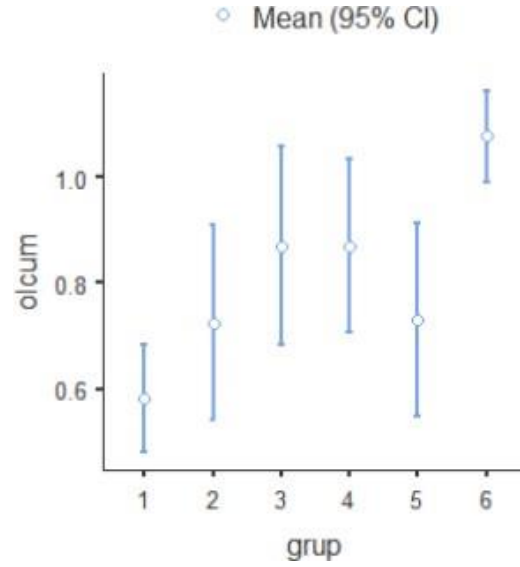
4.1 Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Yapılan ölçümler sonucu elde edilen pürüzlülük değerleri Tek Yönlü Varyans Analizi (One Way ANOVA) ile değerlendirilmiş ve gruplar arası P değeri $<.001$ bulunmuştur. Uluslararası standart olan $\alpha=0,05$ değerinden çok küçük olduğundan en az iki grubun ortalaması arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir. Hangi grupların ortalamalarının farkının istatistiksel olarak anlamlı olduğunu belirlemek için Post-hoc çoklu karşılaştırma testlerinden Tukey testi uygulanmıştır.

Yüzey pürüzlülüğü verilerine ait ortalama ve standart sapma değerleri Şekil 4.1’de ve test gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerinin (μm) karşılaştırılması Tablo 4.1’de verilmiştir.

Tablo 4.1. Test gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerinin (μm) karşılaştırılması

GRUPLAR	N	Ortalama (μm)	Std. Sapma
Grup 1 (Kontrol)	10	0,582	0,140
Grup 2 (Plazma 4 dk, 5 lt/dk)	10	0,725	0,257
Grup 3 (Plazma 4 dk, 8 lt/dk)	10	0,870	0,261
Grup 4 (Plazma 2 dk, 8 lt/dk)	10	0,870	0,227
Grup 5 (Plazma 2 dk, 5 lt/dk)	10	0,731	0,256
Grup 6 (Kumlama)	10	1,077	0,121



Şekil 4.1. Zirkonya seramiklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (µm) ve standart sapmaları

Ortalama yüzey pürüzlülüğü bakımından en yüksek değer Kumlama yapılan (Grup 6) grupta ($1,077 \pm 0,121$ µm) en düşük değer ise Kontrol (Grup 1) grubunda ($0,582 \pm 0,140$ µm) bulunmuştur.

Post-hoc testlerinden Tukey testi ile yapılan istatistiksel analiz sonucuna göre (Tablo 4.2) ikili karşılaştırmalarda farklılığı oluşturan grup Kumlama (Grup 6) grubu olmuştur. Grup 6 ile Grup 1 arasında ($p < 0,001$) anlamlılık düzeyinde ve Grup 6 ile Grup 2 ve Grup 5 arasında ise ($p < 0,01$) anlamlılık düzeyinde bir farklılık vardır. Grup 6 ile Grup 3 ve Grup 4 arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Aynı zamanda Kontrol (Grup 1) grubu ve argon plazma uygulaması yapılan diğer dört grup arasında da anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Tablo 4.2. Yüzey pürüzlülüğüne ait ikili karşılaştırmalarda Tukey test sonuçlarına ait p değerleri

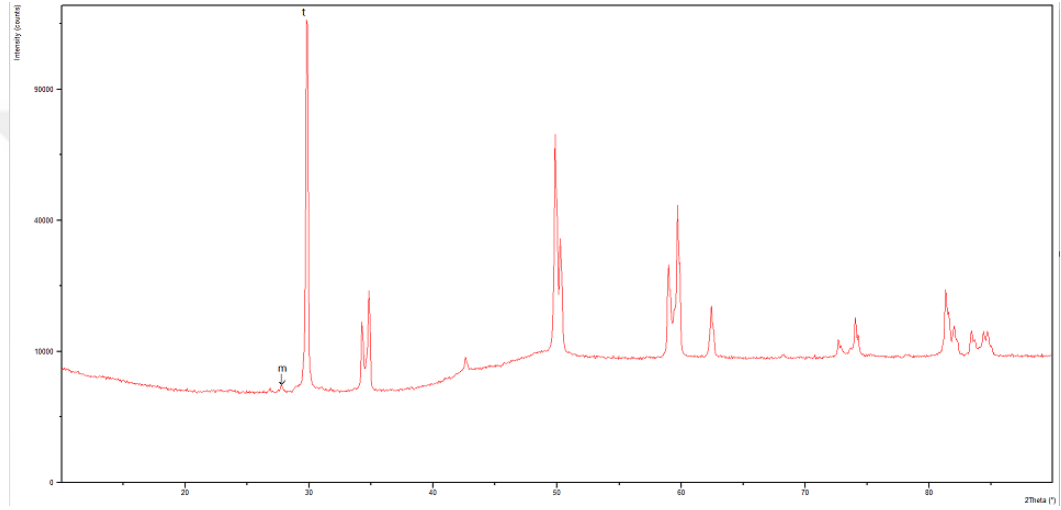
Gruplar	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5	Grup 6
Grup 1		0,688	0,051	0,050	0,654	<0,001*
Grup 2			0,675	0,674	1,00	0,009*
Grup 3				1,00	0,708	0,294
Grup 4					0,707	0,295
Grup 5						0,01*
Grup 6						

4.2. Faz Dönüşümü Bulguları

Her gruptan birer örneğe ait faz dönüşümü değerleri ve XRD grafikleri elde edildi. X_m değerleri XRD analizi sonucunda pik yoğunlukları kullanılarak elde edildi ve yüzde olarak hesaplandı.

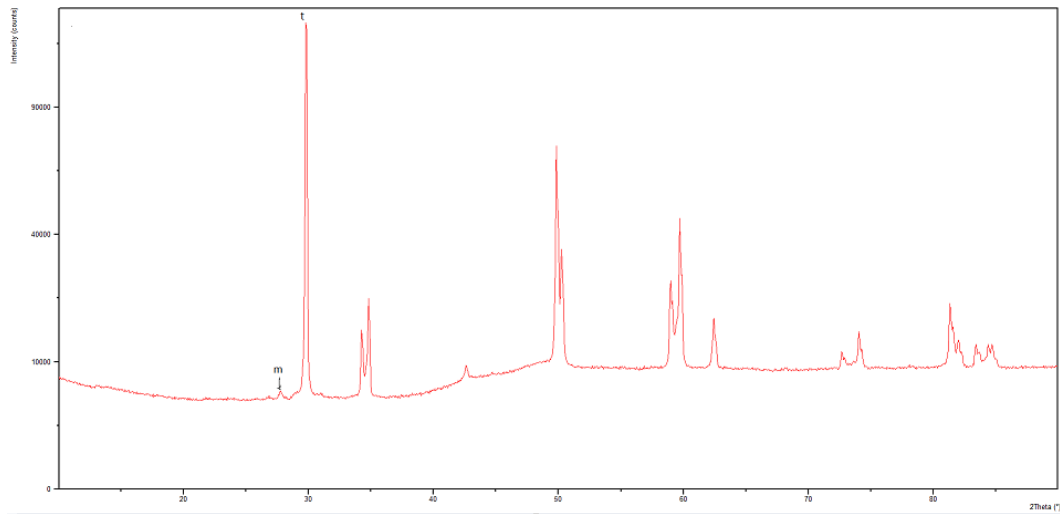
Elde edilen XRD grafiklerine göre yüzey işlemlerine bağlı olarak tetragonal pik yoğunluğunun azaldığı, monoklinik pik yoğunluklarının ise arttığı gözlenmiştir.

Kontrol grubundan bir örneğin XRD grafiği Şekil 4.2’de gösterilmiştir.



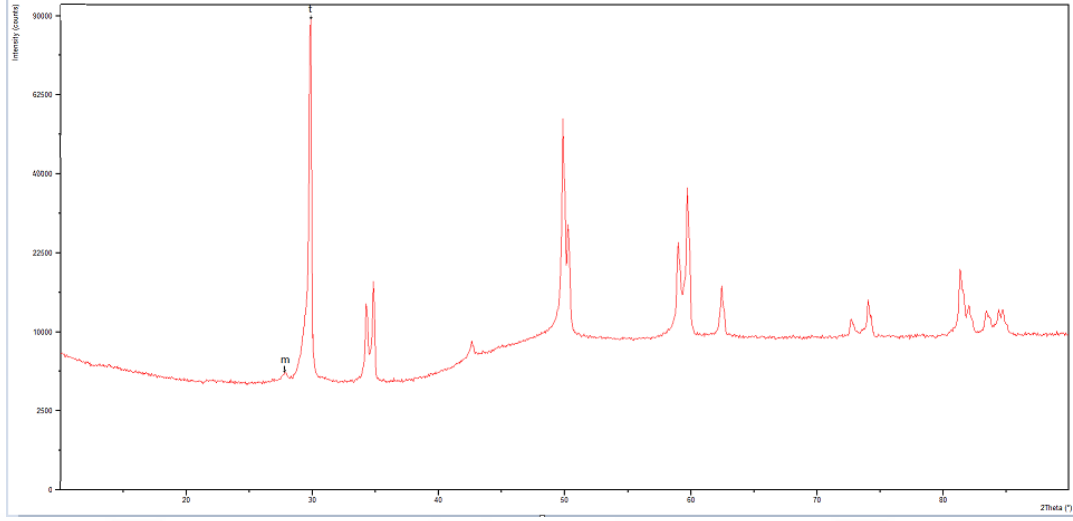
Şekil 4.2. Kontrol grubundan bir örneğin XRD grafiği

Grup 2 (4 dk, 5 lt/dk)’ye ait bir örneğin XRD grafiği Şekil 4.3’de gösterilmiştir.



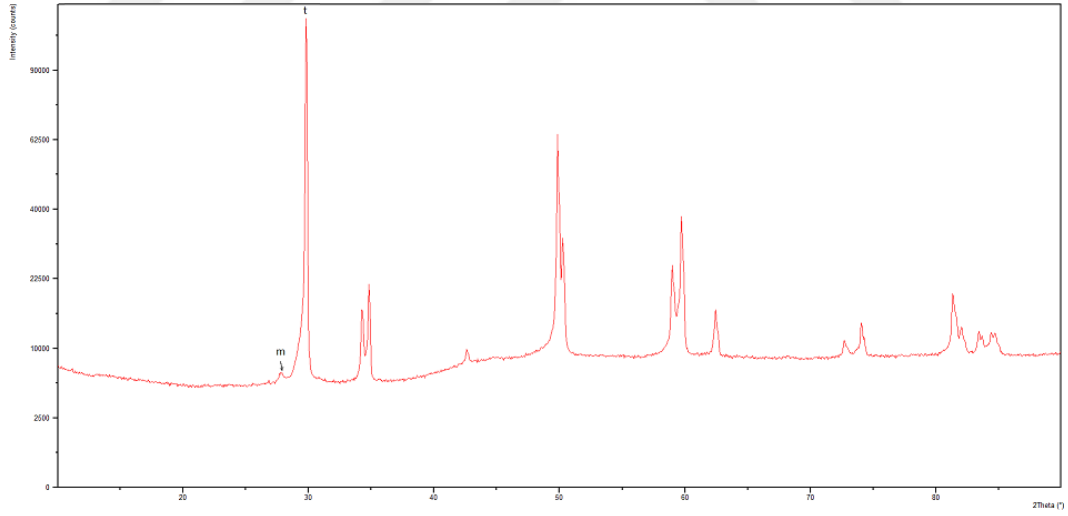
Şekil 4.3. Grup 2’ye ait bir örneğin XRD grafiği

Grup 3 (4 dk, 8 lt/dk)'e ait bir örneğin XRD grafiği Şekil 4.4'te gösterilmiştir.



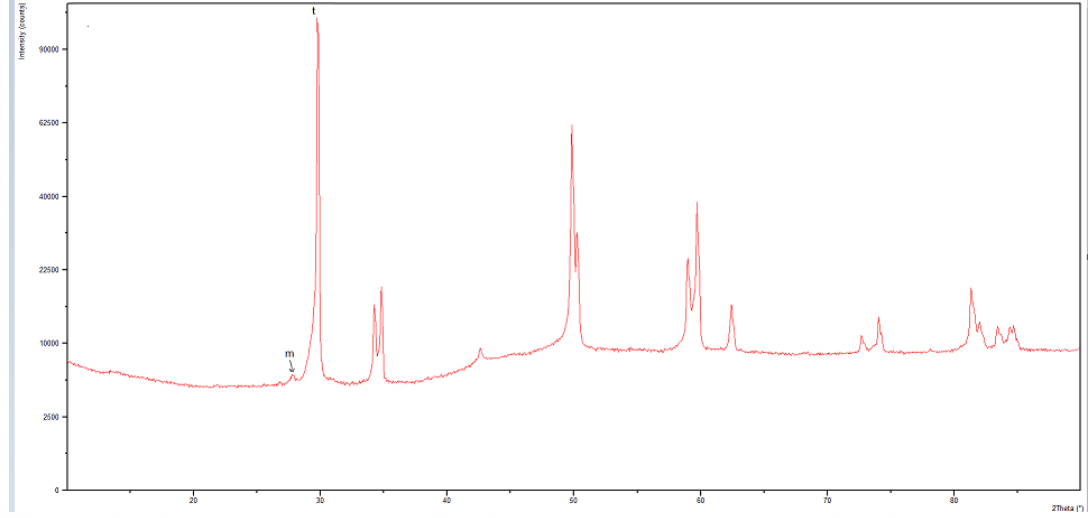
Şekil 4.4. Grup 3'e ait bir örneğin XRD grafiği

Grup 4 (2 dk, 8 lt/dk)'e ait bir örneğin XRD grafiği Şekil 4.5'te gösterilmiştir.



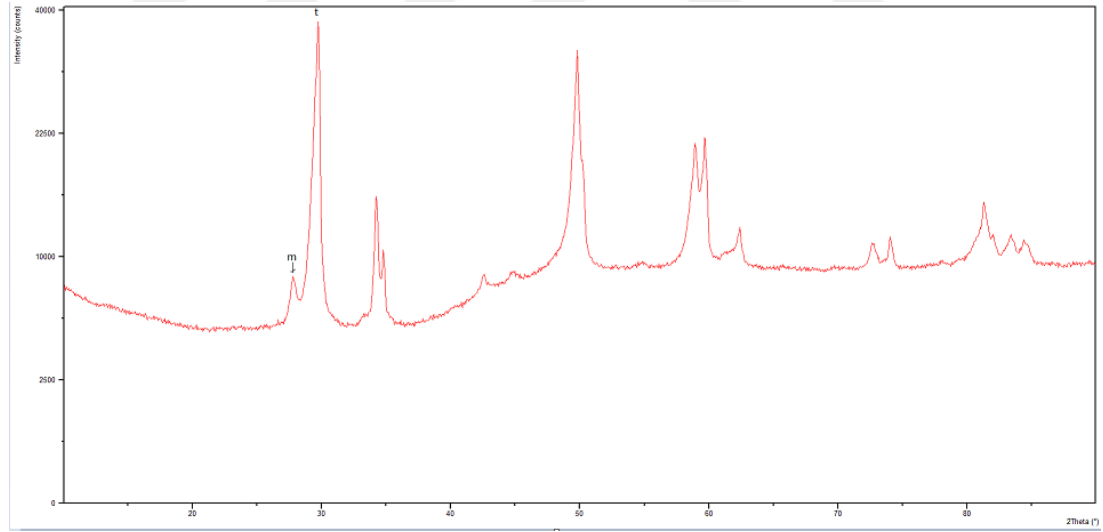
Şekil 4.5. Grup 4'e ait bir örneğin XRD grafiği

Grup 5 (2 dk, 5 lt/dk)'e ait bir örneğin XRD grafiği Şekil 4.6'da gösterilmiştir.



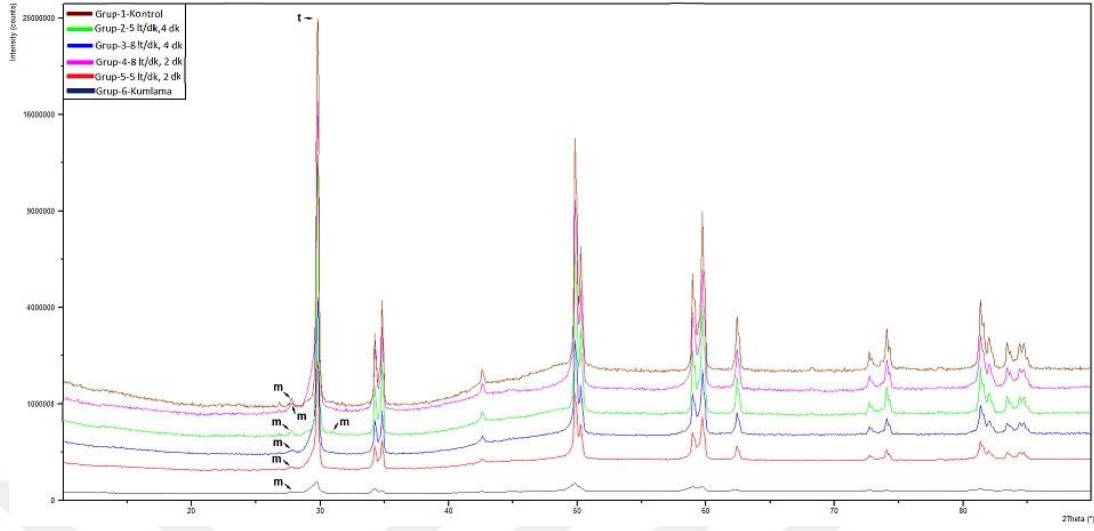
Şekil 4.6. Grup 5'e ait bir örneğin XRD grafiği

Kumlama grubundan bir örneğin XRD grafiği Şekil 4.7'de gösterilmiştir.



Şekil 4.7. Kumlama grubuna ait bir örneğin XRD grafiği

Örneklerin XRD grafiklerinin karşılaştırmalı görüntüsü Şekil 4.8’de gösterilmiştir.



Şekil 4.8. Örneklerin XRD grafiklerinin karşılaştırmalı görüntüsü

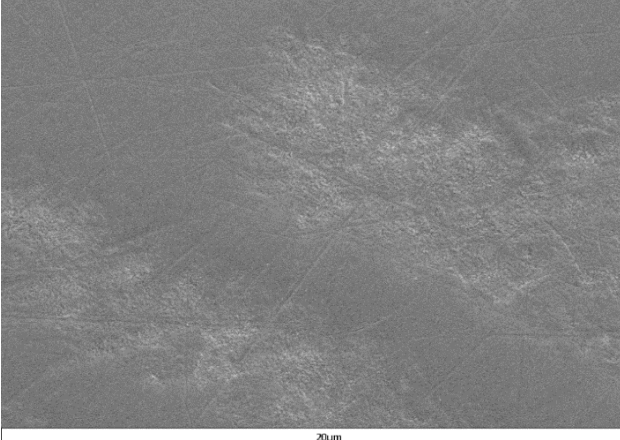
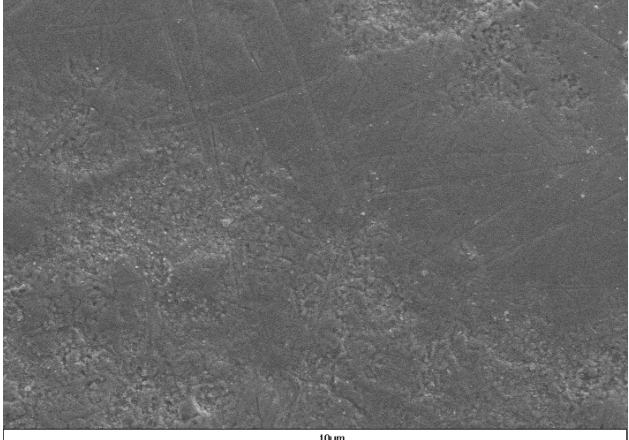
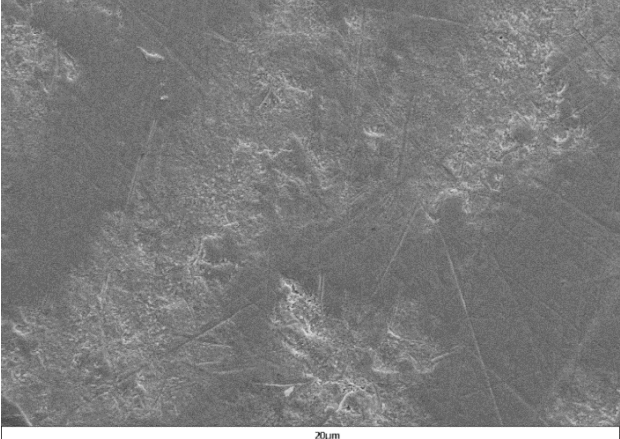
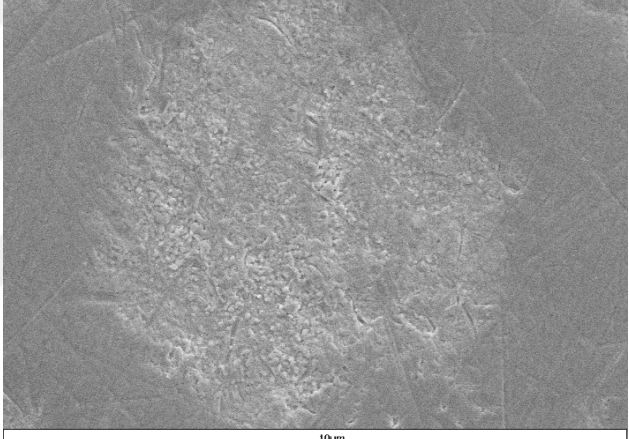
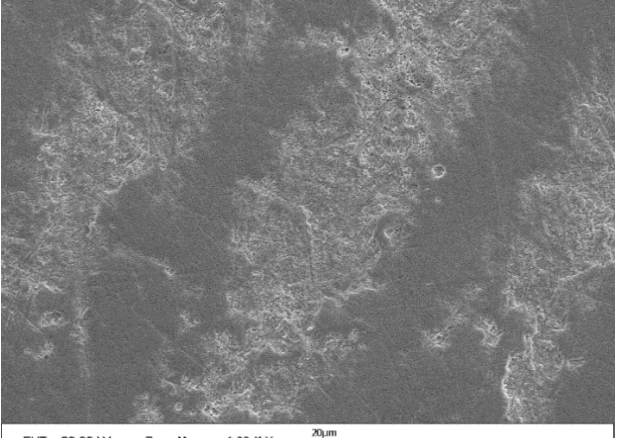
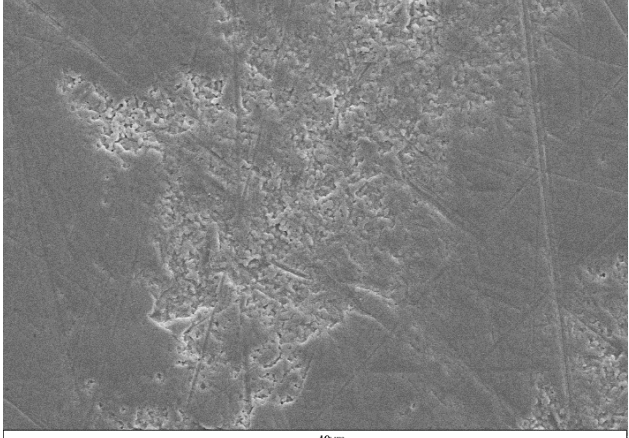
XRD analizi sonucunda tetragonal pik 30^0 , monoklinik pik ise 28^0 açıları çevresinde gözlemlendi. Gruplara göre X_m değerleri Tablo 4.3’te gösterilmiştir. Pik değerleri ve grafikleri yapılan yüzey işlemlerine bağlı olarak farklılıklar göstermiştir.

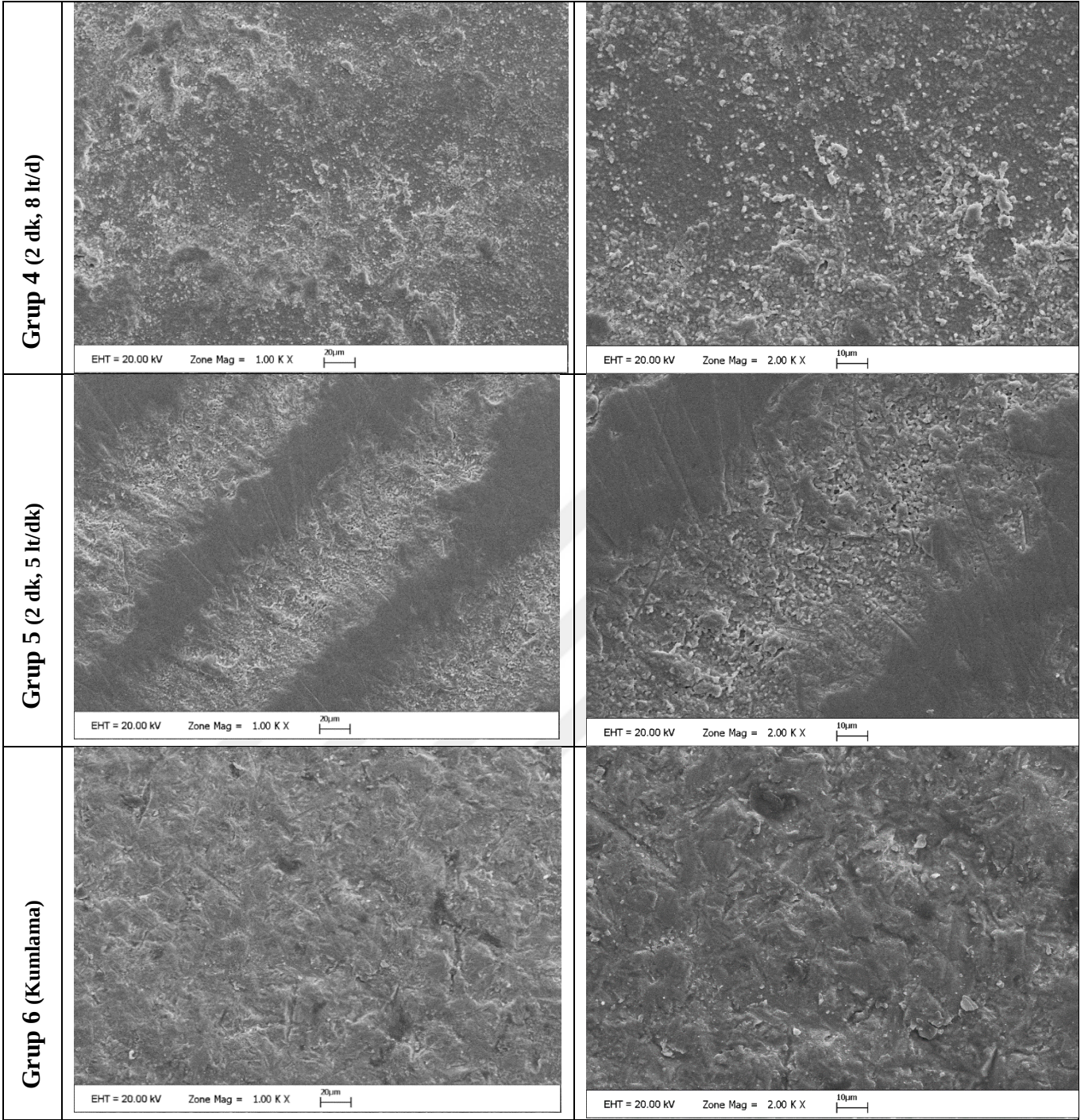
XRD pik yoğunluklarından elde edilen verilere göre en fazla göreceli monoklinik faz miktarı kumlama grubunda görülürken, en az değer kontrol grubunda görülmüştür. Gruplara göre X_m değerleri Tablo 4.3’te gösterilmiştir

Tablo 4.3. Gruplara göre X_m değerleri

	Monoklinik Faz Oranı (%)
Grup 1 (Kontrol)	0,4
Grup 2 (Plazma 4 dk, 5 lt/dk)	1,2
Grup 3 (Plazma 4 dk, 8 lt/dk)	5,7
Grup 4 (Plazma 2 dk, 8 lt/dk)	1,2
Grup 5 (Plazma 2 dk, 5 lt/dk)	1
Grup 6 (Kumlama)	7,8

4.3. SEM Analizi Görüntüleri

	× 1000 Büyütme	× 2000 Büyütme
Grup 1 (Kontrol)	 EHT = 20.00 kV Zone Mag = 1.00 K X 20µm	 EHT = 20.00 kV Zone Mag = 2.00 K X 10µm
Grup 2 (4 dk, 5 lt/dk)	 EHT = 20.00 kV Zone Mag = 1.00 K X 20µm	 EHT = 20.00 kV Zone Mag = 2.00 K X 10µm
Grup 3 (4 dk, 8 lt/dk)	 EHT = 20.00 kV Zone Mag = 1.00 K X 20µm	 EHT = 20.00 kV Zone Mag = 2.00 K X 10µm



Şekil 4.9. Her gruptan birer örneğe ait SEM görüntüleri ($\times 1000$ ve $\times 2000$ büyütmede)

SEM görüntülerinde non-termal plazma işlemi uygulanan örneklerin yüzey düzensizliklerinin arttığı, kumlama işlemi uygulanan grupta ise derin oluklar gözlemlendi. Özellikle NTAP işleminin akış hızının artışı ile pürüzlü yüzeylerin meydana geldiği görüldü.

5. TARTIŞMA

Bu çalışma farklı akış hızlarında ve sürelerde NTAP uygulamasının zirkonya üzerinde meydana getirdiği yüzey pürüzlülüğü ve faz dönüşümüne etkisini incelemek amacıyla dizayn edilmiştir. Çalışmada elde edilen bulgulara göre farklı akış hızlarında ve sürelerde NTAP uygulamasının, incelenen değişkenler üzerinde herhangi bir farklılığa yol açmayacağı yönünde kurulan sıfır hipotezi reddedilmiştir. NTAP akış hızı ve uygulama süresinin artışı daha fazla faz dönüşümüne neden olmuştur.

Günümüzde metal seramik restorasyonlar, mekanik dayanıklılıkları yüksek olmasına rağmen zayıf estetik özellikleri, dişeti renklenmelerine ve alerjik reaksiyonlara sebep olmalarından dolayı popüleritesini giderek kaybetmektedir. Bu özelliklerinden dolayı estetiğin ön plana çıktığı klinik vakalarda, tam seramik sistemler metal seramik restorasyonlara kıyasla daha çok tercih edilmektedir (152-154). Zirkonyanın biyouyumluluğunun yüksek olması, termal genleşme katsayısının diş sert dokularına yakın olması, üstün estetik özelliklerinden dolayı günümüzde altyapı materyali olarak çok sık tercih edilmektedir (155).

Zirkonya, oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir ve üç farklı kristal yapıya sahiptir. Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır (53). ZrO_2 fırınlama sırasında tetragonal fazda, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır. Fırınlama işleminden sonra soğuma aşamasına geçildiğinde tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm gerçekleşir. Faz dönüşümüyle beraber zirkonyada % 3-5 oranında hacim artışı meydana gelir. Hacim artışına bağlı olarak lokal sıkıştırma tabakasının oluşması çatlak ucundaki stresi azaltarak, çatlağın yayılmasını önlemektedir. Bu özellik, faz dönüşüm sertleşmesi olarak bilinir. Faz dönüşüm sertleşmesi zirkonyanın dayanıklılığının artmasına neden olsa da bu dönüşüm kontrol altına alınmalıdır. Artan faz dönüşümü ileri derecede başarısızlığa neden olabilecek hacim artışına neden olabilir, yapının bütününde mikroçatlaklar görülebilir (3, 72, 156, 157).

Kumlama, aşındırma ve termal yaşlanma gibi birçok faktör $t \rightarrow m$ faz dönüşümünü tetikleyebilir. Yapılan çalışmalarla da stres oluşturan yüzey işlemlerinin, seramikte çatlaklara, yüzeye yakın bölgelerde hasara neden olduğu, zirkonyanın yapısal kararlılığını değiştirdiği gösterilmiştir (158-160).

Diş hekimliği'nde zirkonya: cam infiltre zirkonyum ile güçlendirilmiş alümina, parsiyel stabil zirkonyum, tetragonal stabil zirkonyum polikristali (3Y-TZP) olmak üzere üç temel formda kullanılır. 3Y-TZP % 3 mol Y_2O_3 ile stabilize edilmiş % 98 tetragonal grenlerden oluşan zirkonyum polikristalidir (2). Tetragonal stabil zirkonyum polikristal seramikler piyasadaki diğer tam seramik materyallerden daha güçlü ve daha sert yapıdadırlar. 3Y-TZP ilk olarak post ve dental implant materyali olarak kullanılmıştır. CAD/CAM ya da CAM teknolojilerindeki son gelişmeler sayesinde, anterior veya posterior bölgelerde, kron ve üç, dört veya beş üyeli köprü protezlerinde kullanılmaktadır. 3Y-TZP, 900-1200 MPa bükülme direnci, 2000 N kırılma direnci, ve 9-10 MPa/mm² kırılma dayanımı değerlerine sahiptir (161, 162).

Simantasyon işlemleri, restorasyonun uzun dönem başarısında en önemli faktörlerden biridir. Rezin siman ile seramik yüzey arasında yüksek bir bağlanma dayanımı elde etmek adeziv simantasyonda başarı elde etmenin en önemli faktörüdür. Bu ise rezin siman ile seramik yüzey arasındaki mikromekanik ve kimyasal bağlantıya bağlıdır. Bu bağlamda zirkonya yüzeyinde farklı yüzey işlemleri uygulanarak mikro tutucu alan elde etmeye çalışılmıştır. Fakat bu yüzey işlemleri sonucunda ortaya çıkan gerilmeler zirkonya yüzeyinde t→m faz dönüşümünü tetikleyebilir (157, 163) Aynı zamanda Y-TZP'nin ısı iletkenliği nedeniyle bu yüzey işlemleri sırasında bölgesel ısınma gerçekleşebilir ve sonuç olarak yine faz dönüşümü meydana gelir. Monoklinik faz dönüşümü, zamanla işlem uygulanan yüzeyde materyalin çatlak durdurma kapasitesinin tamamının veya bir kısmının kaybına, restorasyonun kritik derecede kırılma hale gelmesine neden olabilir (37, 164).

Simantasyon öncesi yapılan yüzey işlemleri, rezin siman ile seramik yüzey arasında bütünlüğü sağlamakla beraber, simanın seramik iç yüzeyine penetre olmasını ve simantasyon kaynaklı başarısızlıkların önlenmesini sağlar. Feldspatik, lösit, lityum disilikat ve silika esaslı seramiklerin adeziv simanlarla bağlantısını artırmak için asitle pürüzlendirme ve silanizasyon gibi yüzey işlemlerinin uygulanması önerilmektedir. Y-TZP seramikler asitlemeye karşı dirençli oldukları ve yapısında silika içermedikleri için silika bazlı dental seramikler için kullanılan konvansiyonel yüzey işlemlerine etkin sonuç vermemektedirler. Zirkonyanın içeriği ve fiziksel özellikleri mikromekanik retansiyon alanlarının oluşturulması için yüzeyinin pürüzlendirilmesini zorlaştırmaktadır. Zirkonyum oksit seramik yüzeylerinde mekanik ve kimyasal bağlantının artırılmasındaki mevcut zorluklar nedeniyle alternatif yüzey işlemleri

geliştirilmiştir. Geliştirilen bu yöntemler; elmas frezlerle aşındırma, kumlama, tribokimyasal silika kaplama, lazer uygulaması ve bu yöntemlerin çeşitli kombinasyonları olarak belirtilmektedir. Ancak mekanik yüzey işlemleri zirkonya yapılarında mikro hasara neden olabilmektedir (165-167).

Kumlama işlemi, zirkonya seramiklerde bağlantı yüzeyinin pürüzlendirmesi ve ıslanabilirliğinin artırılması amacıyla en çok tercih edilen yüzey işlemlerinden biridir. Al_2O_3 partikülleri kullanılarak yapılan kumlama işleminde zirkonyum oksit seramiklerin yüzey pürüzlülüğünün ve rezin simanlarla olan bağlantı direncinin artırılması amaçlanır. Kumlama işleminde yüzeydeki oksitler ve kontamine tabakalar uzaklaştırılarak mekanik bağlantı sağlayacak temizlenmiş, pürüzlü yüzeyler elde edilir. Kumlama işlemi zirkonya seramiklerde yüzey işlemi olarak çok yaygın olarak kullanılsa da işlem sonrası oluşan mekanik stresin, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü indüklediği ve bunun sıkıştırma stresi ile sonuçlandığı bilinmektedir. Sonuç olarak restorasyonun yüzey hasarına neden olarak uzun dönem başarısını olumsuz olarak etkileyebilmektedir (168-170).

Kumlama ve elmas döner aletlerle pürüzlendirme gibi farklı yüzey işlemlerinin faz dönüşümüne etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada, kontrol grupları ile karşılaştırıldığında yüzey işlemi uygulanmış gruplarda daha yüksek oranda faz dönüşümü gözlenmiştir. Kontrol grubunda monoklinik faz oranı % 0,815 iken, kumlama grubunda bu oran % 3,806 ve elmas döner aletlerle pürüzlendirme yapılan grupta ise % 3,377 olarak bulunmuştur (171).

Kumlama işleminin başarısı, büyük oranda kumun partikül boyutu, basınç ve mesafe gibi değişkenlere bağlıdır. Alüminyum oksit ile kumlama işleminde kullanılan kumun partikül büyüklüğü ve püskürtme basıncının zirkonya-rezin siman bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirildiği bir çalışmanın sonucuna göre kum partikül büyüklüğü ve kumlama cihazının püskürtme basıncının artmasıyla zirkonyum örnekler ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımının arttığı görülmektedir. Bu verilere dayanarak, zirkonyum restorasyonlar ile rezin siman arasındaki bağlantıyı artırmak için; simantasyondan önce restorasyon iç yüzeyinin 110 μm büyüklüğündeki Al_2O_3 tozu ile pürüzlendirildikten sonra silan uygulanması ve kumlama cihazının basıncının artırılması önerilmiştir (172).

Çalışmalarda 25 ile 250 μm arasında değişen boyutlarda Al_2O_3 partikülleri ile pürüzlendirme işlemi yapılmıştır (168, 173, 174). Seramik yüzeyindeki düzensizlikleri artırmada ve seramik yüzey ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımını artırmada 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlamanın etkili olmadığı gösterilmiştir (175). Hang Wang ve ark.nın (176) çeşitli kumlama koşullarının zirkonya ile kompozit rezin arasındaki makaslama bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmada 110 μm Al_2O_3 ile kumlama işleminin zirkonya bağlanma dayanımında en etkili parametre olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle, bu çalışmamızda, kumlama işleminde 110 μm 'lik Al_2O_3 tozu kullanılmıştır.

Y-TZP örneklere sinterleme öncesi ve sonrası kumlama işleminin uygulanarak rezin siman ile bağlantısını ve faz dönüşümünün araştırıldığı bir çalışmada, (177) sinterleme öncesinde kumlama işlemi uygulanan grubun XRD paterni, sinterleme sonrası kumlama grubuna göre daha düşük monoklinik faz göstermiştir. Sinterleme işleminden önce kumlama uygulanan grupta zirkonya örneklerin göreceli monoklinik faz oranı %16,9 iken, ancak sinterleme işleminden sonra değerler sıfıra yaklaşmıştır. Bu durum, kumlama işleminin kendisinin $t \rightarrow m$ dönüşümünü indüklemesi, ancak sinterleme işlemi sırasında ters dönüşüm ($m \rightarrow t$) meydana gelmesiyle açıklanabilir. Zirkonya içeriğinde tetragonal yapının artması zirkonyanın mekanik özelliklerini geliştirebilir. Bununla birlikte sinterleme öncesi kumlama işleminin zirkonya kopinglerin marjinlerine zarar verebilme ve alüminyum oksitin işlem sırasında zirkonyaya gömülme olasılığı vardır. Aynı zamanda bu işlem hassasiyet gerektiren bir işlemdir. Bu faktörleri göz önünde bulundurarak çalışmamızda uygulanan bütün yüzey işlemleri zirkonya örnekler sinterlendikten sonra gerçekleştirilmiştir.

Fonseca ve ark. (178) Al_2O_3 ile kumlama yönteminde partikül büyüklüğünün zirkonya seramikler üzerinde faz dönüşümüne ve bağlanma dayanımına etkisini incelemek amacıyla çalışma yapmışlardır. 50, 120, 250 μm boyutlarında Al_2O_3 tozları ve 30 μm ve 110 μm boyutunda silika ile modifiye edilmiş Al_2O_3 tozu kullanılmıştır. Kontrol grubunda monoklinik faz gözlemlenmediği halde deney gruplarında % 4 ila % 10 arasında değişen miktarlarda monoklinik faza rastlanmıştır. Daha küçük partiküllerle (30 μm ve 50 μm) aşındırma yapılan deney grupları sırasıyla % 4 ve % 5 monoklinik faz yüzdeleri, 110 ve 120 μm boyutlardaki partiküllerle aşındırılan deney grupları % 8,7 ila % 9 arasında değişen monoklinik faz yüzdeleri gösterdiler. 250 μm partikül büyüklüğünde kumlama uygulanan grup % 10 monoklinik faz oranıyla en yüksek faz

dönüşümü gösteren ve en düşük eğilme dayanımı değerleri gösteren grup olmuştur. Yaptığımız çalışmada kumlama grubuna ait monoklinik faz oranı bu çalışma sonuçları ile uygunluk göstermektedir. Silika ile modifiye edilmiş 30 µm Al₂O₃ tozu kullanılan grubun eğilme dayanımı kontrol grubuna yakın bulunmuştur. Bu sonuçlar Curtis ve ark. (179) ile Qeblawi ve ark.nın, (180) yaptıkları çalışma sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir. Bu sonucu küçük partiküllerle kumlamanın zirkonya yüzeyinde daha düşük oranda faz dönüşümünü indüklemesine bağlamışlardır. 110 ve 120 µm Al₂O₃ tozu ile kumlama yapılan grupların eğilme dayanımında kontrol grubuna göre artış gözlenmiştir.

Yüksek dayanıklılıktaki zirkonyum dioksit esaslı seramiklerle rezin simanlar arasında güvenilir bir bağlanma elde edilmesindeki problemler halen devam etmektedir. Zirkonyanın simantasyonunda karşılaşılan zorluklar nedeniyle alternatif bağlantı yöntemleri uygulanmaya başlanılmıştır. Yenilikçi adeziv bağlanma stratejilerinden biri de plazma uygulamasıdır. Non-termal plazma (NTP) tedavileri adhezyonla ilgili klinik problemler için alternatif bir çözüm olarak kabul edilmektedir. Plazma işlemi, uygulandığı yüzey üzerinde yeni reaktif alanlar oluşturarak adezyonu artırabilir. Zirkonya yüzeyine argon plazma işleminin uygulanması zirkonyanın yüzey enerjisini artırarak ıslanabilirlikte bir artış sağlar ve böylece rezin simanın zirkonyaya bağlanmasını artırır (8, 141, 181).

Yüzey enerjisi, bir materyalin yüzeyindeki moleküller arası kuvvetleri ifade eder ve yüzeyin polar ve dağılmış bileşenlerinin değerlerine bağlıdır. Yüksek yüzey enerjisi değerleri yüzeyin daha iyi ıslanabilirliğini ve materyalin daha iyi bağlanma özelliği taşıdığını gösterir. Yüzey enerjisini hesaplamanın yaygın bir yolu da sıvıların temas açısının ölçümüdür (182). Farklı kombinasyonlarda plazma uygulamasının zirkonya yüzeyi üzerindeki etkilerinin incelendiği bir çalışma (183) sonucuna göre, her türlü plazma tedavisinin (argon plazma, oksijen plazma, % 20 oksijen ve % 80 argon plazma kombinasyonu, % 10 oksijen ve % 90 argon plazma kombinasyonu) zirkonyanın temas açısını azalttığı gözlenmiştir. Bu sonuçlar Noro ve ark. (184) ile Valverde ve ark.nın (185) çalışma sonuçları ile uyumludur. Bu olgunun nedenini, plazma uygulamasından sonra yüzeydeki Oksijen (O) elementlerinin artmasına ve bunun da daha yüksek polariteye neden olmasına bağlamışlardır. Ayrıca plazma uygulamasının zirkonya gibi inert materyallerin işlem gören yüzeylerinde aktif peroksit radikallerinin ve fonksiyonel grupların (C-O ve C-OH gibi) oluşumunu arttırdığı bildirilmiştir (186).

Plazma uygulandıktan sonra zirkonya üzerinde fonksiyonel oksijen gruplarının oluşumu, Noro ve ark.nın çalışmasında XPS analizi ile doğrulanmıştır (184). Plazma uygulaması yüzeyin ıslanabilirliğini arttırmış ve yüksek yüzey enerjisi değerlerine neden olmuştur böylece zirkonyanın adezyon özelliklerini ve bağlanma gücünü arttırdığı gözlenmiştir.

Farklı yüzey işlemlerinin, zirkonya seramiklerle rezin simanlar arasındaki bağlanma dayanımına etkisinin araştırıldığı bir başka çalışmada yüzey işlemi uygulanmamış zirkonya örnekler ile yüzeyine silan uygulanan örnekler arasında bağlanma dayanımı açısından istatistiksel bir fark gözlenmezken, plazma uygulanan örneklerin bağlanma dayanımı ise üç kat artmıştır (140).

Ito ve ark. (187) kumlama işlemini plazma yüzey işlemi ile karşılaştırdıkları bir çalışmada her iki yüzey işleminin makaslama bağlanma direncini artırdığını ancak aralarında önemli bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Alümina ile kumlama sonucu yüzeydeki kontaminantların fiziksel olarak uzaklaştırılmasıyla ıslanabilirliğin artışı sağlanır. Atmosferik basınçlı düşük sıcaklıkta plazma işleminde ise C-C ve C-H bağları kırılabilir ve kontaminantlar uzaklaştırılabilir. Kristal yapısındaki değişime ilişkin XRD sonuçları, zirkonya üzerine alümina kumlama yapılırken mikro çatlakların oluştuğunu ve monoklinik fazın ortaya çıktığını göstermektedir. Bununla birlikte, plazma uygulamasının fiziksel etkisi olmasına rağmen, zirkonyanın kristal yapısında değişikliğe neden olmadığı gözlemlendi. Yaptığımız çalışmada 8 lt/dk akış hızında 4 dk boyunca NTAP uygulaması yapılan grupta monoklinik faz miktarında anlamlı derecede artış gözlenmiştir. Bu farkın iki çalışma arasındaki NTAP işleminin parametre farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Plazmanın antibakteriyel etkisi esas olarak reaktif türlerin oluşumundan kaynaklanmaktadır. Tek veya karışık gazlardan türetilen plazmalar, atmosferik oksijen ve nitrojeni ozon, nitrik oksit ve hidroksil radikalleri gibi reaktif maddelere dönüştürür. Bu reaktif oksijen türleri, hücre inaktivasyonunun önemli bir bileşeni olarak kabul edilmekte ve hücre zarı fonksiyonunun kaybına ve gen ekspresyonunda değişikliklere neden olmaktadır (188). Karbon seviyelerindeki azalma biyolojik aktivite üzerinde olumsuz bir etkiye sahiptir ve sonuç olarak bakteriyel hareketlilik de azalır. Chan Park ve ark.nın (126) yapmış oldukları çalışmada zirkonya yüzeyine uygulanan non-termal plazma işleminin zirkonyanın rezin simanla olan bağlanma dayanımının ve S. mutans

üzerindeki antibakteriyel aktivitesinin kalıcılığını çeşitli zaman aralıklarında ölçmüşlerdir. Plazma işleminin antimikrobiyal etkisi plazma işleminden hemen sonra ölçüldüğünde deney grubunun biyofilm kalınlığı, plazma işleminden 24 saat ve 48 saat sonra ölçülen deney gruplarından önemli ölçüde daha az olduğu gözlemlendi. Bu veriler plazma tedavisinin etkisinin iki gün sürmesine rağmen, en büyük etkinin tedaviden hemen sonra meydana geldiğini göstermektedir. Plazma işleminden hemen sonra temas açısının ölçümü amacıyla zirkonya yüzeyine damlatılan suyun tamamen yüzeye yayıldığı ve diğer gruplarla kıyaslandığında önemli farklılıklar olduğu gözlemlendi. Ayrıca rezin simanla zirkonya yüzey arasındaki bağlanma dayanımı, plazma uygulamasından sonra geçen süreden ve kullanılan rezin simanın türünden etkilenmiştir.

Y-TZP yüzeyine termal olmayan plazma uygulamasından sonra yüzey enerjilerini değerlendirmek ve farklı yüzey işlemlerinin kombinasyonlarından sonra kompozit disklere yapıştırılan zirkonya örneklerin mikrogerilme bağlanma dayanımını test etmek amacıyla bir çalışma yapılmıştır. Çalışmada NTAP 5 lt/dk akış hızında uygulanmıştır. Çalışma sonuçlarına göre 10 saniyelik non-termal plazma uygulamasından sonra Y-TZP yüzeyinde elemental O'de % 30' luk bir artış ve elemental C'da % 40'lık bir azalma tespit edildi ve bu daha yüksek yüzey enerji seviyelerine neden oldu. Non-termal plazma tek başına veya Clearfil seramik primer ve/veya Al₂O₃ kumlama ile birlikte uygulandığında, Y-TZP yüzeylerinin mikrogerilim bağlanma dayanımında önemli bir artış gözlemlendi (185).

Non termal plazma uygulamasının diğer yüzey işlemleriyle beraber uygulanmasının zirkonya yüzey üzerindeki etkisini inceleyen çalışmalar da mevcuttur. Bu çalışmalardan biri de (5) plazmanın tek başına ve primerle beraber uygulanması sonucu zirkonyanın yüzey enerjisini ve yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği ve termal yaşlandırma öncesi ve sonrası yüzey işlemi uygulanmış zirkonya örnekler ile rezin simanlar arasındaki bağlanma dayanımının karşılaştırıldığı çalışmadır. Bu çalışmada zirkonya örnekler beş gruba ayrılmıştır: kontrol (Co), primer uygulanan (Pr), non termal plazma uygulanan (NTP), non termal plazma sonrası primer uygulanan (NTP+Pr) ve primer sonrası non termal plazma uygulanan (Pr+NTP). NTP ve Pr+NTP gruplarında, Pr ve NTP+Pr grupları ile karşılaştırıldığında, yüzey enerjisinde önemli bir azalma gözlemlendi. NTP ve Pr + NTP grupları için polar

bileşende bir azalma varken, bu bileşen Pr grubunda korunmuştur. Ayrıca yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi sonucu Pr grubu en büyük yüzey pürüzlülüğünü sergilerken, diğer tüm gruplar istatistiksel olarak kontrol grubuna benzer bir sonuç göstermişlerdir. Aynı zamanda rezin siman ile zirkonya seramik arasındaki bağlanma dayanımında da artış gözlenmiştir.

Han ve arkadaşları yaptıkları çalışmada plazma uygulamasının feldspatik seramik yüzeylerdeki kimyasal değişimlere etkisini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda, plazma uygulamasının seramik yüzeyde oksijen artışına bağlı olarak karboksil gruplarının ortaya çıktığı ve yüzey hidrofilitasını artırarak rezin simanla bağlantısını geliştirdiği gözlenmiştir (141).

Elias ve ark. (189) yaptıkları çalışmada non termal argon plazmanın farklı işlem sürelerinde, self adeziv rezin siman ile Y-TZP seramik arasındaki mikro gerilim bağlanma dayanımına ve yüzey enerjisine etkisini değerlendirmişlerdir. Toplam 48 adet zirkonya örneği, sinterlenmiş ve 50 mikronluk Al_2O_3 ile kumlanmış zirkonya örnekler olarak iki gruba ayırmışlardır ($n=24$). Daha sonra her gruptaki örnekler NTAP tedavi sürelerine göre (0, 20, 60 ve 120 saniye) 4 alt gruba ($n=6$) ayrılmıştır. Çalışma sonucunda NTAP işleminin örneklerin yüzey enerjisini olumlu yönde etkilemiş olduğunu, fakat farklı plazma tedavi süreleri için yüzey enerjisi açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Aynı zamanda plazmanın artan uygulama sürelerinin adeziv rezin simanların zirkonyaya bağlanma dayanımını arttırdığını gözlemlemişlerdir. Yaptığımız çalışmada plazmanın akış hızının artışının yüzey pürüzlülüğünü artırdığını gözlemledik. Fakat istatistiksel açıdan bu fark anlamlı bulunmamıştır.

Zirkonya yüzeyi üzerinde daha az çatlağa, kırığa ve tetragonal monoklinik faz dönüşümüne neden olan yüzey işlemi arayışı devam etmektedir. Bu amaçla Halmann ve ark.nın (190) yapmış olduğu çalışmada zirkonya yüzeyi üzerine farklı işlemler uygulanmıştır. Çalışma sonucuna göre monoklinik faz hacim oranı 150 μm 'luk alümina partikülleriyle kumlama yapılan grupta % 8,6, 150 μm 'luk zirkonya partikülleriyle kumlama yapılan grupta % 1,2 ve plazma uygulanan grupta %0,68 olarak gözlemlendi. Bu çalışmanın sonuçları, zirkonya yüzeyindeki monoklinik faz oranının yüzeye uygulanan tedavi yöntemine bağlı olduğunu gösteren diğer çalışmanın sonuçlarını doğrulamıştır (159, 191). Alümina partikülleriyle kumlama yapılması, zirkonya partikülleriyle kumlama işlemine göre daha fazla t→m faz

dönüşümüne ve yüzey hasarına neden olmuştur. Plazma uygulanan örneklerde yüzey hasarı gözlenmemiştir. Aynı çalışmada bu yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi de araştırılmış alümina partikülleri ile kumlama yapılan grupta işlemde önce ve sonra yüzey pürüzlülüğünde önemli farklılıklar gözlemlenmiştir (işlem görmemiş yüzeyin Ra değeri=0.082 μm , işlem görmüş yüzeyin Ra değeri=0.911 μm). Plazma işleminden sonraki pürüzlülük değerleri ise yüzey işleminden öncekinden önemli ölçüde farklı değildi (İşlem görmemiş yüzeyin Ra değeri=0.079 μm , işlem görmüş yüzeyin Ra değeri=0.085 μm). Yaptığımız çalışmada plazma uygulanan gruplar arasında en yüksek X_m değeri gösteren grup 8 lt/dk akış hızıyla 4 dk boyunca argon plazma uygulanan grup olmuştur. Akış hızının artışı X_m değerinin artışına neden olmuştur. Kumlama işlemi uygulanan grup ise en yüksek oranda faz dönüşümü değerleri gösteren grup olmuştur.

Canulla ve ark., (8) yaptıkları çalışma ile farklı sürelerde argon plazma uygulamasının, Y-TZP seramiğin rezin simana bağlanma özellikleri üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Muamele edilmemiş ve plazma ile muamele edilmiş numunelerin makaslama bağlanma dayanım değerleri istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Bu çalışma için 45 adet sinterlenmiş Y-TZP zirkonya örnek kullanılmış ve örnekler yüzey işlemine göre üç gruba ayrılmıştır: 1. Gruba 8 bar da buharla temizleme, 2. Gruba 375 saniye argon plazma temizliği ve 3. gruba 750 saniye argon plazma temizliği uygulanmıştır. Çalışmanın sonucuna göre argon plazma yüzey işleminin zirkonya ile rezin siman arasındaki bağlanmayı artırmada etkili olduğu gözlenmiştir.

Yaptığımız literatür incelemesi sonucunda, NTAP işleminin farklı akış hızlarında ve farklı sürelerde uygulanmasının zirkonyanın yüzey pürüzlülüğüne ve faz dönüşümüne etkisinin incelendiği bir çalışmaya rastlanmamıştır.

NTAP işleminin zirkonyanın rezin simanlarla bağlanma dayanımına etkisinin incelenmemesi çalışmamızın limitasyonlarından biridir. Sonuçların önceki benzer çalışmalardan farklı çıkmasında non-termal argon plazma uygulama parametrelerinin farklı olmasının etkisi vardır. Başka bir çalışmada farklı parametre değerlerinin karşılaştırılması faydalı olacaktır.

Çalışmamızda argon plazma uygulaması Eskişehir Osmangazi Üniversitesi'nde gerçekleştirilmiş, ardından örnekler faz dönüşümü analizi için Erzincan

Üniversitesi'ne gönderilmiştir. İki işlem arasında yaklaşık 20 günlük zaman geçmiştir. Bu süre zarfında plazmanın zirkonya üzerindeki etkinliği azalabileceğinden başka bir çalışmada plazma uygulamasının hemen ardından XRD analizinin yapılarak sonuçların değerlendirilmesi literatüre katkı sunabilir.



6. SONUÇLAR

Yapılan çalışmada Y-TZP seramik örnekler üzerine, farklı parametrelerde non-termal argon plazma ve kumlama işlemi uygulanmıştır. Yapılan işlemlerin yüzey pürüzlülüğüne ve faz dönüşümüne etkisi incelenmiştir. Bu in-vitro çalışma sonrasında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- 1) Kontrol grubuyla karşılaştırıldığında, NTAP ve kumlama işlemi uygulaması sonrasında yüzey pürüzlülüğünün arttığı görülürken, sadece kumlama grubunda ortaya çıkan fark anlamlı olarak bulunmuştur ($p < 0.001$).
- 2) NTAP uygulanan gruplarda akış hızının artışı yüzey pürüzlülüğünün artmasına neden olsa da bu fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır.
- 3) Kumlama grubu en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri göstermiştir. Kumlama grubu ile karşılaştırıldığında, 5 lt/dk NTAP uygulaması yapılmış her iki grubun (Grup 2 ve Grup 5) yüzey pürüzlülüğü arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0.01$). SEM görüntülerinde de kumlama grubunda daha derin oluklar ve yüzey düzensizlikleri izlenirken plazma uygulaması yapılan gruplarda da kontrol grubuna göre yüzey düzensizliklerinin arttığı görüldü.
- 4) Her gruptan birer örneğe yapılan XRD analizi sonucunda en düşük göreceli monoklinik faz miktarı (X_m) kontrol grubunda (% 0.4), en yüksek X_m değeri ise kumlama grubunda (% 7.8) görüldü. NTAP uygulanan gruplar arasında en yüksek X_m değeri Grup 3'te (8 lt/dk akış hızı ve 4 dk süre), görülürken (% 5.7) en düşük değer ise Grup 5'te (5 lt/dk akış hızı ve 2 dk süre) görüldü (% 1). NTAP akış hızı ve uygulama süresinin artışının daha fazla faz dönüşümüne neden olduğu görülmüştür.

KAYNAKLAR

1. Qeblawi DM, Campillo-Funollet M, Muñoz CA. In vitro shear bond strength of two self-adhesive resin cements to zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;113(2):122-7.
2. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*. 2008;24(3):299-307.
3. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
4. ŞAHİN Z, ERGÜN G. Zirkonya Esaslı Tam Seramik Restorasyonlarda Görülen Komplikasyonlar. *Cumhuriyet Dental Journal*. 21(1):70-84.
5. Vechiato-Filho AJ, Matos AO, Landers R, Goiato MC, Rangel EC, De Souza GM, 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. *Materials Science and Engineering: C*. 2017;72:284-92.
6. Chintapalli RK, Marro FG, Jimenez-Pique E, Anglada M. Phase transformation and subsurface damage in 3Y-TZP after sandblasting. *Dental Materials*. 2013;29(5):566-72.
7. Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dental Materials*. 2010;26(1):44-50.
8. Canullo L, Micarelli C, Bettazzoni L, Koçi B, Baldissara P. Zirconia-composite bonding after plasma of argon treatment. *International Journal of Prosthodontics*. 2014;27(3).
9. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;67(6):859-65.
10. Uludamar A, Akalin B, OZKAN YK. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2011;14(2):140-53.
11. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open access Macedonian journal of medical sciences*. 2018;6(9):1742.
12. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*. 2015;28(3).
13. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on ceramics as dental materials. Part I: ceramic material types in dentistry. *Silicon*. 2011;3(3):109-15.
14. Otto T, De Nisco S. Computer-manufactured, direct ceramic restorations: a prospective, clinical 10-year study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*. 2003;113(2):156-69.
15. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clinical oral implants research*. 2007;18:86-96.
16. Van Noort R. All-ceramic restorations: resin-bonded ceramics. *Introduction to dental materials*, 3rd ed, Philadelphia, PA: Elsevier. 2007:261-9.
17. McLaren EA, Giordano R. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium*. 2010;31(9).

18. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995). 2012;33(1):50, 2-8.
19. Wolfart S, Thormann H, Freitag S, Kern M. Assessment of dental appearance following changes in incisor proportions. *European journal of oral sciences*. 2005;113(2):159-65.
20. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 2010;31(9):702-4.
21. Fons Font A, Solá Ruiz MF, Granell Ruiz M, Labaig Rueda C, Martínez González A. Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. 2006.
22. Oh S-C, Dong J-K, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *International Journal of Prosthodontics*. 2000;13(6).
23. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental materials*. 2016;32(7):908-14.
24. Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(4):593-9.
25. Bajraktarova Valjakova E, De Munck J, Yoshihara K, Misevska C, Grozdanov A, Peumans M, et al., editors. Micro-morphological changes of various CAD-CAM blocks after different surface treatments. 47th Meeting of CED-IADR, Antalya, Turkey; 2015.
26. Leung BT, Tsoi JK, Matinlinna JP, Pow EH. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(3):440-6.
27. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(4).
28. Petrini M, Ferrante M, Su B. Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dental Materials*. 2013;29(4):375-81.
29. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016;28(1):56-66.
30. Wang W, Liao S, Zhu Y, Liu M, Zhao Q, Fu Y. Recent applications of nanomaterials in prosthodontics. *Journal of Nanomaterials*. 2015;2015.
31. Mihali S, Bortun C, Bratu E. Nano-ceramic particle reinforced composite-Lava Ultimate CAD/CAM restorative. *Rev Chim*. 2013;64(4):435-7.
32. Sevmez H, BANKOĞLU GÜNGÖR M, Yilmaz H. Rezin Matriks Seramikler. *Türkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri Dergisi*. 2019;25(3).
33. Koller M, Arnetzl G, Holly L, Arnetzl G. Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study. *International journal of computerized dentistry*. 2012;15(2):159-64.
34. Ruse N, Sadoun M. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of dental research*. 2014;93(12):1232-4.
35. Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93(3):253-9.
36. Tsotsos S, CEREC inLab GR. Clinical Aspects, Machine and Materials. *CJDT Spectrum* January/February. 2003:64-8.

37. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry*. 2007;35(11):819-26.
38. BULTAN Ö, ÖNGÜL D, TÜRKOĞLU P. ZİRKONYANIN MİKROYAPILARINA VE ÜRETİM ŞEKİLLERİNE GÖRE SINIFLANDIRILMASI. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*. 2010;44(3):197-204.
39. Tosun T. Kuron ve köprü protezlerinde zirkonyum. *Dentalife*. 2007;22:18-26.
40. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci G, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*. 1999;20(4):371-6.
41. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research*. 2013;57(4):236-61.
42. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials*. 2004;20(5):449-56.
43. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dental Materials*. 2006;22(2):195-200.
44. Lin J-D, Duh J-G. Fracture toughness and hardness of ceria-and yttria-doped tetragonal zirconia ceramics. *Materials Chemistry and Physics*. 2003;78(1):253-61.
45. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*. 2004;25(11):2153-60.
46. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre J, Peille C. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of biomedical materials research*. 1989;23(1):45-61.
47. Zarone F, Sorrentino R, Vaccaro F, Traini T, Russo S, Ferrari M. Acid etching surface treatment of feldspathic, alumina and zirconia ceramics: a micromorphological SEM analysis. *Int Dent South Afr*. 2006;8(1):20-6.
48. Chen Y-W, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert review of medical devices*. 2016;13(10):945-63.
49. Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The journal of prosthetic dentistry*. 2001;86(5):520-5.
50. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics*. 2004;48(2):531-44.
51. Kohorst P, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *European journal of oral sciences*. 2007;115(2):161-6.
52. Nakamura K. Mechanical and microstructural properties of monolithic zirconia 2015.
53. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics*. 2004;48(2):513-30.
54. Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, et al. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials*. 2018;34(6):879-90.
55. Sorrentino R, Navarra CO, Di Lenarda R, Breschi L, Zarone F, Cadenaro M, et al. Effects of finish line design and fatigue cyclic loading on phase transformation of zirconia dental ceramics: a qualitative micro-Raman spectroscopic analysis. *Materials*. 2019;12(6):863.

56. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental materials*. 2011;27(1):83-96.
57. Nisticò R. Zirconium oxide and the crystallinity hallows. *Journal of the Australian Ceramic Society*. 2021;57(1):225-36.
58. Dérand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *International Journal of Prosthodontics*. 2000;13(2).
59. Rauchs G, Fett T, Munz D, Oberacker R. Tetragonal-to-monoclinic phase transformation in CeO₂-stabilised zirconia under uniaxial loading. *Journal of the European Ceramic Society*. 2001;21(12):2229-41.
60. Luthardt R, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 1999;7(4):113-9.
61. Meyenberg KH, LÜTHY H, SCHÄRER P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1995;7(2):73-80.
62. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture Resistance of Lithium Disilicate--, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. *International Journal of Prosthodontics*. 2001;14(3).
63. Mota YA, Cotes C, Carvalho RF, Machado JP, Leite FP, Souza RO, et al. Monoclinic phase transformation and mechanical durability of zirconia ceramic after fatigue and autoclave aging. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2017;105(7):1972-7.
64. Wille S, Zumstrull P, Kaidas V, Jessen LK, Kern M. Low temperature degradation of single layers of multilayered zirconia in comparison to conventional unshaded zirconia: Phase transformation and flexural strength. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2018;77:171-5.
65. Volpato CÂM, Garbelotto L, Fredel MC, Bondioli F. Application of zirconia in dentistry: biological, mechanical and optical considerations. *Advances in ceramics-electric and magnetic ceramics, bioceramics, ceramics and environment*. 2011:25.
66. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *The journal of prosthetic dentistry*. 2017;117(2):303-9.
67. Hamza U, BAYINDIR F. MONOLİTİK ZİRKONYUM RESTORASYONLAR. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.26(15):67-72.
68. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2014;72(2):145-53.
69. Harada K, Raigrodski AJ, Chung K-H, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(2):257-63.
70. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA--the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *International journal of computerized dentistry*. 2001;4(3):195-206.
71. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(3):247-54.
72. Kırmalı Ö, Özdemir AK. Zirkonya esaslı seramikler. 2012.

73. Tan PLB, Dunne Jr JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(3):215-8.
74. Egilmez F, BİCER AY, Ergun G. Zirkonyumla güçlendirilmiş seramikler ve dental implantolojide kullanımı. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2010;13(2):72-80.
75. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental materials*. 2008;24(3):289-98.
76. Smith RL, Villanueva C, Rothrock JK, Garcia-Godoy CE, Stoner BR, Piascik JR, et al. Long-term microtensile bond strength of surface modified zirconia. *Dental Materials*. 2011;27(8):779-85.
77. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 2014;26(6):382-93.
78. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of biomedical materials research*. 1982;16(3):265-73.
79. Papia E, Larsson C, du Toit M, von Steyern PV. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: a systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2014;102(2):395-413.
80. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *The journal of the American dental association*. 2011;142:20S-4S.
81. Khan AA, Al Kheraif A, Jamaluddin S, Elsharawy M, Divakar DD. Recent trends in surface treatment methods for bonding composite cement to zirconia: a review. *J Adhes Dent*. 2017;19(1):7-19.
82. El-Korashy DI, El-Refai DA. Mechanical properties and bonding potential of partially stabilized zirconia treated with different chemomechanical treatments. *J Adhes Dent*. 2014;16(4):365-76.
83. Tzanakakis E-GC, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(1):9-19.
84. Tian T, Tsoi JK-H, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental materials*. 2014;30(7):e147-e62.
85. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dental Materials*. 2006;22(3):283-90.
86. Asar NV, ÇAKIRBAY M. Zirkonya-rezin siman bağlantısını güçlendirmede kullanılan yüzey işlemleri. *Acta Odontologica Turcica*. 2013;30(3):162-8.
87. Moravej-Salehi E, Moravej-Salehi E, Valian A. Surface topography and bond strengths of feldspathic porcelain prepared using various sandblasting pressures. *Journal of investigative and clinical dentistry*. 2016;7(4):347-54.
88. Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 2008;139:S14-S8.
89. 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(4):224-35.
90. Lundberg K, Wu L, Papia E. The effect of grinding and/or airborne-particle abrasion on the bond strength between zirconia and veneering porcelain: a systematic review. *Acta biomaterialia odontologica Scandinavica*. 2017;3(1):8-20.

91. Siegman AE. Lasers university science books. Mill Valley, CA. 1986;37(208):169.
92. Corona SAM, Souza AEd, Chinelatti MA, Borsatto MC, Pécora 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. *Photomedicine and Laser Therapy*. 2007;25(1):26-33.
93. Noda M, Okuda Y, Tsuruki J, Minesaki Y, Takenouchi Y, Ban S. Surface damages of zirconia by Nd: YAG dental laser irradiation. *Dental materials journal*. 2010;29(5):536-41.
94. Asadzadeh N, Ghorbanian F, Ahrary F, Rajati Haghi H, Karamad R, Yari A, et al. Bond Strength of Resin Cement and Glass Ionomer to Nd: YAG Laser-Treated Zirconia Ceramics. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(4):e881-e5.
95. Chen M, Zhang Y, Yao X, Li H, Yu Q, Wang Y. Effect of a non-thermal, atmospheric-pressure, plasma brush on conversion of model self-etch adhesive formulations compared to conventional photo-polymerization. *Dental materials*. 2012;28(12):1232-9.
96. Dantas MCC, do Prado M, Costa VS, Gaiotte MG, Simão RA, Bastian FL. Comparison between the effect of plasma and chemical treatments on fiber post surface. *Journal of endodontics*. 2012;38(2):215-8.
97. Lee M-H, Min BK, Son JS, Kwon T-Y. Influence of different post-plasma treatment storage conditions on the shear bond strength of veneering porcelain to zirconia. *Materials*. 2016;9(1):43.
98. Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics*. 2011;55(2):311-32.
99. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2006;77(1):28-33.
100. Lung CYK, Kukk E, Matinlinna JP. Shear bond strength between resin and zirconia with two different silane blends. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2012;70(5):405-13.
101. Sattabanasuk V, Charnchairerk P, Punsukumtana L, Burrow MF. Effects of mechanical and chemical surface treatments on the resin-glass ceramic adhesion properties. *Journal of investigative and clinical dentistry*. 2017;8(3):e12220.
102. Matinlinna JP, Vallittu PK. Silane based concepts on bonding resin composite to metals. *J Contemp Dent Pract*. 2007;8(2):1-8.
103. ÖZCAN M, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dental materials journal*. 2008;27(1):99-104.
104. Thammajaruk P, Inokoshi M, Chong S, Guazzato M. Bonding of composite cements to zirconia: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2018;80:258-68.
105. Bona AD, Borba M, Benetti P, Cecchetti D. Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Brazilian oral research*. 2007;21:10-5.

106. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;95(6):430-6.
107. Matinlinna J, Vallittu P. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces—an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *Journal of oral rehabilitation*. 2007;34(8):622-30.
108. Valandro LF, ÖZCAN M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA. Effect of testing methods on the bond strength of resin to zirconia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dental materials journal*. 2008;27(6):849-55.
109. Lieberman MA, Lichtenberg AJ. Principles of plasma discharges and materials processing: John Wiley & Sons; 2005.
110. Kim J-H, Lee M-A, Han G-J, Cho B-H. Plasma in dentistry: a review of basic concepts and applications in dentistry. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2014;72(1):1-12.
111. Akan T. Maddenin 4. Hali Plazma ve Temel Özellikleri. *Elektronik Çağdaş Fizik Dergisi*. 2006;4.
112. Nishikawa K, Wakatani M. Plasma Physics: basic theory with fusion applications: Springer Science & Business Media; 2013.
113. Gümüşderelioğlu M, Türkoğlu H. Plazma teknolojisi. *Bilim ve Teknik Derg.* 2003;5:90.
114. Ilik E, Çelik PA, Toptaş Y, Çabuk A, Akan T. Applying on Bacillus cereus of Low-Pressure and Low-Temperature Plasma Jet in a Postdischarge Chamber. *IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences*. 2017;1(5):468-71.
115. Akan T, Çabuk A. Indirect plasma inactivation by a low temperature atmospheric pressure plasma (LTAPP) system. *Journal of Electrostatics*. 2014;72(3):218-21.
116. Tamer A. PLAZMA TIP.
117. Fridman G, Friedman G, Gutsol A, Shekhter AB, Vasilets VN, Fridman A. Applied plasma medicine. Plasma processes and polymers. 2008;5(6):503-33.
118. Boulos M, Fauchais P, Pfender E. Thermal Plasmas, Vol. 1, Chap. 1 and 4. Plenum Press, New York; 1994.
119. Grill A. Cold plasma in materials fabrication: IEEE Press, New York; 1994.
120. Niemira BA. Cold plasma decontamination of foods. *Annual review of food science and technology*. 2012;3:125-42.
121. Rauscher H, Perucca M, Buyle G. Plasma technology for hyperfunctional surfaces: food, biomedical and textile applications: John Wiley & Sons; 2010.
122. Şen Y. Polimerik ve Metalik Malzemelerin Isıl Olmayan Plazma Yöntemiyle Farklı Gaz Kompozisyonları Kullanılarak Sterilizasyonunun İncelenmesi: Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara; 2010.
123. Hoffmann C, Berganza C, Zhang J. Cold Atmospheric Plasma: methods of production and application in dentistry and oncology. *Medical gas research*. 2013;3(1):1-15.
124. Nasir NM, Lee B, Yap SS, Thong K, Yap SL. Cold plasma inactivation of chronic wound bacteria. *Archives of biochemistry and biophysics*. 2016;605:76-85.
125. McCullagh C, Robertson JM, Bahnemann DW, Robertson PK. The application of TiO₂ photocatalysis for disinfection of water contaminated with pathogenic micro-organisms: a review. *Research on Chemical Intermediates*. 2007;33(3):359-75.
126. Kim G, Kim G, Park S, Jeon S, Seo H, Iza F, et al. Air plasma coupled with antibody-conjugated nanoparticles: a new weapon against cancer. *Journal of Physics D: Applied Physics*. 2008;42(3):032005.

127. Kim J-S, Lee E-J, Choi EH, Kim Y-J. Inactivation of *Staphylococcus aureus* on the beef jerky by radio-frequency atmospheric pressure plasma discharge treatment. *Innovative food science & emerging technologies*. 2014;22:124-30.
128. Arora V, Nikhil V, Suri N, Arora P. Cold atmospheric plasma (CAP) in dentistry. *Dentistry*. 2014;4(1):1.
129. Kojima K, Inamoto K, Nagamatsu K, Hara A, Nakata K, Morita I, et al. Success rate of endodontic treatment of teeth with vital and nonvital pulps. A meta-analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2004;97(1):95-9.
130. Yamazaki H, Ohshima T, Tsubota Y, Yamaguchi H, Jayawardena JA, Nishimura Y. Microbicidal activities of low frequency atmospheric pressure plasma jets on oral pathogens. *Dental materials journal*. 2011;30(3):384-91.
131. Koban I, Holtfreter B, Hübner NO, Matthes R, Sietmann R, Kindel E, et al. Antimicrobial efficacy of non-thermal plasma in comparison to chlorhexidine against dental biofilms on titanium discs in vitro—proof of principle experiment. *Journal of clinical periodontology*. 2011;38(10):956-65.
132. Lee HW, Kim GJ, Kim JM, Park JK, Lee JK, Kim GC. Tooth bleaching with nonthermal atmospheric pressure plasma. *Journal of endodontics*. 2009;35(4):587-91.
133. Park J, Nam S, Kwon H, Mohamed A, Lee J, Kim G. Feasibility of nonthermal atmospheric pressure plasma for intracoronary bleaching. *International endodontic journal*. 2011;44(2):170-5.
134. 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 Transactions on Plasma Science*. 2010;38(8):1892-6.
135. 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(4):1540-3.
136. Sladek R, Filoche S, Sissons C, Stoffels E. Treatment of *Streptococcus mutans* biofilms with a nonthermal atmospheric plasma. *Letters in applied microbiology*. 2007;45(3):318-23.
137. Yang B, Chen J, Yu Q, Li H, Lin M, Mustapha A, et al. Oral bacterial deactivation using a low-temperature atmospheric argon plasma brush. *Journal of dentistry*. 2011;39(1):48-56.
138. Le Bell A-M, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu PK. Bonding of fibre-reinforced composite post to root canal dentin. *Journal of dentistry*. 2005;33(7):533-9.
139. Yavirach P, Chaijareenont P, Boonyawan D, Pattamapun K, Tunma S, Takahashi H, et al. Effects of plasma treatment on the shear bond strength between fiber-reinforced composite posts and resin composite for core build-up. *Dental materials journal*. 2009;28(6):686-2.
140. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dental Materials*. 2005;21(12):1158-62.
141. 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(5):461.
142. Güllü A, Özdemir A, Demir H. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÖLÇME YÖNTEMLERİ VE MUKAYESESİ. *Teknoloji*. 2003;6.
143. Hepdeniz ÖK, Kelten ÖS, Gürdal O. Cam İyonomer İçerikli Dört Farklı Restoratif Materyalin Yüzey Pürüzlülüklerinin Değerlendirilmesi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*. 2019;10(1):13-7.

144. Cengiz A, Mısırlıgil A, Aydın M. Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji. Ankara: Güneş Kitabevi. 2004:737-45.
145. Akçayöz D, Köken K, Kunt G, Müldür İB, Saykal SG. ELEKTRON MİKROSKOBUN TIPTA KULLANIM ALANLARI.
146. Talik E, Babiarz-Zdyb R, Dziedzic A. Chemical characterization of selected high copper dental amalgams using XPS and XRD techniques. *Journal of alloys and compounds*. 2005;398(1-2):276-82.
147. Samuel R, Chandrasekar S, Farris TN, Licht RH. Effect of residual stresses on the fracture of ground ceramics. *Journal of the american ceramic society*. 1989;72(10):1960-6.
148. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2005;72(2):239-45.
149. Cullity BD. *Elements of X-ray Diffraction*: Addison-Wesley Publishing; 1956.
150. Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. *Journal of the American Ceramic Society*. 1972;55(6):303-5.
151. Toraya H, Yoshimura M, Somiya S. Calibration curve for quantitative analysis of the monoclinic-tetragonal ZrO₂ system by X-ray diffraction. *Journal of the American Ceramic Society*. 1984;67(6):C119-C21.
152. Gomes AL, Castillo-Oyagüe R, Lynch CD, Montero J, Albaladejo A. Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks. *Journal of dentistry*. 2013;41(1):31-41.
153. Harding AB, Norling BK, Teixeira EC. The effect of surface treatment of the interfacial surface on fatigue-related microtensile bond strength of milled zirconia to veneering porcelain. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2012;21(5):346-52.
154. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;98(5):389-404.
155. Akhavan Zanjani V, Ahmadi H, Nateghifard A, Ghasemi A, Torabzadeh H, Abdoh Tabrizi M, et al. Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *Journal of investigative and clinical dentistry*. 2015;6(4):294-300.
156. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *Dental Materials*. 2007;23(8):1018-29.
157. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of dentistry*. 2005;33(1):9-18.
158. Song J-Y, Park S-W, Lee K, Yun K-D, Lim H-P. Fracture strength and microstructure of Y-TZP zirconia after different surface treatments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;110(4):274-80.
159. Hallmann L, Ulmer P, Reusser E, Hämmerle CH. Effect of blasting pressure, abrasive particle size and grade on phase transformation and morphological change of dental zirconia surface. *Surface and Coatings Technology*. 2012;206(19-20):4293-302.

160. Hallmann L, Ulmer P, Reusser E, Hämmerle CH. Surface characterization of dental Y-TZP ceramic after air abrasion treatment. *Journal of dentistry*. 2012;40(9):723-35.
161. Mehra M, Vahidi F. Complete mouth implant rehabilitation with a zirconia ceramic system: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(1):1-4.
162. Kim B-K, Bae HE-K, Shim J-S, Lee K-W. The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(4):357-62.
163. Juy A, Anglada M. Surface phase transformation during grinding of Y-TZP. *Journal of the American Ceramic Society*. 2007;90(8):2618-21.
164. Curry AC, Shih AJ, Kong J, Scattergood RO, McSpadden SB. Grinding Temperature Measurements in Magnesia-Partially-Stabilized Zirconia Using Infrared Spectrometry. *Journal of the American Ceramic Society*. 2003;86(2):333-41.
165. Sciasci P, Abi-Rached FO, Adabo GL, Baldissara P, Fonseca RG. Effect of surface treatments on the shear bond strength of luting cements to Y-TZP ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;113(3):212-9.
166. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(3):268-74.
167. Shiu P, De Souza-Zaroni WC, Eduardo CDP, Youssef MN. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomedicine and laser surgery*. 2007;25(4):291-6.
168. Nakamura S, Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. *Journal of oral rehabilitation*. 2004;31(8):785-9.
169. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *Journal of dentistry*. 2004;32(2):91-9.
170. Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dental materials journal*. 2008;27(3):408-14.
171. Güngör MB, Yılmaz H, Nemli SK, Bal BT, Aydın C. Effect of surface treatments on the biaxial flexural strength, phase transformation, and surface roughness of bilayered porcelain/zirconia dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;113(6):585-95.
172. YANIKOĞLU N, ÖZDEMİR H, YILDIRIM MP, YILMAZ CB. KUMLAMA İŞLEMİNDE KULLANILAN KUM PARTİKÜLLERİNİN BÜYÜKLÜĞÜ VE BASINÇ FARKLILIĞININ ZİRKONYUM VE REZİN SİMAN BAĞLANMA DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2017;27(2):107-12.
173. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials*. 1998;14(1):64-71.
174. Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(3):265-73.
175. Borges GA, Sophr AM, De Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(5):479-88.
176. Su N, Yue L, Liao Y, Liu W, Zhang H, Li X, et al. The effect of various sandblasting conditions on surface changes of dental zirconia and shear bond strength

between zirconia core and indirect composite resin. The journal of advanced prosthodontics. 2015;7(3):214-23.

177. Moon J-e, Kim S-h, Lee J-b, Ha S-r, Choi Y-s. The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. Dental Materials. 2011;27(7):651-63.

178. Fonseca RG, de Oliveira Abi-Rached F, Reis JMdsN, Rambaldi E, Baldissara P. Effect of particle size on the flexural strength and phase transformation of an airborne-particle abraded yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal ceramic. The Journal of prosthetic dentistry. 2013;110(6):510-4.

179. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. Journal of dentistry. 2006;34(3):195-206.

180. Qebrawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco Jr EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. The Journal of prosthetic dentistry. 2010;103(4):210-20.

181. Vechiato Filho AJ, dos Santos DM, Goiato MC, de Medeiros RA, Moreno A, da Rocha Bonatto L, et al. Surface characterization of lithium disilicate ceramic after nonthermal plasma treatment. The Journal of prosthetic dentistry. 2014;112(5):1156-63.

182. Janssen D, De Palma R, Verlaak S, Heremans P, Dehaen W. Static solvent contact angle measurements, surface free energy and wettability determination of various self-assembled monolayers on silicon dioxide. Thin Solid Films. 2006;515(4):1433-8.

183. Tabari K, Hosseinpour S, Mohammad-Rahimi H. The impact of plasma treatment of Cercon® zirconia ceramics on adhesion to resin composite cements and surface properties. Journal of lasers in medical sciences. 2017;8(Suppl 1):S56.

184. Noro A, Kaneko M, Murata I, Yoshinari M. Influence of surface topography and surface physicochemistry on wettability of zirconia (tetragonal zirconia polycrystal). Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials. 2013;101(2):355-63.

185. Valverde GB, Coelho PG, Janal MN, Lorenzoni FC, Carvalho RM, Thompson VP, et al. Surface characterisation and bonding of Y-TZP following non-thermal plasma treatment. Journal of dentistry. 2013;41(1):51-9.

186. Chu PK, Chen J, Wang L, Huang N. Plasma-surface modification of biomaterials. Materials Science and Engineering: R: Reports. 2002;36(5-6):143-206.

187. Ito Y, Okawa T, Fukumoto T, Tsurumi A, Tatsuta M, Fujii T, et al. Influence of atmospheric pressure low-temperature plasma treatment on the shear bond strength between zirconia and resin cement. Journal of prosthodontic research. 2016;60(4):289-93.

188. Lackmann J-W, Bandow JE. Inactivation of microbes and macromolecules by atmospheric-pressure plasma jets. Applied microbiology and biotechnology. 2014;98(14):6205-13.

189. Elias AB, Simão RA, Prado M, Cesar PF, Dos Santos GB, da Silva EM. Effect of different times of nonthermal argon plasma treatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cement to yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal ceramic. The Journal of prosthetic dentistry. 2019;121(3):485-91.

190. Hallmann L, Ulmer P, Wille S, Polonskyi O, Köbel S, Trottenberg T, et al. Effect of surface treatments on the properties and morphological change of dental zirconia. The Journal of prosthetic dentistry. 2016;115(3):341-9.

191. Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dental materials. 1999;15(6):426-33.



