

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN VE YAPAY
YAŞLANDIRMANIN Y-TZP ZİRKONYA SERAMİKLERİN FAZ
DÖNÜŞÜMÜNE VE EĞİLME DAYANIMINA ETKİSİ**

Yener OKUTAN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Doç. Dr. Münir Tolga YÜCEL

KONYA-2015

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN VE YAPAY
YAŞLANDIRMANIN Y-TZP ZİRKONYA SERAMİKLERİN FAZ
DÖNÜŞÜMÜNE VE EĞİLME DAYANIMINA ETKİSİ**

Yener OKUTAN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Doç. Dr. Münir Tolga YÜCEL

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Koordinatörlüğü tarafından
12202017 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2015

ÖNSÖZ

Protetik Diş Tedavisi doktora eğitimim süresince her türlü konuda bana destek olan, zaman ayıran, yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, her alanda kendisini örnek aldığım değerli danışmanım ve hocam Doç. Dr. Münir Tolga YÜCEL'e,

Doktora eğitimimde teorik ve pratik olarak bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan başta Prof. Dr. A. Nilgün ÖZTÜRK olmak üzere S.Ü Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın öğretim üyelerine,

Aynı çalışma ortamını paylaştığımız, desteklerini ve dostluklarını hissettiren araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

Tezimin XRD analizlerinin yapılmasında büyük emeği olan Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde görev yapan Uzm. Hakan ŞAHİN'e,

SEM analizinin yapılmasında katkısı olan Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde görev yapan Uzm. Fatih ÖZCAN'a ve AFM analizini yapan Uzm. Sümeyra BÜYÜKÇELEBİ'ye,

İstatistiksel analizlerin yapılmasında ve yorumlamasında emeği geçen Sivas Cumhuriyet Üniversitesi'nde görev yapan Arş. Gör. Yener ÜNAL'a,

Tüm yaşantım boyunca iyi günümde ve kötü günümde her zaman yanımda olan, maddi ve manevi olarak hiçbir zaman desteklerini esirgemeyen, başarılarımla gurur duyan ve bugünlere gelmemi sağlayan anneme, babama ve abime,

sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum..

İÇİNDEKİLER

SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Seramiğin Tanımı.....	3
1.2. Dental Seramiğin Tarihçesi	3
1.3. Dental Seramik.....	5
1.3.1. Dental Seramiğin Yapısı.....	6
1.3.2. Dental Seramiğin Sınıflandırılması.....	8
1.4. Zirkonya Seramikler.....	17
1.4.1. Zirkonyanın Tipleri	18
1.4.2. Zirkonya Restorasyonların Optik Özellikleri.....	19
1.4.3. Zirkonyanın Biyouyumluluğu ve Radyoaktivitesi	20
1.4.4. Zirkonyanın Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı.....	21
1.4.5. Zirkonya Restorasyonların Yapımı	22
1.4.6. Zirkonyanın Faz Dönüşümü ve Dönüşüm-Sertleşme Mekanizması	23
1.4.7. Zirkonyanın Düşük Isı Bozulması ve Yaşlanması	26
1.5. Zirkonya Restorasyonlara Uygulanan Yüzey İşlemleri	28
1.5.1. Plazma Spreyi Yöntemi	29
1.5.2. SIE (Selektif infiltre asitleme)	29
1.5.3. Lazer ile Pürüzlendirme.....	29
1.5.4. Kumlama.....	31
1.5.5. Döner Aletler ile Aşındırma.....	32
1.6. Yapay Yaşlandırma	33
1.6.1. Termal Siklus	33
1.6.2. Mekanik Siklus (Çiğneme Siklusu).....	34
1.7. Yüzey Pürüzlülüğü.....	34
1.7.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi ve Değerlendirilmesi	35
1.8. X -Işını Kırınımı (XRD) Analizi.....	37
1.8.1. XRD Çalışma Prensibi.....	38
1.9. Tam Seramiklerin Kırılma Dayanımını Belirlemek İçin Uygulanan Mekanik Test Yöntemleri.....	38
1.9.1. Tek Eksenli Eğme Testleri.....	39
1.9.2. İki Eksenli Eğme Testleri	40
2. GEREÇ VE YÖNTEM	42
2.1. Zirkonya Örneklerin Hazırlanması	43

2.2. Test Gruplarının Oluşturulması	45
2.3. Test Gruplarına Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	46
2.3.1. Örneklere Lazer İşleminin Uygulanması.....	46
2.3.2. Örneklere Kumlama İşleminin Uygulanması	47
2.3.3. Örneklere Döner Alet ile Aşındırma İşleminin Uygulanması	48
2.4. Yapay Yaşlandırma İşlemleri	49
2.4.1. Termal Siklus Testi	49
2.4.2. Mekanik Yaşlandırma	49
2.5. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi	50
2.6. X-Işını Kırınımı (XRD) Analizi.....	51
2.7. Tek Eksenli Eğme Testi (3 Nokta Eğme Testi)	53
2.8. Mikroskop Analizleri	54
2.8.1. AFM Analizi	54
2.8.2. SEM Analizi.....	55
2.9. İstatistiksel Analiz	55
3. BULGULAR.....	57
3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları	57
3.1.1. Yüzey ve Yaşlandırma İşlemi Uygulanan Grupların Yüzey Pürüzlülüğü Farklılıklarının İncelenmesi	57
3.1.2. Farklı Zirkonya Materyallerinin Yüzey Pürüzlülüklerinin Birbirleri ile Karşılaştırılması	61
3.2. XRD Analizi Bulguları.....	62
3.2.1. XRD grafikleri	62
3.2.2. Yüzey ve Yaşlandırma İşlemi Uygulanan Grupların Göreceli Monoklinik Faz Miktarı (X _m) Farklılıklarının İncelenmesi.....	69
3.2.3. Farklı Zirkonya Materyallerinin Göreceli Monoklinik Faz Miktarlarının Birbirleri ile Karşılaştırılması.....	72
3.2.4. Monoklinik Hacim İçeriği (V _m) ve Transformasyon Derinliği (TZD) Bulguları	74
3.3. Eğilme Dayanımı Bulguları.....	78
3.3.1. Zirkonya Materyallerinde Yüzey ve Yaşlandırma İşlemlerinin Eğilme Dayanımına Etkisinin İncelenmesi.....	78
3.3.2. Farklı Zirkonya Materyallerinin Eğilme Dayanımlarının Birbirleri ile Karşılaştırılması	82
3.3.3. Materyaller ve Uygulanan İşlemler Arasındaki Eğilme Dayanımı Farklarının Genel Olarak Değerlendirilmesi	84
3.3.4. Weibull İstatistik Analizi	86
3.4. Yaşlandırmanın etkisinin incelenmesi.....	92

3.5. Yüzey Pürüzlülüğü, Faz Dönüşümü ve Eğilme Dayanımı Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi	93
3.5.1. Materyallere Göre Parametreler Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi	93
3.5.2. Yüzey ve Yaşlandırma İşlemlerine Göre Parametreler Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi	94
3.6. Mikroskop Analizi Bulguları	96
3.6.1. SEM Görüntüleri	96
3.6.2. AFM Görüntüleri	104
4. TARTIŞMA	109
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	140
6. KAYNAKLAR	142
7. EKLER	164
EK A: ETİK KURUL KARARI	164
8. ÖZGEÇMİŞ	165

SİMGELER VE KISALTMALAR

2θ: Difraksiyon açısı

AFM: Atomik kuvvet mikroskobu

Al₂O₃: Alüminyum oksit

ANOVA: Analysis of variance (Varyans analizi)

°C: Santigrad derece

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

CaO: Kalsiyum oksit

CeO₂: Seryum oksit

cm: Santimetre

CO₂: Karbondioksit

dak: Dakika

Er:YAG: Erbium-yttrium aluminium garnet

HF: Hidroflorik asit

HfO₂: Hafniyum oksit

Hz: Hertz

ISO: International Standards Organization (Uluslararası standartlar örgütü)

KO: Kareler ortalaması

KT: Kareler toplamı

kV: Kilovolt

LTD: Low Temperature Degradation (Düşük ısı bozulması)

μ: Mikron

m: Weibull modülüs

mA: Miliamper

MgO: Magnezyum oksit

Mg-PSZ: Magnezyum katyonlu parsiyel stabilize zirkonya

mJ: Millijoule

μm: Mikrometre

mm: Milimetre

MPa: Megapaskal

μs: Mikrosaniye

N: Newton

Nd:YAG: Neodymium-yttrium aluminium garnet
PSZ: Parsiyel stabilize zirkonya
Ra: Ortalama yüzey pürüzlülüğü
rpm: Revolutions per minute (dakikadaki devir sayısı)
 σ_0 : Karakteristik dayanım
SD: Serbestlik derecesi
SEM: Taramalı elektron mikroskobu
SiC: Silikon karbid
SiO₂: Silika
sn: Saniye
t-m: tetragonal-monoklinik
TZD: Transformasyon derinliği
V_m: Monoklinik hacim içeriği
X_m: Göreceli monoklinik faz miktarı
XRD: X-Işını kırınımı
W: Watt
Y₂O₃: Yttrium oksit
Y-TZP: Yttria tetragonal zirkonya polikristali
ZrO₂: Zirkonyum dioksit
ZrSiO₄: Zirkonyum silikat
ZTA: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Farklı Yüzey İşlemlerinin Ve Yapay Yaşlandırmanın Y-TZP Zirkonya Seramiklerin Faz Dönüşümüne Ve Eğilme Dayanımına Etkisi

Yener Okutan
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2015

Bu çalışmanın amacı, farklı yüzey işlemlerinin ve yapay yaşlandırmanın Y-TZP seramiklerin yüzey pürüzlülüğüne, faz dönüşümüne ve eğilme dayanımına etkisini değerlendirmektir.

Dört farklı Y-TZP seramiğe ait (Prettau, IPS e.max ZirCAD, Vita In-Ceram YZ, Lava) 280 adet bar şekilli örnek hazırlandı, yüzey ve yaşlandırma işlemlerine göre kontrol, kumlama, kumlama+yaşlandırma, aşındırma, aşındırma+yaşlandırma, Er:YAG lazer ve Er:YAG lazer+yaşlandırma olarak 7 farklı gruba ayrıldı. Yaşlandırma işlemi 10000 termal siklus (5-55 °C) ve 100000 mekanik yükleme (50 N) uygulanarak gerçekleştirildi. Yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra) profilometre ile ölçüldü. Bütün örnekler faz dönüşümünü belirlemek için XRD analizine tabi tutuldu. Örnekler üç nokta eğme testi yapıldı ve ISO 6872 standartlarına göre kırılma olana kadar yük uygulandı. Her gruptan birer örneğe SEM ve AFM analizleri uygulandı. Veriler tek yönlü ANOVA, Kruskal-Wallis, Tukey HSD ve Dunn's/Bonferroni testleri ile analiz edildi ($p<0,05$). Eğilme dayanımı değerlerinin değişkenliği Weibull dağılım fonksiyonu kullanılarak analiz edildi ve her grup için Weibull modülüsleri (m) hesaplandı. Yüzey pürüzlülüğü, göreceli monoklinik faz miktarı ve eğilme dayanımı arasındaki Pearson korelasyonları hesaplandı.

Aşındırma ve kumlama grupları kontrol ve lazer gruplarına göre daha yüksek pürüzlülük değerleri göstermiştir ($p<0,05$). Lazer ve kontrol gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Aşındırma uygulanan Prettau materyali en yüksek ($1,34\pm0,14$), ZirCAD kontrol grubu ise en düşük ($0,24\pm0,02$) Ra değerini göstermiştir. XRD analizine göre bütün materyaller için en yüksek monoklinik faz miktarı kumlamadan sonra bulunmuştur. Aşındırma grupları, lazer ve kontrol gruplarına göre daha yüksek monoklinik faz değerleri göstermiştir ($p<0,05$). Eğilme dayanımına bakıldığında aşındırma grupları kontrol gruplarına göre daha düşük değerler göstermiştir ($p<0,05$). Kontrol ve kumlama gruplarının eğilme dayanımı değerleri arasında önemli bir fark gözlenmemiştir ($p>0,05$). Lazer işleminin eğilme dayanımı üzerine etkisi bulunmamıştır ($p>0,05$). Weibull analizine göre aşındırma işlemi bütün materyallerde m değerlerini düşürmüştür. Yapay yaşlandırma işlemi uygulanan gruplar, uygulanmamış olanlarla benzer yüzey pürüzlülüğü ve eğilme dayanımı değerleri göstermiştir ($p>0,05$). SEM ve AFM görüntüleri, kumlama ve aşındırma işlemlerinin önemli derecede yüzey değişikliğine yol açtığını göstermiştir.

Anahtar sözcükler: Eğilme dayanımı; faz dönüşümü; yapay yaşlandırma; Y-TZP seramik; yüzey pürüzlülüğü.

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY
SELÇUK UNIVERSITY
HEALTH SCIENCES INSTITUTE

Effect Of Different Surface Treatments And Artificial Aging On The Phase Transformation And Flexural Strength Of Y-TZP Zirconia Ceramics

Yener Okutan
Department of Prosthodontics

PhD THESIS / KONYA-2015

The aim of this study was to evaluate the influence of different surface treatments and artificial aging on the surface roughness, phase transformation, flexural strength of Y-TZP ceramics.

Two hundred eighty bar-shaped specimens from four type Y-TZP ceramics (Prettau, IPS e.max ZirCAD, Vita In-Ceram YZ, Lava) were prepared and divided into seven groups (n=10) according to the surface treatments and aging used: Control, sandblasting, sandblasting+aging, grinding, grinding+aging, Er:YAG laser, Er:YAG laser+aging. Aging procedure was carried out by applying 10000 thermal cycles (5-55 °C) and 100000 mechanical loading (50 N). Surface roughness values (Ra) were measured with a profilometer. All of the specimens subjected to XRD analysis to determine phase transformation. Specimens were subjected to a three point bending test and loaded until fracture according to ISO 6872. SEM and AFM analysis were performed to one specimen from each group. Data were analyzed using one way ANOVA, Kruskal-Wallis, Tukey HSD and Dunn's/Bonferroni tests (p<0,05). The variability of flexural strength values was analyzed using Weibull distribution function and Weibull modulus (m) calculated for each group. Pearson correlations between surface roughness, relative amount of monoclinic phase and flexural strength were calculated.

Grinding and sandblasting groups showed higher roughness values compared with the control and laser groups (p<0,05). The differences of the Ra values between the laser and control groups were insignificant (p>0,05). Prettau treated with grinding showed the highest (1,34±0,14), ZirCAD control group showed the lowest (0,24±0,02) Ra values. According to XRD analysis for all materials, the highest amount of monoclinic phase was found after sandblasting. Grinding groups showed higher values of monoclinic phase compared with laser and control groups (p<0,05). Grinding groups showed lower flexural strength values compared with the control groups (p<0,05). There were no significant difference between flexural strength values of control and sandblasting groups (p>0,05). Laser treatment was not effective on flexural strength (p>0,05). According to the Weibull analysis grinding procedure decreased the m values in each material. Artificial aging showed similar roughness and flexural strength values compared with the non-aged groups (p>0,05). SEM and AFM images showed significant surface changes with sandblasting and grinding procedures.

Key Words: Artificial aging; flexural strength; phase transformation; surface roughness; Y-TZP ceramic

1. GİRİŞ

Dental porselenler, estetik özellikleri ve biyouyumlulukları sayesinde metal destekli ve tam seramik restorasyonlarda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (O'Brien 2002). Son yıllarda, porselen ve silika bazlı materyallere göre daha fazla kırılma dayanımına sahip olan zirkonya esaslı seramik materyaller geliştirilmiştir. (Thompson ve ark 2011). Sinterlenmiş zirkonya seramikler, metal olmayan görünimleri ve 1000 MPa'yı aşan kırılma dayanımları ile tam seramik restorasyonlarda altyapı olarak kullanılmak üzere metal alaşımlara alternatif olmuştur (Beuer ve ark 2010, Guess ve ark 2010).

Saf zirkonya, sıcaklığa bağlı olarak üç kristalografik formdadır. Oda sıcaklığında monoklinik formda olup bu yapı 1170 °C'ye kadar stabildir. Bu derecenin üzerine çıkıldığında tetragonal forma, 2370 °C'nin üzerinde ise kübik forma geçmektedir (Subbarao 1981, Kisi ve Howard 1998, Yang ve ark 2007, Denry ve Kelly 2008). Zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize etmek amacıyla yapısına CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi oksitler eklenmektedir (Garvie ve Nicholson 1972, Garvie ve ark 1975, Heuer ve ark 1986, Denry ve Kelly 2008). Yttrium oksitin (Y₂O₃), saf zirkonya ağırlığının % 2-3'ü oranında ilave edilmesiyle, zirkonya materyalleri arasında en çok kullanılan yttria tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) elde edilmektedir (Tan ve Dunne 2004).

Kumlama, aşındırma, okluzal kuvvetler gibi dış stresler ve termal yaşlandırma, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü tetikleyebilmektedir (Piconi ve Maccauro 1999, Pittayachawan ve ark 2007). Stres kaynaklı bu dönüşüm % 3-5'lik bir hacim artışı ile sonuçlanmaktadır. Hacim artışı, çatlağın başlangıcında sıkıştırıcı stresler ortaya çıkarmakta ve dış streslerin nötralize edilmesini sağlamaktadır. Böylece başlangıç aşamasında olan çatlağın ilerlemesi durdurulmaktadır (Kelly 2004). Y-TZP'nin diğer polikristalin seramiklerde bulunmayan strese bağlı faz dönüşümü özelliği, çatlağın yayılmasına karşı direnci arttıran dönüşüm-sertleşme mekanizmasını açıklamaktadır (Zhang ve ark 2004a, Sato ve ark 2008, Casucci ve ark 2009, Chevalier ve ark 2009).

Zirkonyanın nem ve ısı varlığındaki düşük ısı bozulması bilinmekte olan bir sorundur (Sato ve ark 1985, Guo 1999). Y-TZP'de, su veya vücut sıvıları ile temasta

olduğu zaman yüzey hasarına yol açan yavaş bir tetragonal-monoklinik (t-m) faz dönüşümü meydana gelmektedir (Yoshimura ve ark 1989, Lawson 1995, Chevalier ve ark 1999b). Materyalin yarı kararlılığı yaşlanma duyarlılığını arttırmaktadır (Deville ve ark 2006). Bu yaşlanma sürecinin sonucunda gren çözülmesi ile yüzey bozulması ve mikroçatlak oluşumu gözlenmektedir (Chevalier 2006). Bununla birlikte, düşük ısı bozulması materyalin dayanımını azaltmakta, çiğneme kuvvetlerine bağlı döngüsel streslerse bu durumu daha kötü hale getirebilmektedir (Pittayachawan ve ark 2009, Tabares ve Anglada 2010). Zirkonya restorasyonlar nemli ortamda tekrarlayan yüklemelere maruz kaldıklarından başarısı için yorgunluk, yaşlanma ve dayanımlarının değerlendirilmesi gereklidir (Borchers ve ark 2010).

Çeşitli yüzey işlemleri son zamanlarda hem in-vivo hem de in-vitro koşullar altında incelenmiş olmasına rağmen, zirkonya için en uygun yüzey işleminin seçimi konusunda endişe bulunmaktadır (Özcan ve Vallittu 2003, Blatz ve ark 2007, Oyagüe ve ark 2009). Y-TZP restorasyonların üretimi sırasında sıklıkla aşındırma yolu ile final uyumlama ve yapıştırıcı simanla adezyonu artırmak amacı ile kumlama işlemine ihtiyaç duyulmaktadır (Luthardt ve ark 2002). Bununla beraber çeşitli lazer uygulamaları, seramiklerde yüzey modifikasyonu oluşturulması için önerilmesine rağmen, etkinlikleri hala belirsizdir (Schmage ve ark 2003, Gökçe ve ark 2007). Genel olarak, yapılan yüzey işlemleri materyalin ortalama yüzey pürüzlülüğünü değiştirebilmektedir (Borges ve ark 2003, Fischer ve ark 2003). Ayrıca bu işlemlere bağlı olarak yüzey hasarı da meydana gelebilmektedir. Yüzeydeki çatlaklar mikroskobik boyutlarda olsalar bile stres toplama alanları olarak rol oynamakta ve çatlağın yayılmasında potansiyel alanlar haline gelebilmektedir (Luthardt ve ark 2002, Luthardt ve ark 2004).

X -ışını kırınımı (XRD) analizi, Y-TZP materyallerin faz dönüşüm miktarının değerlendirilmesi amacı ile sıklıkla kullanılan ve yıkıcı olmayan bir yöntemdir (Deville ve ark 2005, Chevalier 2006). Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde profilometre, taramalı elektron mikroskobu (SEM) (Jefferies 1998) ve üç boyutlu detaylı bir topografik görüntü elde eden atomik kuvvet mikroskobu (AFM) kullanılmaktadır (Kakaboura ve ark 2007). Eğilme dayanımı testleri ise, dayanımı etkileyen değişik faktörlerin laboratuvar ortamında değerlendirildiği yöntemlerdir (Hondrum 1992, Kosmač ve ark 1999).

1.1. Seramiğin Tanımı

Seramikler silika yapısında topraksı materyaller olup, bu ismini Yunanca’da topraktan yapılma anlamına gelen “keramikos” kelimesinden almıştır. Temel olarak, bir ya da daha fazla metalik veya yarı metalik elementin oksijen ile birleşmesiyle oluşan ametalik ve inorganik yapılardır (Anusavice 2003). Daha kısıtlayıcı bir terim olan porselen ise kaolin, kuartz ve feldsparın karıştırılıp yüksek ısıda fırınlanması ile oluşturulan özel bir seramik türüdür (Powers ve Sakaguchi 2006).

1.2. Dental Seramiğin Tarihçesi

Seramiğin başarılı bir şekilde ilk olarak ne zaman kullanıldığı bilinmemektedir. Ancak, Çinlilerin porselenle 9. yy’ın başlarında çalışmaya başladığı düşünülmektedir. 1700’lü yıllarda Fransa ve daha sonra da İngiltere, yemek tabağı ve çeşitli nesnelerin yapımında porseleni kullanmıştır (Leinfelder 2000). İlk üretilen bu porselenler opak, pöröz ve zayıf yapıda olduğu için diş hekimliğinde kullanımları uygun değildi ve bu porselenlerin içeriğinin büyük kısmını kaolin oluşturmaktaydı. Yapısına silika ve feldspar gibi minerallerin katılmasıyla dental restorasyonlar için gerekli dayanıklılık ve yarı saydamlık özellikleri kazandırılmıştır (McCabe 1994). Porselenin estetik diş hekimliğinde kullanılmaya başlanması ile birlikte, materyali dental restorasyonlar için uygun hale getirmek amacıyla çeşitli modifikasyonlar ve geliştirmeler yapılmıştır (McLean 2001).

1774 yılında Paris’li eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant, Guerhard Porselen İmalathanesinde, Duchateau’nun renklenmiş ve kötü kokulu protezini değiştirerek ilk başarılı porselen restorasyonu üretmişlerdir (Jones 1985, Ring 1985). Dr. Charles Land ise 1903 yılında porselen jaket kron olarak isimlendirdiği ilk tam seramik kronu geliştirmiştir. Ancak kırılmalıklarından dolayı kullanımları çok uzun sürmemiştir (O’Brien 2008, Buğurman ve Türker 2012).

Metal destekli seramik restorasyonlardaki ve yüksek dayanıma sahip dental seramiklerdeki gelişmeler 20. yy’ın ikinci yarısında hız kazanmıştır (McLean 2001). 1950’lerde kron ve köprülerin yapımında belirli altın alaşımları ile beraber kullanabilmek için, termal ekspansiyon katsayısını yükselten lösitin porselen bileşimine eklenmesiyle dikkate değer bir gelişme olmuştur (Freese 1959, Weinstein ve ark 1962, Weinstein ve Weinstein 1962, Kelly ve ark 1996).

McLean ve Hughes (1965), çatlak yayılımını önlemek amacıyla alümina ile güçlendirilmiş cam seramiği geliştirmişlerdir. Bu sayede üzerine renklendirilmiş cam seramiğin uygulandığı kor seramiği güçlendirilmiştir. Bu güçlendirilmiş porselenler geleneksel feldspatik porselenlerin yaklaşık iki katı dayanıma sahiptir (Rogers 1979). Bu gelişme farklı restoratif teknikler için, folyo ve refraktör materyallerin kullanımına dayanan birtakım modifikasyonlara yol açmıştır (McLean ve Hughes 1965, Wildgoose ve ark 2004).

1980'lerin başlarında mika içerikli cam seramik olan Dicor (% 45 cam ve % 55 kristalin tetrasilisik mika), konvansiyonel mum atımı tekniği ve cam kristalizasyon tekniğinin kombine olarak kullanılmasıyla tanıtılmıştır (Grossman 1985, Kelly ve ark 1996).

Mörmann ve Brandestini (1987), prepare dışın üç boyutlu (3-D) görüntüsünü alan örnek bir cihaz tanıtmışlardır. Restorasyonun dizaynı için 3-D tasarım yazılımını, daha sonra da estetik cam seramik bloklardan bilgisayar destekli frezelemeyi kullanarak Siemens tarafından üretilen Cerec 1 cihazının geliştirilmesini sağlamışlardır.

Sadoun'un 1989 yılında yaptığı çalışmalar In-Ceram adı altında piyasaya sunulan, tek ve 3 üyeli estetik anterior restorasyonların yapılmasını sağlayan yüksek dirençli altyapı porseleninin geliştirilmesini sağlamıştır (Sadoun 1989, McLean 1995, Haselton ve ark 2000, Gürel 2004, Conrad ve ark 2007).

1993'te Anderson ve Oden, yüksek yoğunlukta sinterize edilmiş ve yüksek saflıktaki alüminayı kullanarak tam seramik kron hazırlama yöntemini geliştirmişlerdir. Wohlwend, Zürih Üniversitesi Diş Hekimliği Enstitüsü'nde, porselen yapının bağlanması için lösit kristallerinin dağılımı prensibini kullanan bir materyal geliştirerek piyasaya sunmuştur. Empress isimindeki bu materyal, sadece birkaç mikron boyutundaki lösit kristallerinden oluşmakta ve çekirdek oluşturuca ajanlar içeren özel bir cam içerisinde kontrollü kristalizasyon ile üretilmektedir (Gürel 2004).

1994'de In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) In-Ceram Alumina'nın opak kor yapısına alternatif olarak geliştirilmiştir. In-Ceram

Spinell, magnezya ve alümina karışımı ($MgAl_2O_4$) içermesi nedeni ile altyapıda translusens özellik sağlamaktadır (Heffernan ve ark 2002a, Conrad ve ark 2007).

2000 yılında Sirona firması tarafından CEREC 3 geliştirilmiştir. Bu sistemde görüntüleme, veri toplama ve üretim işlemleri önemli derecede hız kazanmıştır (Mörmann ve Bindl 1996).

IPS Empress 2, 1998 yılında Beall ve Echeverria tarafından geliştirilmiştir (Küçük ve Kunt 2012). 2004 yılında Ivoclar Vivadent, ‘Empress Esthetic’ adında yeni bir sistemi piyasaya sunmuştur. Lösitle kuvvetlendirilmiş preslenebilir cam seramik materyalden oluşan sistem, Empress sistemine göre daha homojen bir yapıdadır. İçeriğindeki kristallerin partikül boyutları daha küçüktür ve bu sayede estetik özelliği arttırılmıştır (Yalın ve Türker 2012). Daha sonra da 2005 yılında IPS e.max sistemi geliştirilmiştir (Stappert ve ark 2006).

Bir metal dioksit (ZrO_2) olan zirkonyum, 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, birtakım taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak bulunmuş ve uzun yıllar boyunca seramiklerin yapısında bir pigment olarak kullanılmıştır (Piconi ve Maccauro 1999). Zirkonyanın yapay femur başları için kullanılması ilk kez Christel ve ark (1988) tarafından bildirilmiştir. 2001’de görülen başarısızlıklara bağlı olarak ortopedik cerrahide kullanımı % 90 oranında azaltılmıştır (Chevalier 2006, Denry ve Kelly 2008). Diş hekimliğinde ise 1990’ların başlarında endodontik postlar, implant abutmentleri, ortodontik braketler ve kor yapısı olarak kron-köprü altyapılarında kullanılmıştır (Devigus ve Lombardi 2004, Raigrodski 2004, Piwowarczyk ve ark 2005).

Son yıllarda, bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemlerindeki gelişmeler ile beraber cam seramikler, polikristalin alümina ve zirkonya esaslı seramikler gibi yeni materyaller klinik uygulamalar için tanıtılmıştır (Miyazaki ve ark 2013).

1.3. Dental Seramik

Dental seramikler, kayıp veya hasarlı dişin restore edilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Kimyasal içeriğine, yapım tekniğine ve fiziksel özelliklerine göre değişiklik gösteren birçok seramik tipi geliştirilmiştir (Rosenblum ve Schulman

1997). Estetik avantajlarından dolayı, restoratif materyaller arasında önemli bir yere sahiptir. Su absorbe etmemesi, ısıyı iletmemesi ve ağız dokuları tarafından çok iyi tolere edilmesi önemli özelliklerindendir (Taşveren ve Özdemir 2005).

1.3.1. Dental Seramiğin Yapısı

Dental seramikler, silikat-oksijen ağ örtüsünü kullanan camsı yapıda materyallerdir (McLean ve ark 1979, O'Brien 2002). Metaller ve akrilik rezinler gibi diğer materyallerden farklı kimyasal, mekanik, fiziksel ve ısısal özellikler gösterirler. Plastiklerle karşılaştırıldığında korozyona daha dirençlidirler. Genellikle sıvılar, gazlar, alkaliler ve asitlerle reaksiyon yapmazlar ve uzun süre boyunca stabil yapılarını koruyabilirler. Bu avantajlarına rağmen seramikler, esnetildiğinde veya hızlı bir şekilde ısıtılıp soğutulduğunda kolayca kırılabilirler (Craig ve Powers 2002, Anusavice 2003).

Dental porselen, içine lösit kristalleri ($KAlSi_2O_6$) yerleştirilmiş erime ısısı düşük bir camdır (Craig ve ark 2004). Ana yapı taşları feldspar ($K_2O-Al_2O_3-SiO_2$), kuartz (Silika, SiO_2) ve kaolin ($Al_2O_3-2SiO_2-2H_2O$)'dir. Bu yapı, 'triaksiyel porselen kompozisyonu' olarak adlandırılmaktadır. Bu üç bileşenin oranına göre porselenin fırınlama ısısı değişkenlik göstermektedir (Jones 1985, Kelly ve ark 1996, Powers ve Sakaguchi 2006).

Feldspar ($K_2O-Al_2O_3-SiO_2$)

Feldspar eridiğinde cam matriksi meydana getirmektedir. Potasyum alümina silikat ($K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$) ve albite olarak bilinen sodyum alümina silikatın ($Na_2O-Al_2O_3-6SiO_2$) bir karışımıdır. Potas (K_2O) ve soda (Na_2O) değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Soda erime derecesini düşürme eğilimindedir ve potas sıvı haldeki camın viskozitesini arttırmaktadır (Van Noort 2007). Feldspar, dental porselene birleştiricilik ve saydamlık vermektedir. Diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek, krona doğal görünüş sağlamaya yardım eder. 1100-1300 °C arasında erir (Zaimoğlu ve ark 1993), minimum % 60 civarında orana sahiptir (Coşkun ve Yaluğ 2002).

Kaolin ($2\text{H}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-2\text{SiO}_2$)

Kaolin bir alüminyum hidrat silikatıdır (Van Noort 2007). Çin kili olarak da adlandırılır (Coşkun ve Yaluğ 2002). Opak olduğundan çok az miktarda kullanılır. Isıya oldukça dayanıklıdır. Porselen hamuruna elastikiyet verir. Adeziv özelliğinden dolayı su ile karıştırıldığında yapışkan bir hale gelir. Kuartz ve feldspar için bağlayıcı ve opaklaştırıcı olarak kullanılır. Aynı zamanda seramiğin işlenebilirliğini kolaylaştırır (Zaimoğlu ve ark 1993).

Quartz (SiO_2)

Quartz tamamen Silis (SiO_2)’den oluşur. Materyale şeffaf bir görünüm verir (McLean 1979, Zaimoğlu ve ark 1993). Quartz, materyalin dayanımında rol oynayan bir ajandır ve fırınlama işlemi sırasında değişmeden kalır. Feldsparın erimesiyle oluşan cam fazın içerisindeki kristalin yapıyı oluşturmaktadır (Van Noort 2007). Porselen kitlesine destek görevi yapan ve pişme sonucu meydana gelen büzülmeleri önleyen Quartz, $1700\text{ }^\circ\text{C}$ ’de erir. Yapı içerisinde % 10-30 oranında bulunur (Zaimoğlu ve ark 1993).

Akışkanlaştırıcılar

Karışımın akışkanlığını arttırmak için kullanılırlar. Sodyum ve potasyum karbonatlar, boraks, cam ve bazen kurşun oksit kullanılmaktadır. Porselenin erime noktası akışkanlaştırıcının miktarı ile farklılık göstermektedir (Johnston ve ark 1971). Akışkanlaştırıcılar porselenin erime ısını düşürerek, tamir, porcelene ilave yapılması, boyanması veya glaze işlemlerinin uygulanmasını kolaylaştırır (Powers ve Sakaguchi 2006).

Pigmentler

Dental porselenlere renklendirici olarak titanyum, demir, kobalt, krom, nikel, çinko, kalay gibi metal oksitler ilave edilmektedir. Bunlar renk fritleri olarak da adlandırılmaktadır (Shillingburg ve ark 1981). Opaklaştırıcı ajan olarak sıklıkla kullanılan pigmentler ise seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksittir (McLean 1979, Yavuzılmaz ve ark 2005a).

1.3.2. Dental Seramiğin Sınıflandırılması

Dental porselenlerde görülen en önemli sorunlardan biri dayanımlarının düşük olmasıdır. Materyalin kırılabilirliği, düşük gerilme dayanımı ve kenar uyumundaki bazı sorunlar klinik kullanımlarını önemli ölçüde sınırlandırmaktadır (Sjögren ve ark 1999, Van Noort 2007). Düşük gerilme dayanımı, materyalde bulunan hatalara bağlı olarak açıklanmaktadır. Materyaller içinde bulunan gözle görülmeyecek kadar küçük çatlak ve benzeri hatalar o bölgede gerilime neden olur. Gerilim, çatlakların ilerlemesine ve bu nedenle kırılmaya sebep olmaktadır (Seghi ve Sorensen 1995). Porselenin yapısındaki bu zayıflık çeşitli güçlendirme tekniklerinin geliştirilmesini gerekli kılmıştır (Messer ve ark 1991). Bu problemin üstesinden gelebilmek için dental porselenler daha güçlü altyapılarla desteklenmeli veya daha dayanıklı seramikler üretilmelidir (Van Noort 2007). Güçlendirme mekanizmaları metal altyapı ve metal yaprak destek, kristalin katkıları (çekirdek yapıyı güçlendirme), camların kontrollü kristalizasyonu ve yüzey işlemleri (glaze, polisaj, basınç altında soğutma, iyon alışverişi)'dir (Chiche ve Pinault 1994, Yavuzylmaz ve ark 2005a). Günümüzde geliştirilen yapıları ile seramik sistemler birçok klinik uygulamada başarı ile uygulanabilir hale gelmiştir (Altıncı ve Can 2010).

Dental porselenler, genel olarak fırınlama derecelerine, kullanım alanlarına ve güçlendirme mekanizmalarının esas alındığı yapım tekniklerine göre sınıflandırılmışlardır.

Seramiklerin yapım tekniklerine göre sınıflandırılması

A. Metal destekli seramikler

Metal destekli seramik restorasyonlar 50 yıldan fazla süredir kullanılmaktadır (Tholey ve ark 2009). Bu periyot boyunca alaşımlardaki ve veneer porselenlerdeki önemli gelişmeler metal seramik restorasyonların kullanımını yaygınlaştırmıştır (Kelly ve ark 1996).

a) Metal yaprak üzerinde bitirilen dental seramikler

McLean ve Hughes (1965), platin folyo üzerinde alümina taneciklerinin dağılmasıyla güçlendirilmiş bir altyapı porseleni kullanarak tam seramik kronların dayanıklılığını arttırmışlardır. Sistem, ince metal yaprağın dikkatlice day üzerine

yerleştirilmesi ve üzerine geleneksel dental porselen yığılmasını içermektedir (Qualtrough ve Piddock 1997).

b) Döküm metal üzerinde bitirilen dental seramikler

Metal-seramik restorasyonlar, metal bir altyapı ve bu altyapıya mekanik ve kimyasal olarak bağlanan seramik üstyapıdan oluşmaktadır (Rosenstiel ve Johnston 1988, Shillingburg ve ark 1997). Döküm metal altyapı elde edildikten sonra opak, dentin ve mine olmak üzere üç farklı seramik tabaka uygulanır (Shillingburg ve ark 1997). Son olarak glaze işleminin uygulanmasıyla birlikte restorasyon doğal parlaklığına ulaşmaktadır (Shillingburg ve ark 1997, O'Brien 2002).

B. Tam seramikler

Son yıllarda materyallerdeki gelişmelerle birlikte, konvansiyonel porselenlerin metal altyapılarla desteklenme zorunluluğu ortadan kalkmıştır (Taşveren ve Özdemir 2005). Doğal dişler ışığın geçişine izin verirken, metal destekli seramik kronlar sadece yansımaya olanak vermektedir. Yapay kronlar doğal dişin renk derinliğini ve translüsens yapısını oluşturmak için tasarlanmaktadır. Bu yüzden biyouyumlu olmasıyla birlikte ışık geçişine izin veren tam seramik restorasyonlar estetiğin gerekli olduğu yerlerde kullanılmaktadır (Wolfart ve ark 2009, Guess ve ark 2010, Zhao ve ark 2012).

Geçtiğimiz son 30 yılda diş hekimliğinde tam seramiklerin klinik uygulamaları tek üyeli anterior restorasyonlardan çok üyeli posterior restorasyonlara, dental abutmentlara ve son olarak dental implantlara kadar genişlemiştir (Denry 2013). Hastaların artan talepleri yeni materyallerin ve yeni üretim tekniklerinin geliştirilmesini sağlamıştır (Miyazaki ve Hotta 2011). Günümüzde ticari olarak birçok tam seramik sistemi mevcuttur (Burke ve Lucarotti 2009, Gonzaga ve ark 2011). Seramik restorasyonlar yüksek dayanımlı korların veneerlenmesi, düşük ısı porselenlerinin refraktör modellerle yapılması, presleme ve CAD/CAM gibi tekniklerle yapılabilmektedir (Cattell ve ark 1997b).

a) Konvansiyonel feldspatik porselenler

İlk feldspatik porselen kronun Land (1903) tarafından tanıtılmasının ardından, hastaların ve klinisyenlerin metal olmayan ve biyouyumlu restoratif materyallere

ilgisi artmıştır (Conrad ve ark 2007). Konvansiyonel feldspatik porselenler, ısıya dayanıklı refraktör day materyali üzerine, klasik porselen toz ve likitin karıştırılıp tabakalar halinde uygulanması ile restorasyonun konturlarının verildiği sistemlerdir. Tozlar, değişik ton ve translüsensiye sahiptir. Bu porselenlere örnek olarak Optec HSP, Duceram LFC, Vita Dur N, Ceramco, Ceramco II, Mirage ve Mirage II verilebilir (Rosenblum ve Schulman 1997).

b) Dökülebilir cam seramikler

Dökülebilir cam seramikler, karşıt mineyi aşındırmamalarıyla birlikte plak birikimi diğer restoratif materyallere ve doğal mineye göre daha az olması nedeniyle tercih edilmektedirler. Birbirine benzer iki teknik olan Dicor ve Cerapearl dökülebilir cam seramik sistemlerdir (Crispin 1994).

Dicor

Dicor dökülebilir cam seramik (Dentsply International) Grossman (1973) tarafından Corning Glass Works (Corning N.Y.)’de geliştirilmiştir. Dicor seramik, SiO_2 , K_2O , MgO ve az miktarda da Al_2O_3 ve ZnO_2 içeren bir cam matrikse sahiptir. Dicor seramiğin kristalin fazı, baskı streslerine karşı kırılma dayanımı sağlayan tetrasilik floromika ($\text{K}_2\text{Mg}_5\text{Si}_8\text{O}_{20}\text{F}_4$) içermektedir (Grossman 1973). En translüsent tam seramik sistemlerinden biridir. Ancak renk, glaze tabakası ile geliştirilmeli veya seramik, alüminöz porselenle veneerlenmelidir (Giordano ve ark 1995). Bu seramik türünün tek kron, inley, onley ve laminate restorasyonlarda uygulama alanı vardır (Kedici 2002).

Cerapearl

Hobo ve Iwata (1985), doğal diş yapısını taklit etmek için sentetik hidroksiapatitin en ideal restoratif materyal olacağı düşüncesiyle indirekt bir teknik geliştirmiştir. Cerapearl adı verilen bu sistemin tekniği Dicor cam seramiğe benzemektedir. Bu sistemde kalsiyum fosfat esaslı cam, kontrollü ısı uygulamasıyla kısmen kristalin bir yapıya dönüştürülür. Bu ilk kristalin faz oksiapatit yapısındadır ve suyun varlığında hidroksiapatite çevrilir. Işığı kırma özelliği, yoğunluğu ve termal iletkenliği doğal mineye benzer bulunmuştur (Coşkun ve Yaluğ 2002). Sistemin en

önemli dezavantajı sadece dıştan boyama yapılabilmesidir (Shillingburg ve ark 1997).

c) Basınç altında ve enjeksiyonla şekillendirilen seramikler

Preslenebilen cam seramikler üretim kolaylığı, okluzal ve marjinal uyumları, translüenslikleri, mekanik özellikleri, presleme ile net şekil oluşturabilmeleri ve pörözitesinin az olması nedeniyle en yaygın kullanılan dental restoratif sistemlerinden biridir (Cattell ve ark 1997a, Gorman ve ark 2000, Gözneli ve ark 2013).

Geleneksel feldspatik porselenlerdeki uyum problemi, toz formdan katı forma geçerken yoğunluğun değişmesi ve fırınlama sırasındaki büzülmeden kaynaklanmaktadır. Basınç altında şekillendirilen restorasyonlar, akışkan seramiğin yüksek sıcaklıklarda transfer model içerisine preslenmesiyle oluşturulduğu için boyutsal değişiklik sadece soğuma esnasında meydana gelmektedir ve rövetmanın uygun genişmesiyle tolere edilebilmektedir. Böylece uyum problemi ortadan kalkmaktadır (Dong ve ark 1992, Kelly ve ark 1996).

IPS Empress / IPS e.max

IPS Empress sistem (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) cam içeren çekirdekleştirici ajanlar içinde, kontrollü kristalizasyon yoluyla mikrolösit kristallerinden üretilen feldspatik ingot formunda bulunmaktadır (Abu Alhaija ve ark 2010). Lösit kristalleri seramiğin translüensliğini önemli ölçüde düşürmeden dayanımını artırmaktadır (Kelly ve ark 1996). Oblik kuvvetlere karşı dayanıklılığı Dicor'a göre % 30, alüminöz seramiğe göre % 90 oranında fazladır (Wildgoose ve ark 2004). Eğilme dayanımı ortalama 120-160 MPa'dır. Yüzey özelliklerinin geliştirilmesiyle bu değer 200 MPa'ya kadar çıkabilmektedir. Empress sistemi ile tek kron, inley, onley ve laminate restorasyonlar yapılabilir (Höland 1997, Albakry ve ark 2003).

IPS Empress sisteminin ardından 1998 yılında ilk kez tanıtılan IPS Empress 2, daha iyi mekanik özelliklere ve yüksek kırılma dayanımına sahiptir (Raigrodski 2004). Mum atımı ve ısı ile presleme yöntemlerinin kombine olarak kullanılmasıyla üretilen lityum-disilikat ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) cam seramiktir (Fradeani ve Redemagni 2002,

Conrad ve ark 2007). Lityum disilikat, rastgele iç içe geçen birçok kristalden oluşmaktadır. İğnemsî kristaller, çatlakların yön değiştirmesini ve kollara ayrılmasını engellemekte veya önlerinin kesilmesini sağlamaktadır (Bayındır ve Uzun 2012). Lityum disilikat cam seramiklerin mekanik özellikleri, lōsit seramiklerden oldukça fazladır, eğilme dayanımları 350-400 MPa arasında değişmektedir (Sorensen 1999).

IPS e.max sisteminin kimyasal yapısı IPS Empress 2 materyali ile aynı olmasına rağmen fiziksel özellikleri, fırınlama işlemi ve yapısındaki değişikliklerden dolayı farklılık göstermektedir. IPS Empress 2'ye göre mekanik özellikleri ve ışık geçirgenliği büyük ölçüde geliştirilmiştir (Esquivel ve ark 2006). Anterior ve posterior bölgelerde tek diş restorasyonlar, laminate veneerler ve köprüler için kor yapı olarak kullanılırlar. Bu korların üzerine IPS e.max Ceram veneer uygulanır (Ivoclar Vivadent 2015).

Cerestore

1983 yılında Sozia ve Riley tarafından tanıtılmıştır (Wall ve Cipra 1992). Fırınlama sırasında büzülme yapmamasından dolayı 'büzülmesiz alümina seramik' olarak da adlandırılmaktadır (Anusavice 1993, Evans ve O'Brien 1999, Rizkalla ve Jones 2004). Mum atımı tekniği ve enjeksiyon yöntemiyle yapıldıktan sonra veneer porseleni bilinen yöntemle uygulanır (Shillingburg ve ark 1997). Güçlü bir yapıya sahip olması ve marjinal adaptasyonunun iyi olması avantajı iken, yapım zamanının uzun olması ve maliyetinin yüksek olması ise dezavantajdır (Wall ve Cipra 1992, Shillingburg ve ark 1997).

d) Alümina ile güçlendirilmiş seramikler

Alümina (Al_2O_3) ile güçlendirilmiş restorasyonlar sertliklerinin mineye yakın olması, kırılmaya karşı dirençli olmaları ve doğal dişle mükemmel uyum göstermeleri nedeniyle sıklıkla kullanılmaktadır (Taşveren ve Özdemir 2005). Yüksek oranda alümina içerikli tam seramik köprülerin uygulama alanı, özellikle gerilimin az olduğu anterior bölgelerdir ve genellikle tek gövdeli köprülerde kullanılmaktadır (Fleming ve Narayan 2003). In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell, In-Ceram Zirconia, Procera All-Ceram ve Turkom-Cera sistemleri alümina ile güçlendirilmiş seramikler arasında yer alır (Altıncı ve Can 2010).

In-Ceram Alumina'da alüminöz porselenlerle karşılaştırıldığında alüminanın daha yüksek konsantrasyonları kullanılmaktadır (McLean 2001). Bu materyalin eğilme dayanımı 446 MPa olarak ölçülmüştür (Seghi ve Sorensen 1995). Bu sistemde alümina kristallerinin su içindeki süspansiyonuna 'slip' adı verilir ve bu slip özel refraktör day alçısı üzerine sürülerek fırınlanır (slip casting) (Wall ve Cipra 1992, Kelly ve ark 1996). Pöröz yapıda olan parsiyel sinterlenmiş alümina daha sonra düşük viskoziteli cam ile infiltre edilerek yerini yüksek yoğunluktaki seramik kopinge bırakmaktadır (Kelly ve ark 1996). Elde edilen bu altyapılar estetik özellikleri sağlamak için daha translüsent bir veneer seramiği ile birlikte kullanılmaktadır (Haselton ve ark 2000, Conrad ve ark 2007, Çehreli ve ark 2009).

In-Ceram Spinell, $MgAl_2O_4$ içeren cam infiltre seramiktir. In-Ceram Alumina'dan eğilme dayanımı daha az olmasına rağmen optik özellikleri geliştirilmiştir (Magne ve Belser 1996, Ersu ve ark 2009). In-Ceram Alumina ve In-Ceram Spinell posterior köprülerde önerilmemektedir (Sorensen ve ark 1998). Bu amaçla posterior sabit protezler için In-Ceram Zirconia geliştirilmiştir (Guazzato ve ark 2002). Bu sistemde seramiği güçlendirmek için slip bileşimine % 35 zirkonyum oksit ilave edilmiştir (Sundh ve Sjögren 2004). Alt yapıların esneme direnci 600- 800 MPa arasında değişmektedir (Sorensen 1999).

Procera sisteminde alüminanın sinterizasyon büzülmesinden kaynaklanan problemler, bilgisayar teknolojisi ile büyütülmüş daylar kullanılarak çözülmüştür. Sistem yüksek saflıktaki alümina içeriğine sahiptir (McLean 2001). Turkom-Cera ise yüksek oranda (% 99,98) alüminyum oksit içeren ve tüm firmaların veneer porselenleri ile birlikte uygulanabilen bir sistemdir (Altıncı ve Can 2010).

e) Bilgisayar desteği (CAD/CAM) ile hazırlanan tam seramikler

Dental seramik materyallerindeki ve yöntemlerindeki gelişmeler, özellikle de bilgisayar yardımı ile tasarım / bilgisayar yardımı ile üretim (CAD/CAM) sistemleri, gelişmiş dental seramik restorasyonların yapımına olanak sağlamaktadır. İlk ortaya çıkan CAD/CAM sistemleri, düşük çözünürlüklü tarama cihazı ve yetersiz bilgisayar gücü nedeniyle marjinal uyumu ve internal adaptasyonu kötü olan restorasyonların yapımına neden olmaktaydı. Ancak yeni sistemlerdeki teknolojik gelişmeler ve yazılımdaki ilerlemeler bu problemleri minimuma indirmiş ve marjinal uyumu

güvenilir bir hale getirmiştir (McLaren ve Terry 2002). Bilgisayar yardımı ile hazırlanan tam seramikler tek ve çok üyeli restorasyonların yapımında son 20 yılda popüler hale gelmiştir (Strub ve ark 2006, Rekow ve ark 2011). Kullanılan sisteme ve seramik tipine bağlı olarak klinik başarı % 90'ın üzerindedir (Rekow ve ark 2011).

Bu teknik, optik tarayıcılar aracılığıyla toplanan verilerin bilgisayar yazılımları kullanılarak üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi esasına dayanmaktadır. Daha sonra bu tasarımlar sisteme bağlı frezeleme ünitesine aktararak, çeşitli üreticiler tarafından hazırlanmış porselen blokların işlenmesi yolu ile istenilen restorasyonlar elde edilir. Bu işlemi takiben okluzal uyumlama, glaze, pürüzlendirme ve simantasyon işlemleri yapılır (Zaimoğlu ve Can 2004).

Dental restorasyonların CAD/CAM ile üretimi mum atımı / ısı ile presleme üretim tekniğine göre birtakım avantajlar sağlamaktadır. Bu işlem üretim aşamalarını, üretim hatalarını, kayıpları ve toplam gereken laboratuvar süresini azaltmaktadır. Buna ek olarak üreticiler tarafından endüstriyel olarak hazırlanan dental seramik bloklar, laboratuvarda hazırlanan dental seramiklere göre daha az hataya sahiptir (Tinschert ve ark 2000). Ancak tam seramik restorasyonların frezleme prosedürleri dayanımda ve güvenilirlikte azalmaya neden olabilmektedir (Luthardt ve ark 2002, Luthardt ve ark 2004, Denry ve Holloway 2006).

Adını “Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics” cümlesinin baş harflerinden alan CEREC sistemi ilk olarak 1987 yılında üretilmiş ve sonradan geliştirilerek günümüzdeki güncel haline ulaşmıştır. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler, bu cihazın kullanımındaki sınırlamaları önemli ölçüde ortadan kaldırmıştır. Görüntü elde etme ve veri toplama işlemleri ileri derecede hızlandırılmıştır (Bindl ve Mörmann 2003). Sistemdeki veri toplama ünitesi ile ölçü alımı ve model elde edilmesi işlemleri ortadan kaldırılarak dijitalize veriler bilgisayara aktarılır ve üç boyutlu tasarımlar oluşturulur (Zaimoğlu ve Can 2004). İnley, onley, laminate veneer, parsiyel veya tam kronların yapımının yanısıra 3 üyeli köprü alt yapıların oluşturulması mümkündür. Bu sistem network, multimedya ve ağız içi renkli video kamera ya da dijital radyografik birim ile kombine edilmiştir (Bindl ve Mörmann 2003). Cerec InLab sisteminde ise çok üyeli köprüler için

yüksek dirençli tam seramik restorasyonlar üretilebilmektedir (Fasbinder ve ark 2005).

Dicor MGC, Vita Mark II, Vita Celay ve IPS e.max CAD gibi bu cihazlarda kullanılmak üzere üretilen seramik bloklar, laboratuvarlarda klasik yöntemlerle hazırlanan seramiklerle karşılaştırıldığında daha yüksek dayanıma sahiptir. Ancak freze işlemi sırasında oluşabilecek yüzey hatalarının bu dayanıklılığı azaltabileceği gerçeği gözardı edilmemelidir (Wassell ve ark 2002, Yavuzylmaz ve ark 2005b).

IPS e.max ZirCAD bloklar (Ivoclar Vivadent) parsiyel olarak sinterlenmiş Y-TZP bloklardır. Zirkonyum dioksit (ZrO_2), hafniyum oksit (HfO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3), yttrium oksit (Y_2O_3) ve diğer oksitlerden oluşmaktadır. Posterior köprüler gibi yüksek dayanım gerektiren endikasyonlar için uygundur. IPS e.max ZirCAD bloklar 9 farklı boyutta ve 3 renk tonunda bulunmaktadır (MO 0, MO 1, MO 2). InLab veya InLab MC-XL sisteminde frezelendikten sonra Programat S1 yüksek ısı fırınında sinterlenir. Altyapılar % 20-25 oranında daha büyük işlenmekte ve sinterlendikten sonra final boyutuna ulaşmaktadır. Daha sonra altyapının üzerine konvansiyonel olarak IPS e.max Ceram tabakalama seramiği kullanılabilir veya IPS e.max ZirPress preslenebilir (Ivoclar Vivadent 2005).

Vita In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik) Cerec InLab sisteminde işlenebilen parsiyel olarak sinterlenmiş Y-TZP bloktur. Yapısında ZrO_2 , % 5 Y_2O_3 , < % 3 HfO_2 , Al_2O_3 ve < % 1 SiO_2 içermektedir. Vita Zycromat fırınında 1530 °C'de sinterlenmektedir. Alt yapılar Vita VM9/PM9 veneer porselenleri ile kaplanmaktadır. Anterior ve posterior kron ve köprü (maksimum 2 pontikli) restorasyonlarında endikedir (Vita 2015).

Zirkonzahn sistemi, maliyetinin düşük olması nedeniyle birçok laboratuvar tarafından tercih edilmektedir (Giray ve ark 2007). Prettau Zirconia ve ICE Zirkon Translucent, sisteme ait presinterize zirkonyum dioksit bloklardır. Yüksek translüsens özellik gösteren Prettau zirkonya tam anatomik konturlara uygun olarak işlenebildiği gibi veneer seramikle beraber de uygulanabilmektedir. Sistemin avantajı translüsent yapısının yanı sıra karşıt dentisyonda veneer seramiğe göre daha az aşınmaya sebep olmasıdır. Prettau zirkonya 1600 °C'de sinterlenmektedir (Prettau Zirconia 2015, Zirkonzahn Product Catalogue 2013).

Lava sisteminde, model Lava Scanner optik tarayıcı ile tarandıktan sonra elde edilen veriler altyapının oluşturulması için Lava Milling ünitesine aktarılır. Herhangi bir mum modelaj işleminin olmaması teknisyenin daha pratik çalışmasına olanak sağlar. Sinterize edilmemiş altyapı, Lava fırınında yüksek ısıda sinterizasyon işlemine tabi tutulur. Sinterizasyon işlemi boyunca önceden hesaplanmış ölçüde bir miktar büzülme meydana gelir. Bu büzülme presinterize altyapının hesaplanan ölçüden daha büyük yapılması ile kompanse edilir. Lava Frame Zirconia, presinterize non-HIP Y-TZP bloklardır. Lava Therm veya Lava Furnace 200 fırınlarında özel programları ile sinterlenmektedir. Anterior bölgede maksimum 4 pontikli, posterior bölgede ise maksimum 2 pontikli köprüler yapılabilir. Altyapıların veneerlenmesi için Lava Ceram seramiği veya Lava DVS dijital veneerleme sistemi kullanılmaktadır (Lava 2015).

Zirkonya restorasyonları tasarlayan ve üreten diğer CAD/CAM sistemleri de mevcuttur. Procera, Nobel Biocare firması tarafından üretilen yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit yapıları için geliştirilmiş bir CAD/CAM sistemidir (McLean 2001, Yavuzylmaz ve ark 2005b). Bu sistemde dental laboratuvarında, İsveç Stockholm'de Procera Sandvik AB'ye modemle bağlı olan bilgisayar kontrollü dizayn ünitesi bulunmaktadır (McLean 2001). Procera All-Ceram restorasyonlar yüksek dayanıklılıkta alüminyum oksit korlardan ve translüsent veneer materyalden oluşmaktadır. Kor yapının neredeyse tamamı alüminyum oksitten oluşmaktadır (Odén ve ark 1998). Procera sisteminde kullanılan diğer bir materyal zirkonya yapısında olan Procera All-Zirkon'dur (Foxton ve ark 2011).

KaVo Everest CAD/CAM sistemine ait beş aksta hareket kabiliyeti olan frezeleme ünitesinde, lösit takviyeli cam seramikler (Everest-G), kısmi ve tam sinterlenmiş ZrO_2 seramikler (Everest ZS, Everest ZH, Everest BIO-HPC) ve titanyum altyapılar (Everest T) üretilir (KaVo 2015).

Cercon (Dentsply, Ceramco, York, Pa) sistemi, Y-TZP altyapıların tasarlanması için konvansiyonel mumlama tekniğini kullanmaktadır. Daha sonra oluşturulan mum örnekler taranmaktadır. DCS Precident (DCS Dental AG, Allswil, İsviçre) sistemi % 5 Y_2O_3 içeren tam sinterize parsiyel stabilize DC Zirkon seramiği kullanmaktadır (Tinschert ve ark 2001, Guazzato ve ark 2004c). Denzir (Decim AB, Skelleftea, İsveç) sistemi parsiyel stabilize yttrium oksit bloklardan seramik

restorasyonları tasarlamakta ve üretmektedir (Addi ve ark 2002, Coli ve Karlsson 2004, Sundh ve Sjögren 2004).

f) Kopya freze tekniği ile hazırlanan tam seramikler

Bu sistem, CAD/CAM ile aynı temele dayanır, farklı olarak tasarım ve üretim aşaması bilgisayara bağımlı değil, tamamen mekaniktir (Eidenbenz ve ark 1994). Kopya freze sistemi olan Celay'da (Mikrona Technologies AG, Spresitenbach, İsviçre), prepare dışın rezin örneği kopyalama bölümüne, seramik blok ise kesici bölüme yerleştirilir, pantografik kopyalama esasına dayanarak restorasyon üretilir. (Eidenbenz ve ark 1994, Rinke ve Hüls 1996). Bu sistem inley, onley, laminate, kron ve köprülerin yapımına olanak sağlamaktadır (Siervo ve ark 1994, Yeo ve ark 2003). Restorasyonların tamamlanması kopinglerin veneerlenmesi ile olur (Siervo ve ark 1994).

1.4. Zirkonya Seramikler

Atom numarası 40 olan Zirkonyum (Zr) metalik yapıda bir elementtir. Materyal $6,49 \text{ g/cm}^3$ yoğunluğundadır. Erime noktası 1852°C ve kaynama noktası 3580°C 'dir. Heksagonal kristal yapıya ve grimsi bir renge sahiptir. Doğada saf halde olmayıp, oksit (ZrO_2 veya baddeleyit) veya silikat (ZrSiO_4 veya zirkon) olarak bulunur. Hafniyum ile birlikte yer kabuğunda % 0,028 oranında bulunur (Piconi ve Maccauro 1999). Büyük rezervler monoklinik zirkonya (baddeleyit) olarak Brezilya'da, zirkon kumları (ZrSiO_4) olarak Avusturalya ve Hindistan'da bulunmaktadır. Saf zirkonya aynı kimyasal içerikte fakat farklı atomik dizilimde, diğer bir deyişle allotrop halinde ortorombik, monoklinik, tetragonal, kübik ve sıvı kristalografik yapılarında bulunmaktadır (Kisi ve Howard 1998, Lughi ve Sergio 2010).

Zirkonyum oksidin (ZrO_2) medikal amaçlı kullanımı, 1969 yılındaki ortopedik uygulamalara dayanmaktadır. Zirkonyum dioksit kalça replasmanlarında titanyum ve alümina esaslı protezlerin yerine önerilmiştir (Helmer ve Driskell 1969). Ortopedik araştırmalar daha çok zirkonyanın mekanik davranışı, yaşlanması, kemik ve kas yapıları ile entegrasyonu konuları üzerine odaklanmıştır. İlk çalışmalar, in-vitro teknolojinin yetersizliğinden dolayı genellikle in-vivo olarak yapılmıştır. 1990'a kadar zirkonyayla ilgili kemik ve kaslar üzerinde tatmin edici sonuçları

bulunan birçok çalışma mevcuttur (Piconi ve ark 1998, Lughi ve Sergo 2010). 1990'dan itibaren zirkonyaya karşı oluşan hücresel davranışlar hakkında bilgi edinmek için in-vitro çalışmalar da yapılmıştır (Bukat ve ark 1990). Bu değerlendirmeler ZrO_2 'nin sitotoksik olmadığını göstermiştir (Dion ve ark 1994, Lohmann ve ark 2002). Y-TZP seramiklerin nemli ortam kaynaklı destabilizasyonunu içeren dikkate değer sayıda kırılmış implante kalça protezi rapor edilmiştir (Rahaman ve ark 2007, Tholey ve ark 2009). Chevalier ve ark (2007), kalça protezlerinde görülen bu problemin, Y-TZP'nin 250 °C'nin altındaki ortalama sıcaklıklarda nemin de etkisiyle beraber transformasyona uğramasına bağlı olarak, tetragonal fazda stabil olmaması ile ilişkili olduğunu özetlemişlerdir.

Zirkonyum, diş hekimliğinde kullanılan materyallerdeki gelişmelerle beraber, tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacıyla seramik yapısına katılan materyallerden biri olmuştur (Guazzato ve ark 2004b, Raigrodski 2004). Zirkonya esaslı protezler diğer konvansiyonel seramiklerle karşılaştırıldığında üst düzey dayanımları ve sertlikleri ile protetik diş hekimliğinde dikkat çekici hale gelmiştir (Tang ve ark 2012). Dayanıklılık özelliği şu ana kadar bilinen dental seramiklerden daha iyidir ve bu özelliği sayesinde daha ince kor kalınlığına sahip posterior restorasyonların yapımına olanak vermektedir (Dewille ve ark 2006, Denry ve Kelly 2008). Dayanımı, çekmeye karşı 900-1200 MPa ve baskıya karşı yaklaşık 2000 MPa'dır (Piconi ve Maccauro 1999). Yapılan çalışmalar zirkonyanın altyapı materyali olarak yeterli stabilitede olduğunu ortaya koymaktadır (Molin ve Karlsson 2008, Tinschert ve ark 2008, Wolfart ve ark 2009). Ancak döngüsel yükleme durumlarında Y-TZP'nin yorulmaya karşı güvenilirliği hala belirsizliğini korumaktadır (Nemli ve ark 2012).

1.4.1. Zirkonyanın Tipleri

Zirkonyanın HIP tipi "Hot Isostatic Pressing" kelimelerinin baş harflerinden oluşmuştur. Materyalin yoğunluğunu arttırmak için yüksek sıcaklık ve basıncın kullanıldığı bir sinterleme tipidir (Parker 2007). Materyal önce 1500°C'de sinterlenir ve böylece % 95 yoğunluğa ulaşır. Ardından basınç altında 1400-1500 °C'ye kadar inert bir gaz ortamında ısıtılır (Sundh ve ark 2005, Piconi ve ark 2006). HIP bloklar sinterleme işlemi tamamlandığında % 99 yoğunluğa ulaşmaktadır (Denry ve Kelly

2008). Bu bloklara örnek olarak DC-Zirkon (DCS Dental AG) ve Everest-ZH (KaVo) verilebilir (Parker 2007).

Non-HIP bloklar % 40 yoğunluğa sahiptir. Yapıyı daha kompakt hale getiren sinterleme işlemi tam olarak uygulanmadığı için yapı oldukça pörözdür ve mekanik özellikleri zayıftır. Uygulanan ısıtma derecesi ve ısıtma hızı materyalin özelliklerini etkilemektedir. Isıtma işlemi olması gerekenden hızlı yapılırsa blokta çatlaklara neden olabilmektedir. Ön sinterleme işleminin olması gerekenden daha farklı derecede yapılması bloğun sertlik ve aşındırılabilirlik özelliklerini etkilemektedir. HIP zirkonyaya göre daha yumuşaktır ve daha kolay frezelenir. Frezelemeden sonra 1350-1550 °C'lik fırında tamamen fırınlanarak final şekil, dayanıklılık ve fiziksel özellikler sağlanır. Sinterizasyon koşullarındaki farklılıklar, Y-TZP tozunun kimyasal içeriğinden kaynaklanmaktadır (Denry ve Kelly 2008).

1.4.2. Zirkonya Restorasyonların Optik Özellikleri

Estetiği sağlayabilmek için dental restoratif materyallerin translüsens özellikte olması önemlidir (Wang ve ark 2013). Seramiklerin translüsens özellikleri ışık geçirgenliği ile yakından ilişkilidir (Watts ve Cash 1994, Peixoto ve ark 2007). Zirkonya seramikler yüksek kristal içerikleri nedeniyle doğal dişlere ve cam esaslı seramiklere göre oldukça az translüsenslik gösterir (Guess ve ark 2009, Wang ve ark 2013). Bu yüzden cam seramikler zirkonyaya göre doğal dişin optik özelliklerini daha iyi karşılamaktadır (Conrad ve ark 2007). Zirkonyanın opasitesi materyalin yapısına, içeriğine ve farklı üretim tekniklerinin kristal yapı üzerindeki etkisine bağlıdır (Heffernan ve ark 2002a).

Zirkonyanın opak yapısı renklenmiş dişlerin, metal post ve korların maskelenmesinde bir avantaj haline gelmektedir (Heffernan ve ark 2002b). Zirkonya altyapıların bu maskeleye özelliğini sağlayabilmesi için yoğunluklarının fazla olması nedeniyle 0,5 mm gibi sınırlı bir kalınlık bile yeterli olabilmektedir (Heffernan ve ark 2002a). Altyapılar, estetiği arttırmak için genellikle veneer seramiklerle kaplanır (Guess ve ark 2009). Uygulanan seramik tabakanın kalınlığı oluşacak restorasyonun rengini belirlemede önemlidir (Antonson ve Anusavice 2001, Öztürk ve ark 2008). Bu işlem restorasyonun opasitesini azaltmaktadır (Heffernan ve ark 2002b). Bunların yanında veneer porselenin kor yapıdan ayrılması klinik olarak

önemli bir komplikasyondur (Von Steyern ve ark 2005). Bu yüzden son zamanlarda yüksek translüsens özellik gösteren zirkonya bloklar, veneer uygulanmamış tam anatomik konturlara sahip posterior restorasyonları estetik şekilde tasarlayabilmek için geliştirilmiştir. Ayrıca bu bloklar da veneer porseleni ile kaplanabilmektedir ve bu sayede daha estetik sonuçlar ortaya çıkmaktadır (Rinke ve Fischer 2013). Buna rağmen cam seramiklerle karşılaştırıldığında translüsens özelliği çok daha azdır (Vichi ve ark 2011).

1.4.3. Zirkonyanın Biyouyumluluğu ve Radyoaktivitesi

Zirkonyanın biyouyumluluğu, farklı hücre tiplerinde ve biyolojik şartlarda yürütülen in-vitro ve in-vivo birçok çalışmada araştırılmıştır. Bu çalışmalarda genellikle hücre ve dokularla ilgili olumsuz lokal veya sistemik bir reaksiyon gözlenmemiştir (Cales ve ark 1994, Piconi ve Maccauro 1999). Negatif sonuçlar ise daha çok materyalin yapısındaki bozulmaya bağlı olarak gözlenmiştir. Yapılan bir çalışmada zirkonya seramiğe uygulanan yorulma testi sonrasında sitotoksik reaksiyon tespit edilmiş, kullanılan sıvının içerisinde çok az miktarlarda zirkonyum hidroksite rastlanmıştır (Ito ve ark 1993). Salınan iyonlardan bir diğeri de materyal bozulmasına neden olan ve in-vitro testlerde gözlenen yttrium iyonlarıdır (Li ve ark 1993).

Zirkonyum mineralleri yapılarındaki doğal radyoaktif çekirdekler nedeni ile diş hekimliğinde direkt olarak kullanılamazlar. Materyalin seramik biyomateriyali olarak kullanılabilmesi için çeşitli işlemlerden geçirilerek saflaştırılması gerekmektedir (Piconi ve Maccauro 1999). Zirkonya tozları az miktarda Radium (Ra) ve Toryum (Th) içermektedir (Capannesi ve ark 1992, Piconi ve Maccauro 1999, Cales 2000). Bu radyoaktif içerikleri yüzünden, 90'ların başlarında medikal ve dental uygulamalarda kullanılması hakkında endişeler meydana gelmiştir. Tetragonal zirkonya polikristali (TZP) üretilirken yüksek saflıkta tozlar kullanılmasına rağmen az da olsa gama aktivitesi (50 Bqkg^{-1}) gözlenmektedir (Burger ve ark 1994). Ancak bu değerler ISO 13356 (1995) standartlarında belirtilen limitin (200 Bqkg^{-1}) altındadır. Radyoaktivite varlığı ve seviyesi TZP seramik üreticileri tarafından dikkatli bir şekilde kontrol edilmelidir (Piconi ve Maccauro 1999, Vagkopoulou ve ark 2009).

1.4.4. Zirkonyanın Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı

Günümüz diş hekimliğinde, zirkonya seramiklerde tetragonal fazda stabilizasyonu sağlamak için üç farklı sistem kullanılmaktadır. Bunlar magnezyum katyonu ilave edilmiş kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ), zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve yttrium katyonu ilave edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP)'dir (Denry ve Kelly 2008).

Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg-PSZ)

Bu seramik türünde tam anlamıyla bir stabilizasyon gerçekleşemediğinden 'kısmen stabilize edilmiş' tanımı kullanılmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999). Mg-PSZ bileşimi içerisinde % 8-10 mol MgO bulunmaktadır. Bu materyal pöröz bir yapıya sahip olması ve gren boyutunun büyük olması (30-60 µm) sebebiyle aşınmaya neden olduğu için diş hekimliğinde başarı sağlayamamıştır (Denry ve Kelly 2008). Krem renginde olup, sertliği oldukça yüksektir. Sıcaklığın artırıldığı şartlarda bile bu özelliğini koruyabilmektedir (Yavuzylmaz ve ark 2005b). Denzir-M bu grupta bulunan seramiklere örnek olarak verilebilir (Sundh ve Sjögren 2006).

Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramikler (ZTA)

Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramiklerin diğer zirkonyalardan farkı, tetragonal fazın oda sıcaklığında stabilizasyonu için temel olarak ilave iyonların kullanılması yerine, durumun kontrolünün partiküllerin boyutları, morfolojisi ve yerleşimi (intra veya intergranüler) ile sağlanmasıdır (Kelly ve Denry 2008). Bu materyale örnek olarak In-Ceram Zirconia verilebilir. In-Ceram Zirconia'nın dayanımı Y-TZP'ye göre daha azdır (Guazzato ve ark 2004b). Ancak termal siklus ve yaşlandırma altında Y-TZP'den daha iyi stabilizasyona sahiptir ve düşük ısı bozulmasına karşı daha fazla direnç göstermektedir (Denry ve Kelly 2008).

Yttria tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)

Zirkonyum dioksite MgO, CaO veya Y₂O₃ gibi metalik oksitler ilave edilmesiyle moleküler stabilite sağlanmaktadır. Zirkonya, biyomedikal uygulamalarda stabilize edici olarak genellikle % 3 mol yttria (Y₂O₃) içermektedir (3Y-TZP) (Piconi ve Maccauro 1999). Bu sistemle, oda ısısında yalnızca tetragonal faz halinde bulunan ve tetragonal zirkonya polikristali olarak adlandırılan seramikler

elde edilmektedir (Piconi ve Maccauro 1999). Y_2O_3 ile stabilize zirkonyum dioksit diğer sistemlere göre daha iyi mekanik özelliklere sahiptir (Manicone ve ark 2007) ve günümüzde daha çok kullanılmaktadır (Gupta ve ark 1977).

Yttria ile stabilize zirkonya seramik, cam matriks içermeyen yoğun tetragonal polikristalin materyaldir. Y_2O_3 ilavesi, kimyasal ve düşük ısı yaşlanmasından, kumlama işleminden ve polisajdan sonra yapısal güvenilirlik, biyouyumluluk ve düşük porözite sağlamaktadır (Ardlin 2002, Papanagiotou ve ark 2006, Plengsombut ve ark 2009). Dayanımlarının fazla olması nedeni ile diş hekimliğinde kullanımı yaygınlaşmış ve yapımı için CAD/CAM prosedürü geliştirilmiştir (Luthardt ve ark 1999, Sjölin ve ark 1999). In-vitro çalışmalar, Y-TZP örneklerin 900-1200 MPa eğilme dayanımına sahip olduğunu göstermiştir. Y-TZP esaslı materyaller, alümina esaslı materyallerin yaklaşık iki katı ve lityum disilikat esaslı materyallerin yaklaşık üç katı değerinde kırılma dayanımı gösterir (Christel ve ark 1989).

Y-TZP seramikler, çapı 0,2-0,5 μm olan eşit eksenli ZrO_2 grenleri içermektedir. Stabilize edici Y^{3+} ve Zr^{4+} katyonları, katyonik alana doğru dağılarak oksijen boşluklarının elde edilmesi ile elektriksel nötralizasyon sağlanmaktadır (Lorente ve ark 2010).

1.4.5. Zirkonya Restorasyonların Yapımı

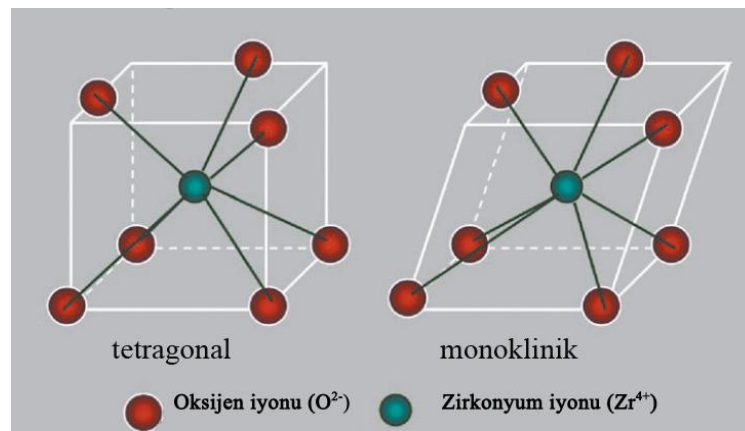
Zirkonya bloklar CAD/CAM sistemleri ile frezelenerek işlenmektedir ve sisteme bağlı olarak parsiyel veya tam sinterlenmiş bloklar kullanılmaktadır (Piwowarczyk ve ark 2005). Restorasyonlar presinterize bloklardan frezelemeyi takiben yüksek sıcaklıklardaki sinterleme işlemi ile veya tam sinterize bloklardan sert frezeleme ile yapılabilir (Denry 2013). Büyütülmüş altyapı tasarlandıktan sonra parsiyel olarak sinterlenmiş bloklardan frezeleme işlemi yapılmaktadır. Altyapı, sinterleme sırasında final boyutlarına ulaşana kadar % 20-25 doğrusal büzülmeye uğramaktadır (Piwowarczyk ve ark 2005). Bunun aksine tam sinterlenmiş bloklardan elde edilecek altyapılar ilave ısı işleminin ve buna bağlı boyutsal değişimin olmaması nedeniyle final boyutlarında frezelenmektedir (Besimo ve ark 2001, Filser ve ark 2001, Suttor ve ark 2001).

Tam sinterlenmiş zirkonya, parsiyel olarak sinterlenmiş olana göre hacimce daha düşük oranlarda por yüzdesine, daha yüksek dayanıma ve hidrotermal

yaşlanmaya karşı daha fazla dirence sahiptir. Ancak tam sinterize bloklardan yapılan frezeleme işlemi, materyalin mikroyapısını tehlikeye atabilmekte ve başlangıç dayanımını düşürebilmektedir (Luthardt ve ark 2004, Tinscherta ve ark 2004, Kohorst ve ark 2007). Tam sinterlenmiş zirkonya ile üretilen restorasyonlarda, zirkonya yüzeyi fazla miktarda monoklinik faz içerir. Bu durum, yüzeyde mikroçatlakların oluşmasına, düşük ısı bozulmasına ve güvenilirliğin azalmasına neden olur. Presinterize bloklardan üretilen restorasyonlara uygulanan sinterleme işlemi, aşındırma işleminden sonra yapıldığı için, stresin başlattığı tetragonal-monoklinik faz dönüşümünü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunmasını engeller (Guazzato ve ark 2004c). Bu blokların kullanılması üretim zamanını kısaltırken aynı zamanda frezlerin ömrünü de uzatmaktadır (Kohorst ve ark 2007).

1.4.6. Zirkonyanın Faz Dönüşümü ve Dönüşüm-Sertleşme Mekanizması

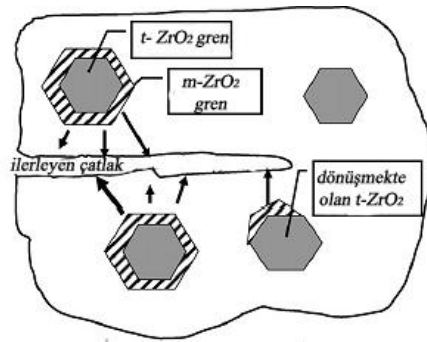
Zirkonyum dioksit polimorfik bir materyaldir. Monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere 3 farklı formu vardır. Monoklinik faz oda ısısından 1170 °C'ye kadar stabildir. 1170 °C'nin üzerinde tetragonal faza, 2370 °C'nin üzerinde ise kübik faza geçer. Saf zirkonyum dioksitte soğuma sırasında % 3-5 oranında hacim artışı ile birlikte tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm gerçekleşir (Kelly 2004, Denry ve Kelly 2008) (Şekil 1.1). 1980'lerin sonunda seramik mühendisleri, az miktarda (yaklaşık olarak % 3-8) kalsiyum, yttrium veya seryum ilavesi ile zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilebileceğini bulmuşlardır (Kelly ve Denry 2008).



Şekil 1.1. Zirkonyanın tetragonal ve monoklinik kristal yapılarının şematik görünümü (Vagkopoulou ve ark 2009).

Hannink ve ark, 1976'daki zirkonya ile ilişkili raporlarında tetragonal-monoklinik faz dönüşümünün ve bununla birlikte hacim ekspansiyonunun zirkonya bazlı materyallerin kırılma sertliğini geliştirmek için kullanılabileceğini öngörmüşlerdir (Hannink ve ark 2000). Kırılma sertliği, materyalin önceden var olan bir çatlak karşısında yüke karşı olan kapasitesi olarak tanımlanmaktadır (Lughi ve Sergo 2010).

Transformasyon-sertleşme mekanizması Y-TZP seramiklerde, magnezya parsiyel stabilize (Mg-PSZ) veya kalsiyum oksit parsiyel stabilize (Ca-PSZ) zirkonyalarla karşılaştırıldığında daha aktiftir (Cales 2000). Y-TZP'nin diğer dental seramiklere göre yüksek dayanıklılığı ve sertliği, sinterize edilmiş materyalin oda ısısında yarı-stabil tetragonal kristal yapıya sahip olmasından kaynaklanmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999, Kelly 2004). Zirkonya, diğer materyallerde olmayan strese bağlı transformasyon-sertleşme mekanizmasına sahiptir. Bu özellik, materyalin strese maruz kaldığı zaman mikroyapısal olarak değişmesi anlamına gelir. Çatlağın ucunda meydana gelen tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm, çatlak yayılımını aktif olarak önleyebilir. Bu durum, çatlakın kapanmasını sağlayan lokal hacim ekspansiyonu ile ilişkilidir. Hacimdeki bu artış, çatlakın ucunda ve etrafında oluşan, fraktür yayılmasında rol oynayan gerilim streslerine karşı gelecek kompresif stres tabakasını oluşturmaktadır (Raigrodski 2004, Ban 2008, Lughi ve Sergo 2010, Obradović-Đuričić ve ark 2013) (Şekil 1.2).

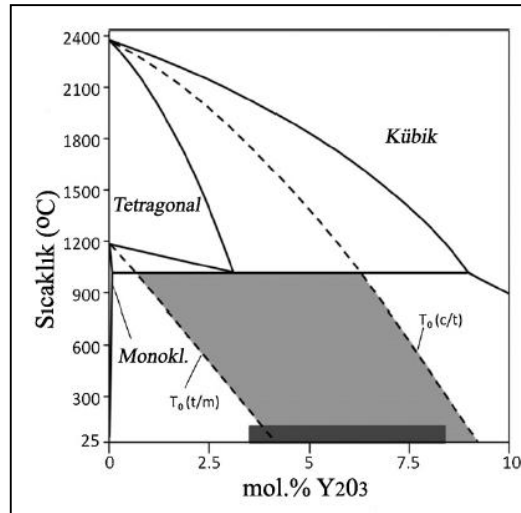


Şekil 1.2. Sertleşme mekanizmasının şematik anlatımı (Lughi ve Sergo 2010).

Aşındırma ve kumlama işlemleri zirkonyanın strese bağlı tetragonal-monoklinik (t-m) dönüşümünü tetikleyebilmektedir. Y-TZP'nin aşındırılması veya kumlanması dönüşüme bağlı olarak yüzeyde sıkıştırma tabakası oluşturmaktadır. Dayanımdaki artmanın miktarı dönüşmüş ZrO₂'deki hacim yüzdesine ve yüzeydeki

kompresif tabakanın derinliğine bağlıdır (Kosmač ve ark 1999, Guazzato ve ark 2005b). Kuvvetli aşındırma yüzeydeki kompresif tabakayı aşan yüzey kusurlarını meydana getirmektedir. Yüzeyde oluşan defektler stres toplayıcı gibi görev yapmakta ve fonksiyon sırasında dayanımı düşürmektedir (Kosmač ve ark 1999, Kosmač ve ark 2000, Luthardt ve ark 2002, Luthardt ve ark 2004).

Transformasyon, zirkonya partiküllerinin büyüklüğüne, şekline, bileşimine, stabilize edici oksitin tipine, miktarına ve zirkonyanın yapım işlemlerine bağlıdır (Witek ve Butler 1986). Stabilize edici ajanın miktarı materyalin mikroyapısını ve mekanik özelliklerini önemli derecede etkilediği için dikkatli bir şekilde kontrol edilmelidir (Heuer 1987). Yttrium oksit miktarı ve sıcaklığa bağlı zirkonyanın faz diyagramı şekil 1.3'te görülmektedir. İşaretli alan stabil tetragonal fazın bulunduğu alandır. Koyu işaretli alan ise dental uygulamalarda kullanılan Y-TZP'nin tetragonal fazda stabil olduğu alanı ifade etmektedir (Lughi ve Sergo 2010).



Şekil 1.3. $Y_2O_3-ZrO_2$ faz diyagramı (Lughi ve Sergo 2010).

Yüzey işlemlerinin transformasyon etkinliği ve Y-TZP'nin mekanik özellikleri büyük oranda ortalama gren büyüklüğüne bağlıdır. Daha büyük gren boyutuna sahip olanlar transformasyona daha eğilimlidir (Ruiz ve Readey 1996, Burger ve ark 1997, Chevalier 2006, Chevalier ve ark 2009). Gren boyutunun artması çatlak formasyonunun gelişmesi ile sonuçlanabilmektedir (Chevalier ve ark 1999b). $1\ \mu$ 'un altındaki gren boyutları düşük transformasyon oranlarıyla ilişkili iken kritik gren boyutunun üzerinde 3Y-TZP stabil değildir ve spontan t-m transformasyonuna yatkındır (Stawarczyk ve ark 2013). Gren boyutu $0,2\ \mu$ 'dan

düşük ise transformasyon mümkün değildir (Heuer ve ark 1986). Sinterleme şartlarının da oluşacak materyalin mekanik özellikleri ve stabilitesi üzerinde güçlü bir etkisi vardır (Subbarao 1981). Daha yüksek sinterleme dereceleri ve sinterleme süreleri, daha büyük gren boyutlarına neden olmaktadır (Scott 1975, Ruiz ve Readey 1996, Chevalier ve ark 2004, Stawarczyk ve ark 2013). Günümüzde zirkonya genel olarak 1350-1600 °C’de sinterlenmektedir (Stawarczyk ve ark 2013).

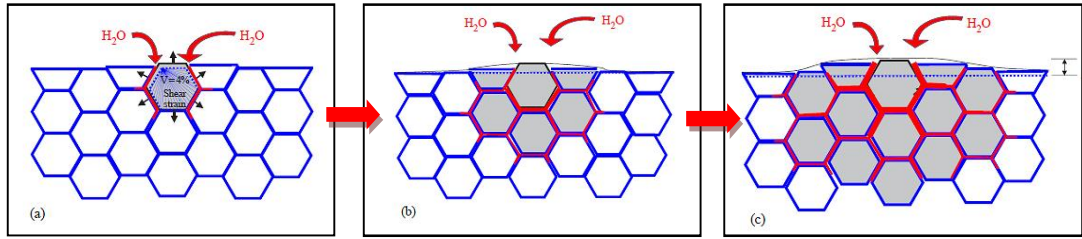
Materyalin dönüşümden sonraki sertliği kalan tetragonal faz miktarına bağlı olarak değişmektedir. T-m dönüşümünün önemli bir sonucu yüzey kompresif stres zonunun kalınlığına bağlı olarak dayanımın artmasıdır (Chevalier ve ark 1999b). Kumlamanın abraziv aşındırmaya göre t-m transformasyonunda daha etkili olduğu gösterilmiştir. Transformasyon hem ısı uygulamaları (Denry ve ark 2010), hem de aşındırma işlemi sırasındaki yükselen ısı ile terse dönebilmektedir (Kosmač ve ark 1999).

1.4.7. Zirkonyanın Düşük Isı Bozulması ve Yaşlanması

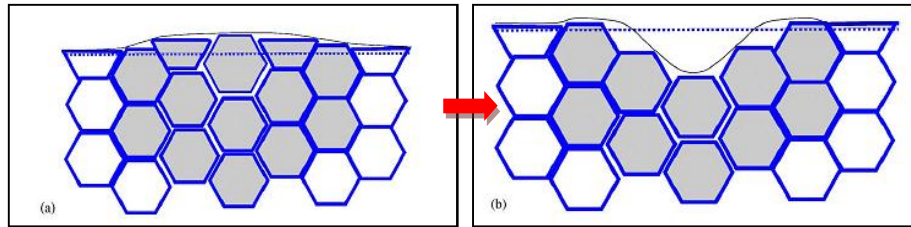
Zirkonya restorasyonlardan beklenen performansı elde edebilmek için materyalin uzun süre boyunca stabil yapıda kalabilmesi gerekmektedir (Piconi ve Maccauro 1999). Zirkonyanın mekanik özelliklerinin bozulması spontan faz dönüşümüne bağlıdır ve yaşlanma olarak tanımlanmaktadır (Sato ve Shimada 1985c, Piconi ve Maccauro 1999). Ortopedik cerrahide kullanılan zirkonya esaslı materyallerin nemli ortamda düşük ısı bozulmasına (LTD) maruz kaldıkları rapor edilmiştir. 3Y-TZP femur başlarının 2000-2002’de görülen klinik başarısızlıkları zirkonyanın biyomateryal olarak kullanılması konusunda tartışmaya yol açmıştır. Hastalardan çıkarılan femur başlarında yüksek oranda monoklinik faz bulunmasına bağlı olarak bozulma gözlenmiştir (Fernández-Fairén ve ark 2006, Perdigao ve ark 2012).

Dental restorasyonlar ağız içerisinde yaklaşık 7-10 yıl süreyle döngüsel mekanik ve termal yüklemelere maruz kalmaktadır. Dayanım zamanla birlikte yaşlanma, düşük ısı bozulması, mekanik yüzey işlemleri, stres korozyonu ve yorulma gibi faktörlerin etkisi ile azalma eğilimindedir (Kobayashi ve ark 1981, Oblak ve ark 2014). Yorgunlukla beraber yapısal defektler meydana gelebilmektedir (Guo 2004, Borchers ve ark 2010). Ayrıca, Y-TZP düşük sıcaklıklarda uzun süre boyunca nemli

ortama maruz kaldığında tetragonal yapı spontan olarak monoklinik yapıya dönüşmektedir (Kobayashi ve ark 1981, Oblak ve ark 2014). Transformasyon izole yüzey grenlerinde başlamakta ve materyalin bütününe doğru ilerlemektedir (Şekil 1.4). Transformasyon zonu, yüzeyde stres ve pürüzlülük oluşturarak büyümektedir (Chevalier ve ark 2007). T-m transformasyonuna ve hacimdeki genişlemeye bağlı olarak, dayanımdaki azalmaya ve spontan fraktürlere neden olabilecek genişlemiş mikroçatlaklar görülmektedir (Chevalier ve ark 2007, Swain 2014). Ayrıca gren çözülmesi ile yüzeyde kraterler meydana gelmektedir (Şekil 1.5) (Chevalier 2006). Bu durum düşük ısı bozulması olarak bilinmektedir (Guo 2004, Borchers ve ark 2010).



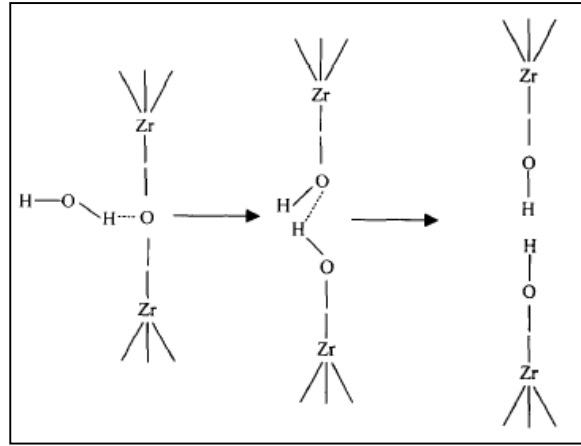
Şekil 1.4 (a-c). Yaşlanma sürecinin şematik görünümü (Dönüşüme uğramış grenler gri renkte ve bu grenlerin etrafındaki suyun penetrasyonu kırmızı renkte gösterilmiştir) (Chevalier 2006).



Şekil 1.5 (a,b). Zirkonya yüzey bozulmasının şematik görünümü (Chevalier 2006).

Frezleme ve kumlama gibi stres oluşturan yüzey işlemleri ile meydana gelen t-m faz dönüşümü, yüzeyde sıkıştırma tabakası oluşturarak eğilme dayanımının artmasına yol açarken aynı zamanda faz bütünlüğünün bozulması ile yaşlanmaya karşı duyarlılığın artmasına neden olabilmektedir (Deville ve ark 2006). Stabilizasyon ajanı ve zirkonya gren boyutu hidrotermal nedenlerle meydana gelen dönüşüm sürecinde önemli bir etkiye sahiptir (Deville ve ark 2003, Boulc'h ve ark 2004). Gren boyutunun azalması ve stabilize edici oksit miktarının artması dönüşüm hızını azaltmaktadır (Swab 1991). Ayrıca bozulma, zamana ve sıcaklığa bağlı olup, 500 °C'ye kadar görülmekle beraber maksimum hıza 250 °C'de ulaşmaktadır

(McLaren ve White 2000, Deville ve ark 2003, Boulc'h ve ark 2004). Bu mekanizma ağız içi ısılarda daha yavaş olmasına rağmen dayanımda önemli derecede azalmaya neden olmaktadır (Hirano 1992, Piconi ve Maccauro 1999). Eğilme dayanımı aynı zamanda keskin çatlakların ucunda suyun varlığından da etkilenebilmektedir (Zhang ve ark 2004a, Studart ve ark 2007a). Bu durum, Zr-O-Zr bağlarının çözülmesi esasına dayanmaktadır (Şekil 1.6) (Sato ve Shimada 1985b, Yoshimura ve ark 1989, Guo 2004, Borchers ve ark 2010). Bu reaksiyon, zirkonya grenlerinin çevresindeki stabilize edici miktarını azaltarak faz dönüşümüne neden olmaktadır (Lughi ve Sergio 2010). Sonuç olarak yaşlanma sürecinin etkileri; gren kopmaları ile sonuçlanan yüzey bozulması, bağ çözülmesi, mikroçatlak oluşumu, direnç kaybı, sertlik ve yoğunlukta azalmaz (Sato ve Shimada 1985b, De Kler ve ark 2007, Kim ve ark 2010, Tholey ve ark 2010).



Şekil 1.6. Çatlak ucunda Zr-O-Zr bağlarının suyla olan reaksiyonunun şematik görünümü (Sato ve Shimada 1985b, Lawson 1995).

Veneer porselenin Y-TZP'yi düşük ısı bozulmasından koruduğu düşünülmektedir. Ancak, son zamanlarda porselen içermeyen ve yüksek sıcaklıklarda sinterize olan tam anatomik Y-TZP'ler klinik uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır ve bu restorasyonlar oral kavitenin nemli çevresi ile direk olarak ilişkidir (Oblak ve ark 2014).

1.5. Zirkonya Restorasyonlara Uygulanan Yüzey İşlemleri

Restorasyonlarda yapıştırma simanı (Özcan 2002, Özcan ve Vallittu 2003) ve veneer seramik (Chaiyabutr ve ark 2008) ile bağlanmayı arttıracak bir yüzey işlemine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu amaçla yüzey pürüzlülüğünün sağlanması mekanik

retansiyonun arttırılması açısından önemlidir (Kato ve ark 2000). Pürüzlendirme işlemi sayesinde yüzey alanı, yüzey enerjisi ve yüzey ıslatılabilirliği arttırılmış olur (Blatz ve ark 2003). Yüzey işlemlerinin seramik yapısında oluşturduğu değişiklikler yüzey pürüzlülüğü, plastik deformasyon, yüzey çatlakları ve rezidüel strestir (Liao ve ark 1997, Zhang ve ark 2003). Zirkonya esaslı seramiklere yüzey işlemleri uygulandığında bu değişikliklerle beraber faz dönüşümü meydana gelmektedir. Faz dönüşümü zirkonya seramikleri diğer altyapı seramiklerinden ayıran önemli bir özelliktir (Kosmač ve ark 2000, Huang 2003, Yin ve ark 2003).

Zirkonyayı pürüzlendirmek için kullanılan yüzey işlemi seçenekleri; plazma spreji yöntemi, SIE, lazerle pürüzlendirme (Üşümez ve ark 2004), alüminyum oksit ile kumlama, elmas döner aletler ile pürüzlendirme (Derand ve ark 2005) ve bu metotların herhangi bir kombinasyonudur (Blatz ve ark 2003). Uygun yüzey işlemi tercihi, asitlenemeyen seramiklerin oral kavite şartlarında başarıya ulaşabilmesinde önemli bir rol oynamaktadır (Rosentritt ve ark 2000, Matinlinna ve ark 2006).

1.5.1. Plazma Spreji Yöntemi

İyon, elektron, atom ve nötral parçacıklar içeren ve kısmen iyonize edilmiş gaz olan plazma spreji yöntemi ile yüksek bağlantı değerleri elde edilebilmektedir (Chan ve ark 1996, Denes 1997). Gazın istenilen şekilde iyonize olabilmesi için vakum koşullarında hazırlanması gerekmektedir. Yüksek frekanslı bir jeneratör, gazı iyonize ederek plazmaya çevirmektedir (Derand ve ark 2005).

1.5.2. SIE (Selektif infiltre asitleme)

Selektif infiltre asitleme, zirkonyada nanodüzeyde yüzey pürüzlülüğü ($<0,05 \mu\text{m}$) oluşturmak için geliştirilen yeni bir tekniktir. Isı kaynaklı maturasyon işlemi ve asidin gren sınırları arasına difüzyonuyla düz yüzeylerin retantif pürüzlü yüzeylere dönmesi sağlanır. Isı işlemi ile beraber zirkonya yüzeyine ince bir infiltrasyon camı uygulanmaktadır. Erimiş haldeki cam yüzey grenlerinin sınırları arasına selektif olarak infiltre olmaktadır (Aboushelib ve ark 2007).

1.5.3. Lazer ile Pürüzlendirme

İlk defa Maiman tarafından 1960 yılında geliştirilen lazer, adını ‘Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (Stimule edilmiş radyasyon

yayılımı ile ışık güçlendirilmesi) kelimelerinin baş harflerinden almaktadır. (Miserendino ve Pick 1995). Diş hekimliğinde kullanılan başlıca lazer tipleri CO₂, Er:YAG, Er,Cr:YSGG, Ho:YAG, Nd:YAG, Diode, Argon, Alexandrite lazerdir (Gutknecht 2007).

Dental materyaller üzerinde çeşitli lazer uygulamaları, seramiklerde yüzey modifikasyonu oluşturulması, rezin doldurucu materyallerin uzaklaştırılması, titanyum dahil metal ve seramiğin lazerle eritilmesi ve metal alaşımların korozyon direncinin artırılması için önerilmiştir (Schmage ve ark 2003). Lazerin malzeme yüzeyine etkisi, lazer ışınının dalga boyuna, birim alana düşen güç yoğunluğuna ve madde yüzeyine aktarılan toplam enerji faktörlerine bağlıdır (Siegman 1986). Lazer işlemi sırasında lokal ısı değişimleri materyalde hasar oluşturabilecek iç gerilimlere yol açabilmektedir. Bu yüzden uygun lazer parametrelerinin kullanılması (Parker 2004), lazerin gücünün düşürülmesi ve su soğutması altında yapılması önerilmektedir (Obradovic-Djuricic ve ark 2013).

Er:YAG lazer, mikropatlamalar ve buharlaşma işlemi ile partikülleri uzaklaştırmaktadır (Guazzato ve ark 2005a, Gökçe ve ark 2007, Obradovic-Djuricic ve ark 2013). Çalışma prensibi, enerjinin doku içerisindeki su molekülleri tarafından emilmesi ile ani bir ısınmanın ve buharlaşmanın meydana gelmesi şeklindedir. Yüksek buhar basıncı birçok mikropatlamaya sebep olur ve bunun sonucunda madde kaybı oluşur. Meydana gelen krater ve porlar mikromekanik retansiyona katkıda bulunur (Gökçe ve ark 2007). Dalga boyu 2940 nm'dir. Suyu absorbsiyon katsayısı CO₂ ve Nd:YAG lazerden çok daha fazladır. Su tarafından en iyi absorbe edilen lazerdir (Van As 2004). Dental lazer uygulamaları arasında mine ve dentin pürüzlendirilmesinin sıklıkla Er:YAG lazerler ile uygulandığı rapor edilmiştir (Trajtenberg ve ark 2004). Ancak tam seramiklerin iç yüzeylerinde adeziv simantasyon prosedürü için pürüzlendirme etkinliği belirsizdir (Gökçe ve ark 2007). In-vitro deneylerdeki sonuçlar, bağlanma dayanımında lazer uygulamasının kumlama işlemi kadar etkili olmadığını belirtmektedir (Guazzato ve ark 2005a, Gökçe ve ark 2007, Obradovic-Djuricic ve ark 2013).

1.5.4. Kumlama

Restorasyonların iç yüzeylerinin kumlama işlemi ile pürüzlendirilmesi, mikroretansiyon oluşturarak rezinle bağlantıyı geliştirmek için uygulanmaktadır (Lorente ve ark 2010). Kumlama işlemi yüzeyi temizlemekte, eklentileri uzaklaştırmakta, yüzey pürüzlülüğünü arttırmakta, yüzeyin ıslanabilirliğini ve enerjisini değiştirmekte ve aynı zamanda yüzeyde mekanik etki oluşturmaktadır (Zhang ve ark 2004a, Curtis ve ark 2006b, Sato ve ark 2008). Ayrıca pürüzlü yüzey, bağlanma için daha fazla yüzey alanı oluşturmaktadır (Amaral ve ark 2006). Bu yüzden partiküllerin şekli, büyüklüğü, morfolojisi ve kimyasal içeriği yüzey modifikasyonunda çok önemli rol oynamaktadır (Hallmann ve ark 2012a). Dental uygulamalarda genellikle alümina veya silika kaplı alümina partikülleri kullanılmaktadır (Casucci ve ark 2009, Kitayama ve ark 2010, Lorente ve ark 2010, Osorio ve ark 2010, Kim ve ark 2011, Everson ve ark 2012). Kumlama işlemi 30-250 µm arasında değişen partikül büyüklükleriyle yapılabilmektedir (Özcan ve ark 1998, Özcan 2003). 110 µ alümina partikülleri ile kumlamanın, zirkonyanın statik eğilme dayanımını önemli derecede arttırdığı fakat çatlak oluşumu ve yüzey kusurlarına bağlı güvenilirliğini kötü etkilediği gözlenmiştir (Kosmač ve ark 1999, Kosmač ve ark 2000). Ayrıca kumlama işlemi, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü tetiklemektedir. Kritik yükleme sırasında transformasyon kapasitesini düşürdüğü için dayanımda azalmaya ve kırılmaya neden olabilmektedir. Sonuç olarak kumlama işlemi zirkonyanın ömrünü azaltabilmektedir (Shimizu ve ark 1993, Schubert ve Frey 2005, He ve ark 2014).

Seramiklere uygulanan yüzey işlemlerinden bir diğeri de tribokimyasal silika kaplama yöntemidir (Kern ve Thompson 1994, Derand ve Derand 2000, Yoshida ve ark 2006). Tribokimyasal silika kaplama yönteminde yüzey, silisik asitle modifiye edilmiş alüminyum oksit partikülleriyle kumlanmaktadır (Peutzfeldt ve Asmussen 1988, Özcan 2002). Kumlama basıncıyla beraber silika partikülleri seramik yüzeyine gömülmektedir. Silika ile modifiye edilmiş yüzeye silan bağlama ajanı uygulanması, rezinin kimyasal bağlantısını sağlamaktadır (Özcan ve Vallittu 2003, Amaral ve ark 2006).

Kumlama işlemi hem laboratuvarında hem de hasta başında kumlama cihazları kullanılarak yapılabilmektedir (Hallmann ve ark 2012a). Rocatec (3M ESPE,

Seefeld, Almanya) ve CoJet (3M ESPE, Seefeld, Almanya) sistemleri silika-modifiye alüminyum trioksitin kullanıldığı hava basınçlı mikrokumlama sistemleridir (Heikkinen ve ark 2010). CoJet, metal-seramik ve tam seramik restorasyon kırıklarının kompozit rezin ile direkt tamiri gibi klinik prosedürler için; Rocatec ise laboratuvar kullanımı için tasarlanmıştır (Valandro ve ark 2005).

1.5.5. Döner Aletler ile Aşındırma

Bilgisayar desteği ile oluşturulan seramiklerde en önemli sorunlardan biri seramiklerin aşındırılmasıyla oluşan çatlaklara bağlı gelişen başarısızlıklardır (Rice 2002). Dental uygulamalarda bu hasar aynı zamanda klinik uyumlama sırasındaki aşındırma aşamasında da meydana gelebilir (Denry ve Holloway 2006). Protetik altyapı ve prepare diş yapısı arasında iyi bir adaptasyon sağlamak için genellikle aşındırma ile final uyumlama gerekmektedir (Garvie ve ark 1975, Gupta 1980, Kosmač ve ark 1999). CAD/CAM ile hazırlanan zirkonya altyapıları sinterlendikten sonra dental teknisyen laboratuvarında yeniden şekillendirilmektedir (Scherrer ve ark 2013).

Aşındırmanın seramik yapısında oluşturduğu en önemli yüzey karakteristikleri pürüzlülük, plastik deformasyon, faz değişimi, mikroçatlaklar ve rezidüel stresler (Luthardt ve ark 2004). Aşındırma sonucu bu değişikliklerden hangilerinin ortaya çıkacağı, materyalin özelliklerine ve aşındırma parametrelerine bağlıdır (Kosmač ve ark 1999). Aşındırmanın zirkonya seramiklerin eğilme dayanımına etkisi tartışma konusudur. Aşındırmanın sertliği, lokal olarak gelişen ısıya göre t-m dönüşümü ve dönüşmüş zirkonyanın hacim yüzdesi materyalin stabilitesi ile ilişkilidir (Gupta 1980, Kosmač ve ark 1999, Kosmač ve ark 2000, Guazzato ve ark 2005a). Aşındırmayla birlikte, dental seramiklerin dayanımının düştüğü gözlenmiştir (Kosmač ve ark 1999, Luthardt ve ark 2002, Guazzato ve ark 2005b, Wang ve ark 2008).

Zirkonya restorasyonlarda aşındırma sırasında oluşan yüksek ısı, tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi ters yönde aktive ederek sıkıştırıcı tabakanın zayıflamasına sebep olmaktadır (Kosmač ve ark 1999). Aşındırmanın hızı ve uygulanan kuvvet de materyalin mekanik özelliklerini etkileyen faktörlerdir. Su soğutması altında uygulansa bile aşındırma hızı ve uygulanan kuvvet arttıkça

materyalin dayanıklılığının azaldığı bildirilmiştir (Swain ve Hannink 1989). Kuvvetli bir şekilde uygulanan aşındırma, yüzey kompresif tabakasını aşan derin yüzey kusurlarına neden olmaktadır (Kosmač ve ark 1999, Kosmač ve ark 2000, Luthardt ve ark 2004).

1.6. Yapay Yaşlandırma

Dental materyallerin oral şartlardaki performansına yakın sonuçlar elde edilebilmesi için laboratuvar deney düzeneğine, materyalin ağız içerisinde maruz kalacağı durumlar yansıtılmalıdır. Bunların arasında en önemlileri ısısal değişiklikler ve çiğneme kuvvetleridir (Braem ve ark 1994, Frankenberger ve ark 2005, Frankenberger ve Tay 2005).

Dental materyallerle ilgili deneylerin doğrudan in-vivo koşullarda yapılması zaman alıcı ve bazı durumlarda olanaksız olduğundan, restoratif sistemlerin etkinliğini değerlendirmek ve ağız içindeki davranışlarını önceden tahmin edebilmek için laboratuvar koşullarında suda bekletme, termal siklus ve yük uygulanması gibi yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır (Wendt ve ark 1992, Papacchini ve ark 2007).

Ağız ortamında suyun varlığı ve çiğnemeye bağlı olarak oluşan döngüsel yükleme, tam seramik kronların devamlılığı için önemli faktörlerdir (Ohyama ve ark 1999). Bu nedenle yorulma testleri seramik materyallerin mekanik performansının değerlendirilmesi açısından çok önemlidir (Itinocche ve ark 2006).

1.6.1. Termal Siklus

Ağız ortamındaki ısı ve pH değişimi dental restoratif materyaller üzerinde sürekli bir etkiye sahiptir. Yemek, içmek ve nefes almak gibi fizyolojik fonksiyonlar ağız içinde ısı değişikliklerine sebep olur. Örneğin buzlu bir suyun ısısı 0 °C'ye yakinken, sıcak bir çay ya da çorbanın ısısı 60 °C'ye ulaşabilir (Geis-Gerstorfer 1994, Gale ve Darvell 1999).

Termal siklusun geçerliliği için sıcaklık, bekletme süresi ve siklus sayısı olmak üzere üç önemli faktör ortaya çıkmaktadır (Morresi ve ark 2014). In-vitro koşullarda 4°C ile 60°C arasında değişen sıcaklıklarda termal siklus uygulaması önerilmektedir (Jang ve ark 2001). ISO 11405 (1994) standartlarına göre uygulanan

sıcaklık 5-55 °C'dir ve birçok araştırmacı tarafından in-vivo şartların simülasyonu için kabul görmüştür (Gale ve Darvell 1999, Morresi ve ark 2014). Ancak termal siklus sayısı ve daldırma zamanı konusunda literatürde farklı veriler ile karşılaşılmaktadır (Von Fraunhofer ve ark 2000, Jang ve ark 2001). Yaklaşık 10000 termal siklusun 1 yıllık klinik kullanım süresine denk geldiği belirtilmiştir (Gale ve Darvell 1999). Bu değerlendirme, gün içerisinde 20 ile 50 arasında siklus sayısı olabileceği hipotezine dayanmakta olup birçok araştırmacı tarafından kabul görmüştür (De Munck ve ark 2005, Amaral ve ark 2007, Ulker ve ark 2010, Xie ve ark 2010). Çalışmalarda kullanılan örneklerin değişen sıcaklıklardaki bekletme süreleri 10 sn, 15 sn, 30 sn, 55 sn, 60 sn, 2 dak ve 3 dak olarak değişmektedir (Morresi ve ark 2014).

1.6.2. Mekanik Siklus (Çiğneme Siklusu)

Seramik restorasyonlar, özellikle gerilme kuvvetlerinin yoğun olduğu (Farah ve Craig 1975) ve seramik kalınlığının az olduğu alanlarda (Pettrow 1961, Jones 1982), fonksiyon sırasındaki kompleks kuvvetlere karşı kırılmaya hassastırlar. Y-TZP seramiklerin dayanımı mekanik yüzey işlemlerine, düşük ısı bozulmasına, stres birikimine ve yorgunluğa bağlı olarak zamanla azalma eğilimindedir (Kobayashi ve ark 1981, Oblak ve ark 2014). Çiğneme siklusu sırasında tekrarlayan streslerle çatlak yayılımı ve bu çatlakların var olan fissürlerle birleşimi rapor edilmiştir. Bu durumun sonucunda materyal zayıflamaktadır (Itinoche ve ark 2006, Studart ve ark 2007a). Tekrarlayan yüklemelere karşı güvenilirliği belirsiz olan zirkonya restorasyonların başarısı için yorgunluk karakteristiklerinin değerlendirilmesi gerekmektedir (Borchers ve ark 2010, Nemli ve ark 2012).

1.7. Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü materyal özelliklerine ya da materyalin üretim yöntemine bağlı olarak yüzey dokusundaki çok ince düzensizlikleri tanımlamaktadır. Seramik yüzeyinin pürüzlü olması, plak birikiminin artmasına, dişeti iltihabı ve yumuşak doku reaksiyonlarına veya karşıt dişlerde aşınmaya neden olabilir (Jefferies 1998, Wright ve ark 2004). Parlak ve düzgün bir yüzey, dental materyallerin estetik bir görünüm sağlaması için çok önemlidir. Ayrıca bu görünümü, ağız içinde uzun bir süre boyunca korumaları gerekir (Kakaboura ve ark 2007, Atabek ve ark 2010).

1.7.1.Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi ve Değerlendirilmesi

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için birçok yöntem vardır. Dental materyallerdeki yüzey pürüzlülüğü ile ilgili araştırmalar genel olarak taramalı elektron mikroskobu (SEM) gibi kalitatif metotlar ve yüzey profili analizi gibi kantitatif metotlar ile yapılmaktadır. Son yıllarda atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile de yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu ve detaylı topografik görüntülerini elde etmek mümkündür (Kakaboura ve ark 2007).

Profilometre analizi

Profilometre, materyalin yüzey topografisini analiz etmek için kullanılmaktadır (Seitavuopio ve ark 2005). Pürüzlülük değerlerinin belirlenmesinde, yüzeyi karakterize eden bütün girinti ve çıkıntıları kaydeden sivri bir uç yüzey boyunca hareket ettirilmekte, bazal çizgiden itibaren bütün sapmalar ölçülmekte ve veriler hesaplanarak kaydedilmektedir. Profilometreler yüzey düzensizliklerinin fiziksel derinliğini özelleştirilmiş bir kesit alanında veya örnekleme uzunluğunda ölçmektedir (Bourauel ve ark 1998, Jefferies 1998, Yılmaz ve Özyurt 1999).

Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde birçok parametre seçilir. En çok kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz/Rpm oranıdır. Ra, bitirilmiş ve polisaj yapılmış yüzeyin düzensizliğinin bir ölçütüdür ve mikrometre (μm) olarak hesaplanır. Ra parametresi, bir yüzeyin genel ortalama pürüzlülüğünü tanımlamaktadır (Whitehead ve ark 1995). Pürüzlülük mesafelerinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek ve aritmetik ortalamaları alınarak belirlenmektedir (Whitehead ve ark 1995, Martínez-Gomis ve ark 2003). Ra'nın 0,2 μm 'den daha düşük olduğu yüzey, bakteri birikiminin az olduğu, parlak görünüme sahip bir yüzey olarak kabul edilmektedir. Bu nedenle dental restoratif materyallerin ağız içinde kullanılabilmeleri için, materyallerin ortalama yüzey pürüzlülüğünün 0,2 μm 'nin altında olması gerekmektedir (Bollen ve ark 1997, Güler ve ark 2010).

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM'de görüntü oluşması, örnek üzerine gönderilen elektron demetinin örnekten yansması ve yansıyan sinyallerin algılanması esasına dayanır. SEM tekniklerinin kullanılması görüntülerde iyi bir alan derinliği sağlamaktadır (Yañez ve

Barbosa 2003). Elektron lensleri tarafından odaklanan elektron ışını örneğin üzerini tarar ve sinyaller görüntü olarak algılanır, bu sayede örneğin yüzey morfolojisi incelenir (Chescoe ve Goodhew 1990). SEM analizi yaşlanmanın yüzey bozulması üzerine potansiyel etkisini incelemek için kullanılabilir. Yaşlanmanın etkisiyle yüzeyde meydana gelen değişiklikler ve grenlerdeki ayrılmalar izlenebilir (Chevalier 2006).

Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir protokole göre hazırlanması gerekir. Örnekler kakodilat tamponunda sabitlenir. Daha sonra konsantrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutulur ve kimyasal kurutma yapılır. Alüminyum kalıplara oturtulan örnekler altın püskürtme aletiyle ince bir altın tabakası ile kaplanır (Della Bona ve ark 2002). Ardından incelenecek örneğe dar ve gittikçe artan elektron demetleri gönderilir ve satır satır taranır. Elektronlar belli bir bölgeye çarptığı zaman yüzey atomları sekonder elektronlar olarak adlandırılan elektronlar yayar. Bunlar özel dedektörlerle yakalanırlar. Dedektöre giren sekonder elektronlar elektrik akımına çevrilir ve büyütülür. Bu elektriksel sinyal katot tüpüne gönderilir ve görüntü bilgisayar ekranından kayıt edilir (Cengiz ve ark 2004).

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

AFM, yüzey topografisi ölçüm metotları arasında yaygın uygulama alanına sahiptir ve hızla gelişmekte olan nanoteknoloji için vazgeçilmezdir. Elektronik, telekomünikasyon, biyoloji, kimya, otomotiv, uzay-havacılık ve enerji gibi endüstrilerde kullanılmaktadır. Aşınma, temizleme, korozyon, pürüzlendirme, sürtünme, kayganlaştırma, kaplama ve cilalama gibi işlemler bu yöntemle incelenebilmektedir (Oura ve ark 2003).

Atomik kuvvet mikroskopi (AFM), alt tabakaya minimal kuvvet ileten bir temas profilometre metodudur. Distorsiyonun önüne geçmek için keskin nanometre boyutlu bir uçla yüzey taranmakta ve bu sayede daha detaylı ölçüm yapılabilmektedir. Bu yöntemde topografik bilgi, üç boyutlu resimsel görüntüler şeklinde oluşturulabilmektedir (Verran ve ark 2003).

AFM, yüzey topografisini angstrom mertebesinde 100 μ 'a kadar ölçebilen bir yöntemdir. Tarayıcı uç, cantilever denilen bir yaya tutturulmuştur. Uç ve numune yüzeyi arasındaki atomlar arası kuvvetler cantileverin sapmasına neden olur. Atomik

ve nanometrik ölçekte yüksek hassasiyetle ölçülen yüzeyin özelliklerini haritalamak için, araştırma ucunun numune yüzeyine göre uzaysal pozisyonunu kontrol etme yeteneği sağlayan piezoelektrik güç çeviricilerin kullanımı temel alınmaktadır (Oura ve ark 2003). AFM, taranan alanın büyüklüğüne bağlı olan RMS pürüzlülüğünü belirler ve ağırlıklı ortalamasını verir. Ölçülen yapının minimum büyüklüğü ve dolayısıyla RMS pürüzlülüğü AFM iğnesinin (tip) büyüklüğüne ve geometrisine de bağlıdır (Schmidtling ve ark 2005).

1.8. X -Işını Kırınımı (XRD) Analizi

X-ışını kırınımı (X-ray difraksiyon/XRD) tekniği, X ışınlarını kullanarak seramik ve metal gibi kristal yapılı materyallerin moleküllerinin geometri ve şeklini belirlemek için kullanılmaktadır. Böylece materyalin kristal yapısı, fiziksel ve kimyasal faktörlerin kristal yapı üzerindeki etkisi ve kristal boyutları tespit edilmektedir (Cullity ve Stock 2001).

Kristallerin atomlarının geometrik düzeni ve aralarındaki mesafe hakkındaki çoğu bilgi X-ışınları kırınımı (XRD) yöntemiyle elde edilebildiği için bu yöntem, kristalin bileşiklerin kalitatif olarak tanınmasında pratik ve uygun bir yöntemdir (Skoog ve ark 1996). XRD analizi bu temel kullanım alanıyla beraber, kimyasal analizlerde miktar ve kalitenin belirlenmesi, fiziksel etkilerin materyalin yapısında oluşturduğu değişikliklerin belirlenmesi ve yeni materyallerin geliştirilmesi amacıyla da kullanılmaktadır (Samuel ve ark 1989).

Her bir madde kendine özgü kırınım şekli göstermektedir. Analizi yapılan örnek tek bir maddeden oluşmakta ise o maddeye ait, farklı maddelerin karışımından oluşuyorsa bileşenlerden birine ait difraksiyon şekli elde edilmektedir. Bu yöntem ile içeriği bilinmeyen bir örneğin tanımlanması, yani nitelik analizi ve bir maddenin bileşenlerinin miktar analizlerini yapmak mümkündür. Bu yöntem için çok sayıda maddenin difraksiyon şekli belirlenmiş ve arşivlenmiştir (Woolfson 1997).

XRD (X-ışını difraktometre) tekniği zirkonyanın dönüşüm kinetiği değerlendirmeleri için yıkıcı olmayan konvansiyonel bir tekniktir (Deville ve ark 2005). Y-TZP polikristalin yapıda bir materyaldir ve kristal yapısının faz değiştirmesi zirkonya esaslı materyallerin önemli bir özelliğidir. XRD tekniği ile zirkonya esaslı örneğin yüzey işlemi sonrası yapısında meydana gelen faz

değişimleri gözlenebilmektedir. ZrO_2 'nin difraksiyon grafiğinde, yüzey işlemi öncesi ve sonrası tetragonal fazın yaptığı tepe noktası (pik) farklı şekillerdedir (Kao ve ark 2000).

1.8.1. XRD Çalışma Prensibi

XRD çalışmalarında, dalga boyu sabit x-ışınları kullanılır. X-ışınları kaynağı olarak x-ışını tüpleri kullanılmaktadır. Dalga boyu sabit x-ışınlarını elde etmek için, ısıtılan bir tungsten filamandan yayınlanan elektronlar elektromanyetik bir alan içinde hızlandırılır. Hızlandırılarak yüksek enerji kazandırılan bu elektron demeti bir anota (bakır gibi) çarptığında, elektronlar anotun elektron kabuklarına girerler. X-ışınının içinden geçtiği madde elektronları arasındaki etkileşme neticesinde saçılma oluşur. Eğer x-ışınları bir kristaldeki düzenli ortam tarafından saçılırsa, saçılmayı yapan merkezler arasındaki uzaklık x-ışınının dalga boyu ile aynı mertebede olduğu için saçılan ışınlar olumlu ya da olumsuz girişim yaparlar. Bu durumda kırınım meydana gelir (Skoog ve ark 1996).

Difraktometrenin çalışma prensibinde gönderilen monokromatik x-ışını bir alıcı tarafından okunmaktadır. Sabit bir hızla hareket eden alıcı θ açısı ile örnek yüzeyine gelip 2θ ile yansıyan x-ışınlarının yoğunluğunu kaydetmektedir. 2θ açısına “difraksiyon açısı” adı verilmektedir (Cullity ve Stock 2001).

1.9. Tam Seramiklerin Kırılma Dayanımını Belirlemek İçin Uygulanan Mekanik Test Yöntemleri

Dayanıklılık, materyalin kırıldığı an kaydedilen en yüksek stres olarak tanımlanır ve seramikler gibi kırılğan materyallerin başarısını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir (Bhamra ve ark 2002, Albakry ve ark 2003, Aboushelib 2012, Gözneli ve ark 2013). Alt yapı seramiklerin dayanıklılıklarını değerlendirmek için farklı laboratuvar testleri kullanılmaktadır (Kosmač ve ark 1999). Seramiklerin mekanik özelliklerini test etmek için eğilme dayanımının ölçülmesi önemlidir. Çünkü seramikler yapıdaki çatlakların etrafındaki gerilim stresleri karşısında deformasyona eğilimlidir. Gerilim altında baskıya göre daha zayıf materyallerdir (Guazzato ve ark 2002). Eğilme dayanımı testleri; alt yapının kalınlığı, tasarımı, ağız içindeki okluzal yükleme ve çevresel faktörlerin gözardı edilmesi gibi dezavantajlarına rağmen, dayanıklılığı etkileyen değişik faktörlerin değerlendirilmesi

için kontrollü bir ortamda uygulanabilen yöntemlerdir (Hondrum 1992, Kosmač ve ark 1999).

Eğme testleri seramik materyallerin dayanımını belirlemek için kullanılan en hassas yöntemlerden biridir. Bu test çatlağın miktarıyla ilişkilidir ve materyalin eğilme dayanımını ölçmektedir (Jones 1983, McLean ve Kedge 1987, McLean 1988).

Seramiklerin eğilme dayanımlarını belirlemek için iki farklı yöntem kullanılmaktadır (Zeng ve ark 1996). Tek eksenli ve iki eksenli eğme testleri dental restorasyonların dayanımını değerlendirmek için sıklıkla kullanılan yöntemlerdir (Zeng ve ark 1996, Zeng ve ark 1998, Tinschert ve ark 2000, Yılmaz ve ark 2007).

1. Tek eksenli eğme testleri

- a. 3 nokta eğme testi**
- b. 4 nokta eğme testi**

2. İki eksenli eğme testleri

- a. Halka üzerinde halka**
- b. Halka üzerinde top**
- c. Üç top üzerinde piston (Zeng ve ark 1996).**

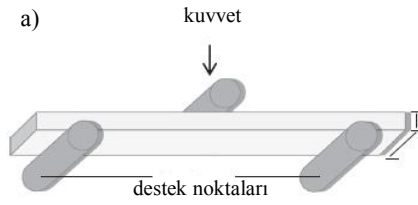
1.9.1. Tek Eksenli Eğme Testleri

Birçok araştırmacı ISO standardını kullanmakta ve dental porselenin kırılma modunu belirlemek için üç nokta eğilme dayanımı testine ihtiyaç duymaktadır (Pröbster 1992a). Üç nokta eğilme dayanımı testi dikdörtgensel kırılğan materyallerin eğilme dayanımını belirlemek için sıklıkla kullanılan testlerden biridir (Seghi ve ark 1990, White ve ark 1994). Önemli test parametreleri örnek kalınlığı, yükleme kontak alanı, materyalin homojenitesi, pörözitesi ve yükleme hızıdır (Pröbster 1992a).

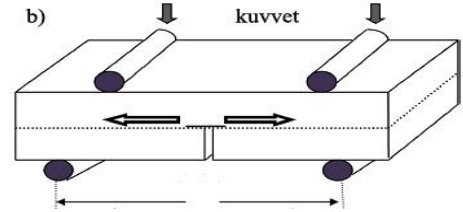
Üç nokta eğme testinde, dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerine yerleştirilmekte ve orta noktadan yük uygulanmaktadır. Dört nokta eğme testinde örnek aynı şekilde iki desteğin üzerine yerleştirilmektedir. Yük uygulanan

iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır (Craig ve Powers 2002) (Şekil 1.7).

Üç nokta ve dört nokta eğme testleri hem tek komponentli kırılğan materyallerin hem de tabakalı seramik yapıların dayanımını değerlendirmek için kullanılabilmektedir (Ban ve Anusavice 1990).



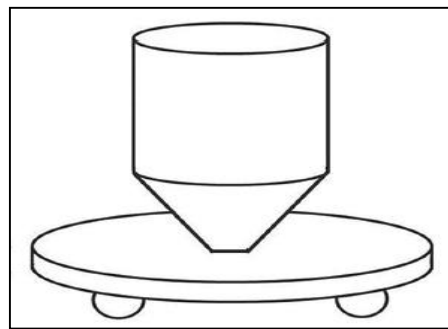
Şekil 1.7. a) 3 nokta eğme testi (Coldea ve ark 2013).



b) 4 nokta eğme testi (Elsaka 2013).

1.9.2. İki Eksenli Eğme Testleri

Bu testlerde, disk şeklinli örnek bir halka veya daire oluşturacak şekilde duran topar ile alttan desteklenmektedir. Altteki halka veya toplara merkezi olarak konumlandırılmış bir piston ile yükleme uygulanmaktadır. $3,2\pm0,5$ mm çapındaki çelik topar 10-12 mm çapında bir daire etrafında ve birbirlerine merkezden 120° açıyla yerleştirilmektedir. Bu destek topar üzerine örnek merkezi olarak konumlandırılmaktadır. 1,2-1,6 mm çapındaki düz uçlu silindir piston ile örneğin merkezine kuvvet uygulanmaktadır (ISO 6872:1995) (Şekil 1.8).



Şekil 1.8. Biaksiyel eğme testinin (3 top üzerinde piston) şematik görünümü (Song ve ark 2013).

Bu çalışmanın amacı, 4 farklı Y-TZP zirkonya seramiğe uygulanan kumlama, aşındırma, lazer yüzey işlemlerinin ve bu işlemlerle beraber yapay yaşlandırma sürecinin, faz değişimine ve eğilme dayanımına etkisinin, X ışını kırınımı analizi ve

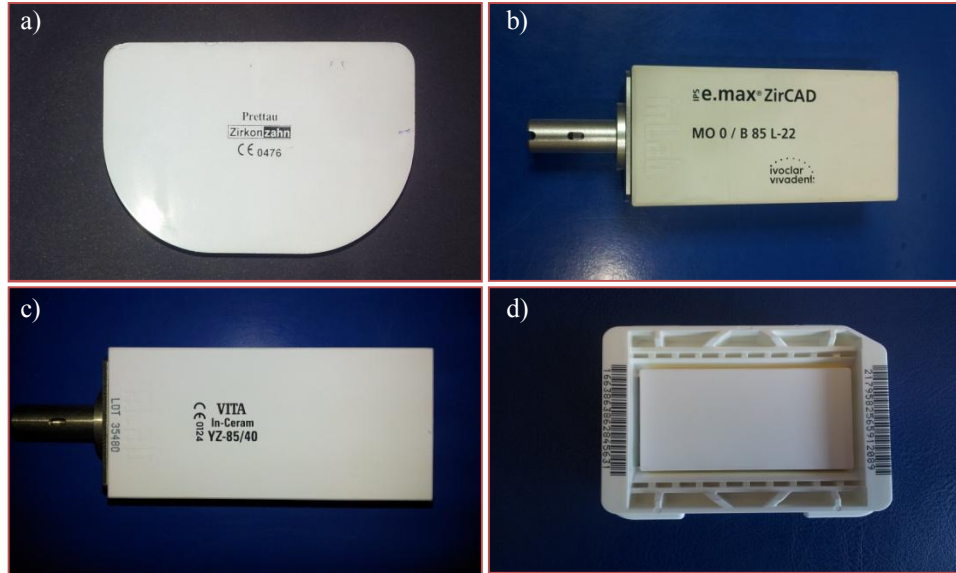
üç nokta eğme testi ile incelenmesidir. Çalışmada ayrıca, yapılan yüzey ve yaşlandırma işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ve yüzey morfolojisine etkilerinin profilometre, SEM ve AFM ile incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın sıfır hipotezi yüzey ve yaşlandırma işlemlerinin Y-TZP seramiklerin yüzey pürüzlülüğünü, faz dönüşümünü ve eğilme dayanımını etkilemeyeceği ve materyaller arasında fark olmayacağı yönündedir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 05.04.2012 tarihinde yapılan 2012/04 sayılı toplantısında projenin, bilimsel etik açıdan uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir (Bkz. EK-A).

Bu in-vitro çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi, As Dental Diş Laboratuvarı, Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi, Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada Prettau Zirkonzahn (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Vita In-Ceram YZ (VITA Zahnfabrik BAD Sackingen, Almanya) ve Lava Frame Zirconia (3M ESPE, Seefeld, Almanya) olmak üzere 4 farklı Y-TZP seramik blok kullanılmıştır (Şekil 2.1). Kullanılan Y-TZP seramikler, standardizasyon sağlanması amacıyla renklendirilmemiş bloklardan seçilmiştir. Blokların üretici firmaları, lot numaraları ve içerikleri çizelge 2.1'de verilmiştir.



Şekil 2.1. Çalışmada kullanılan Y-TZP bloklar: **a)** Prettau Zirkonzahn **b)** IPS e.max ZirCAD **c)** Vita In-Ceram YZ **d)** Lava Frame Zirconia.

Çizelge 2.1. Kullanılan Y-TZP blokları, üretici firmaları, lot numaraları ve içerikleri.

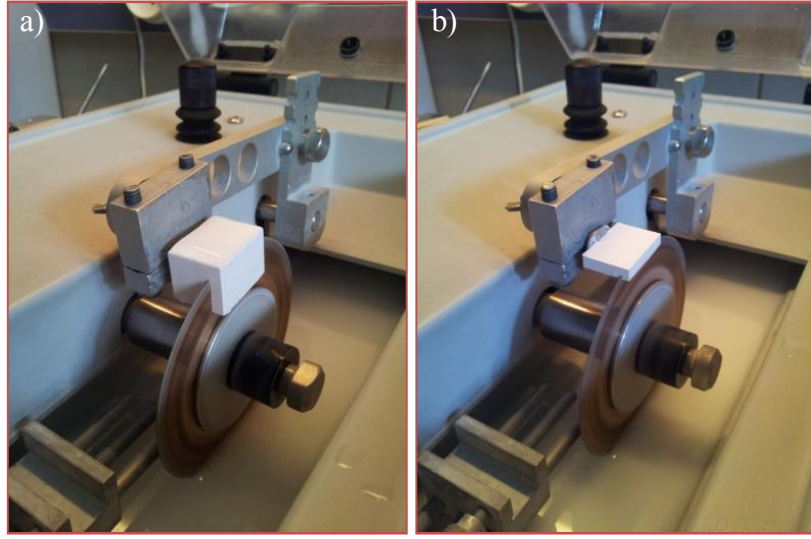
Materyal	Üretici Firma	Lot Numarası	İçerik
Prettau Zirkonzahn 12H	Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya	ZA884E	ZrO ₂ (+HfO ₂) Y ₂ O ₃ : % 4,95-5,26 Al ₂ O ₃ : % 0,15-0,35 SiO ₂ : < % 0,02 Fe ₂ O ₃ : < % 0,01 Na ₂ O: < % 0,04
IPS e.max ZirCAD MO 0 for inLab® B85/L22	Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein	R56523	ZrO ₂ : % 87-95 Y ₂ O ₃ : % 4-6 HfO ₂ : % 1-5 Al ₂ O ₃ : % 0-1 Diğer oksitler: < 0,2
VITA In-Ceram YZ for inLab® MC XL 85/40	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	35480	ZrO ₂ , Y ₂ O ₃ : % 5 HfO ₂ : < % 3 Al ₂ O ₃ , SiO ₂ : < % 1
Lava™ Frame Zirconia Multi	3M ESPE, Seefeld, Almanya	470071	ZrO ₂ : % 95 Y ₂ O ₃ : % 3 Al ₂ O ₃ : < % 0,25

2.1. Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

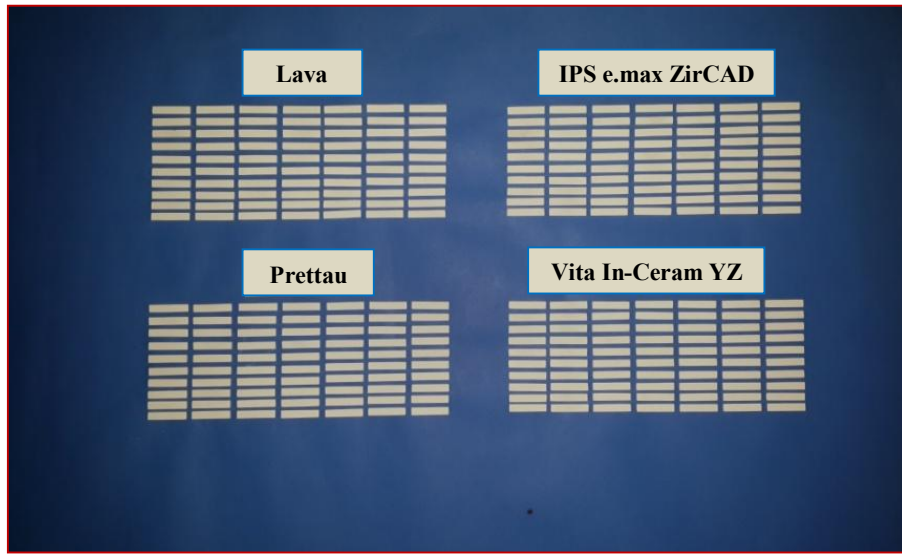
Her bir sisteme ait 70 adet (toplam 280) bar şeklindeki zirkonya örnek, hassas kesme cihazına (Isomet 1000 Low Speed Saw, Buehler Ltd, Lake luff, IL, USA) bağlanan özel elmas separe (Diamond Wafering Blade Series 15 HC Diamond No. 11-4244, Buehler, IL, USA) ile düşük hızda ve su soğutması altında kesilerek elde edildi (Şekil 2.2, 2.3).

Örnekler, sisteme ait sinterizasyon büzülmelerini karşılamak amacıyla % 20-25 oranında büyütülmüş boyutlarda kesildi. Aşındırma işlemi uygulanacak örneklerin dışındaki bütün örnekler, sinterleme sonrası final boyutları 20 x 4 x 1,2 mm olacak şekilde oluşturuldu. Aşındırma gruplarındaki örnek kalınlıkları ise diğer gruplardan farklı olarak, sinterlendikten sonra 1,3 mm olacak şekilde oluşturuldu. Örnek kalınlıkları arasındaki 0,1 mm'lik fark, aşındırma işlemi sırasında kaldırılacak materyal olarak hesaplandı. Sinterleme işleminden önce kesilen örneklerin yüzeyleri

sırasıyla 600, 1000 ve 1200 grit silikon karbid (SiC) aşındırıcı kağıtlar (English Abrasives&Chemicals Ltd, Stafford, USA) ile akan su altında düzeltildi.



Şekil 2.2 (a, b). Hassas kesme cihazında blokların kesilmesi.

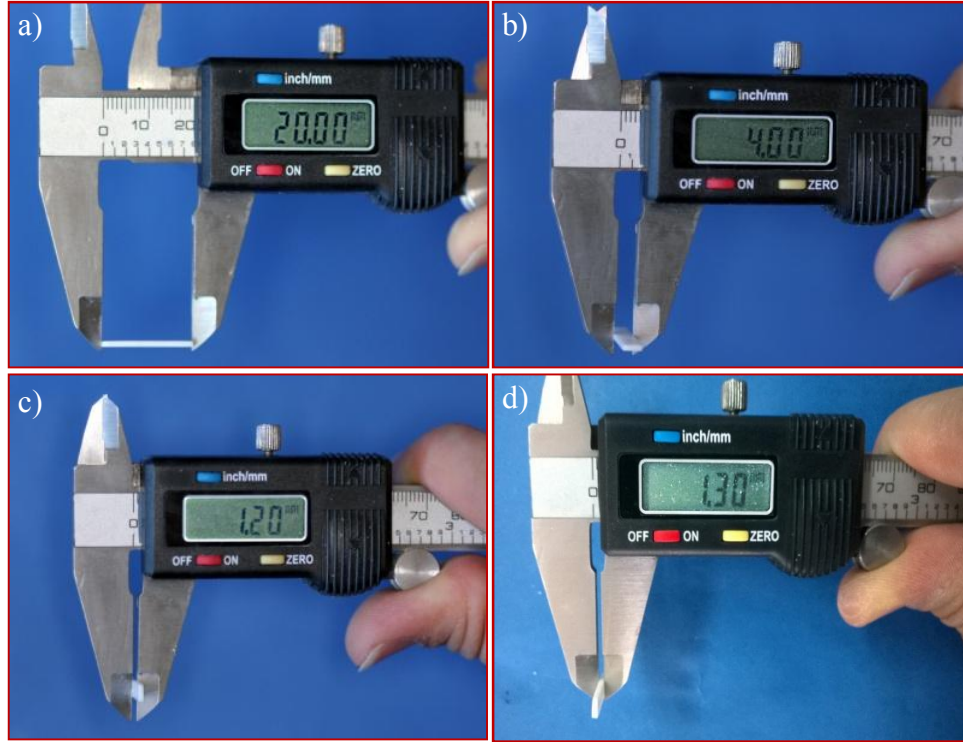


Şekil 2.3. Y-TZP sistemlere ait bar şeklindeki örnekler.

Tüm örnekler üretici talimatlarına göre sinterize edilerek son boyutlarına ulaştı. Y-TZP sistemler için üretici firmaların önerdiği fırınlama dereceleri çizelge 2.2’de verilmiştir. Örnek boyutları sinterleme sonrasında dijital kumpas (TorQ 150 x 0,01 mm Digital Caliper, Çin) ile kontrol edildi (Şekil 2.4).

Çizelge 2.2. Y-TZP sistemlerin fırınlama dereceleri.

	Prettau Zirkonzahn	IPS e.max ZirCAD	VITA In- Ceram YZ	Lava Frame Zirconia
Fırınlama derecesi	1600 °C	1500 °C	1530 °C	1500 °C



Şekil 2.4 (a-d). Örnek boyutlarının sinterleme sonrası dijital kumpas ile kontrol edilmesi.

2.2. Test Gruplarının Oluşturulması

Farklı zirkonya sistemlerindeki örnekler, yüzey ve yaşlandırma işlemlerine göre 7 alt gruba ayrıldı. Sistemlere ait oluşturulan gruplar çizelge 2.3'te verilmiştir.

Çizelge 2.3. Yüzey işlemleri, test grupları ve grup kodları.

	Prettau	Zircad	Vita	Lava
Kontrol	PKo	ZKo	VKo	LKo
Lazer	PL	ZL	VL	LL
Lazer+Yaşlandırma	PLY	ZLY	VLY	LLY
Kumlama	PK	ZK	VK	LK
Kumlama+Yaşlandırma	PKY	ZKY	VKY	LKY
Aşındırma	PA	ZA	VA	LA
Aşındırma+Yaşlandırma	PAY	ZAY	VAY	LAY

2.3. Test Gruplarına Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Sinterleme sonrası örneklerin yüzey işlemi uygulanacak ve testlere tabi tutulacak yüzeyleri belirlendi, diğer yüzeyleri işaretlendi. Kontrol grubu hariç diğer gruplara lazer, kumlama ve aşındırma olmak üzere 3 farklı yüzey işlemi yapıldı.

2.3.1.Örneklere Lazer İşleminin Uygulanması

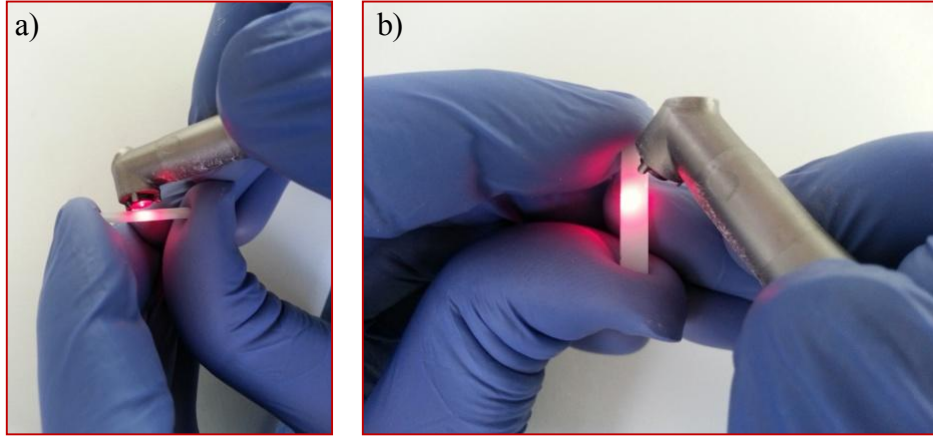
Seramik yüzeylerine 2940 nm dalga boyuna sahip Erbium:yttrium-aluminum-garnet (Er:YAG) lazer (AT Fidelis Er:YAG; Fotona, Ljubljana, Slovenya)(Şekil 2.5) uygulandı. Lazer parametreleri: Enerji 400 mJ, frekans 10 Hz (atım/sn), güç 4 W ve MSP mod (100 µs) olarak ayarlandı (Şekil 2.6). İşlem sırasında lazerin silindirik optik ucu (1,3 mm çapında) örnek yüzeyine 1 mm mesafede dik bir şekilde konumlandırıldı. Lazer, su ve hava soğutması altında örneklerin işlem yapılacak yüzeylerine aynı araştırmacı tarafından 15 sn süre ile uygulandı (Şekil 2.7).



Şekil. 2.5. Lazer cihazı.



Şekil 2.6. Lazer parametreleri.



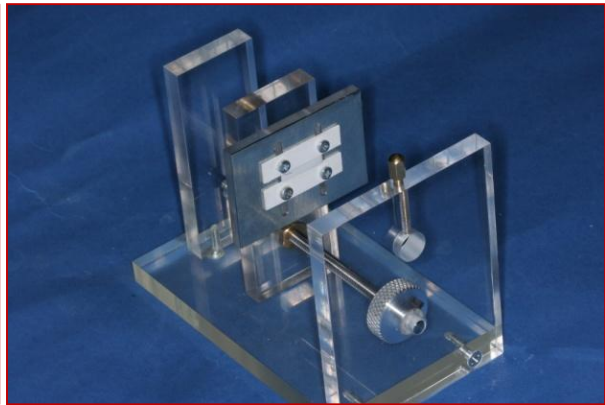
Şekil 2.7 (a, b). Örneklere lazer işleminin uygulanması.

2.3.2.Örneklere Kumlama İşleminin Uygulanması

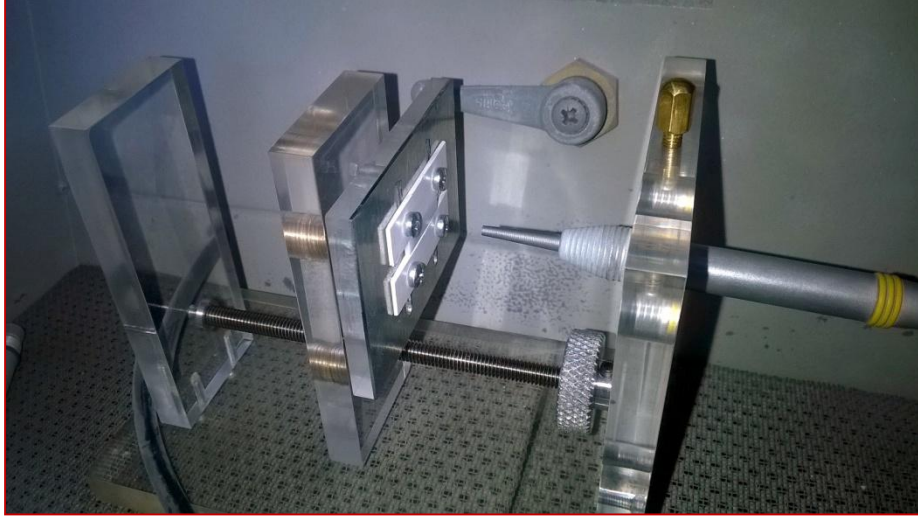
Kumlama işleminin standart koşullarda yapılabilmesi için kumlama cihazının (Bego, Bremen, Almanya) (Şekil 2.8) ucunun ve örneğin yerleştirilebildiği, içinde birbirine paralel sabit ve hareketli levhalar bulunan özel bir düzenek tasarlandı (Şekil 2.9). Düzenek kumlama cihazının içerisine yerleştirildi. Kumlama cihazının ucu, sabit levhada bulunan deliğe yer düzlemine paralel olarak bağlandı. Örnek ise hareketli levhaya, merkezi kumlama ucunun merkeziyle aynı doğrultuda olacak şekilde bağlandı. Mesafe ayarlamak için tasarlanan vida yardımıyla örnek ile kumlama ucu arasındaki mesafe 20 mm olarak ayarlandı ve sabitlendi. Örnekler, 110 μm büyüklüğe sahip alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleriyle (Korox, Bego, Bremen, Almanya, lot no:1376392 0412) 4 bar basınç altında 15 sn süreyle kumlandı (Şekil 2.10).



Şekil 2.8. Kumlama cihazı.



Şekil 2.9. Kumlama işlemi için tasarlanan düzenek.



Şekil 2.10. Örneklerin Al_2O_3 ile kumlanması.

2.3.3. Örneklerle Döner Alet ile Aşındırma İşleminin Uygulanması

1,3 mm kalınlığındaki zirkonya örneklerle, ortalama gren boyutuna ($107 \mu\text{m}$) sahip, boyu ve çapı sırasıyla 6 mm ve 1,4 mm olan silindirik şekilli elmas frez (Komet, Komet Dental, Almanya, lot no:321944) ile aşındırma işlemi yapıldı (Şekil 2.11). Aşındırma işlemi 20000 rpm hızla dönen piyasamen (K-Powergrip Handstück 4941, KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) ile su soğutması olmayan bir ortamda yapıldı. İşlem, standardizasyonu sağlamak amacıyla aynı araştırmacı tarafından her bir örneğin yüzeyinden 0,1 mm materyal kaldırılarak gerçekleştirildi. Aşındırma, örnek yüzeyi boyunca, yüzeye paralel olarak yatay hareketlerle yapıldı. Her test grubu için yeni bir frez kullanıldı. Örnek kalınlıkları işlem sırasında dijital kumpas (TorQ 150 x 0.01 mm Digital Caliper, Çin) ile kontrol edildi.



Şekil 2.11. Örneklerin döner alet ile aşındırılması.

2.4. Yapay Yaşlandırma İşlemleri

Yüzey işlemleri tamamlanan gruplardaki örnekler rastgele iki gruba ayrıldı. Örneklerin yarısına termal ve mekanik yaşlandırma işlemleri uygulandı.

2.4.1. Termal Siklus Testi

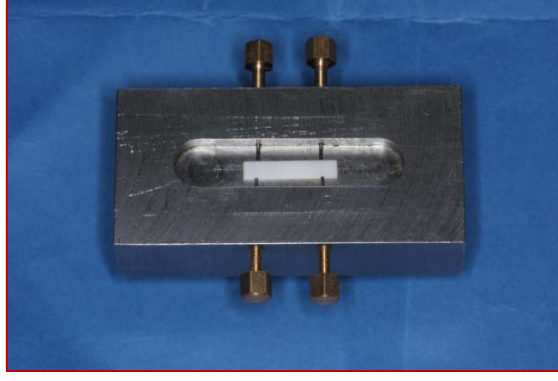
Yaşlandırılan bütün gruplara $5-55^{\circ}\text{C}$ ($\pm 2^{\circ}\text{C}$)’ de 10000 termal siklus uygulandı. Termal siklus cihazının (Nova, Konya, Türkiye) banyosunda örneklerin bekleme süresi 30 sn, bir banyodan diğerine geçiş süresi ise 10 sn olarak ayarlandı (Şekil 2.12).



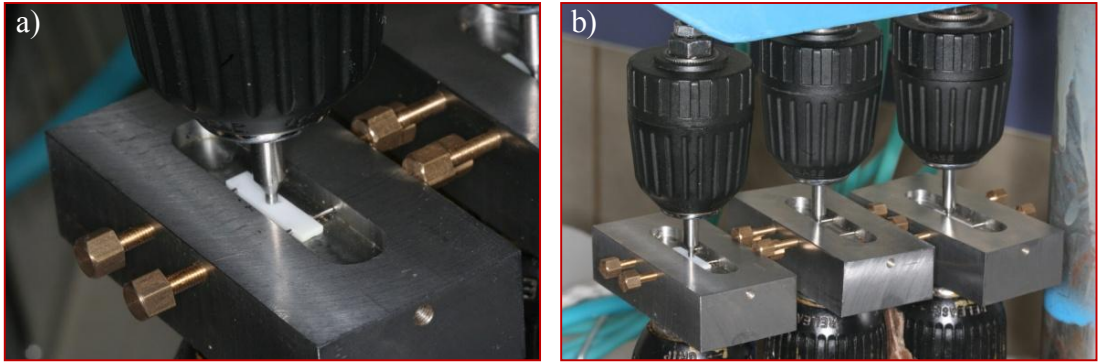
Şekil 2.12. Termal siklus test cihazı.

2.4.2. Mekanik Yaşlandırma

Termal siklus testi uygulanan örneklerin mekanik olarak yaşlandırılabilmesi için yükleme cihazına (Vega çigneme simülatörü, Nova, Konya, Türkiye) bağlanabilen özel bir aparat tasarlandı (Şekil 2.13). Örnekler aparatın yan yüzeylerinde bulunan 4 adet vida ile sıkıştırılarak sabitlendi. 1,6 mm çapındaki düz ve silindirik yükleme ucunun yükleme cihazına bağlanmasının ardından örnekler, işlem yapılan yüzeylerinin merkezinden 0,5 Hz frekans ile 50 N kuvvetinde 100000 devir yükleme uygulandı (Şekil 2.14).



Şekil 2.13. Örneklerin sabitlenmesi için tasarlanan aparat.



Şekil 2.14 (a, b). Örnekler döngüsel yüklemeye tabi tutulmaktadır.

Yüzey ve yaşlandırma işlemlerinden sonra bütün örnekler distile su içeren ultrasonik temizleyicide (Biosonic JR, Whaledent Int., NY, USA) 10 dakika bekletildi (Şekil 2.15).



Şekil 2.15. Örneklerin ultrasonik banyoda temizlenmesi.

2.5. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Bütün örneklerin yüzey pürüzlülüğü profilometre (Mitutoyo SJ-201, Mitutoyo, Minato-ku, Tokyo, Japonya) kullanılarak ölçüldü (Şekil 2.16). Yüzey

pürüzlülük değerlerini belirlemek için her bir ölçüm seansı öncesinde alet kalibre edildi. Ortalama yüzey pürüzlüğünü (R_a) belirlemek için örnek yüzeylerinin 5 farklı bölgesinden ölçüm yapıldı ve ortalamaları alındı (Şekil 2.17).



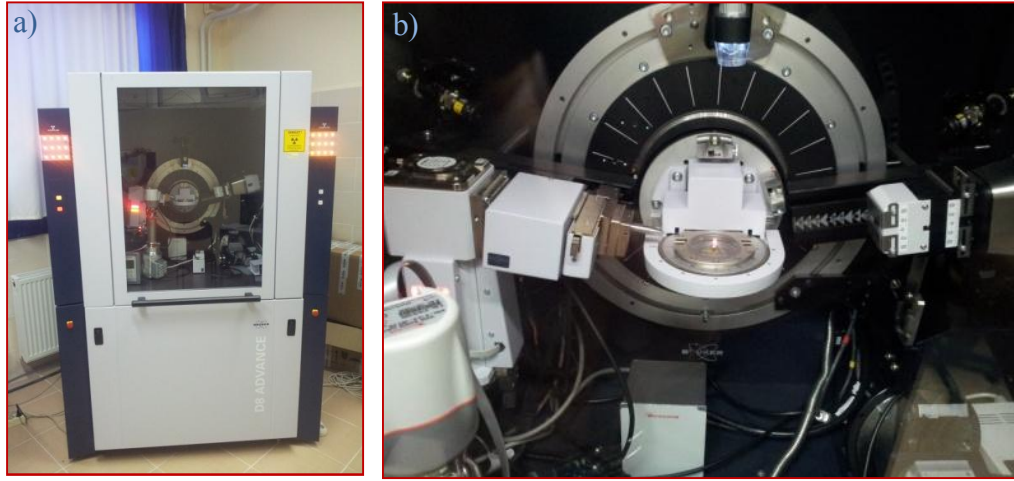
Şekil 2.16. Profilometre



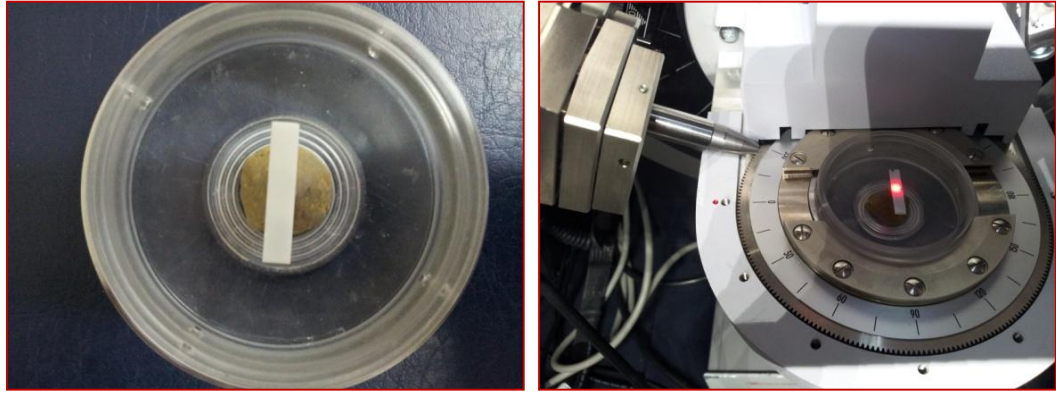
Şekil 2.17. Örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesi.

2.6. X-Işını Kırınımı (XRD) Analizi

X-ışını kırınımı analizi Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde yapıldı. Örneklerin kristal yapı analizleri, monokromatik $\text{CuK } \alpha$ ışını kullanan X-ışını difraktometre (Bruker D8 Advance, Bruker AXS, Karlsruhe, Almanya) ile yapıldı (Şekil 2.18). Analizi yapılan örnekler, örnek tutucusuna yerleştirildi (Şekil 2.19). Örneklerin işlem gören yüzeylerinde, 40 mA akım ve 40 kV voltaj değerleri ayarlanarak, $0,018^\circ$ adım aralığıyla 20° - 40° 2θ açıları arasında tarama yapıldı (Şekil 2.20). Taramaların sonucunda oluşan difraksiyon grafikleri sistemle uyumu bir bilgisayar yazılımında (EVA, Bruker AXS GmbH, Karlsruhe, Almanya) incelendi. Her örnekte yoğunluğun arttığı bölgelerdeki en yüksek pik değerleri ve bu değerlerin gözlendiği difraksiyon açıları kaydedildi.



Şekil 2.18 (a, b). X-ışını difraktometre (XRD) cihazı.



Şekil 2.19. Örneğin XRD cihazının tutucu parçasına yerleştirilmesi.

Şekil 2.20. Örneğin XRD cihazında taranması.

Örneklerin işlem yapılmış yüzeylerine uygulanan analizin sonuçlarına göre hesaplamalar yapıldı:

1) Monoklinik fazın göreceli miktarı (X_m) Garvie ve Nicholson (1972) yöntemine göre aşağıdaki denklem kullanılarak belirlendi.

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

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

2) Monoklinik hacim içeriği (V_m) Toraya ve ark (1984)'nın yöntemine göre aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplandı.

$$V_m = \frac{1,311 * X_m}{1 + 0,311 * X_m}$$

3) Transformasyon alan derinliği (TZD) (μm) Kosmaç ve ark (1981)'nin yöntemine göre aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplandı.

$$TZD = \left(\frac{\sin \theta}{2\mu} \right) \ln \left(\frac{1}{1 - V_m} \right)$$

$\theta (=15^\circ)$: Refleksiyon açısı

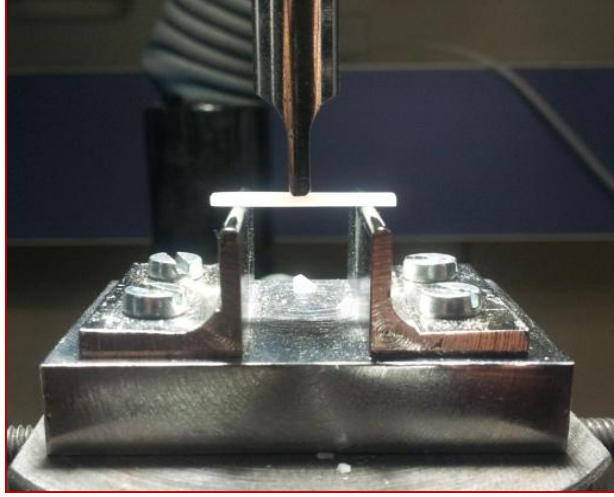
$\mu (=0,0642)$: Absorbsiyon katsayısı

2.7. Tek Eksenli Eğme Testi (3 Nokta Eğme Testi)

Eğme testi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi'nde bulunan çekme-basma test cihazı (ELISTA, TSTM02500, Elista Corp, İstanbul, Türkiye) (Şekil 2.21) ile oda sıcaklığında ($22 \pm 1^\circ C$) yapıldı. Örneklerin yerleştirilebilmesi için üzerinde iki adet sabit destek bulunan aparat ve test cihazına bağlanabilen uygulayıcı uç tasarlandı. Desteklerin ve uygulayıcı ucun yarıçapı 0,8 mm, desteklerin merkezleri arasındaki mesafe ise 14 mm olarak belirlendi. Örneklerin işlem uygulanmış yüzeyleri yükleme ucuna, diğer tarafları ise desteklere oturacak şekilde yerleştirildi. Eğilme dayanımını belirlemek için bütün örneklerle ISO 6872 dental seramik standartlarına uygun olarak orta noktalarından kırılana kadar 1 mm/dak hız ile yükleme yapıldı (Şekil 2.22).



Şekil 2.21. Çekme-basma test cihazı.



Şekil 2.22. 3 nokta eğme testinin uygulanması

Kırılma anında gözlenen değerler Newton (N) cinsinden kaydedildi ve aşağıdaki formül kullanılarak megapaskal (MPa) olarak hesaplandı.

$$\sigma = \frac{3Fd}{2wh^2}$$

F: Kırılma dayanımı (N)

d: Desteklerin merkezleri arasındaki uzaklık (mm)

w: Örnek genişliği (mm)

h: Örnek kalınlığı (mm)

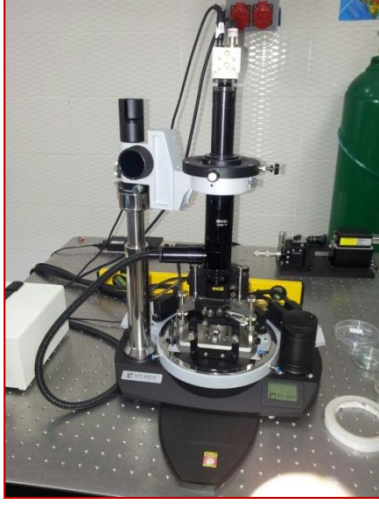
2.8. Mikroskop Analizleri

Mikroskop analizleri Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde yapıldı. Her gruptan seçilen birer örnek Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ve Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile incelendi.

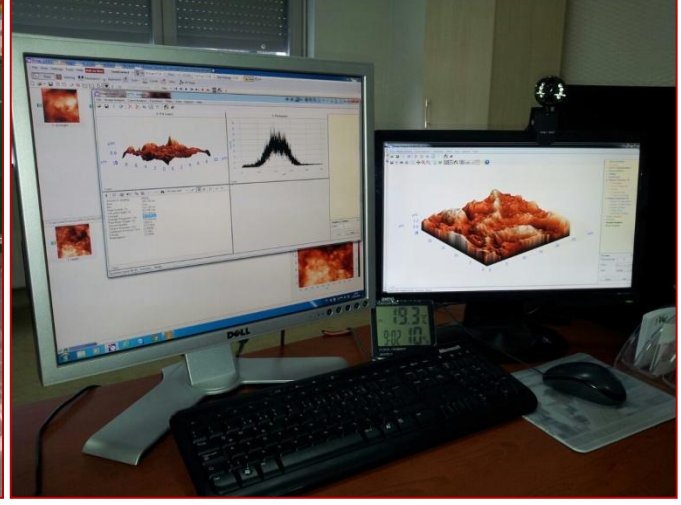
2.8.1. AFM Analizi

Her gruptan birer örneğin işlem yapılan yüzeylerinin ayrıntılı ve üç boyutlu incelenmesi amacıyla AFM analizi yapıldı. Örneklerin AFM'de (NTEGRA Solaris, NTMDT, Rusya) (Şekil 2.23) incelenmesi için 0,01- 0,025- Ω cm altın kaplamalı silikon uç non-kontak modda kullanıldı. Dijital görüntüler atmosfere açık ortamda elde edildi. Dikey pozisyondaki değişimlere göre görüntünün yüksekliği belirlenip, yüksekliğin miktarına göre de açık ve koyu alanlar oluşturuldu. Sabit tarama hızıyla

her bir yüzey için 25 μm x 25 μm alanda üç boyutlu dijital görüntüler elde edildi (Şekil 2.24).



Şekil 2.23. AFM cihazı.



Şekil 2.24. AFM görüntülerinin elde edilmesi.

2.8.2. SEM Analizi

Farklı yüzey işlemlerinin ve yaşlandırmanın yüzeyde meydana getirdiği değişiklikleri gözlemek için toplam 28 örnek altın ile kaplandıktan sonra (Şekil 2.25) SEM (SEM-ZEISS LS-10, İngiltere) analizi x1000 ve x5000 büyütmede gerçekleştirildi (Şekil 2.26).



Şekil 2.25. Altın kaplama cihazı.



Şekil 2.26. SEM cihazı.

2.9. İstatistiksel Analiz

Verilerin istatistiksel değerlendirmeleri için SPSS istatistik paket programı (SPSS/PC Version 15.0; SPSS Inc., Chicago, IL, USA) kullanıldı. İstatistiksel analizlerde değerlerin normal dağılıma uygunluğu ve varyansların homojenliği Kolmogorov-Smirnov ve Levene Testi ile değerlendirildi. Parametrik dağılım

sağlayan verilerde tek yönlü varyans analizi (one-way ANOVA), sağlamayan verilerde ise non-parametrik bir test olan Kruskal-Wallis uygulandı. Bu analizlerin sonucunda istatistiksel olarak önemli derecede farklılık gösteren gruplara Tukey HSD ve Bonferroni/Dunn's çoklu karşılaştırma testleri yapıldı. Sonuçlar $p < 0,05$ düzeyinde anlamlı kabul edildi. Diğer yandan yaşlandırmanın etkisinin değerlendirilmesinde bağımsız iki örneklem t testi ve Mann-Whitney U testleri kullanıldı. Eğilme dayanımı değerlerinin örnekler arasındaki değişkenliğinin değerlendirilmesi, Minitab programı (Minitab version 15, State College, PA, USA) kullanılarak Weibull istatistik analizi ile yapıldı. Weibull dağılımı aşağıdaki formül ile tanımlanmaktadır (Della Bona ve ark 2003).

$$P(\sigma) = 1 - \exp\left(-\left(\frac{\sigma}{\sigma_0}\right)^m\right)$$

P: Kırılma olasılığı

σ : Eğilme dayanımı

σ_0 : % 63,21 kırılma olasılığındaki dayanım (karakteristik dayanım)

m: Weibull modülüs

Yüzey pürüzlülüğü, eğilme dayanımı ve monoklinik faz miktarı arasındaki ilişkinin araştırılması için Pearson korelasyon testi kullanıldı. Testte, iki özellik arasındaki doğrusal ilişkinin derecesini ifade eden korelasyon katsayısı (r) hesaplandı.

3. BULGULAR

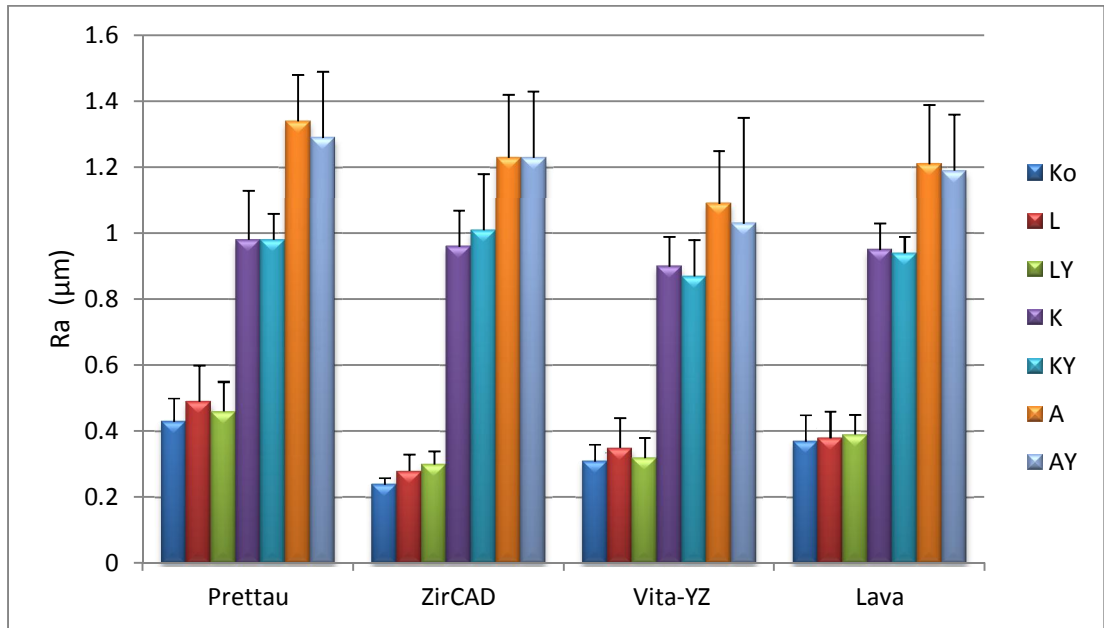
Farklı Y-TZP seramiklere yapılan yüzey ve yaşlandırma işlemleri sonucunda yüzey pürüzlülüğü, faz dönüşümü (X_m , V_m , TZD) ve eğilme dayanımı değerleri, SEM ve AFM görüntüleri, XRD ve Weibull kırılma olasılığı grafikleri, Weibull modülü (m) ve karakteristik dayanım değerleri elde edilmiştir.

Yüzey pürüzlülüğü için her örnekten 5 farklı ölçüm yapılarak ortalamaları alınmıştır. X_m değerleri XRD analizi sonucunda pik yoğunlukları kullanılarak, V_m ve TZD değerleri ise X_m değerlerinden yola çıkılarak hesaplanmıştır. 3 nokta eğme testi sonucunda N cinsinden kaydedilen eğilme dayanımı değerleri MPa olarak hesaplanmıştır.

3.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

3.1.1. Yüzey ve Yaşlandırma İşlemi Uygulanan Grupların Yüzey Pürüzlülüğü Farklılıklarının İncelenmesi

Profilometre ile yapılan ölçümler sonucunda 4 farklı Y-TZP seramiğe ait ortalama yüzey pürüzlülüğü (R_a) verileri elde edilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü verilerine ait ortalama ve standart sapma değerleri şekil 3.1’de verilmiştir.



Şekil 3.1. Y-TZP seramiklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (μm) ve standart sapmaları.

Ortalama yüzey pürüzlülüğü bakımından en yüksek değer Prettau aşındırma grubunda ($1,34 \pm 0,14 \mu\text{m}$), en düşük değer ise ZirCAD kontrol grubunda bulunmuştur ($0,24 \pm 0,02 \mu\text{m}$). Yüzey pürüzlülüğü verilerinin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile, varyansların homojenliği ise Levene testi ile değerlendirilmiştir. Materyallerin hiçbirinde varsayımların tamamı sağlanamadığı için çalışmada elde edilen yüzey pürüzlülüğü verilerinin istatistiksel analizi non-parametrik bir test olan Kruskal-Wallis testi ile yapılmıştır. Kruskal-Wallis analizinin sonuçları çizelge 3.1’de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Yüzey pürüzlülüğü verilerine uygulanan Kruskal-Wallis testi sonuçları.

	Ki kare	Serbestlik derecesi	P
Prettau	58,94	6	0,00
ZirCAD	57,32	6	0,00
Vita-YZ	53,27	6	0,00
Lava	59,69	6	0,00

Kruskal-Wallis testinin sonucuna göre bütün materyallerde en az bir grubun yüzey pürüzlülüğü diğerlerinden farklı bulunmuştur ($p < 0,05$). Farkın hangi gruplardan kaynaklandığını belirlemek için post-hoc çoklu karşılaştırma testlerinden olan Bonferroni testi uygulanmıştır.

Prettau materyaline ait yüzey pürüzlülüğü bulguları

Prettau materyalinin test gruplarına ait yüzey pürüzlülüğü ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ve Bonferroni testi ile belirlenen farklar çizelge 3.2’de verilmiştir.

Çizelge 3.2. Prettau materyaline ait test gruplarının pürüzlülük değerlerinin (μm) karşılaştırılması.

Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Bonferroni*
PKo	10	0,43	0,07	0,34	0,42	0,54	A
PL	10	0,49	0,11	0,35	0,44	0,69	A
PLY	10	0,46	0,09	0,32	0,46	0,59	A
PK	10	0,98	0,15	0,83	0,95	1,21	B
PKY	10	0,98	0,08	0,86	0,98	1,09	B
PA	10	1,34	0,14	1,18	1,32	1,68	C
PAY	10	1,29	0,20	1,01	1,23	1,60	C

* Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ($p > 0,05$).

PA ve PAY grupları diğer gruplardan önemli ölçüde fazla yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. PKo, PL ve PLY gruplarının yüzey pürüzlülüğü, diğer gruplara göre

önemli derecede az bulunmuştur. Kontrol grubuyla karşılaştırıldığında lazer işleminin pürüzlülüğe bir etkisi görülmezken, aşındırma ve kumlama işlemleri pürüzlülüğü arttırmıştır. Aşındırma işlemi ile elde edilen yüzey pürüzlülüğü, kumlamaya göre daha fazla bulunmuştur. Yaşlandırma ise, yüzey işlemi uygulanan grupların hiçbirinde pürüzlülüğü etkilememiştir.

IPS e.max ZirCAD materyaline ait yüzey pürüzlülüğü bulguları

IPS e.max ZirCAD materyalinin test gruplarına ait yüzey pürüzlülüğü ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ve Bonferroni testi ile belirlenen farklar çizelge 3.3'te verilmiştir.

Çizelge 3.3. ZirCAD materyaline ait test gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerinin (μm) karşılaştırılması.

Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Bonferroni*
ZKo	10	0,24	0,02	0,20	0,24	0,28	A
ZL	10	0,28	0,05	0,22	0,26	0,37	A
ZLY	10	0,30	0,04	0,24	0,31	0,35	A
ZK	10	0,96	0,11	0,79	0,96	1,16	B
ZKY	10	1,01	0,17	0,80	0,94	1,26	B
ZA	10	1,23	0,19	0,90	1,26	1,45	C
ZAY	10	1,23	0,20	0,92	1,28	1,45	C

*Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ($p>0,05$).

Bonferroni testinin sonuçlarına göre ZA ve ZAY grupları diğer gruplardan önemli ölçüde fazla pürüzlülük değeri göstermişlerdir. En düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri ZKo, ZL ve ZLY gruplarında görülmüştür. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında lazer işleminin pürüzlülüğe istatistiksel olarak önemli bir etkisi bulunmazken, aşındırma ve kumlama işlemleri pürüzlülüğü arttırmıştır. Aşındırma işlemi ile elde edilen pürüzlülük, kumlamaya göre fazla bulunmuştur. Yaşlandırmanın yüzey pürüzlülüğüne etkisi istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır.

Vita In-Ceram YZ materyaline ait yüzey pürüzlülüğü bulguları

Vita In-Ceram YZ materyalinin test gruplarına ait yüzey pürüzlülüğü ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ve Bonferroni testi ile belirlenen farklar çizelge 3.4'te verilmiştir.

Çizelge 3.4. Vita In-Ceram YZ materyaline ait test gruplarının yüzey pürüzlülüğü (µm) değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Bonferroni*
VKo	10	0,31	0,05	0,22	0,31	0,38	A
VL	10	0,35	0,09	0,25	0,33	0,55	A
VLV	10	0,32	0,06	0,26	0,30	0,42	A
VK	10	0,90	0,09	0,73	0,90	1,02	BC
VKY	10	0,87	0,11	0,72	0,83	1,14	B
VA	10	1,09	0,16	0,86	1,09	1,31	C
VAY	10	1,03	0,32	0,35	1,08	1,36	BC

*Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ($p>0,05$).

VKo, VL ve VLV grupları en düşük pürüzlülük değerlerine sahipken en yüksek değerler VA, VAY ve VK gruplarında görülmüştür. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında lazer işleminin pürüzlülük değerlerine istatistiksel olarak önemli bir etkisi bulunmamıştır. Ancak diğer işlemlerin yüzey pürüzlülüğünü önemli derecede arttırdığı görülmüştür. Kumlama grubu ile aşındırma grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Yaşlandırmanın ise yüzey pürüzlülüğü üzerine önemli bir etkisinin olmadığı gözlenmiştir.

Lava materyaline ait yüzey pürüzlülüğü bulguları

Lava materyalinin test gruplarına ait yüzey pürüzlülüğü ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ve Bonferroni testi ile belirlenen farklar çizelge 3.5’de verilmiştir.

Çizelge 3.5. Lava materyaline ait test gruplarının yüzey pürüzlülüğü (µm) değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Bonferroni*
LKo	10	0,37	0,08	0,28	0,36	0,55	A
LL	10	0,38	0,08	0,29	0,38	0,50	A
LLV	10	0,39	0,06	0,30	0,40	0,46	A
LK	10	0,95	0,08	0,80	0,95	1,04	B
LKY	10	0,94	0,05	0,84	0,95	1,00	B
LA	10	1,21	0,18	0,98	1,16	1,44	C
LAY	10	1,19	0,17	1,04	1,11	1,59	C

*Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ($p>0,05$).

LA ve LAY grupları diğer gruplardan önemli ölçüde fazla yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. LKo, LL ve LLV gruplarının yüzey pürüzlülüğü ise diğer gruplardan önemli derecede az bulunmuştur. Kontrol grubuyla karşılaştırıldığında lazer işleminin pürüzlülüğe bir etkisi görülmezken, aşındırma ve kumlama işlemleri pürüzlülüğü arttırmıştır. Aşındırma işlemi ile elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri

kumlamaya göre önemli derecede daha fazla bulunmuştur. Yaşlandırmanın ise yüzey pürüzlülüğüne istatistiksel olarak önemli bir etkisi görülmemiştir.

3.1.2.Farklı Zirkonya Materyallerinin Yüzey Pürüzlülüklerinin Birbirleri ile Karşılaştırılması

Levene testine göre KY ve L gruplarında varyansların homojenliği varsayımı sağlanamadığından ($p < 0,05$) Kruskal-Wallis, diğer gruplarda ise tek yönlü ANOVA kullanılmıştır (Çizelge 3.6, 3.7).

Çizelge 3.6. Farklı materyallerin aynı işlem uygulanmış grupları için tek yönlü ANOVA varyans analizi testinin sonuçları.

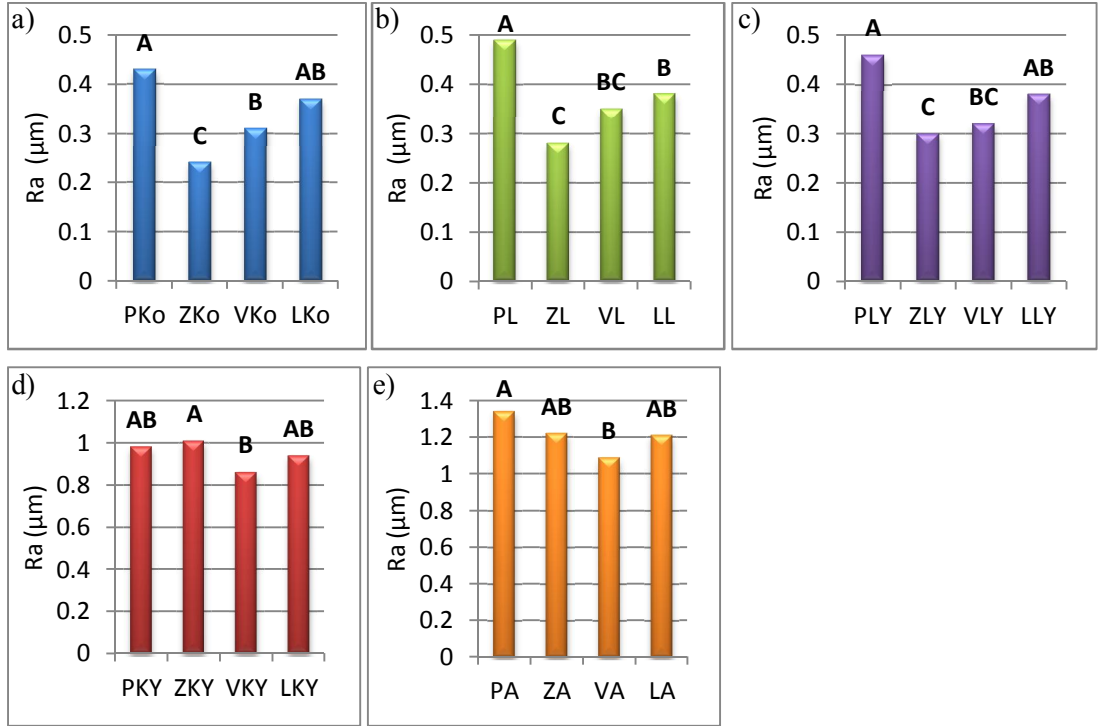
Grup		KT	SD	KO	F	P
Ko	Gruplar arası	0,21	3	0,07	21,02	0,00
	Gruplar içi	0,11	36	0,00		
	Toplam	0,32	39			
LY	Gruplar Arası	0,17	3	0,06	14,19	0,00
	Gruplar İçi	0,14	36	0,00		
	Toplam	0,31	39			
K	Gruplar Arası	0,04	3	0,01	1,17	0,34
	Gruplar İçi	0,44	36	0,01		
	Toplam	0,48	39			
A	Gruplar Arası	0,31	3	0,10	3,58	0,02
	Gruplar İçi	1,05	36	0,03		
	Toplam	1,36	39			
AY	Gruplar Arası	0,36	3	0,12	2,31	0,09
	Gruplar İçi	1,90	36	0,05		
	Toplam	2,26	39			

Çizelge 3.7. Farklı materyallerin aynı işlem uygulanmış grupları için Kruskal-Wallis testinin sonuçları.

Grup	Ki kare	SD	P
L	19,64	3	0,00
KY	10,37	3	0,02

ANOVA ve Kruskal-Wallis testlerinin sonuçlarına göre farklı materyallerin kumlama ve aşındırma+yaşlandırma uygulanan grupları arasında fark görülmezken ($p > 0,05$), diğer gruplar arasında fark bulunmuştur ($p < 0,05$). Farklılığın kaynağını

belirlemek için uygulanan Tukey HSD ve Bonferroni testlerinin sonuçlarına göre yapılan gruplandırmalar şekil 3.2’de verilmiştir.



Şekil 3.2 (a-e). İstatistiksel analizlerde fark çıkan grupların çoklu karşılaştırma testleri ile karşılaştırılması.

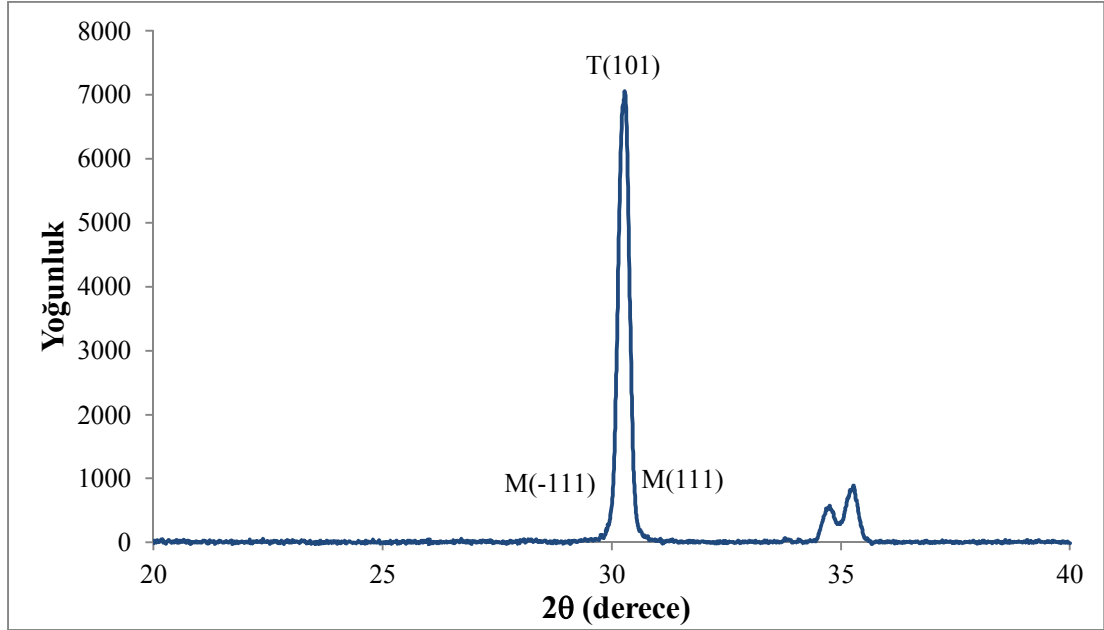
3.2. XRD Analizi Bulguları

XRD analizi sonucunda tetragonal pik 30° , monoklinik pikler ise 28° ve $31,2^\circ$ 2θ açıları çevresinde izlenmiştir. Pik değerleri ve grafikleri materyallerin hepsinde yapılan yüzey işlemlerine bağlı olarak farklılıklar göstermiştir.

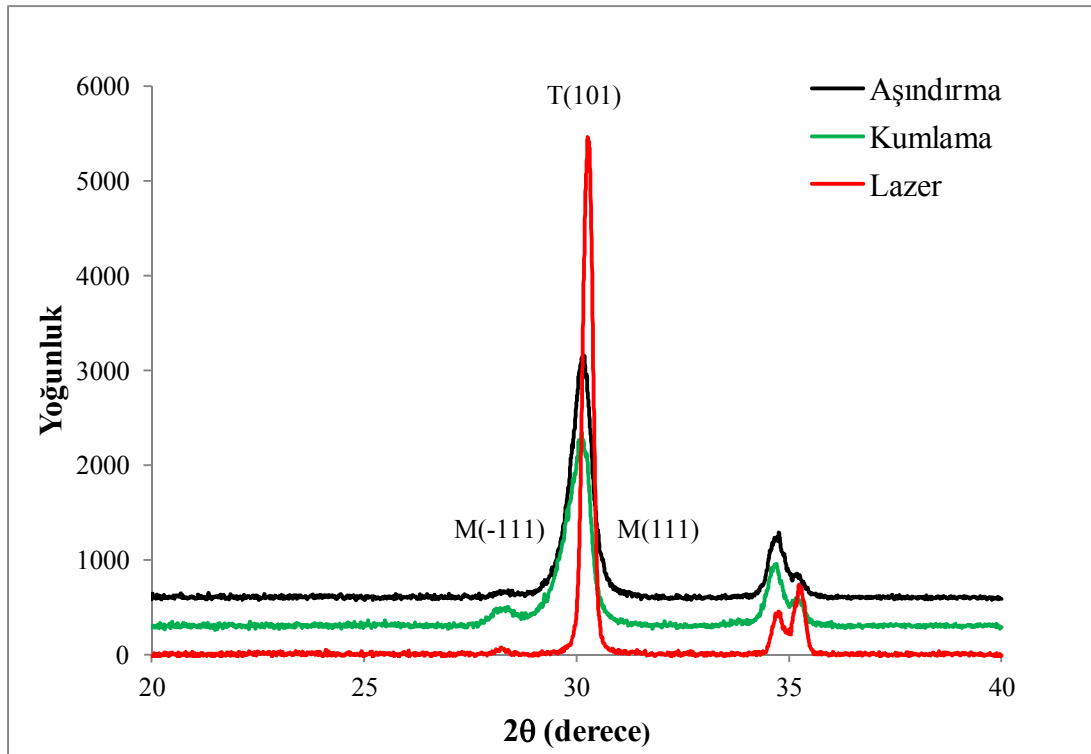
3.2.1. XRD grafikleri

Elde edilen XRD grafiklerine göre kumlama ve aşındırma yüzey işlemlerine bağlı olarak tetragonal pik yoğunluğunun azaldığı, monoklinik pik yoğunluklarının ise arttığı gözlenmiştir. Lazer işleminin monoklinik pik yoğunluklarında az miktarda artışa sebep olduğu görülmüştür (Şekil 3.3-3.14).

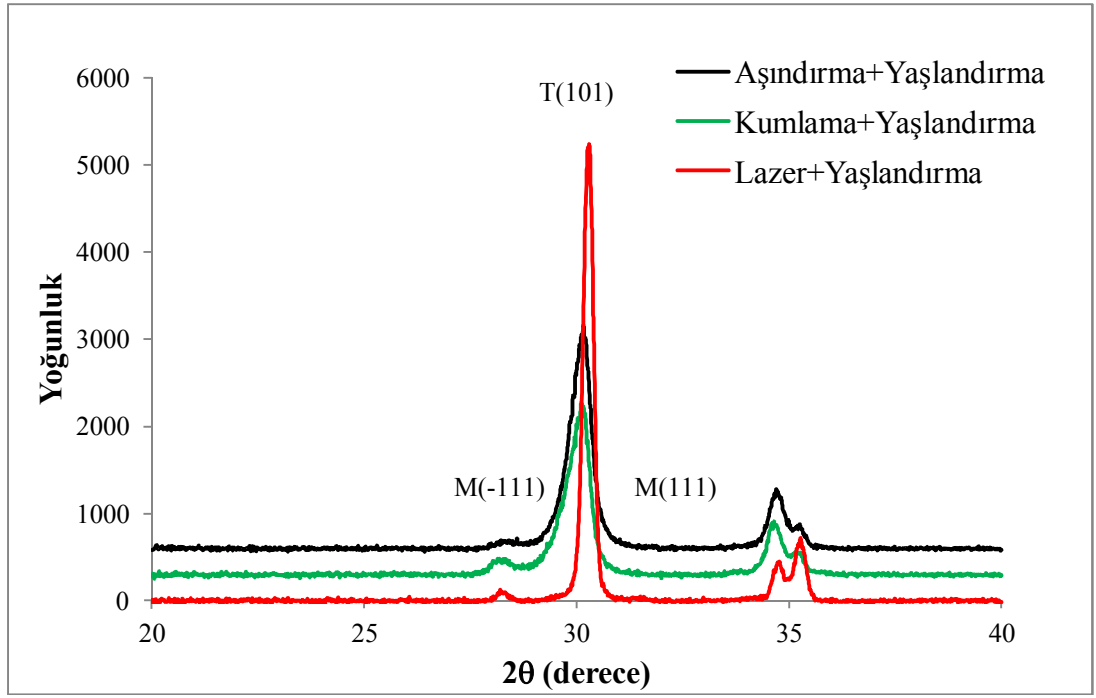
Prettau materyaline ait XRD grafikleri



Şekil 3.3. Prettau materyalinin kontrol grubundan bir örneğin XRD grafiği

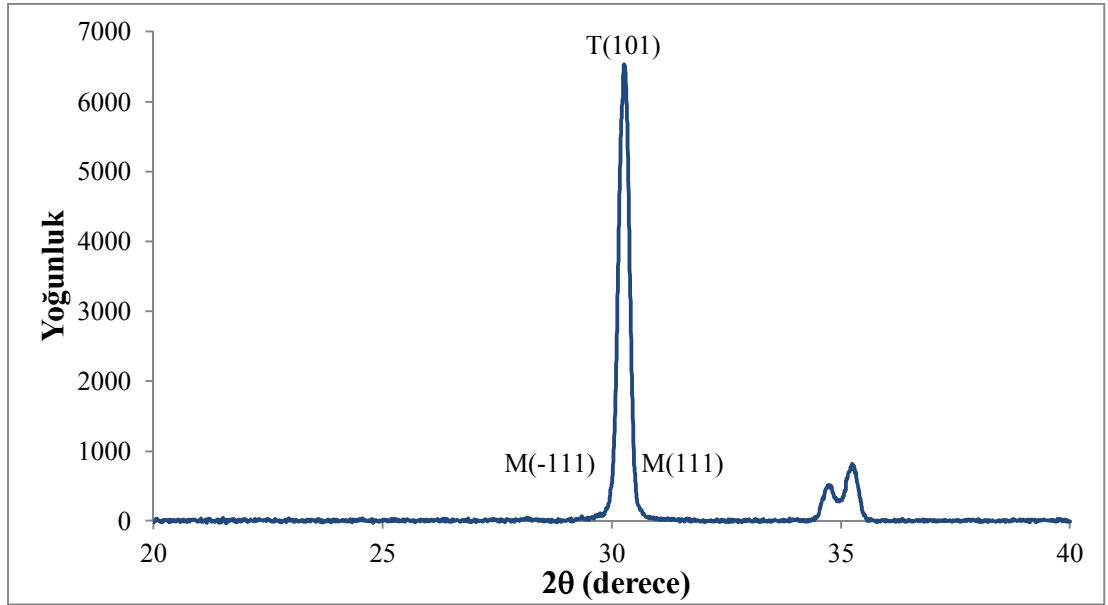


Şekil 3.4. Prettau materyalinin yüzey işlemi uygulanmış gruplarından birer örneğin XRD grafiği.

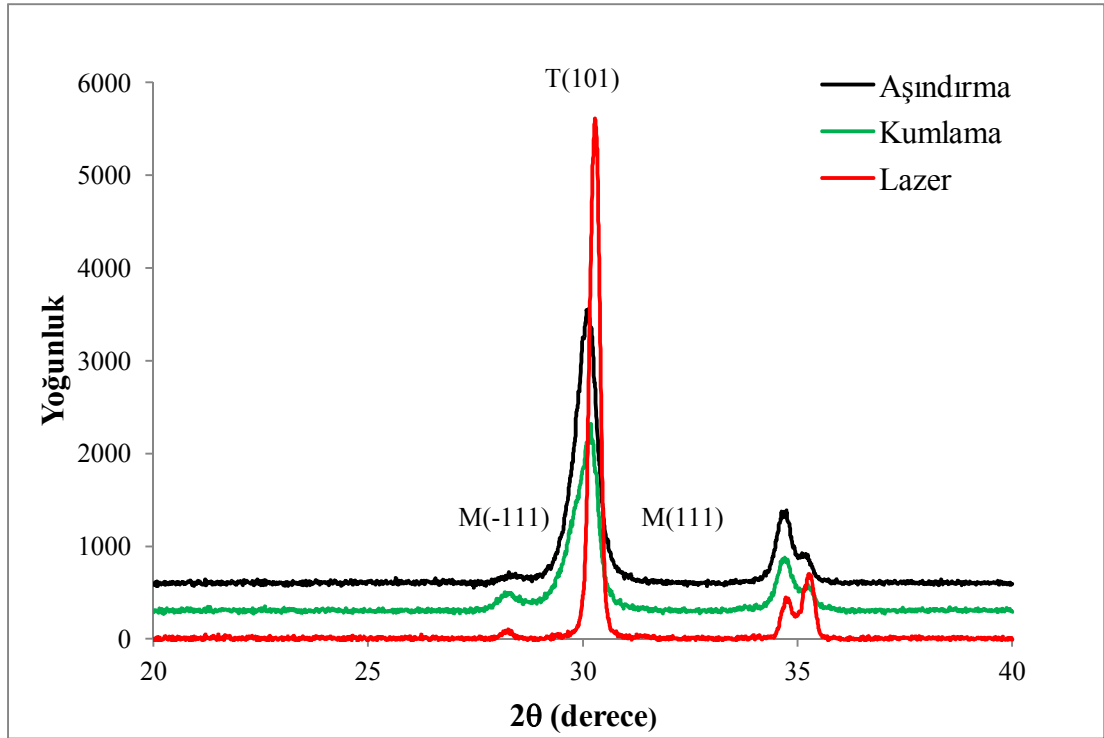


Şekil 3.5. Prettau materyalinin yaşlandırma uygulanmış gruplarından birer örneğin XRD grafiği.

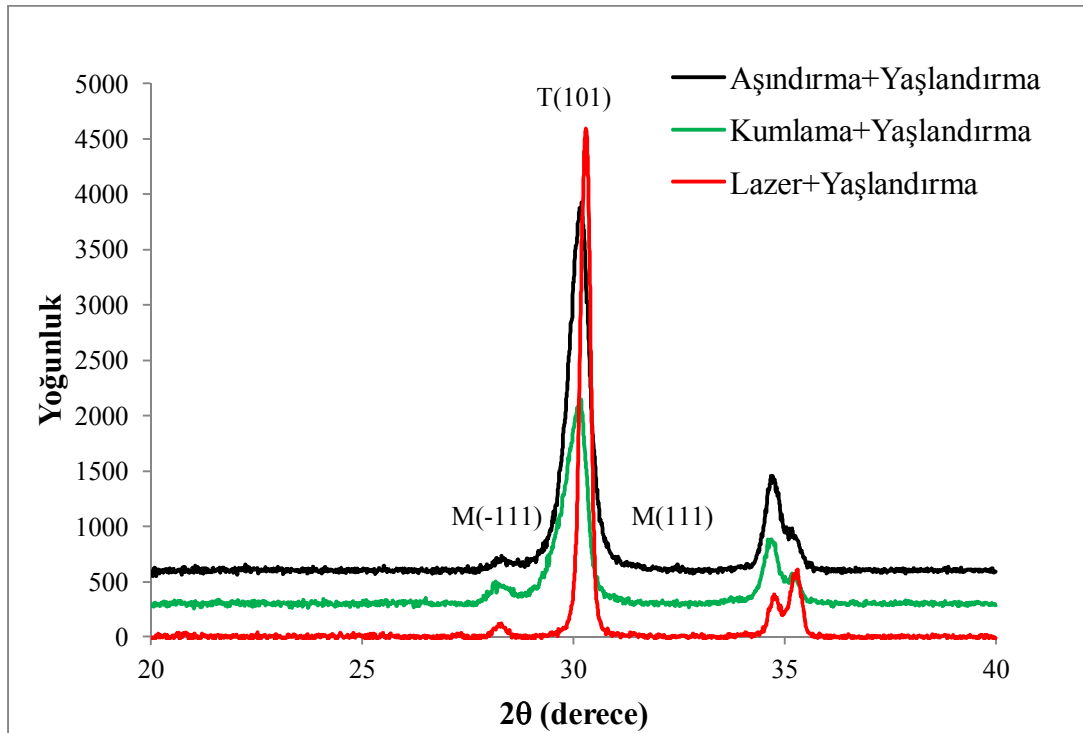
ZirCAD materyaline ait XRD grafikleri



Şekil 3.6. ZirCAD materyalinin kontrol grubundan bir örneğin XRD grafiği.

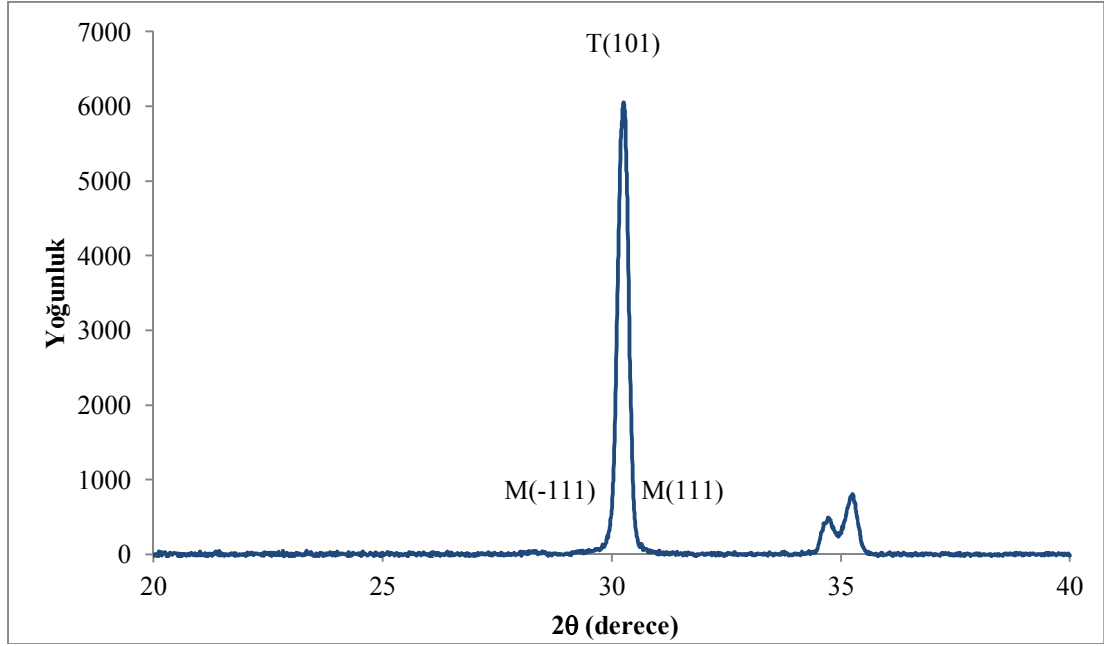


Şekil 3.7. ZirCAD materyalinin yüzey işlemi uygulanan gruplarından birer örneğin XRD grafiği.

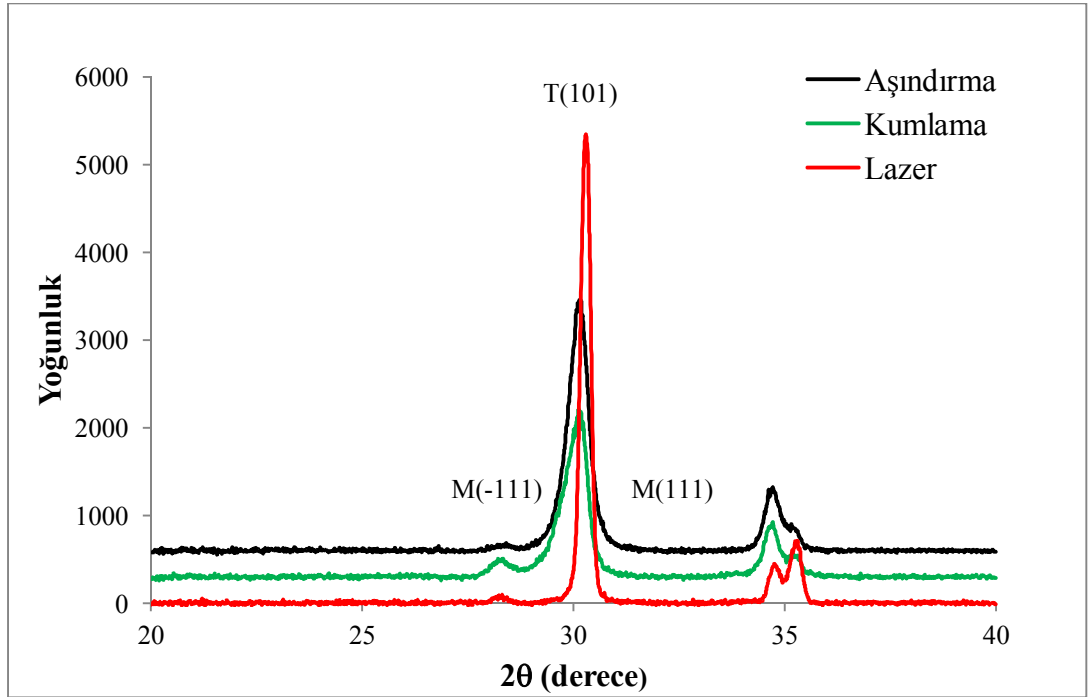


Şekil 3.8. ZirCAD materyalinin yaşlandırma uygulanan gruplarından birer örneğin XRD grafiği.

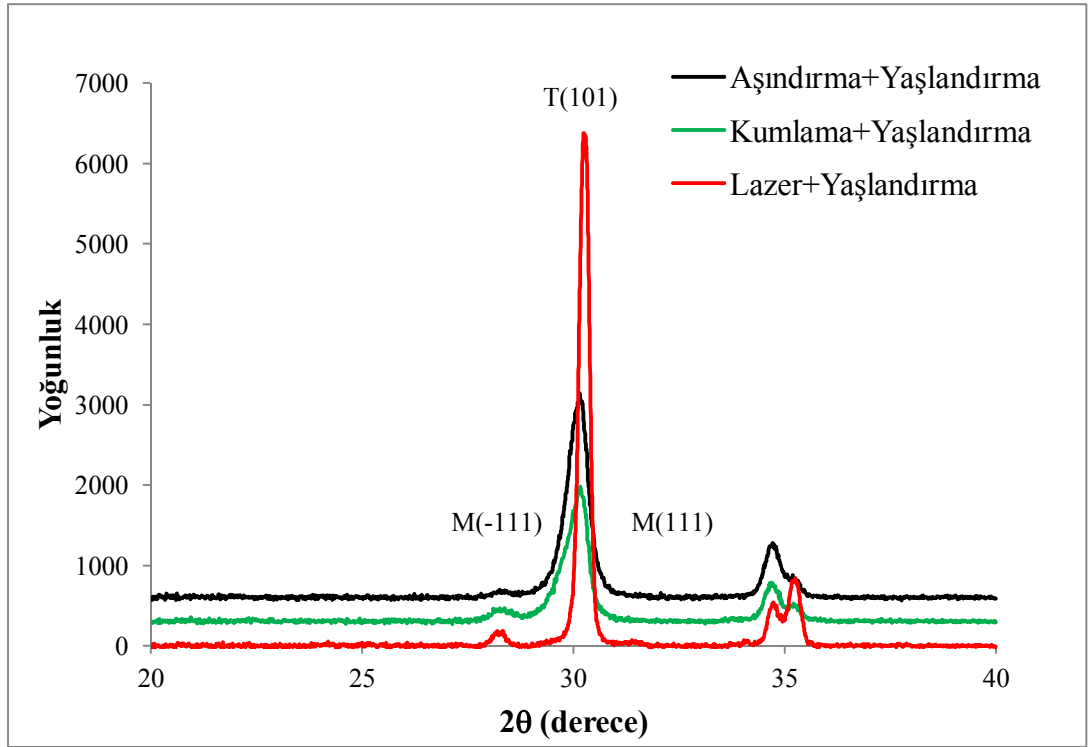
Vita In-Ceram YZ materyaline ait XRD grafikleri



Şekil 3.9. Vita In-Ceram YZ materyalinin kontrol grubundan bir örneğin XRD grafiği.

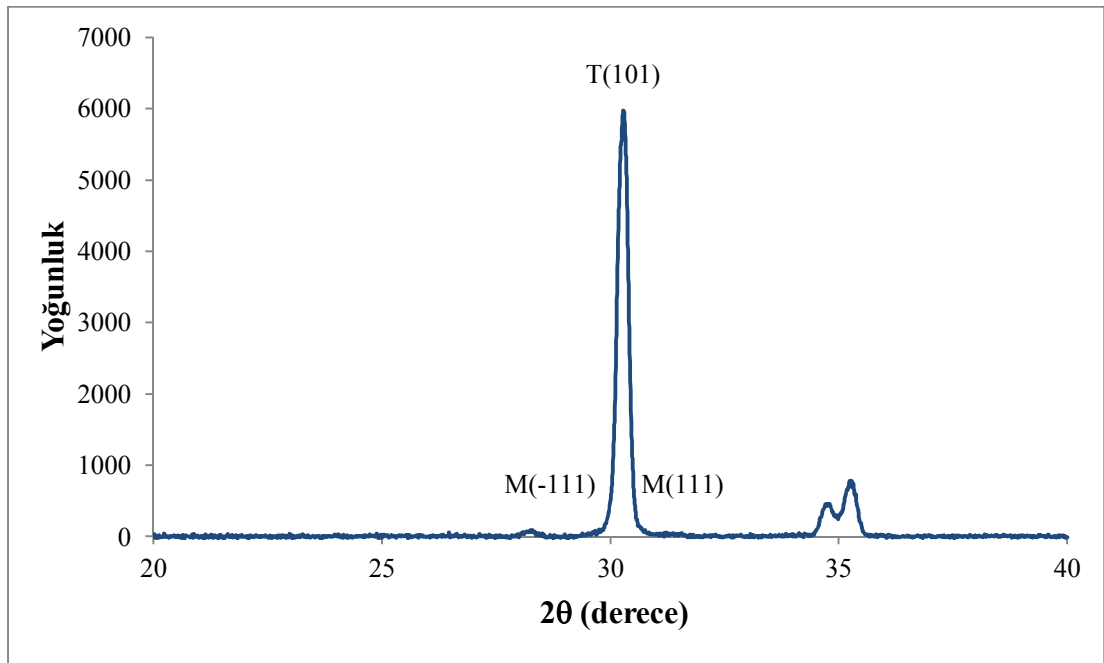


Şekil 3.10. Vita In-Ceram YZ materyalinin yüzey işlemi uygulanan gruplarından birer örneğin XRD grafiği.

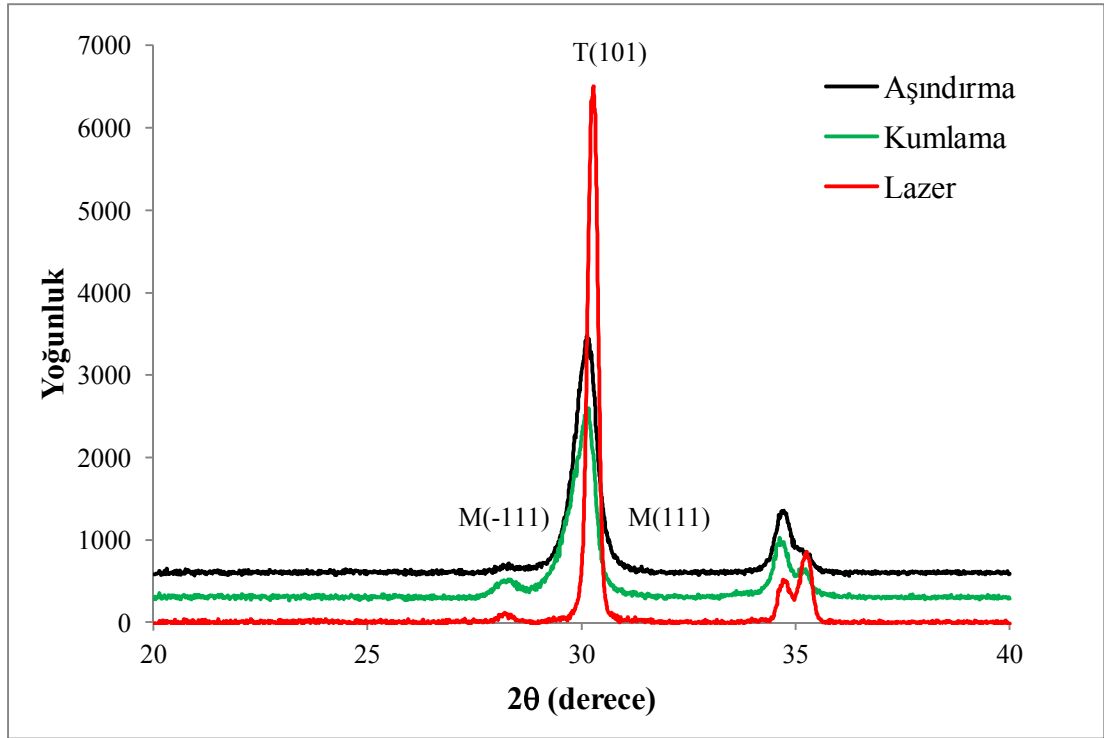


Şekil 3.11. Vita In-Ceram YZ materyalinin yaşlandırma uygulanmış gruplarından birer örneğin XRD grafiği.

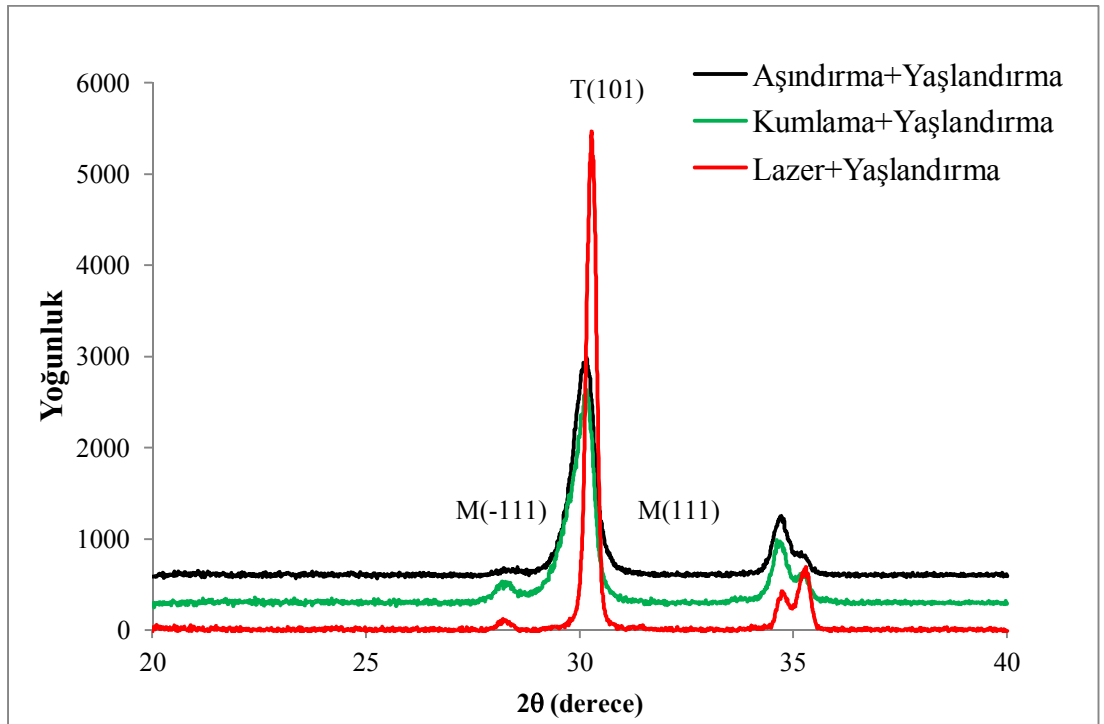
Lava materyaline ait XRD grafikleri



Şekil 3.12. Lava materyalinin kontrol grubundan bir örneğin XRD grafiği.



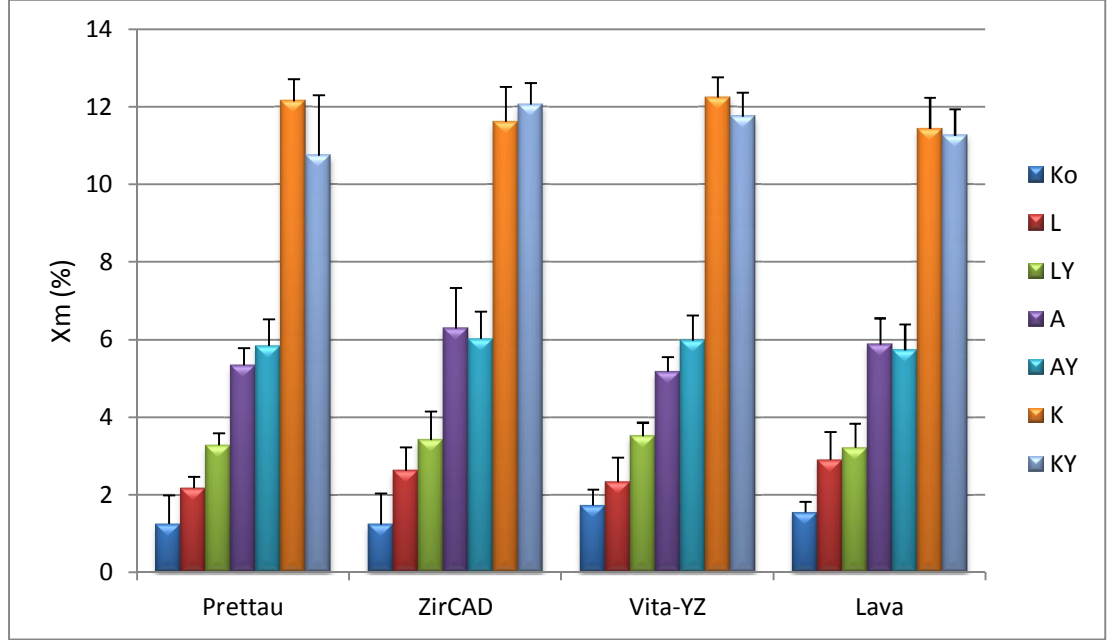
Şekil 3.13. Lava materyalinin yüzey işlemi uygulanmış gruplarından birer örneğin XRD grafiği.



Şekil 3.14. Lava materyalinin yaşlandırma uygulanmış gruplarından birer örneğin XRD grafiği.

3.2.2. Yüzey ve Yaşlandırma İşlemi Uygulanan Grupların Göreceli Monoklinik Faz Miktarı (X_m) Farklılıklarının İncelenmesi

XRD pik yoğunluklarından elde edilen verilere göre en fazla göreceli monoklinik faz miktarları kumlama gruplarında görülürken, en az değerler kontrol gruplarında görülmüştür. Hesaplanan X_m değerlerinin ortalamaları (%) ve standart sapmaları şekil 3.15'te verilmiştir.



Şekil 3.15. Göreceli monoklinik faz miktarı (X_m) ortalamaları ve standart sapmaları.

Kolmogorov-Smirnov ve Levene testlerine göre ZirCAD materyali normal dağılıma uygunluk ve varyansların homojenliği varsayımlarının her ikisini birden sağladığı için ($p > 0,05$) göreceli monoklinik faz oranlarının istatistiksel analizi tek yönlü ANOVA varyans analizi testi ile yapılmıştır (Çizelge 3.8). ZirCAD haricindeki diğer materyallerin istatistiksel analizinde ise varsayımların ikisi birden sağlanamadığı için ($p < 0,05$) Kruskal-Wallis testi kullanılmıştır (Çizelge 3.9).

Çizelge 3.8. ZirCAD materyaline ait test gruplarının göreceli monoklinik faz miktarı için ANOVA varyans analizi testinin sonucu.

		Kareler toplamı (KT)	Serbestlik derecesi (SD)	Kareler ortalaması (KO)	F	P
ZirCAD	Gruplar arası	1087,65	6	181,28	300,05	0,00
	Gruplar içi	38,06	63	0,60		
	Toplam	1125,71	69			

Çizelge 3.9. Prettau, Vita-YZ ve Lava materyallerine ait test gruplarının göreceli monoklinik faz miktarları için Kruskal-Wallis testi sonucu.

	Ki kare	Serbestlik derecesi (SD)	P
Prettau	65,82	6	0,00
Vita-YZ	65,42	6	0,00
Lava	64,05	6	0,00

Kruskal-Wallis ve tek yönlü ANOVA istatistiksel testlerinin sonuçlarına göre bütün materyallerin göreceli monoklinik faz miktarlarında gruplar arası farklılık olduğu belirlenmiştir ($p<0,05$).

Prettau materyaline ait göreceli monoklinik faz miktarı (Xm) bulguları

Kruskal-Wallis testi ile farklılık belirlendikten sonra farkın hangi gruplardan kaynaklandığını belirleyebilmek için Bonferroni testi yapılmıştır. Gruplara ait tanımlayıcı istatistikler ve farklılıklar çizelge 3.10’da verilmiştir.

Çizelge 3.10. Prettau materyaline ait test gruplarının Xm (%) değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Bonferroni*
PKo	10	1,25	0,74	0,00	1,54	1,99	A
PL	10	2,17	0,29	1,77	2,15	2,68	A
PLY	10	3,28	0,31	2,73	3,23	3,81	B
PA	10	5,34	0,44	4,78	5,40	5,90	C
PAY	10	5,84	0,69	4,50	6,11	6,63	C
PK	10	12,15	0,57	11,38	12,24	12,88	D
PKY	10	10,75	1,55	8,12	11,18	12,63	E

*Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

PKo ve PL grupları en düşük, PK ise en yüksek Xm değerini göstermiştir. Kumlama gruplarında aşındırma gruplarına göre daha yüksek Xm değerleri gözlenmiştir. Xm değerleri yaşlandırma işleminin lazer sonrası uygulanmasıyla artarken, kumlama sonrası uygulanmasıyla azalmıştır. Aşındırma işleminden sonra yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır.

ZirCAD materyaline ait göreceli monoklinik faz miktarı (Xm) bulguları

ANOVA ile farklılık belirlendikten sonra farkın nedenini belirlemek için Tukey HSD testi yapılmıştır. Gruplara ait tanımlayıcı istatistikler ve farklılıklar çizelge 3.11’de verilmiştir.

Çizelge 3.11. ZirCAD materyaline ait test gruplarının Xm (%) değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Maksimum	Tukey HSD*
ZKo	10	1,24	0,79	0,00	2,40	A
ZL	10	2,63	0,59	1,56	3,69	B
ZLY	10	3,42	0,73	2,36	4,65	B
ZA	10	6,30	1,04	4,25	7,73	C
ZAY	10	6,02	0,71	4,83	6,92	C
ZK	10	11,61	0,91	9,94	12,75	D
ZKY	10	12,06	0,56	11,19	12,68	D

*Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

Xm değerleri yüzey işlemlerine göre farklılık gösterirken, yaşlandırma işlemi fark oluşturmamıştır. Bütün yüzey işlemleri kontrol grubuna göre Xm değerlerini arttırmıştır. Kumlama işleminin faz dönüşümünde en yüksek ortalamaya sahip olduğu görülmüştür. Aşındırma gruplarında lazer gruplarına göre önemli derecede fazla monoklinik faz tespit edilmiştir.

Vita In-Ceram YZ materyaline ait göreceli monoklinik faz miktarı (Xm) bulguları

Kruskal-Wallis testi ile farklılık belirlendikten sonra farkın hangi gruplardan kaynaklandığını belirleyebilmek için Bonferroni testi yapılmıştır. Gruplara ait tanımlayıcı istatistikler ve farklılıklar çizelge 3.12’de verilmiştir.

Çizelge 3.12. Vita In-Ceram YZ materyaline ait test gruplarının Xm (%) değerlerinin karşılaştırılması.

Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Bonferroni*
VKo	10	1,73	0,40	1,16	1,66	2,67	A
VL	10	2,33	0,63	1,26	2,34	3,14	A
VLY	10	3,52	0,34	3,15	3,35	4,25	B
VA	10	5,18	0,37	4,28	5,24	5,61	C
VAY	10	5,98	0,65	4,59	6,10	6,90	D
VK	10	12,24	0,53	11,31	12,29	13,03	E
VKY	10	11,75	0,62	10,89	11,63	12,79	E

*Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

Lazer ve aşındırma uygulanan gruplarda yaşlandırma işlemi ile X_m değerleri istatistiksel olarak artmıştır. Lazer işlemi haricindeki bütün yüzey işlemleri kontrol grubuna göre X_m değerlerini arttırmıştır. Kumlama grupları en yüksek X_m değerlerini göstermiştir. Aşındırma gruplarının lazer gruplarına göre önemli derecede fazla monoklinik faz oranına sahip olduğu görülmüştür.

Lava materyaline ait göreceli monoklinik faz miktarı (X_m) bulguları

Kruskal-Wallis testi ile farklılık belirlendikten sonra farkın hangi gruplardan kaynaklandığını belirleyebilmek için Bonferroni testi yapılmıştır. Gruplara ait tanımlayıcı istatistikler ve farklılıklar çizelge 3.13'te verilmiştir.

Çizelge 3.13. Lava materyaline ait test gruplarının X_m değerlerinin karşılaştırılması

Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Bonferroni*
LKo	10	1,55	0,27	0,93	1,58	1,91	A
LL	10	2,90	0,72	1,68	2,75	4,17	B
LLY	10	3,21	0,62	2,39	3,06	4,19	B
LA	10	5,88	0,67	5,07	5,74	7,34	C
LAY	10	5,73	0,66	4,98	5,59	7,14	C
LK	10	11,43	0,81	10,47	11,14	12,90	D
LKY	10	11,26	0,68	10,51	11,12	12,56	D

*Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

X_m değerleri yüzey işlemlerine göre farklılık gösterirken yaşlandırma işlemi fark oluşturmamıştır. Bütün yüzey işlemleri kontrol grubuna göre monoklinik faz oranını arttırmıştır. En yüksek X_m değerleri kumlama işlemi sonrasında bulunmuştur. Aşındırma gruplarında lazer gruplarına göre önemli derecede fazla monoklinik faz tespit edilmiştir.

3.2.3.Farklı Zirkonya Materyallerinin Göreceli Monoklinik Faz Miktarlarının Birbirleri ile Karşılaştırılması

Levene testine göre Ko, A ve KY gruplarında varyansların homojenliği varsayımı sağlanamadığından ($p<0,05$) Kruskal-Wallis testi, diğer gruplarda ise tek yönlü ANOVA varyans analizi testi kullanılmıştır (Çizelge 3.14, 3.15).

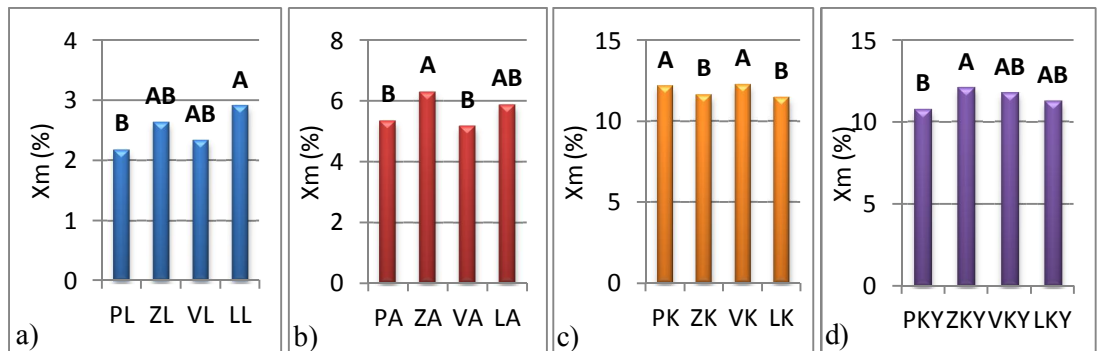
Çizelge 3.14. Farklı materyallerin aynı işlem uygulanmış gruplarında X_m değerleri için Varyans analizi testinin sonuçları.

Grup		KT	SD	KO	F	P
L	Gruplar Arası	3,16	3	1,05	3,14	0,04
	Gruplar İçi	12,09	36	0,34		
	Toplam	15,24	39			
LY	Gruplar Arası	0,57	3	0,19	0,67	0,57
	Gruplar İçi	10,16	36	0,28		
	Toplam	10,73	39			
AY	Gruplar Arası	0,51	3	0,17	0,37	0,78
	Gruplar İçi	16,58	36	0,46		
	Toplam	17,09	39			
K	Gruplar Arası	4,72	3	1,57	3,02	0,04
	Gruplar İçi	18,77	36	0,52		
	Toplam	23,50	39			

Çizelge 3.15. Farklı materyallerin aynı işlem uygulanmış gruplarında X_m değerleri için Kruskal-Wallis testinin sonuçları.

Grup	Ki kare	SD	P
Ko	3,33	3	0,34
A	13,48	3	0,00
KY	8,50	3	0,04

ANOVA ve Kruskal-Wallis testleri sonucunda materyallerin LY, AY ve Ko gruplarında farklılık görülmezken ($p>0,05$), diğer gruplarda farklılık belirlenmiştir ($p<0,05$). Farkın hangi gruplardan kaynaklandığını belirlemek için uygulanan Tukey HSD ve Bonferroni testlerine ait gruplamalar şekil 3.16’da verilmiştir.



Şekil 3.16 (a-d). İstatistiksel analizlerde fark çıkan grupların çoklu karşılaştırma testleri ile karşılaştırılması.

Çoklu karşılaştırma testlerine göre lazer uygulanan gruplarda Lava ve Prettau arasında fark bulunmuştur. Aşıdırma uygulanan gruplarda Prettau ve Vita arasında fark görülmezken, bu materyaller ile ZirCAD arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur. Kumlama uygulanan gruplarda Prettau ve Vita grupları benzerlik gösterirken, ZirCAD ve Lava gruplarına ait Xm değerleri bu gruplara göre istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur. Kumlama ve yaşlandırma uygulanan gruplarda ise ZirCAD ile Prettau materyali arasında fark gözlenmiştir.

3.2.4. Monoklinik Hacim İçeriği (Vm) ve Transformasyon Derinliği (TZD) Bulguları

Yüzey ve yaşlandırma işlemlerinin Vm ve TZD değerlerine etkisinin incelenmesi

Xm değerlerine göre hesaplanan Vm ve TZD değerleri için yapılan istatistiksel analizler, Xm değerlerine uygulanan testlerle benzer sonuçlar ortaya koymuş, bu parametrelerde hem yüzey ve yaşlandırma işlemine hem de materyale göre yapılan gruplamalar aynı bulunmuştur. ANOVA varyans analizi testinin sonucu çizelge 3.16'da, Kruskal-Wallis testinin sonuçları çizelge 3.17'de, tanımlayıcı istatistikler ve gruplar arası farklılıklar çizelge 3.18 ve 3.19'da verilmiştir.

Çizelge 3.16. Vm ve TZD değerleri için ANOVA varyans analizi testinin sonuçları.

Grup			KT	SD	KO	F	P
ZirCAD	Vm	Gruplar arası	1716,10	6	286,02	296,95	0,00
		Gruplar İçi	60,68	63	0,96		
		Total	1776,78	69			
	TZD	Gruplar arası	5,32	6	0,89	303,29	0,00
		Gruplar İçi	0,18	63	0,00		
		Total	5,50	69			

Çizelge 3.17. Vm ve TZD değerleri için Kruskal-Wallis testinin sonuçları

Grup		Ki kare	SD	P
Prettau	Vm	65,82	6	0,00
	TZD	65,81	6	0,00
Vita-YZ	Vm	65,42	6	0,00
	TZD	65,42	6	0,00
LAVA	Vm	64,05	6	0,00
	TZD	64,06	6	0,00

Çizelge 3.18. Monoklinik hacim içeriği (Vm) değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve grup farklılıkları.

Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Bonferroni*
PKo	10	1,62	0,96	0,00	2,01	2,60	A
PL	10	2,83	0,38	2,30	2,80	3,48	A
PLY	10	4,26	0,40	3,55	4,20	4,94	B
PA	10	6,88	0,56	6,17	6,97	7,60	C
PAY	10	7,52	0,88	5,81	7,87	8,51	C
PK	10	15,35	0,69	14,40	15,46	16,24	D
PKY	10	13,63	1,91	10,38	14,16	15,93	E
Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Maksimum	TukeyHSD*	
ZKo	10	1,62	1,03	0,00	3,13	A	
ZL	10	3,42	0,76	2,03	4,78	B	
ZLY	10	4,43	0,94	3,08	6,01	B	
ZA	10	8,10	1,32	5,49	9,89	C	
ZAY	10	7,74	0,90	6,23	8,88	C	
ZK	10	14,69	1,11	12,65	16,08	D	
ZKY	10	15,24	0,68	14,17	15,99	D	
Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Bonferroni*
VKo	10	2,26	0,52	1,52	2,16	3,47	A
VL	10	3,03	0,81	1,64	3,04	4,07	A
VLY	10	4,56	0,44	4,09	4,35	5,49	B
VA	10	6,68	0,47	5,53	6,76	7,23	C
VAY	10	7,69	0,83	5,94	7,85	8,85	D
VK	10	15,46	0,65	14,33	15,51	16,42	E
VKY	10	14,85	0,76	13,81	14,72	16,13	E
Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Bonferroni*
LKo	10	2,02	0,36	1,22	2,06	2,49	A
LL	10	3,77	0,92	2,19	3,58	5,39	B
LLY	10	4,17	0,79	3,11	3,97	5,43	B
LA	10	7,56	0,84	6,55	7,39	9,41	C
LAY	10	7,38	0,83	6,43	7,21	9,15	C
LK	10	14,47	0,99	13,30	14,11	16,26	D
LKY	10	14,26	0,83	13,34	14,10	15,85	D

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

Çizelge 3.19. TZD (μm) verilerine ait tanımlayıcı istatistikler ve grup farklılıkları.

Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Bonferroni*
PKo	10	0,08	0,05	0,00	0,10	0,13	A
PL	10	0,15	0,02	0,12	0,14	0,18	A
PLY	10	0,22	0,02	0,18	0,22	0,26	B
PA	10	0,36	0,03	0,32	0,37	0,40	C
PAY	10	0,40	0,05	0,30	0,42	0,45	C
PK	10	0,84	0,04	0,79	0,85	0,90	D
PKY	10	0,74	0,11	0,56	0,77	0,88	E
Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Maksimum	TukeyHSD*	
ZKo	10	0,08	0,05	0,00	0,16	A	
ZL	10	0,18	0,04	0,10	0,25	B	
ZLY	10	0,23	0,05	0,16	0,31	B	
ZA	10	0,43	0,07	0,29	0,53	C	
ZAY	10	0,41	0,05	0,33	0,47	C	
ZK	10	0,81	0,07	0,68	0,89	D	
ZKY	10	0,84	0,04	0,77	0,88	D	
Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Bonferroni*
VKo	10	0,12	0,03	0,08	0,11	0,18	A
VL	10	0,16	0,04	0,08	0,16	0,21	A
VLY	10	0,24	0,02	0,21	0,23	0,29	B
VA	10	0,35	0,03	0,29	0,36	0,38	C
VAY	10	0,41	0,05	0,31	0,41	0,47	D
VK	10	0,85	0,04	0,78	0,85	0,91	E
VKY	10	0,82	0,05	0,75	0,81	0,89	E
Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Bonferroni*
LKo	10	0,10	0,02	0,06	0,11	0,13	A
LL	10	0,19	0,05	0,11	0,18	0,28	B
LLY	10	0,22	0,04	0,16	0,21	0,28	B
LA	10	0,40	0,05	0,34	0,39	0,50	C
LAY	10	0,39	0,05	0,34	0,38	0,49	C
LK	10	0,79	0,06	0,72	0,77	0,90	D
LKY	10	0,78	0,05	0,73	0,77	0,87	D

*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

Farklı zirkonya materyallerinin Vm ve TZD değerlerinin birbirleri ile karşılaştırılması

Kolmogorov-Smirnov ve Levene testlerine göre normal dağılıma uygunluğun ve varyansların homojenliğinin sağlandığı L, LY, AY ve K gruplarına tek yönlü ANOVA varyans analizi, bu varsayımların sağlanmadığı diğer gruplara ise Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır. ANOVA testinin sonucu çizelge 3.20’de, Kruskal-Wallis testinin sonucu çizelge 3.21’de verilmiştir.

Çizelge 3.20. Farklı materyallerin aynı işlem uygulanmış gruplarına yapılan ANOVA varyans analizi testinin sonuçları.

Grup			KT	SD	KO	F	P
L	Vm	Gruplar Arası	5,25	3	1,75	3,13	0,04
		Gruplar İçi	20,11	36	0,56		
		Toplam	25,35	39			
	TZD	Gruplar Arası	0,01	3	0,01	3,14	0,04
		Gruplar İçi	0,06	36	0,00		
		Toplam	0,07	39			
LY	Vm	Gruplar Arası	0,57	3	0,19	0,67	0,57
		Gruplar İçi	10,16	36	0,28		
		Toplam	10,73	39			
	TZD	Gruplar Arası	0,94	3	0,31	0,68	0,57
		Gruplar İçi	16,73	36	0,47		
		Toplam	17,67	39			
AY	Vm	Gruplar Arası	0,81	3	0,27	0,37	0,78
		Gruplar İçi	26,53	36	0,74		
		Toplam	27,34	39			
	TZD	Gruplar Arası	0,00	3	0,00	0,37	0,78
		Gruplar İçi	0,08	36	0,00		
		Toplam	0,08	39			
K	Vm	Gruplar Arası	7,05	3	2,35	3,02	0,04
		Gruplar İçi	27,96	36	0,78		
		Toplam	35,00	39			
	TZD	Gruplar Arası	0,03	3	0,01	3,01	0,04
		Gruplar İçi	0,10	36	0,00		
		Toplam	0,12	39			

Çizelge 3.21. Farklı materyallerin aynı işlem uygulanmış gruplarına yapılan Kruskal-Wallis testinin sonuçları.

Grup		Ki kare	SD	P
Ko	Vm	3,33	3	0,34
	TZD	3,31	3	0,35
A	Vm	13,48	3	0,00
	TZD	13,48	3	0,00
KY	Vm	8,50	3	0,04
	TZD	8,40	3	0,04

ANOVA ve Kruskal-Wallis testlerinin sonucuna göre farklı materyallerin L, A, K ve KY gruplarında Vm ve TZD parametreleri için farklılık tespit edilmiştir

($p < 0,05$). Diğer gruplar arasında ise farklılık bulunmamıştır ($p > 0,05$). Farklılığın nedenini belirlemek için Tukey HSD ve Bonferroni çoklu karşılaştırma testleri uygulanmıştır (Çizelge 3.22).

Çizelge 3.22. Vm ve TZD parametrelerinin materyallere göre gruplandırılması.

Grup	Test	Prettau	ZirCAD	Vita-YZ	Lava
L	Tukey HSD*	A	AB	AB	B
A	Bonferroni*	A	B	A	AB
K	Tukey HSD*	A	B	A	B
KY	Bonferroni*	A	B	AB	AB

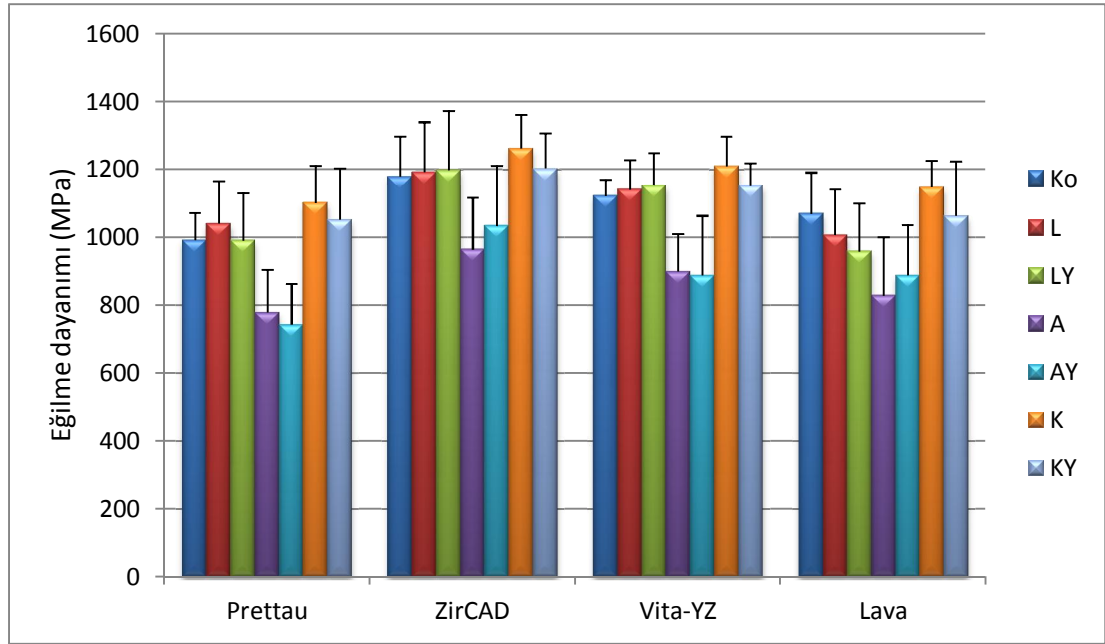
*Aynı harfleri taşıyan gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

Vm ve TZD parametrelerinin her ikisi için de aynı çoklu karşılaştırma test yöntemi uygulanmış ve oluşan gruplamalar aynı bulunmuştur. Ayrıca çoklu karşılaştırma testlerinde elde edilen gruplamaların, Xm parametresi için oluşan gruplamalar ile aynı olduğu görülmüştür. Lazer uygulanan gruplarda Lava ile Prettau, aşındırma uygulanan gruplarda ZirCAD ile Prettau ve Vita, kumlama uygulanan gruplarda Prettau ve Vita ile ZirCAD ve Lava, kumlama ve yaşlandırma uygulanan gruplarda ise ZirCAD ile Prettau materyali arasında fark bulunmuştur.

3.3. Eğilme Dayanımı Bulguları

3.3.1. Zirkonya Materyallerinde Yüzey ve Yaşlandırma İşlemlerinin Eğilme Dayanımına Etkisinin İncelenmesi

Üç nokta eğme testi ile elde edilen verilere göre grupların ortalama eğilme dayanımları ve standart sapmaları şekil 3.17’de verilmiştir.



Şekil 3.17. Eğilme dayanımı verilerinin ortalama değerleri ve standart sapmaları.

Kolmogorov-Smirnov ve Levene testinin sonuçlarına göre Prettau ve Lava materyalleri her iki varsayımı da sağladığı için (normal dağılıma uygunluk ve varyansların homojenliği) ($p>0,05$) istatistiksel analizlerinde parametrik bir test olan tek yönlü ANOVA varyans analizi testi kullanılmıştır. ZirCAD ve Vita In-Ceram YZ materyalleri ise normal dağılıma uygunluk gösterse de ($p>0,05$), Levene testi sonuçlarına göre varyansların homojen olmadığı ortaya çıkmıştır ($p<0,05$). Bu yüzden istatistiksel analizlerde non-parametrik bir test olan Kruskal-Wallis kullanılmıştır. ANOVA varyans analizinin sonuçları çizelge 3.23’de, Kruskal-Wallis analizinin sonuçları ise çizelge 3.24’de verilmiştir.

Çizelge 3.23. Prettau ve Lava materyalinin eğilme dayanımı verilerine uygulanan ANOVA testinin sonuçları.

		KT	SD	KO	F	P
Prettau	Gruplar arası	1172052,00	6	195342,00	12,78	0,00
	Gruplar içi	962892,93	63	15284,02		
	Toplam	2134944,93	69			
Lava	Gruplar arası	744097,21	6	124016,20	6,38	0,00
	Gruplar içi	1225359,18	63	19450,15		
	Toplam	1969456,39	69			

Çizelge 3.24. ZirCAD ve Vita In-Ceram YZ materyallerinin eğilme dayanımı verilerine uygulanan Kruskal Wallis testinin sonuçları.

	Ki kare	Serbestlik derecesi	P
ZirCAD	22,38	6	0,00
Vita-YZ	37,53	6	0,00

Eğilme dayanımı verileri için uygulanan ANOVA ve Kruskal-Wallis istatistiksel analizleri, bütün materyallerde en az bir grubun diğerlerinden farklı olduğunu göstermiştir ($p<0,05$).

Prettau materyaline ait eğilme dayanımı bulguları

ANOVA ile farklılık belirlendikten sonra farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını belirlemek için Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi yapılmıştır (Çizelge 3.25).

Çizelge 3.25. Prettau materyalinin eğilme dayanımı verilerinin (MPa) tanımlayıcı istatistikleri ve grup farklılıkları.

Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Maksimum	Tukey HSD*
PKo	10	992,64	81,06	808,32	1085,24	A
PL	10	1041,14	124,43	820,83	1219,47	A
PLY	10	991,27	140,93	731,10	1134,32	A
PA	10	779,11	126,22	591,05	1027,61	B
PAY	10	743,17	120,03	557,66	993,54	B
PK	10	1102,63	108,40	908,27	1231,42	A
PKY	10	1052,43	151,61	834,25	1248,72	A

*Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

PA ve PAY gruplarının eğilme dayanımı ortalama değerleri diğer gruplardan daha düşük bulunmuştur. Aşındırma işlemleri hem tek başına hem de yaşlandırma ile beraber uygulandığında eğilme dayanımında kontrol grubuna göre önemli ölçüde azalmaya neden olmuştur. Yaşlandırma işlemleri ile eğilme dayanımı değerleri azalmıştır ancak bu azalma istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır.

ZirCAD materyaline ait eğilme dayanımı bulguları

Kruskal-Wallis testi ile farklılık belirlendikten sonra farkın kaynağını belirleyebilmek için Bonferroni çoklu karşılaştırma testi yapılmıştır. Gruplar arası farklılıklar çizelge 3.26'da verilmiştir.

Çizelge 3.26. ZirCAD materyalinin eğilme dayanımı verilerine (MPa) ait tanımlayıcı istatistikler ve farklılıklar.

Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Bonferroni*
ZKo	10	1180,04	118,31	1044,47	1168,33	1327,02	AB
ZL	10	1193,64	146,95	912,89	1242,28	1310,06	AB
ZLY	10	1199,03	174,69	952,74	1282,20	1377,26	AB
ZA	10	965,25	153,33	723,86	1001,35	1154,21	C
ZAY	10	1034,79	176,32	762,15	1148,52	1184,10	AC
ZK	10	1261,83	99,03	1065,99	1273,02	1398,80	B
ZKY	10	1203,28	103,68	1024,28	1214,52	1314,87	AB

*Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

En düşük eğilme dayanımı aşındırma uygulanan gruplarda görülmüştür. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında aşındırma grubunda eğilme dayanımı istatistiksel olarak daha az bulunmuştur. Aşındırma ve yaşlandırma uygulanan gruplarda kontrol grubuna göre fark gözlenmemiştir. Kumlama işlemi dayanımda önemli bir farka neden olmamıştır. Yüzey işlemlerinden sonra uygulanan yaşlandırma işleminin eğilme dayanımı üzerine etkisi istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır.

Vita In-Ceram YZ materyaline ait eğilme dayanımı bulguları

Kruskal-Wallis testi ile farklılık belirlendikten sonra Bonferroni çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır. Gruplar arası farklılıklar çizelge 3.27’de verilmiştir.

Çizelge 3.27. Vita In-Ceram YZ materyaline ait tanımlayıcı istatistikler ve gruplar arası farklılıklar.

Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Bonferroni*
VKo	10	1123,50	46,19	1063,67	1140,72	1187,20	A
VL	10	1142,47	84,90	1050,11	1113,58	1278,53	A
VLY	10	1154,98	94,10	981,42	1150,42	1326,31	A
VA	10	900,20	110,51	682,93	941,47	1024,88	B
VAY	10	888,33	176,30	681,28	836,48	1146,68	B
VK	10	1210,19	86,81	1046,05	1211,66	1372,60	A
VKY	10	1153,85	65,20	1021,82	1150,42	1262,29	A

*Aynı harflere sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

Aşındırma uygulanan grupların eğilme dayanımı diğer gruplara göre istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında kumlama ve lazer uygulanan grupların eğilme dayanımında bir fark görülmemiştir. Yaşlandırmanın ise eğilme dayanımına istatistiksel olarak bir etkisi gözlenmemiştir.

Lava materyaline ait eğilme dayanımı bulguları

ANOVA ile farklılık belirlendikten sonra farkın hangi gruplardan kaynaklandığını belirleyebilmek için Tukey HSD testi yapılmıştır. Gruplar arası farklılıklar çizelge 3.28’de verilmiştir.

Çizelge 3.28. Lava materyaline ait tanımlayıcı istatistikler ve gruplar arası farklılıklar.

Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Maksimum	Tukey HSD*
LKo	10	1070,81	120,49	943,38	1266,73	AB
LL	10	1007,28	135,11	832,62	1183,76	ABC
LLY	10	959,56	141,79	731,49	1136,45	ABC
LA	10	829,12	171,98	636,86	1070,31	C
LAY	10	888,99	149,09	676,50	1100,36	AC
LK	10	1149,19	76,19	1.066,83	1287,65	B
LKY	10	1063,76	160,22	829,25	1285,21	AB

*Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

En düşük eğilme dayanımı LA, LAY, LL ve LLY gruplarında bulunmuştur. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında aşındırma işlemi eğilme dayanımını önemli derecede azaltmıştır. Kumlama ve lazer grupları ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Yaşlandırma işlemlerinin ise eğilme dayanımı üzerine etkisi istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur.

3.3.2.Farklı Zirkonya Materyallerinin Eğilme Dayanımlarının Birbirleri ile Karşılaştırılması

Kolmogorov-Smirnov ve Levene testlerinin sonuçlarına göre L, A, AY ve K gruplarının istatistiksel analizinde tek yönlü ANOVA (Çizelge 3.29), diğer gruplarda ise Kruskal-Wallis testi kullanılmıştır (Çizelge 3.30).

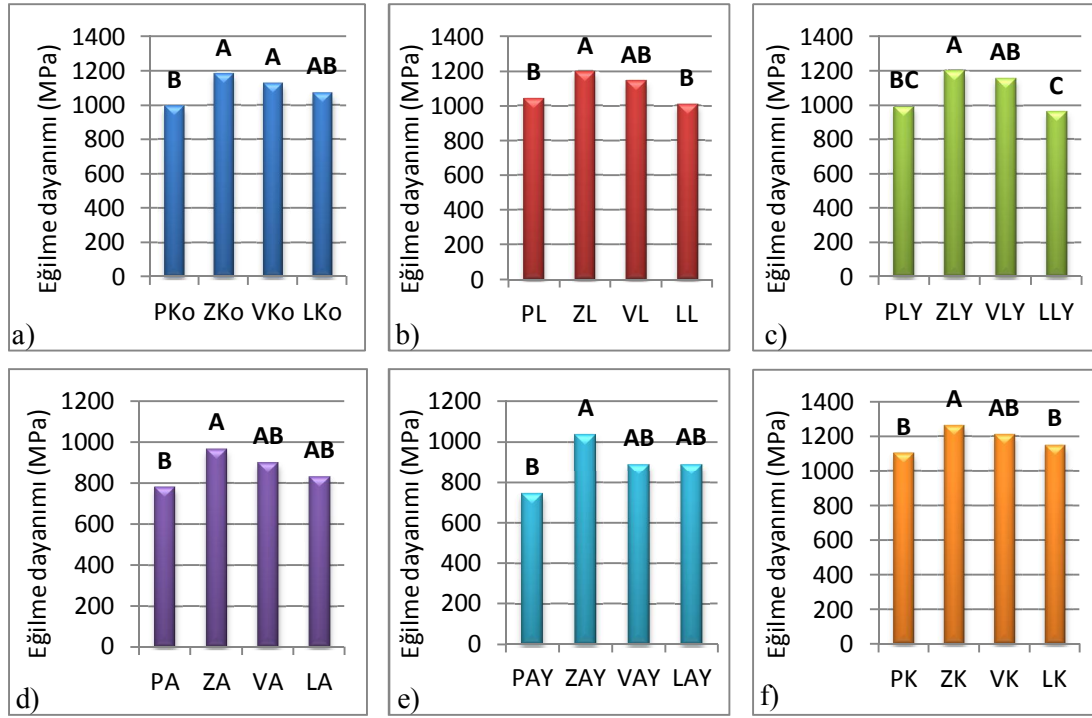
Çizelge 3.29. Farklı materyallerin aynı işlem uygulanmış gruplarında eğilme dayanımı verileri için ANOVA testinin sonuçları.

Grup		KT	SD	KO	F	P
L	Gruplar Arası	225755,63	3	75251,88	4,81	0,01
	Gruplar İçi	562843,45	36	15634,54		
	Toplam	788599,07	39			
A	Gruplar Arası	199076,64	3	66358,88	3,27	0,03
	Gruplar İçi	731082,57	36	20307,85		
	Toplam	930159,21	39			
AY	Gruplar Arası	425228,36	3	141742,79	5,74	0,00
	Gruplar İçi	889223,17	36	24700,64		
	Toplam	1314451,53	39			
K	Gruplar Arası	145395,55	3	48465,18	5,56	0,00
	Gruplar içi	314068,62	36	8724,13		
	Toplam	459464,17	39			

Çizelge 3.30. Farklı materyallerin aynı işlem uygulanmış gruplarında eğilme dayanımı verileri için Kruskal-Wallis testinin sonuçları.

Grup	Ki kare	SD	P
Ko	13,62	3	0,00
LY	13,24	3	0,00
KY	6,61	3	0,09

ANOVA ve Kruskal-Wallis testlerine göre sadece KY grubunda materyaller arasında fark bulunmazken ($p>0,05$), diğer bütün gruplarda fark gözlenmiştir ($p<0,05$). Bu farkın kaynağını belirleyebilmek için yapılan Tukey HSD ve Bonferroni testlerinin sonuçları şekil 3.18’de verilmiştir.



Şekil 3.18 (a-f). İstatistiksel analizlerde fark çıkan grupların çoklu karşılaştırma testleri ile gruplanması.

Çoklu karşılaştırma testi uygulanan bütün gruplarda Prettau ve ZirCAD materyalinin eğilme dayanımları arasında istatistiksel olarak fark olduğu görülmüştür. ZirCAD materyalinin en yüksek eğilme dayanımına sahip olduğu gözlenmiştir. Vita ve ZirCAD materyalleri ile Lava ve Prettau materyalleri arasındaki farklar bütün gruplarda istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur. Vita ve Lava materyalleri arasında sadece lazer ve yaşlandırma uygulanan gruptaki fark anlamlıyken, diğer gruplarda fark görülmemiştir. Prettau ve Vita materyalleri arasında ise sadece kontrol grubunda fark bulunmuştur.

3.3.3. Materyaller ve Uygulanan İşlemler Arasındaki Eğilme Dayanımı Farklarının Genel Olarak Değerlendirilmesi

Eğilme dayanımı verileri, Kolmogorov-Smirnov testine göre normal dağılım göstermemektedir ($p < 0,05$). Bu yüzden non-parametrik bir test olan Kruskal-Wallis ile değerlendirilmiştir (Çizelge 3.31).

Çizelge 3.31. Eğilme dayanımı verilerine uygulanan Kruskal-Wallis testinin sonucu.

	Ki kare	SD	P
Materyal	13,62	3	0,00
Yüzey ve yaşlandırma işlemi	93,55	6	0,00

Kruskal-Wallis testine göre her iki durumda da eğilme dayanımları arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmuştur ($p < 0,05$). Bonferroni çoklu karşılaştırma testi kullanılarak farkın nedeni belirlenmiştir (Çizelge 3.32, 3.33).

Çizelge 3.32. Materyallere göre eğilme dayanımı (MPa) farkları.

Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Min.	Ortanca	Mak.	Bonferroni*
Prettau	70	957,48	175,90	557,66	976,33	1248,73	A
ZirCAD	70	1148,27	168,14	723,86	1172,19	1398,80	B
Vita-YZ	70	1081,93	156,41	681,28	1128,28	1372,60	B
Lava	70	995,53	168,95	636,86	1030,61	1287,65	A

*Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

ZirCAD ve Vita materyallerinin eğilme dayanımları Prettau ve Lava materyallerine göre önemli derecede fazla bulunmuştur. ZirCAD ve Vita ile Prettau ve Lava materyalleri arasındaki farkların önemsiz olduğu görülmüştür.

Çizelge 3.33. Yüzey işlemlerine göre eğilme dayanımı (MPa) farkları.

Grup	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Ortanca	Maksimum	Bonferroni*
Ko	40	1091,75	116,09	808,32	1081,69	1327,02	AB
L	40	1096,13	142,20	820,83	1093,76	1310,06	AB
LY	40	1076,21	170,61	731,10	1080,57	1377,26	A
A	40	868,42	154,44	591,05	870,84	1154,21	C
AY	40	888,82	183,59	557,66	858,54	1184,10	C
K	40	1180,96	108,54	908,27	1195,57	1398,80	B
KY	40	1118,33	136,89	829,25	1144,99	1314,87	AB

*Aynı harfe sahip gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur.

Bonferroni gruplamasına göre en düşük eğilme dayanımı değerleri aşındırma gruplarında görülmüştür. Aynı işlem uygulanan ve yaşlandırılan gruplar arasında eğilme dayanımında fark görülmemiştir. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında lazer ve kumlama işlemlerinin eğilme dayanımına bir etkisi bulunmazken, aşındırma işleminin dayanımı önemli ölçüde azalttığı gözlenmiştir.

3.3.4. Weibull İstatistik Analizi

Çalışmada 4 farklı Y-TZP seramiğe uygulanan yüzey ve yaşlandırma işlemleri sonucunda elde edilen eğilme dayanımı verilerinin örnekler arasındaki değişkenliğinin analizinde Weibull analizi kullanılmıştır. Weibull analizi sonucunda Weibull modülüsleri (m), karakteristik dayanımlar (σ_0), R^2 değerleri ve Weibull kırılma olasılığı grafikleri elde edilmiştir. Weibull analizi sonucunda bulunan m ve σ_0 değerleri çizelge 3.34'te verilmiştir.

Çizelge 3.34. Weibull analizi sonucunda bulunan σ_0 , m ve R^2 değerleri.

Prettau				ZirCAD			Vita In-Ceram YZ			Lava		
İşlem	σ_0	m	R^2	σ_0	m	R^2	σ_0	m	R^2	σ_0	M	R^2
Ko	1025	8,72	0,64	1232	9,13	0,91	1144	22,24	0,82	1123	8,64	0,84
L	1094	7,30	0,79	1247	4,35	0,77	1181	13,81	0,89	1064	6,46	0,85
LY	1047	4,80	0,79	1270	5,25	0,95	1196	12,16	0,70	1017	5,32	0,76
A	831,7	6,52	0,75	1027	5,00	0,80	943,5	5,43	0,71	897,5	4,57	0,90
AY	793,5	6,93	0,76	1104	4,00	0,92	959,5	5,13	0,90	949,7	5,25	0,82
K	1148	8,01	0,82	1304	10,28	0,73	1249	13,72	0,64	1186	17,84	0,91
KY	1115	5,96	0,88	1247	9,43	0,84	1182	15,68	0,61	1128	5,11	0,74

Weibull analizi sonuçlarına göre materyallerin aşındırma uygulanan gruplarında m değerlerinin az olduğu görülmüştür. Weibull modülüslerinin az olması bu grupların güvenilirliklerinin az olduğunu göstermiştir. Lava materyalinde kumlamadan sonra m değeri azalmıştır. En yüksek m değeri Vita kontrol grubunda, en düşük m değeri ise ZirCAD materyalinin aşındırma ve yaşlandırma uygulanmış grubunda görülmüştür. Bu bulgu, Vita kontrol grubunda örneklerin eğilme dayanımı değerlerinin birbirine yakın ve standart sapmanın az olduğunu göstermiştir.

Materyallerin karakteristik dayanımlarının ve Weibull modülüslerinin değerlendirilmesi

Karakteristik dayanım ve m değerlerinin her ikisi de varsayımları sağladığı için ($p>0,05$) veriler tek yönlü ANOVA ile değerlendirilmiştir (Çizelge 3.35).

Çizelge 3.35. Karakteristik dayanım (σ_0) ve Weibull modülüs (m) verilerine ANOVA varyans analizi testinin uygulanması.

Grup		KT	SD	KO	F	P
σ_0	Gruplar arası	155042,48	3	51680,83	3,77	0,02
	Grup içi	329427,88	24	13726,16		
	Total	484470,37	27			
m	Gruplar arası	162,03	3	54,01	3,24	0,04
	Grup içi	399,87	24	16,66		
	Total	561,89	27			

ANOVA testinin sonucuna göre materyallerin hem karakteristik dayanımları arasında hem de Weibull modülüsleri arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmuştur ($p < 0,05$). Bu farkın nedenini belirlemek için Tukey HSD testi uygulanmıştır. Karakteristik dayanım verilerine ait tanımlayıcı istatistikler ve gruplar arası farklılıklar çizelge 3.36’de verilmiştir.

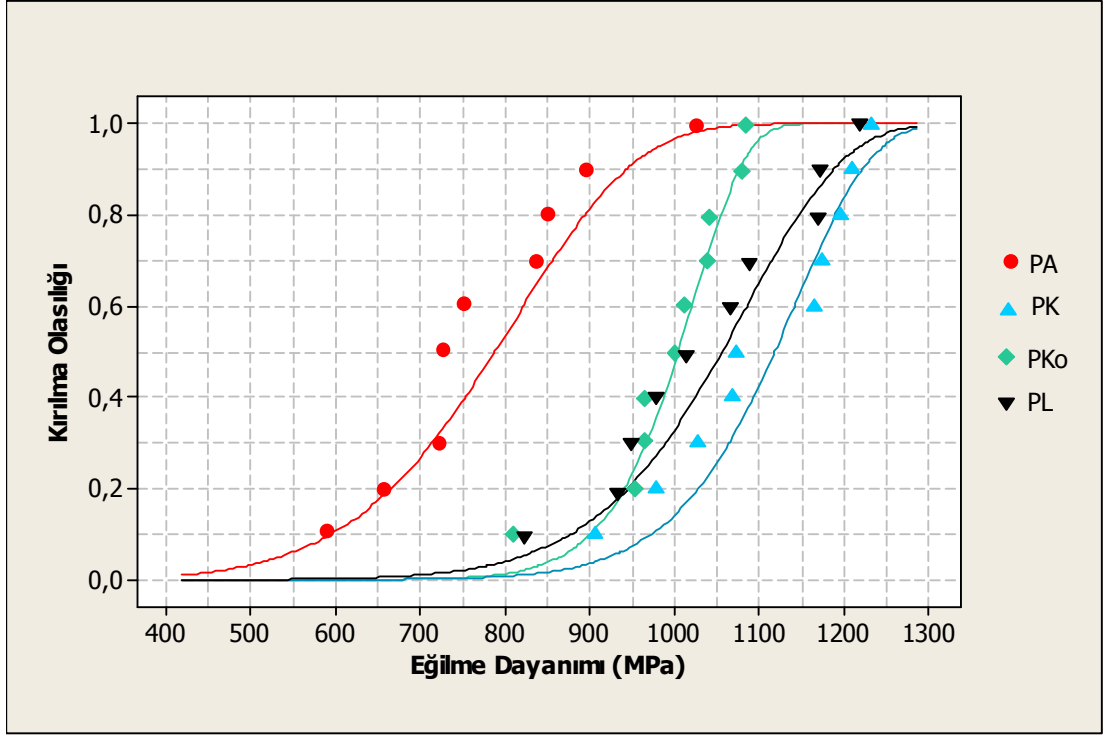
Çizelge 3.36. Materyallerin karakteristik dayanım değerlerinin (σ_0) ve Weibull modülüslerinin (m) karşılaştırılması.

	Materyal	N	Ortalama	Std.Sapma	Minimum	Maksimum	Tukey HSD*
σ_0	Prettau	7	1007,74	139,85	793,50	1148,00	A
	Vita	7	1122,14	120,72	943,50	1249,00	AB
	Zircad	7	1204,43	100,14	1027,00	1304,00	B
	Lava	7	1052,17	103,66	897,50	1186,00	AB
m	Prettau	7	6,90	1,30	4,81	8,72	A
	Vita	7	12,60	5,96	5,14	22,25	B
	Zircad	7	6,78	2,71	4,00	10,29	A
	Lava	7	7,60	4,71	4,57	17,84	A

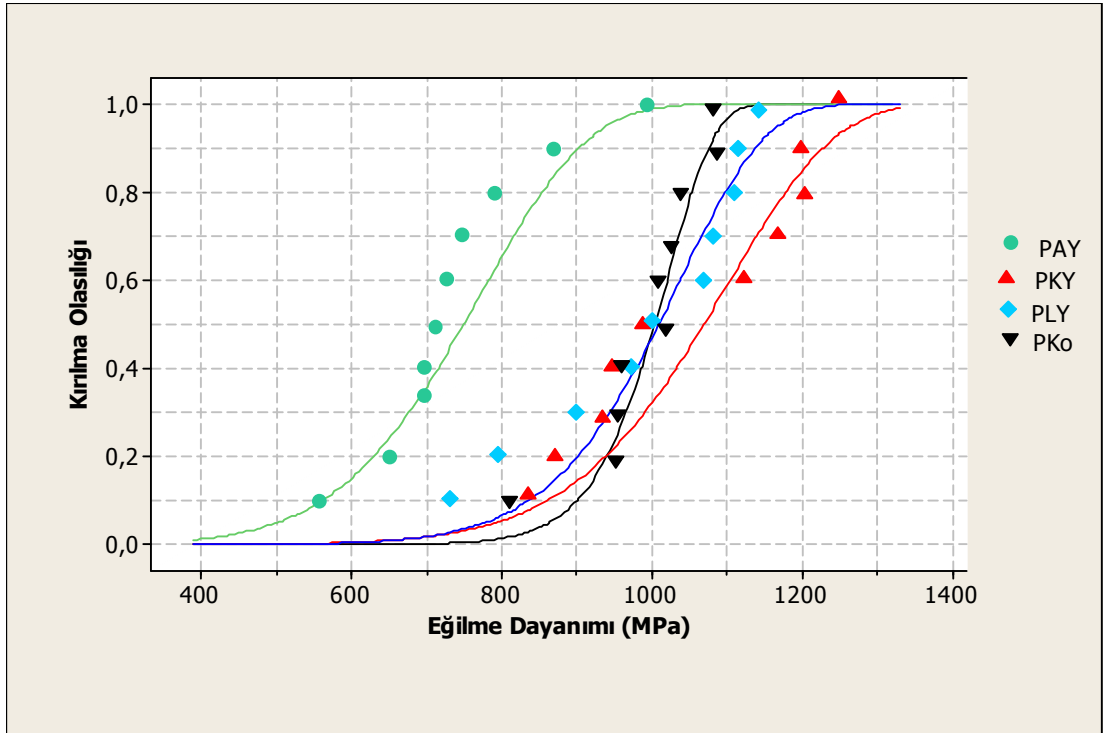
Tukey HSD testine göre ZirCAD materyalinin karakteristik dayanımı Prettau materyaline göre önemli ölçüde fazla bulunmuştur. Weibull modülüslerine bakıldığında ise Vita materyalinin güvenilirliğinin (m modülüsü) diğer zirkonya seramiklere göre daha fazla olduğu görülmüştür.

Weibull kırılma olasılığı grafikleri

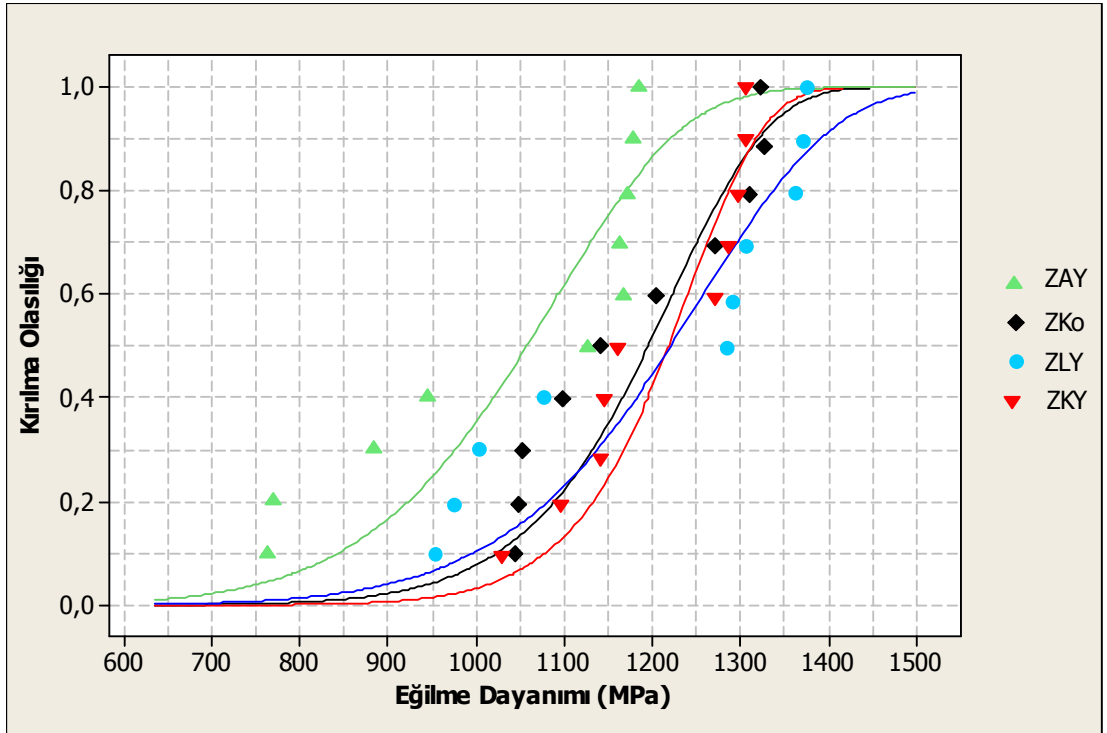
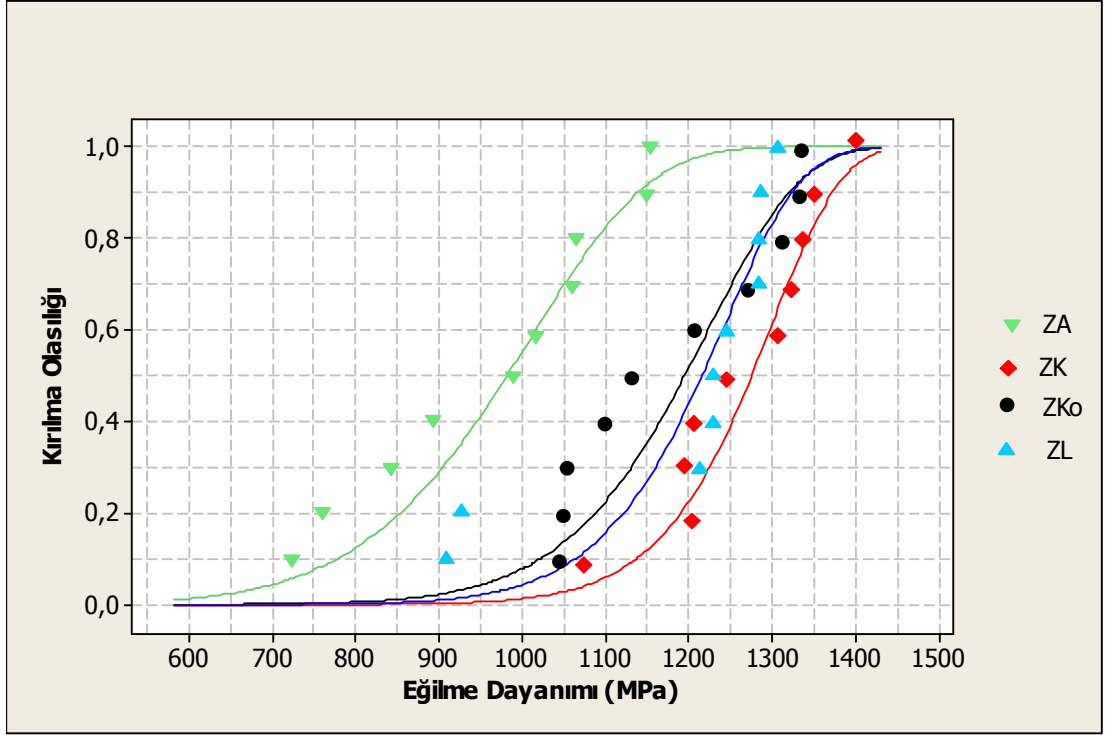
Weibull analizine bağlı olarak her bir grubun Weibull kırılma olasılığı grafiği elde edilmiştir (Şekil 3.19-3.26).

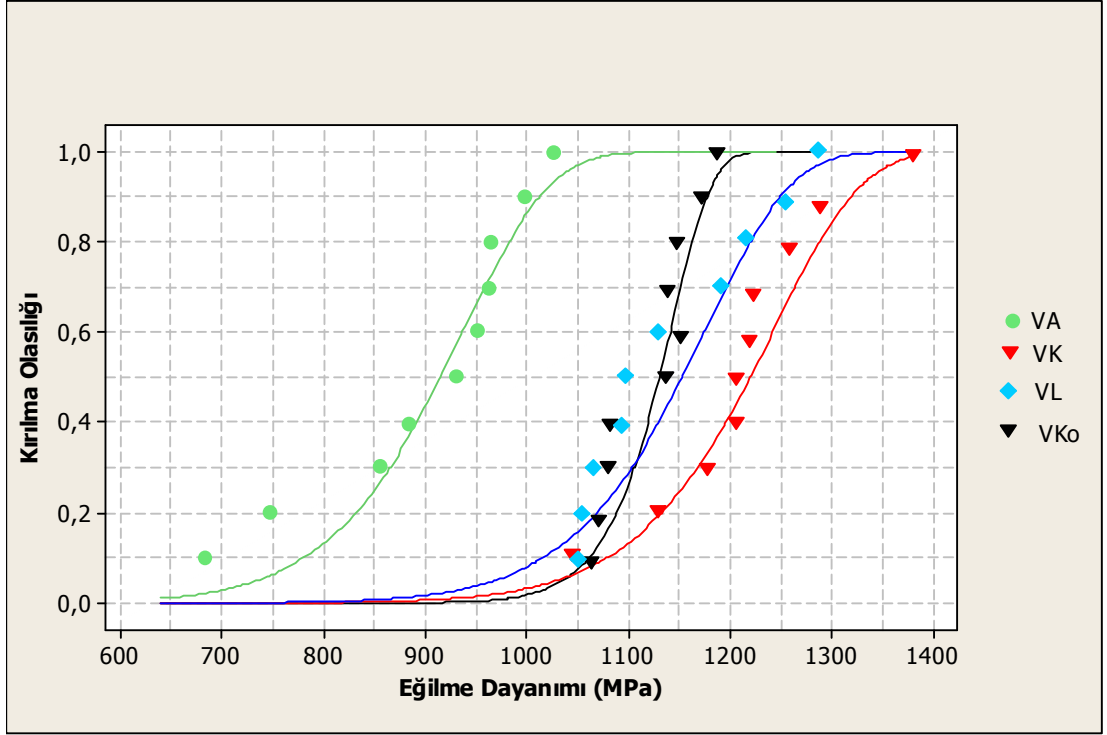


Şekil 3.19. Prettau materyalinin kontrol ve yüzey işlemi uygulanan gruplarının Weibull kırılma olasılığı grafiği.

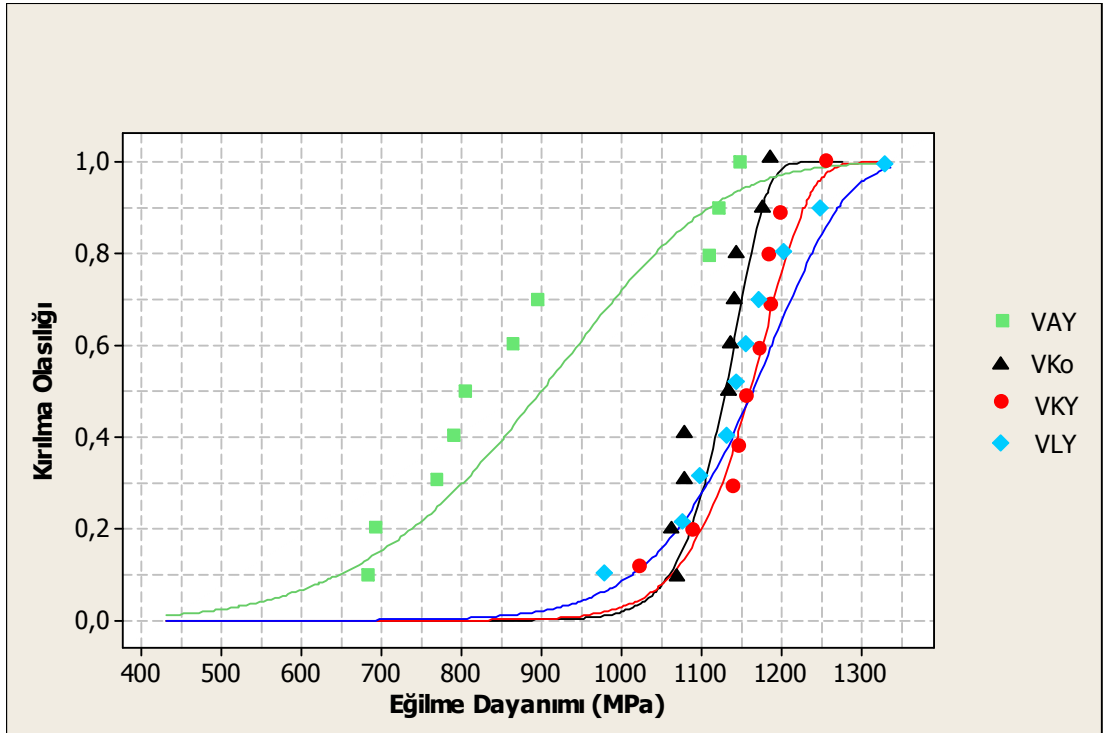


Şekil 3.20. Prettau materyalinin kontrol ve yaşlandırma uygulanan gruplarının Weibull kırılma olasılığı grafiği.

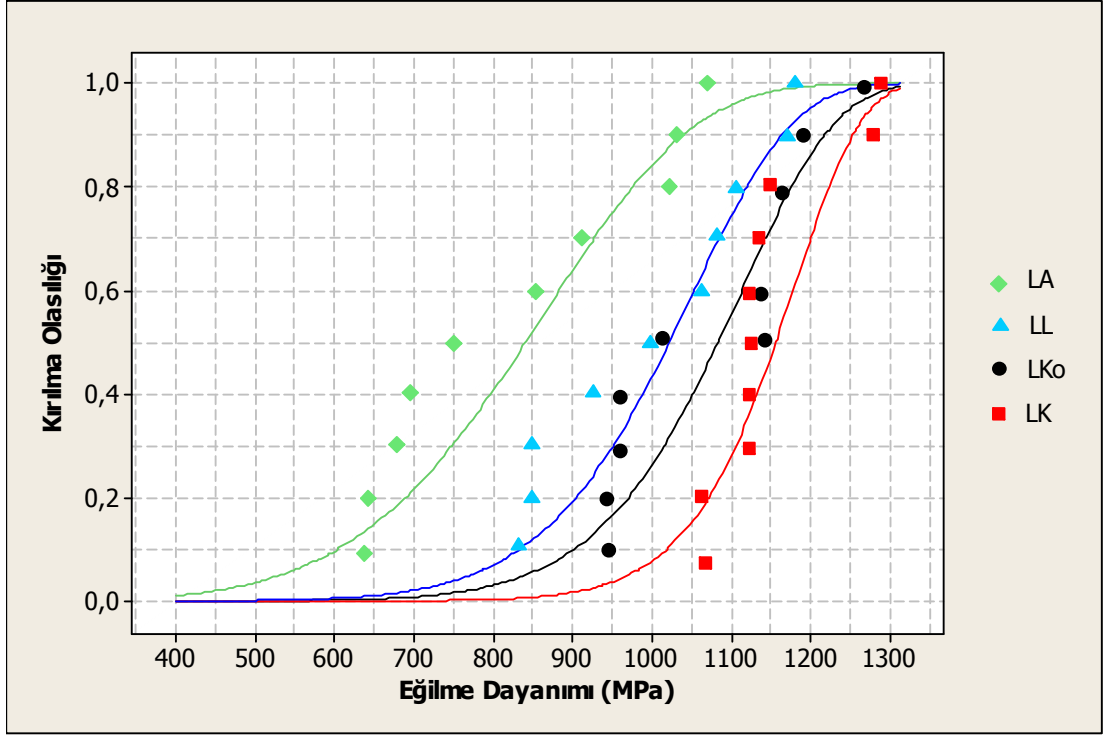




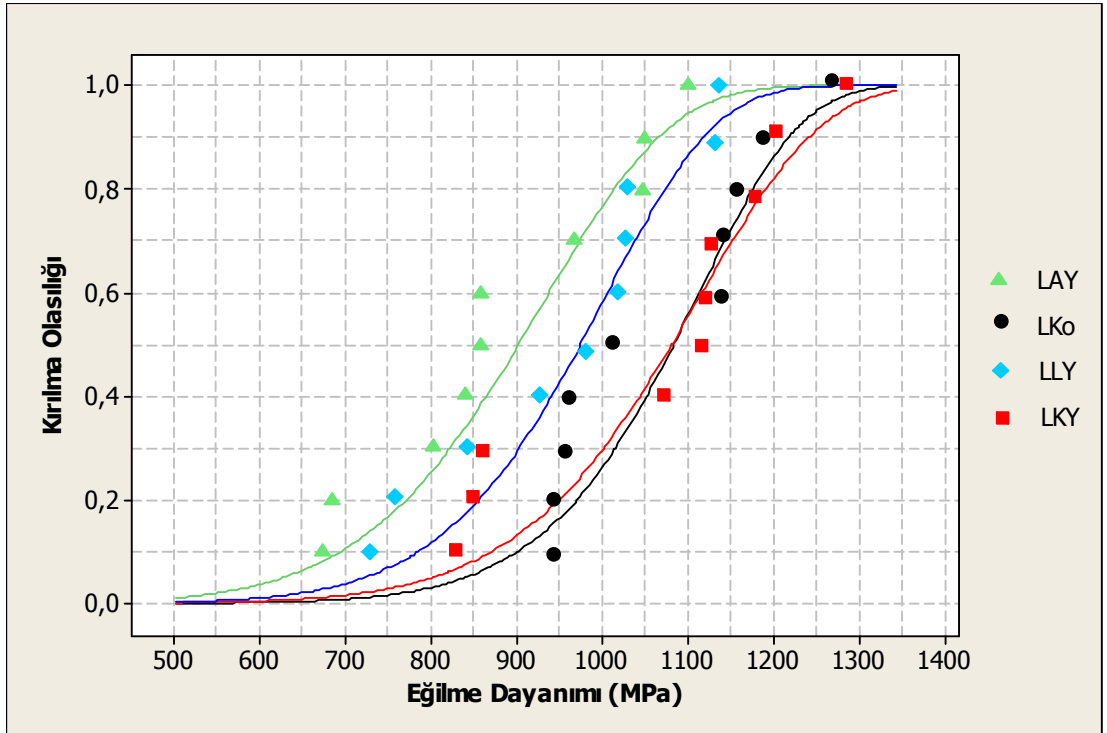
Şekil 3.23. Vita materyalinin kontrol ve yüzey işlemi uygulanan gruplarının Weibull kırılma olasılığı grafiği.



Şekil 3.24. Vita materyalinin kontrol ve yaşlandırma uygulanan gruplarının Weibull kırılma olasılığı grafiği.



Şekil 3.25. Lava materyalinin kontrol ve yüzey işlemi uygulanan gruplarının Weibull kırılma olasılığı grafiği.



Şekil 3.26. Lava materyalinin kontrol ve yaşlandırma uygulanan gruplarının Weibull kırılma olasılığı grafiği.

3.4. Yaşlandırmanın etkisinin incelenmesi

Her bir materyalde yaşlandırma uygulanan örneklerle yaşlandırılmamış örneklerin toplam olarak karşılaştırılması için öncelikle değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu test edilmiştir. Normal dağılım özelliği gösteren değişkenler için bağımsız iki örneklem t testi uygulanmıştır. Değişkenlere ait ortalama ve p değerleri çizelge 3.37’de verilmiştir.

Çizelge 3.37. Bağımsız iki örneklem t testinin sonucu.

	İşlem	Prettau		Vita		Zircad		Lava	
		Ort.	P	Ort.	P	Ort.	P	Ort.	P
Pürüzlülük	N	0,94	0,80	0,78	0,67			0,85	0,95
	Y	0,91		0,74				0,84	
Xm	N	6,55	0,94			6,85	0,75		
	Y	6,624				7,17			
E. dayanımı	N	974,29	0,35	1084,28	0,67	1140,24	0,91	995,20	0,59
	Y	928,96		1065,72		1145,70		970,77	
Vm	N	8,35	0,92			8,74	0,74		
	Y	8,47				9,14			
TZD	N	0,45	0,96			0,47	0,75		
	Y	0,45				0,49			

N: Yaşlandırılmamış Y: Yaşlandırılmış

Normal dağılım özelliği göstermeyen değişkenlerin ikili karşılaştırması için Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Değişkenlere ait ortalama ranklar ve p değerleri çizelge 3.38’de verilmiştir.

Çizelge 3.38. Mann Whitney U testinin sonuçları.

	İşlem	Vita		Zircad		Lava	
		Rank	P	Rank	P	Rank	P
Pürüzlülük	N			29,32	0,60		
	Y			31,68			
Xm	N	28,37	0,34			30,43	0,98
	Y	32,63				30,57	
Eğilme dayanımı	N						
	Y						
Vm	N	28,37	0,34			30,43	0,98
	Y	32,63				30,57	
TZD	N	28,37	0,34			30,45	0,98
	Y	32,63				30,55	

N: Yaşlandırılmamış Y: Yaşlandırılmış

Bağımsız iki örneklem t ve Mann-Whitney U testlerinin sonuçlarına göre bütün durumlarda $p>0,05$ olduğu için yaşlandırmanın incelenen parametreler üzerine istatistiksel olarak önemli bir etkisi görülmemiştir.

3.5. Yüzey Pürüzlülüğü, Faz Dönüşümü ve Eğilme Dayanımı Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi

Yüzey pürüzlülüğü, eğilme dayanımı ve göreceli monoklinik faz miktarı arasındaki ilişkinin belirlenebilmesi için Pearson korelasyon testi uygulanmıştır. Korelasyon katsayıları (r), ve p değerleri çizelge 3.39 ve 3.40’da verilmiştir.

Xm değerleri ile arasında % 100’lük ilişki olması nedeniyle Vm ve TZD parametreleri değerlendirilmemiştir.

3.5.1. Materyallere Göre Parametreler Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi

Çizelge 3.39. Pearson korelasyon testinin sonucu.

İlişki	Prettau	ZirCAD	Vita	Lava
N	70	70	70	70
Pürüzlülük-Xm	r 0,52 (**)	0,66 (**)	0,58 (**)	0,60(**)
	p 0,00	0,00	0,00	0,00
Pürüzlülük-Dayanım	r -0,42(**)	-0,29(*)	-0,41(**)	-0,20
	p 0,00	0,01	0,00	0,09
Dayanım-Xm	r 0,19	0,11	0,18	0,23
	p 0,12	0,37	0,14	0,05

*p=0,05 önemlilik derecesinde ilişki anlamlı

**p=0,01 önemlilik derecesinde ilişki anlamlı

Prettau ve Vita In-Ceram YZ materyallerinde pürüzlülük ile Xm arasında pozitif yönde, pürüzlülük ile eğilme dayanımı arasında ise negatif yönde önemli derecede bir ilişki bulunmuştur ($p<0,01$).

ZirCAD materyalinde pürüzlülük ve Xm arasındaki ilişki ($p<0,01$), pürüzlülük ve eğilme dayanımı arasındaki ilişkiye göre daha kuvvetli bulunmuştur ($p<0,05$). ZirCAD materyalinde pürüzlülük arttıkça göreceli monoklinik faz miktarının arttığı, eğilme dayanımının ise azaldığı görülmüştür.

Lava materyalinde pürüzlülük ve Xm arasında pozitif yönde önemli derecede ilişki görülürken ($p<0,01$), pürüzlülük ve eğilme dayanımı arasındaki ilişki önemsiz

bulunmuştur. Pürüzlülük arttıkça göreceli monoklinik faz miktarının da arttığı görülmüştür.

Bütün materyallerde eğilme dayanımı ile X_m arasındaki ilişki önemsiz bulunmuştur ($p>0,05$).

3.5.2. Yüzey ve Yaşlandırma İşlemlerine Göre Parametreler Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi

Yüzey pürüzlülüğü ve göreceli monoklinik faz miktarı arasındaki ilişkinin analizi

Çizelge 3.40. Yüzey pürüzlülüğü ve göreceli monoklinik faz miktarı arasındaki ilişkinin sonuçları.

Materyal		Ko	L	LY	A	AY	K	KY
P	r	-0,41	-0,34	0,23	-0,28	0,22	-0,05	0,01
	p	0,24	0,34	0,52	0,43	0,54	0,90	0,98
Z	r	-0,38	0,23	-0,12	0,31	0,06	-0,02	0,26
	p	0,28	0,53	0,74	0,39	0,87	0,96	0,47
V	r	0,47	-0,36	0,06	-0,28	0,44	0,58	0,14
	p	0,18	0,31	0,88	0,43	0,21	0,08	0,71
L	r	0,21	0,03	0,05	0,35	0,25	0,31	0,02
	p	0,56	0,93	0,89	0,32	0,49	0,39	0,96

* $p=0,05$ önemlilik derecesinde ilişki anlamlı

** $p=0,01$ önemlilik derecesinde ilişki anlamlı

Pearson korelasyon testine göre hiçbir grupta her iki önemlilik derecesinde de ilişki bulunmamıştır ($p>0,01$, $p>0,05$).

Yüzey pürüzlülüğü ve eğilme dayanımı arasındaki ilişkinin analizi

Çizelge 3.41. Yüzey pürüzlülüğü ve eğilme dayanımı arasındaki ilişkinin sonuçları.

Materyal		Ko	L	LY	A	AY	K	KY
P	r	- 0,33	0,35	-0,29	- 0,36	0,42	0,25	0,27
	p	0,36	0,33	0,41	0,31	0,23	0,48	0,45
Z	r	0,44	0,03	0,55	0,46	-0,18	0,22	0,03
	p	0,20	0,94	0,10	0,18	0,61	0,54	0,93
V	r	0,01	-0,50	0,05	-0,19	0,23	-0,15	0,10
	p	0,98	0,14	0,89	0,60	0,52	0,69	0,78
L	r	-0,22	0,25	-0,64*	0,72*	-0,08	0,66*	-0,54
	p	0,54	0,49	0,05	0,02	0,83	0,04	0,11

* $p=0,05$ önemlilik derecesinde ilişki anlamlı

** $p=0,01$ önemlilik derecesinde ilişki anlamlı

Lava materyalinin lazer yaşlandırma, aşındırma ve kumlama gruplarında yüzey pürüzlülüğü ve eğilme dayanımı arasında $p=0,05$ önemlilik derecesinde ilişki bulunmuştur. LY grubunda bu ilişki % 64 oranında negatif yönde iken, LA ve LK grubunda sırasıyla % 72 ve % 66'lık pozitif bir ilişki belirlenmiştir. LY grubunda pürüzlülük artarken eğilme dayanımı azalmıştır.

Eğilme dayanımı ve göreceli monoklinik faz miktarı arasındaki ilişkinin analizi

Çizelge 3.42. Eğilme dayanımı ve göreceli monoklinik faz miktarı arasındaki ilişkinin sonuçları

Materyal		Ko	L	LY	A	AY	K	KY
P	r	-0,05	0,32	-0,52	0,13	-0,07	0,49	-0,09
	p	0,89	0,37	0,12	0,72	0,84	0,15	0,81
Z	r	0,00	-0,19	-0,08	0,19	0,01	0,36	0,04
	p	0,99	0,60	0,83	0,60	0,98	0,31	0,91
V	r	-0,13	0,59	-0,21	-0,34	-0,03	-0,25	-0,03
	p	0,73	0,07	0,56	0,34	0,93	0,49	0,93
L	r	-0,01	-0,19	0,20	0,38	-0,72*	0,33	0,50
	p	0,98	0,60	0,59	0,27	0,02	0,35	0,15

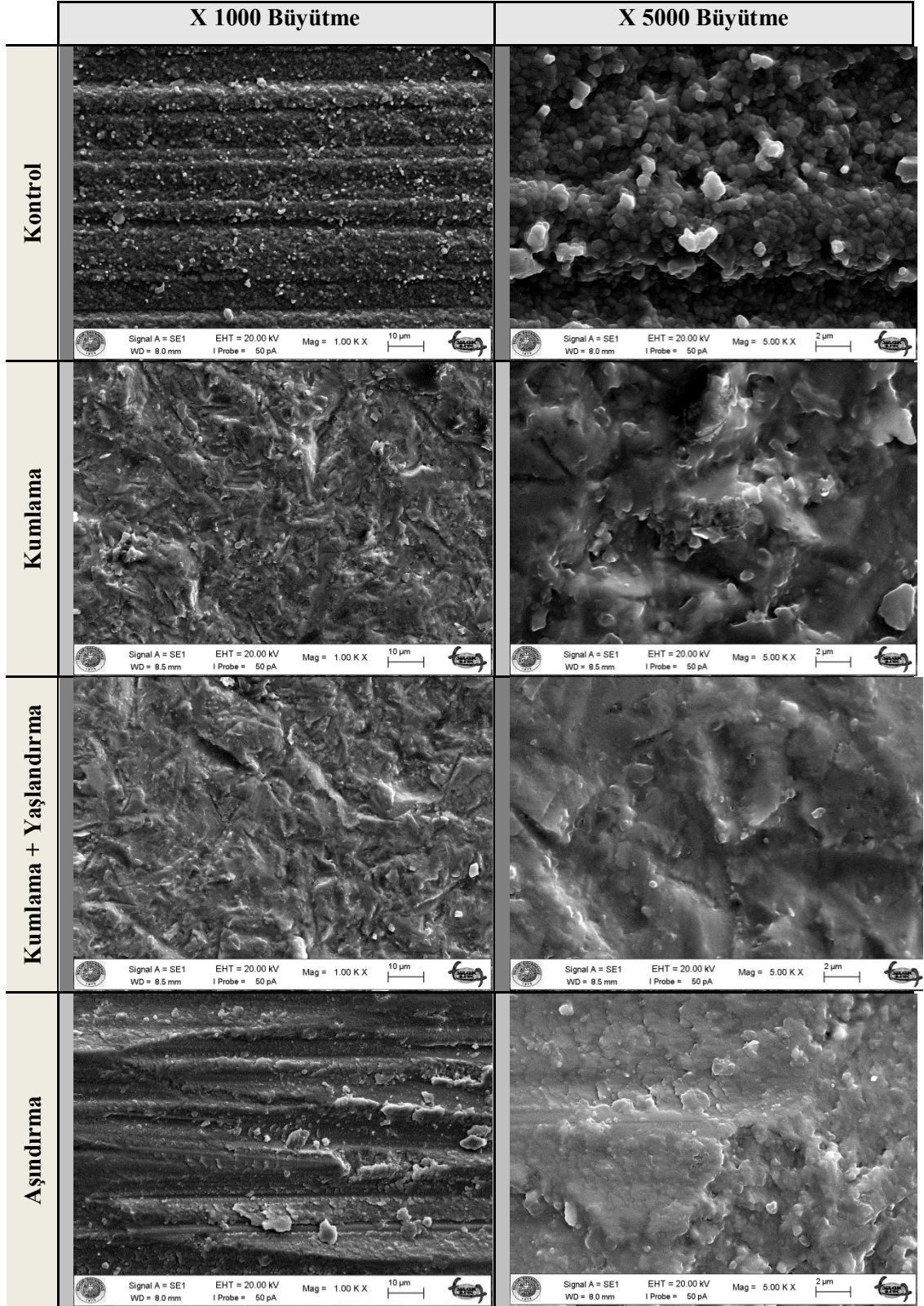
* $p=0,05$ önemlilik derecesinde ilişki anlamlı

** $p=0,01$ önemlilik derecesinde ilişki anlamlı

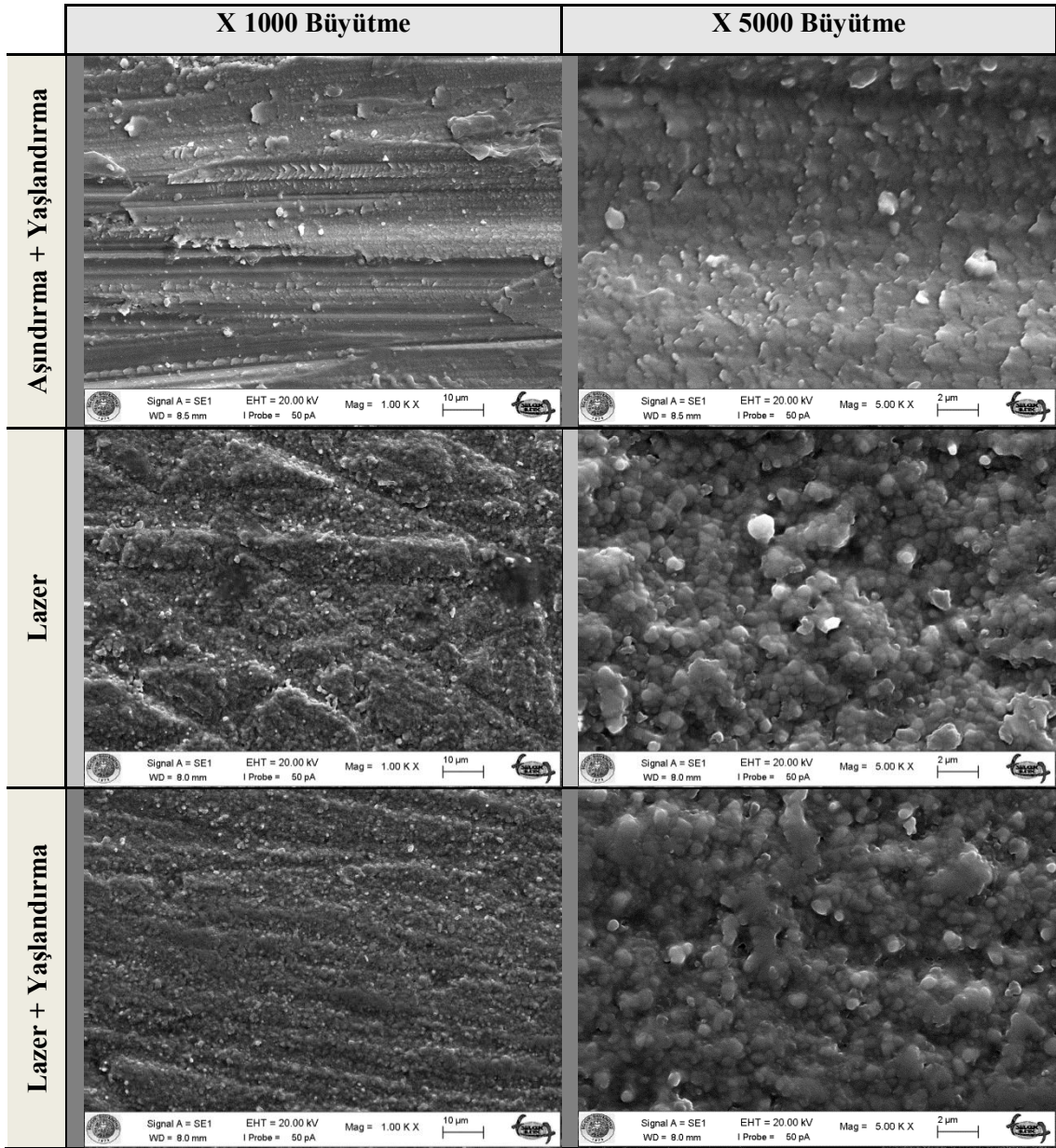
Lava materyalinin aşındırma ve yaşlandırma uygulanan grubunda eğilme dayanımı ve göreceli monoklinik faz miktarı arasında ilişki görülürken diğer gruplardaki ilişki önemsiz bulunmuştur. LAY grubunda negatif yönde % 72'lik bir ilişki tespit edilmiştir ($p<0,05$). $P=0,01$ önemlilik derecesinde ise hiçbir grupta ilişki bulunmamıştır.

3.6. Mikroskop Analizi Bulguları

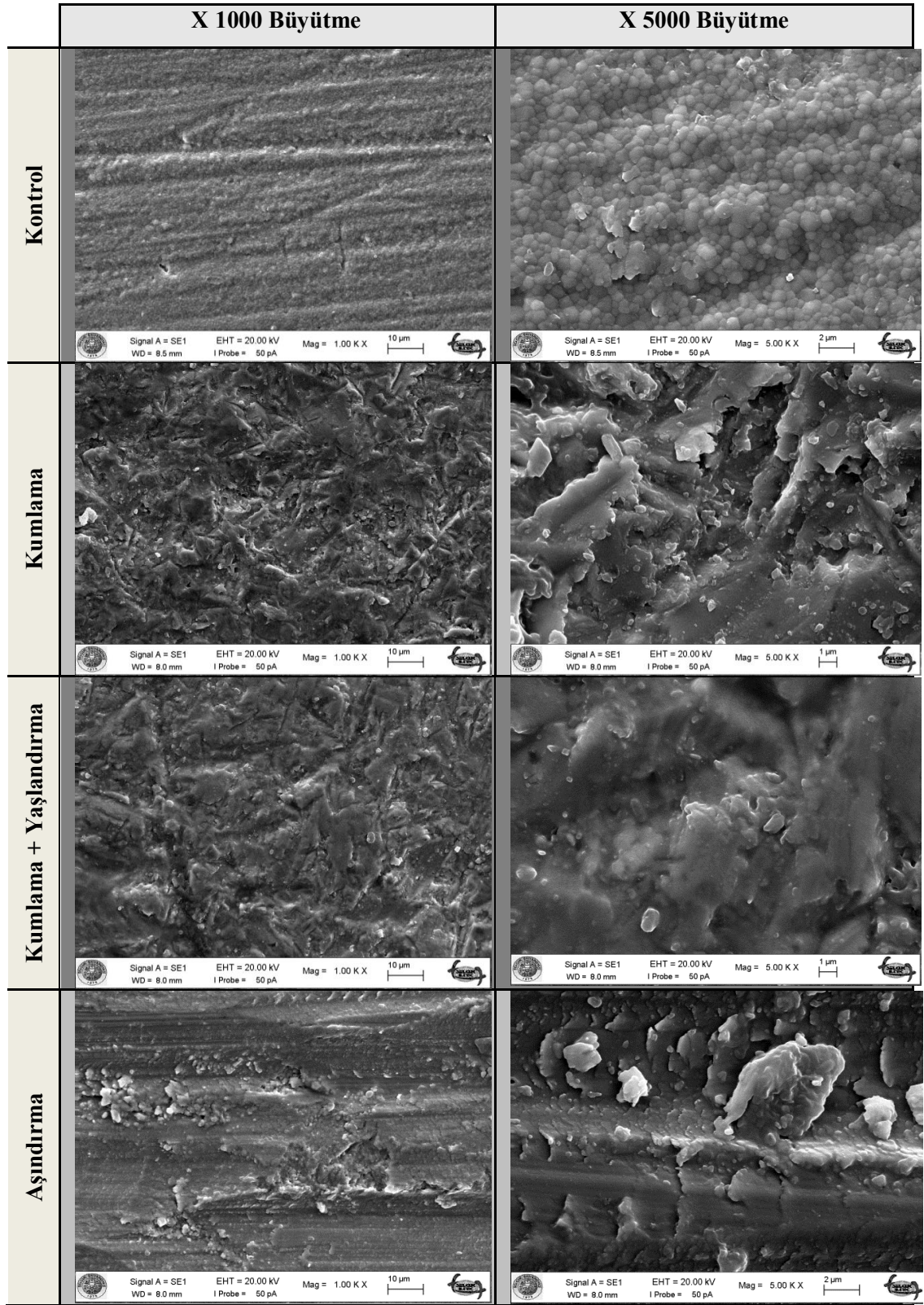
3.6.1.SEM Görüntüleri



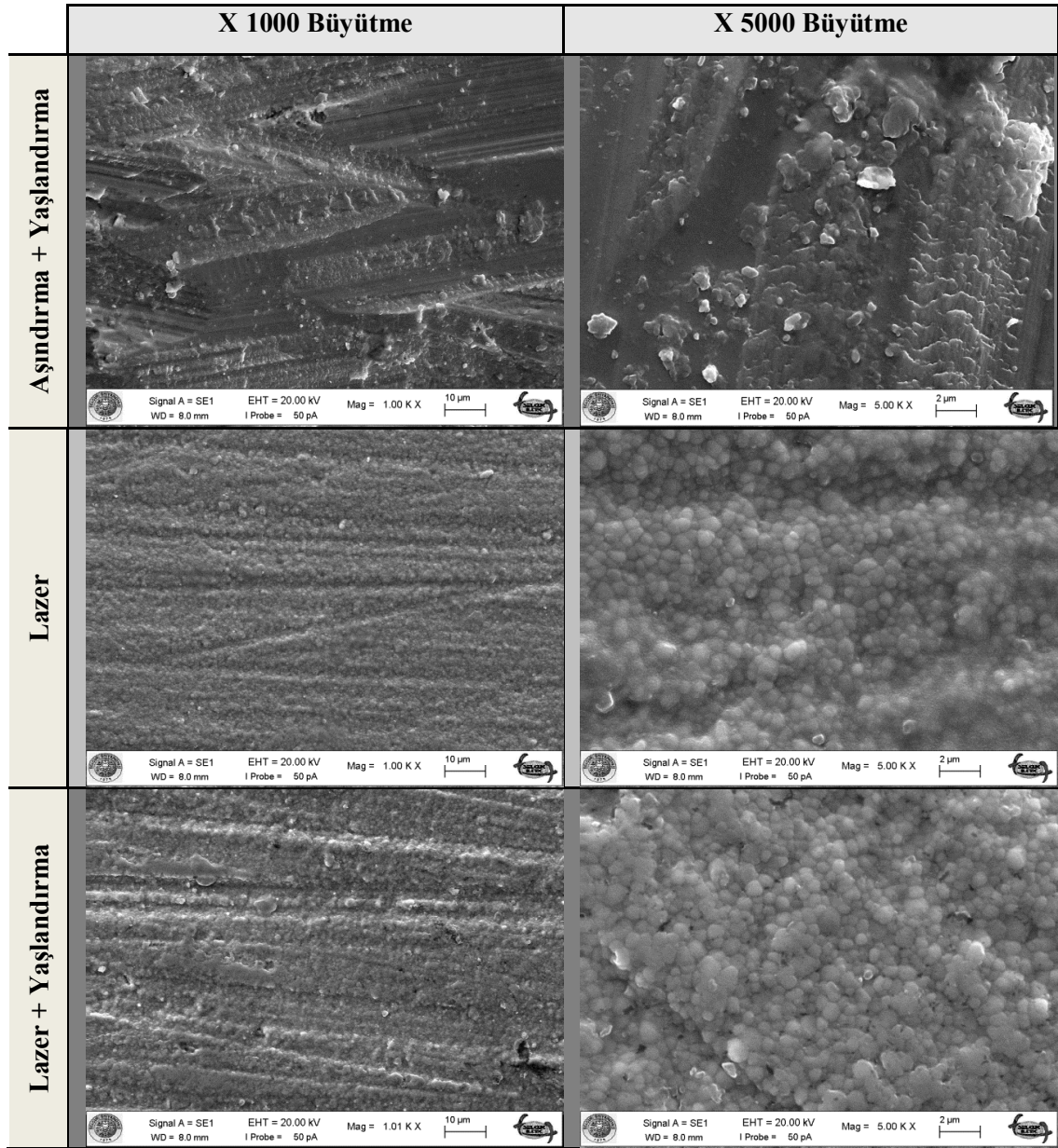
Şekil 3.27. Prettau materyaline ait SEM görüntüleri.



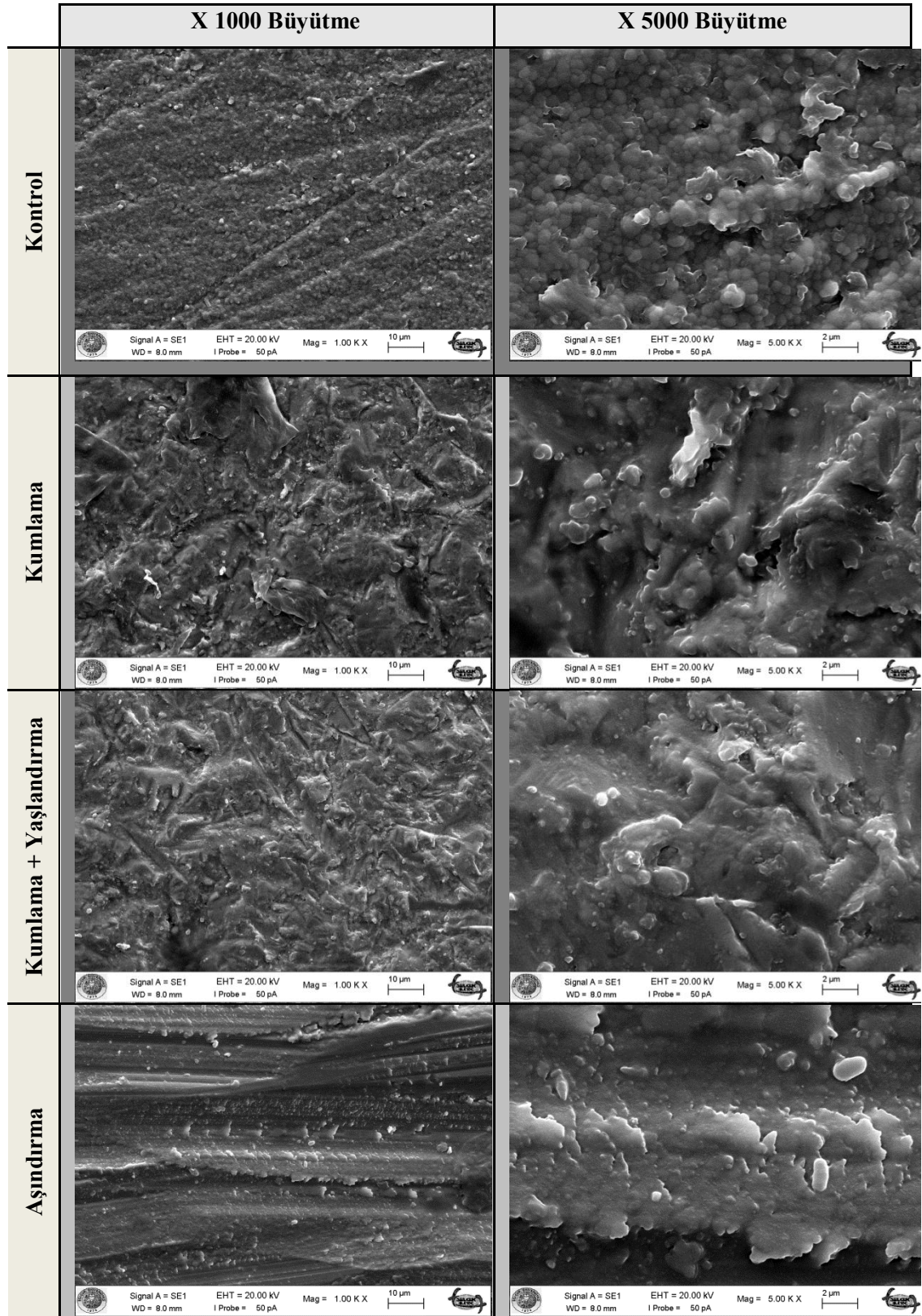
Şekil 3.27 (Devam). Prettau materyaline ait SEM görüntüleri.



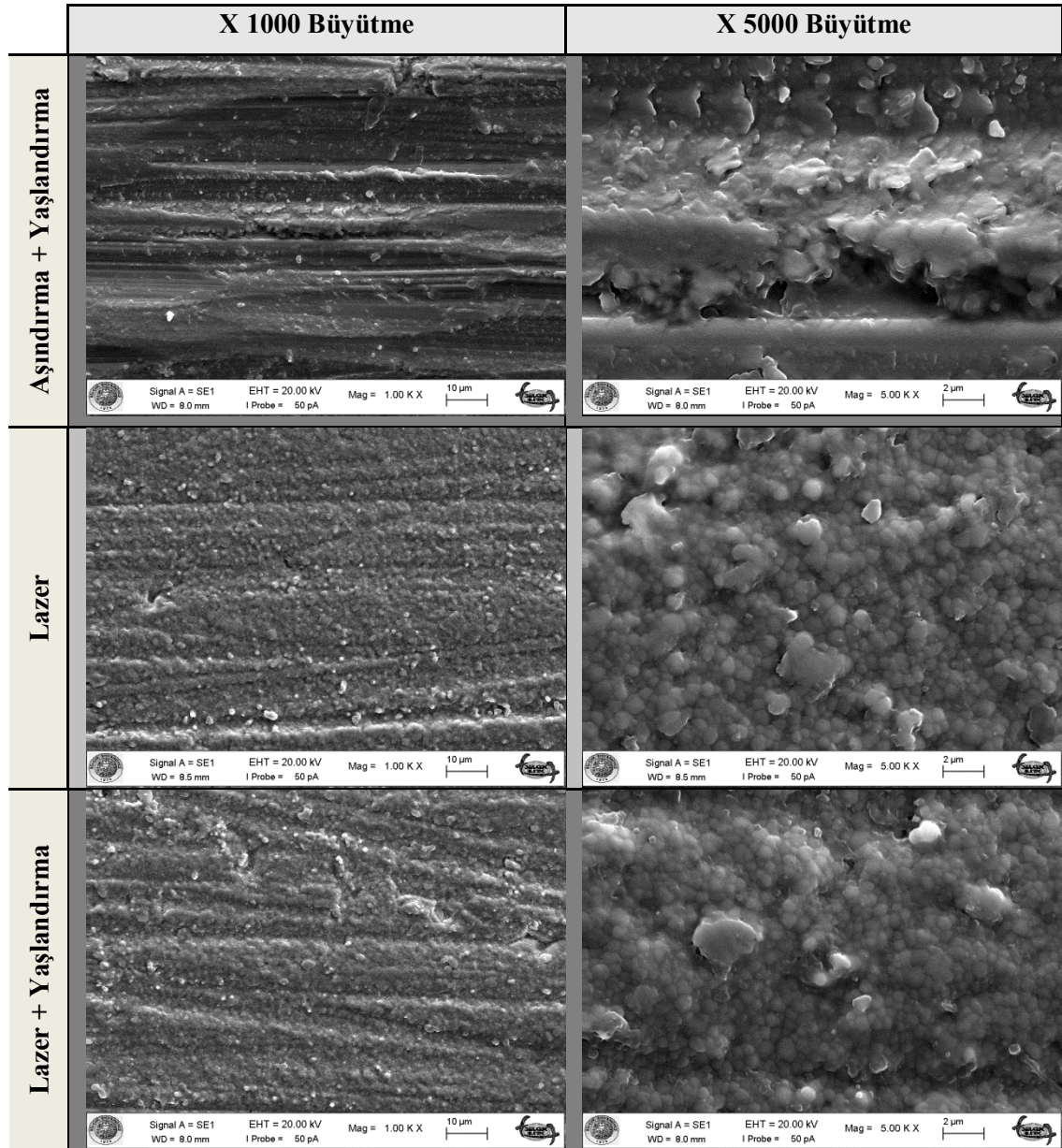
Şekil 3.28. ZrCAD materyaline ait SEM görüntüleri.



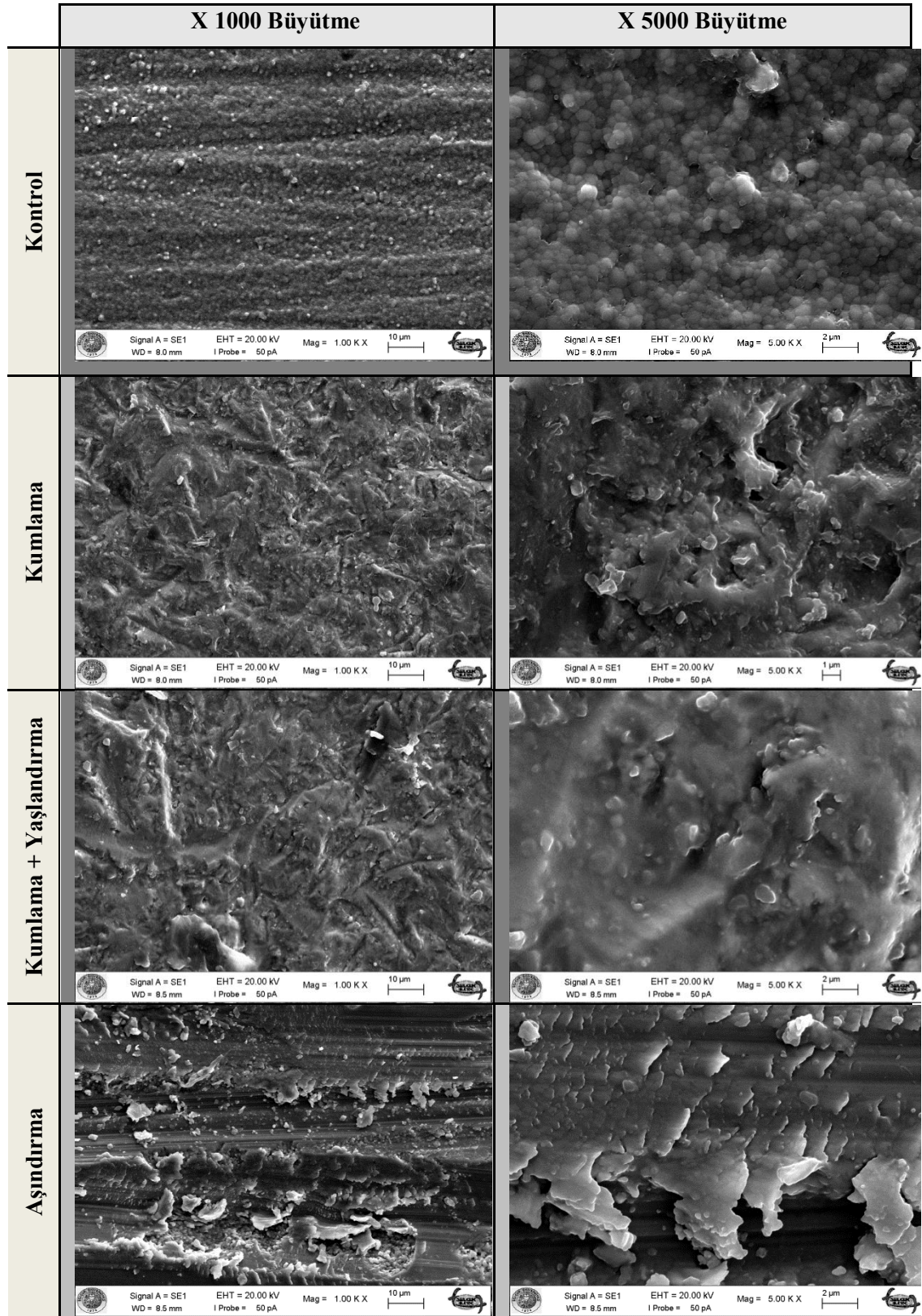
Şekil 3.28 (Devam). ZirCAD materyaline ait SEM görüntüleri.



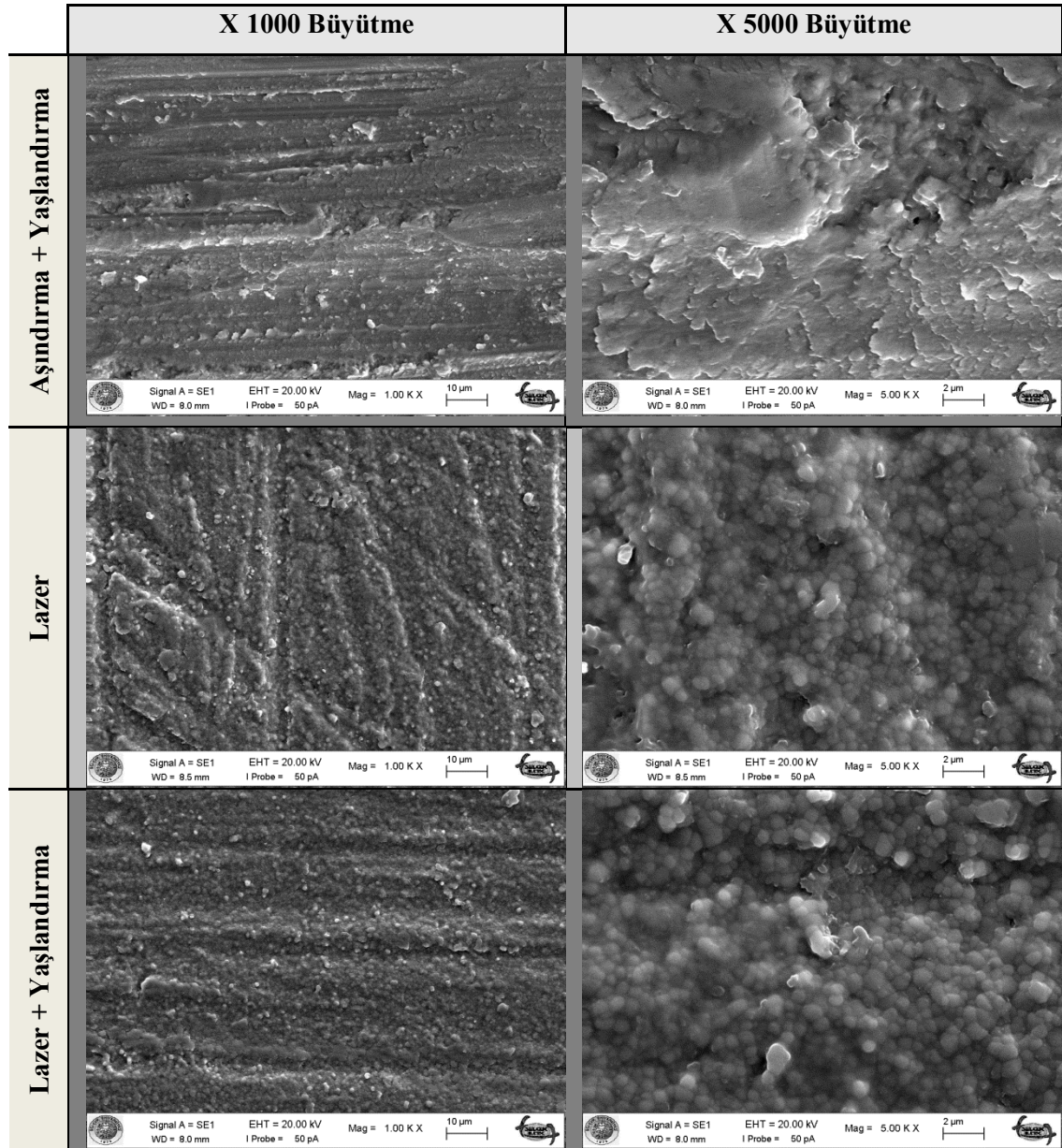
Şekil 3.29. Vita In-Ceram YZ materyaline ait SEM görüntüleri.



Şekil 3.29 (Devam). Vita In-Ceram YZ materyaline ait SEM görüntüleri.



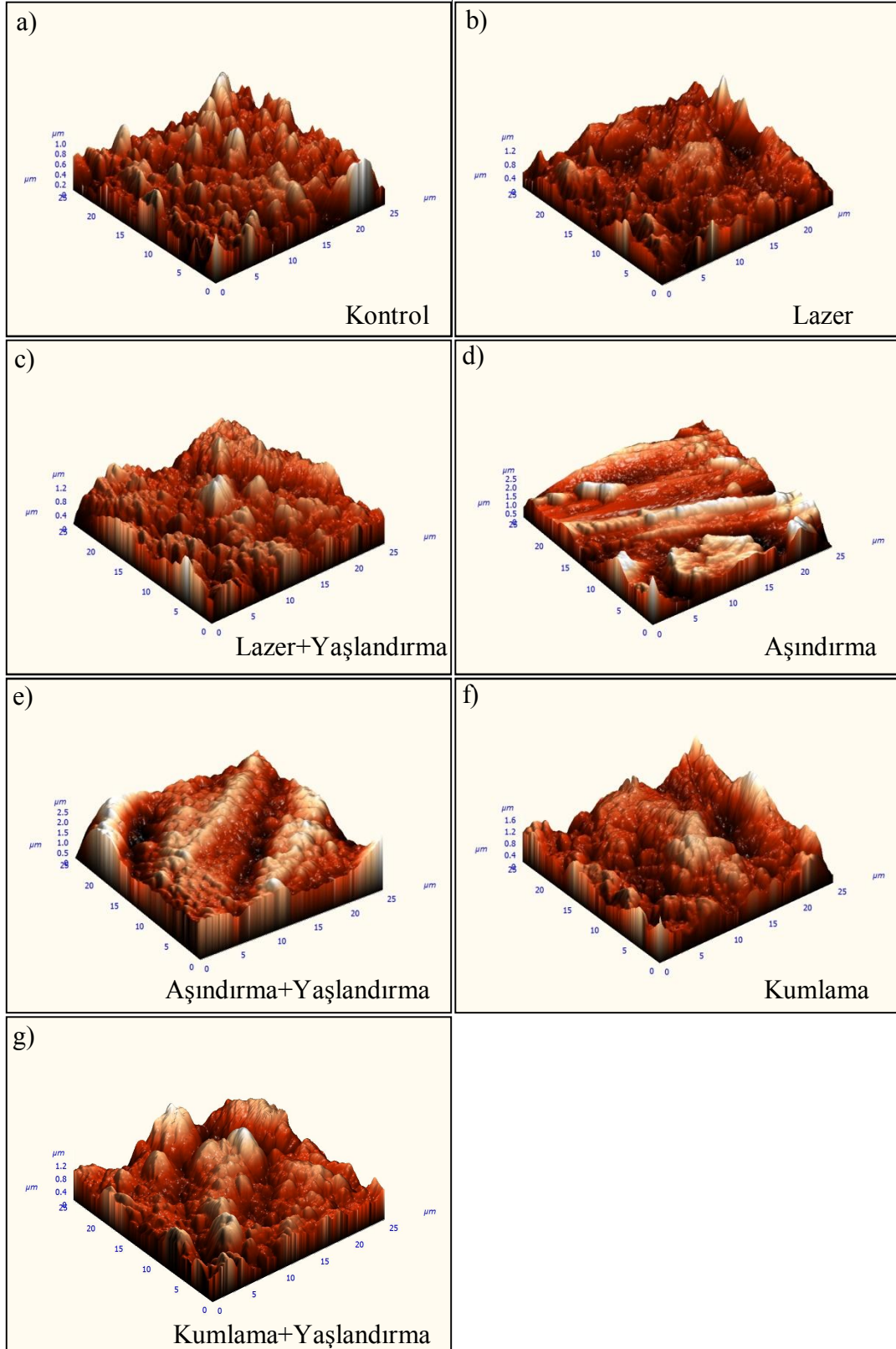
Şekil 3.30. Lava materyaline ait SEM görüntüleri.



Şekil 3.30 (Devam). Lava materyaline ait SEM görüntüleri.

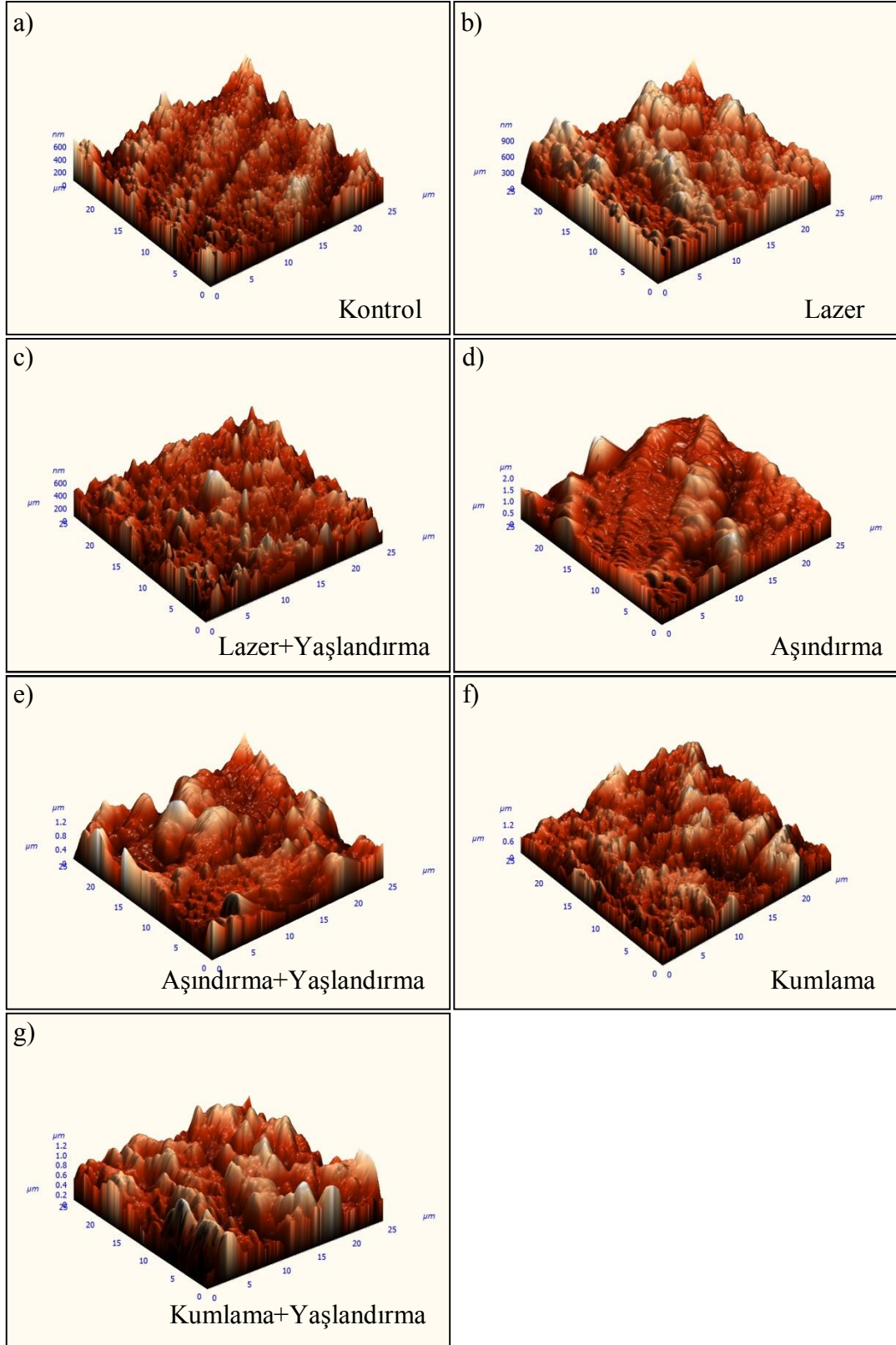
3.6.2. AFM Görüntüleri

Prettau materyaline ait AFM görüntüleri



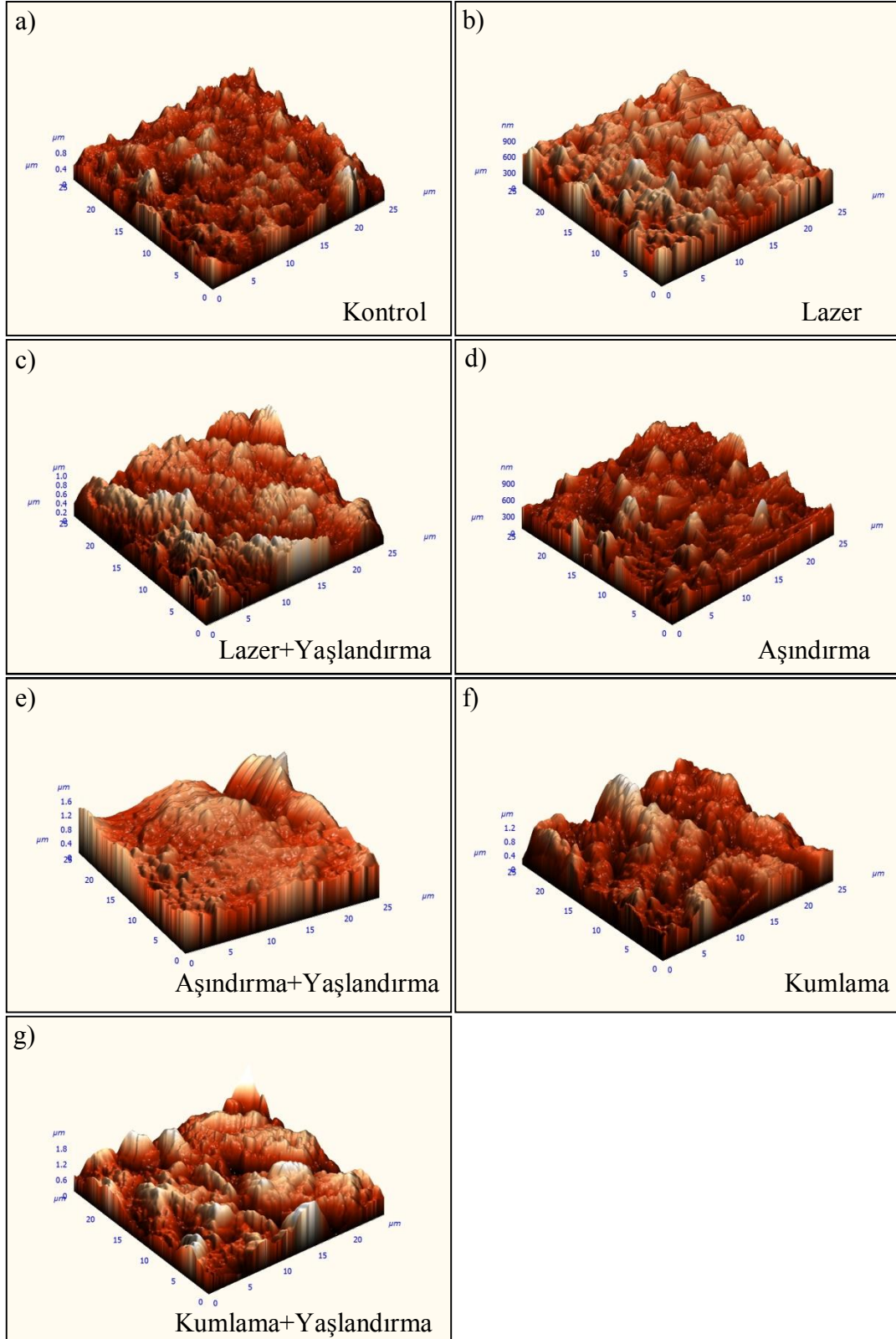
Şekil 3.31 (a-g). Prettau materyaline ait gruplardan birer örneğin AFM görüntüsü.

ZirCAD materyaline ait AFM görüntüleri



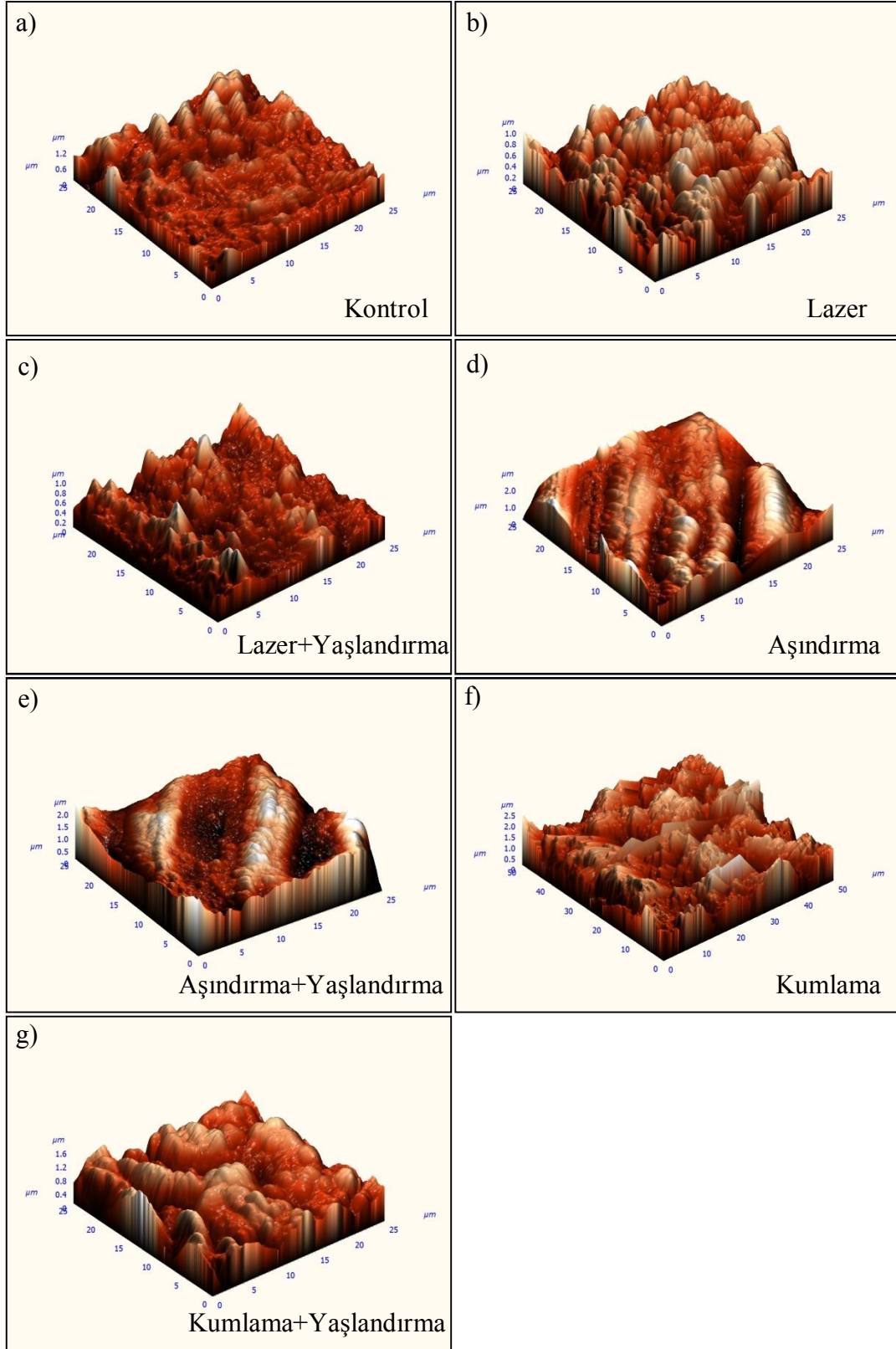
Şekil 3.32 (a-g). ZirCAD materyaline ait gruplardan birer örneğin AFM görüntüsü.

Vita In-Ceram YZ materyaline ait AFM görüntüleri



Şekil 3.33 (a-g). Vita In-Ceram YZ materyaline ait gruplardan birer örneğin AFM görüntüsü.

Lava materyaline ait AFM görüntüleri



Şekil 3.34 (a-g). Lava materyaline ait gruplardan birer örneğin AFM görüntüsü.

SEM ve AFM görüntülerinde aşındırma ve kumlama işlemleri ile yüzey düzensizliklerinin arttığı gözlenmiştir. Aşındırma işlemi sonrasında yüzeyde gözlenen derin oluklar dikkat çekmiştir. Lazer işlemi ile yüzey topografisinde önemli bir değişim gözlenmemiştir. Ayrıca yaşlandırılmış ve yaşlandırılmamış örnekler için görüntülerin birbirine benzediği görülmüştür.

4. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde parsiyel stabilize zirkonya uygulamaları, materyalin yüksek eğilme dayanımı, dönüşüm-sertleşme mekanizması ve biyouyumluluğu sayesinde popüler hale gelmiştir (Guess ve ark 2012, Eğilmez ve ark 2013). Dayanımlarının iyi olması, posterior restorasyonlarda altyapı olarak kullanılmasına olanak sağlamaktadır (Della Bona ve Kelly 2008, Denry ve Kelly 2008, Kelly ve Denry 2008).

Zirkonya, diğer yüksek dayanımlı seramiklerden strese bağlı dönüşüm sertleşme özelliği ile farklılık göstermektedir. Bu özellik materyalin strese maruz kaldığı zaman mikroyapısal olarak değişmesi anlamına gelmektedir (Piconi ve Maccauro 1999, Guazzato ve ark 2004b). Y-TZP'nin dayanımının yüksek olması, strese bağlı dış uygulamalarla meydana gelen ve % 3-5'lik hacim artışına yol açan tetragonal-monoklinik (t-m) faz dönüşümü ile açıklanmaktadır (Vagkopoulou ve ark 2009). Faz dönüşümüne ve hacim artışına bağlı olarak lokal sıkıştırma tabakasının oluşması çatlak ucundaki stresi azaltarak, çatlağın yayılmasını önlemektedir (Piconi ve Maccauro 1999, Preis ve ark 2015). Ayrıca materyalin dönüşümden sonraki sertliği kalan tetragonal faz miktarına bağlı olarak değişmektedir (Denry ve ark 2010).

Zirkonya yüzeyinde yapılan herhangi bir uyumlama işlemi, faz dönüşümünün yanında yüzey modifikasyonlarına ve yüzey hasarına yol açabilmektedir (Karakoca ve Yılmaz 2009, Mochales ve ark 2011, Maerten ve ark 2013). Bu işlemler sonucunda sertlik, elastisite modülü ve eğilme dayanımı gibi mekanik özellikler olumsuz bir şekilde etkilenebilmektedir (Luthardt ve ark 2002, Aboushelib ve Wang 2010, Maerten ve ark 2013). Başarılı sonuçlara ulaşabilmek için, yapılan işlemlerin zirkonyanın özelliklerine etkisi değerlendirilmelidir (Song ve ark 2013).

Yapılan yüzey işlemleri yaşlanma sürecini de etkileyerek (Preis ve ark 2011, Preis ve ark 2012) klinik kullanımda restorasyonun uzun dönem davranışlarında olumsuz etkiler yaratabilmektedir (Vagkopoulou ve ark 2009). Bu süreçte materyalin pürüzlülüğünün ve dayanımının etkilendiği bilinmektedir (Oh ve ark 2002, Preis ve ark 2012). Faz dönüşümünün yüksek miktarlarda olması ile sertleşme etkisi ve çatlak yayılımına karşı direnç kaybedildiğinden, zamanla mekanik stabilite azalmaktadır (Vagkopoulou ve ark 2009). Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda farklı yüzey

işlemlerinin ve yaşlanma sürecinin materyalin yüzey pürüzlülüğü, faz dönüşümü ve eğilme dayanımı üzerine etkileri incelenmiştir.

Zirkonya sıcaklığa bağlı olarak üç kristalografik formda bulunmaktadır. Monoklinik faz 1170 °C'ye kadar stabil olup, bu derecenin üzerinde tetragonal faza dönüşmektedir. 2370 °C'den erime noktası olan 2680 °C'ye kadar ise kübik faz halindedir (Kisi ve Howard 1998, Piconi ve Maccauro 1999, Lughı ve Sergo 2010). Zirkonyaya kübik oksitler ilave edilerek tetragonal formun oda sıcaklığında stabil kalabileceği keşfedilmiştir. Bu oksitler stabilize edici olarak adlandırılmaktadır (Ruff ve Ebert 1929, Ruff ve ark 1929, Passerini 1939).

Stabilize edici oksitlerin bulunmadığı saf zirkonyada soğuma esnasında t-m dönüşümü gerçekleşmektedir. Bu dönüşüm, materyalde katastrofik başarısızlık oluşturabilecek düzeyde hacim artışına neden olmaktadır. Hacim artışına bağlı olarak yapının bütününde mikroçatlaklar görülmektedir ve bu yüzden zirkonyanın saf halde kullanılması uygun değildir (Piconi ve Maccauro 1999, Papanagiotou ve ark 2006, Denry ve Kelly 2008, Kelly ve Denry 2008). Ayrıca stabilize ediciler tetragonal zirkonyanın strese bağlı t-m dönüşümünün kontrolünü sağlamaktadır (Guazzato ve ark 2005b, Sundh ve Sjögren 2006, Kelly ve Denry 2008).

Biyomateriyallerin uygulanmasına yönelik çalışmalarda, zirkonyayı oda ısısında tetragonal formda stabil hale getirmek için yapısına daha çok CaO (Fassina ve ark 1992), MgO (Garvie ve ark 1984), CeO₂ (Tanaka ve ark 2002, Studart ve ark 2007a, Ban ve ark 2008) ve Y₂O₃ (Piconi ve ark 1998, Covacci ve ark 1999, Chevalier ve ark 2004, Deville ve ark 2005) gibi stabilize ediciler ilave edilmiştir. Dental zirkonyada stabilize edici olarak en çok Y₂O₃ kullanılmaktadır (Lughı ve Sergo 2010). Yttria ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) dayanımının fazla olması ve optimal biyouyumluluğu sayesinde dental uygulamalarda dikkate değer bir ilgi görmüştür (Shah ve ark 2008, Vichi ve ark 2011, Pecho ve ark 2015). Diğer seramik kor materyallerinden ve konvansiyonel seramiklerden daha fazla kırılma dayanımı göstermektedir (Manicone ve ark 2007, Denry ve Kelly 2008).

Zirkonya materyalleri benzer içeriklere sahip olmalarına rağmen sinterleme dereceleri ve gren boyutları bakımından farklılıklar göstermektedir. Özellikle sinterleme dereceleri materyalin mikroyapısını, ömrünü, hidrolitik performansını ve

yorgunluğunu etkileyebilmektedir (Preis ve ark 2015). Yüksek sinterleme dereceleri ve uzun sinterleme süreleri gren boyutunu arttırmaktadır (Scott 1975, Ruiz ve Readey 1996, Chevalier ve ark 2004, Denry ve Kelly 2008). Gren boyutunun artması Y-TZP'nin stabilitesini etkileyerek spontan faz dönüşümüne (Heuer ve ark 1982) ve çatlak oluşumuna (Chevalier ve ark 1999b, Denry ve Kelly 2008) neden olabilmektedir. 1 μm 'nin altındaki gren boyutlarında dönüşüm yavaşlarken, yaklaşık 0,2 μm 'nin altında dönüşüm mümkün değildir (Denry ve Kelly 2008).

Kim ve ark (2013), sinterleme şartlarının gren büyüklüğü üzerinde etkili olduğunu bildirmişlerdir. Hjerpe ve ark (2009), kısa sinterleme süresinin zirkonyanın gren boyutunu düşürdüğünü ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını ve mekanik özelliklerini etkilemediğini belirtmişlerdir. Stawarczyk ve ark (2013), sinterleme derecelerinin gren boyutu ve eğilme dayanımı üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, 1600 $^{\circ}\text{C}$ 'nin üzerinde yapılan sinterlemenin zirkonyanın gren boyutunu arttırdığını bildirmişlerdir. 1400-1550 $^{\circ}\text{C}$ arasında sinterlenen örneklerin eğilme dayanımı daha fazla bulunmuştur.

Zirkonya materyalinin özellikleri ve dayanımı sadece mikroyapıya bağlı olmayıp, toz haldeki yapımından itibaren yapısında bulunan defektlerle ve üretim tekniğiyle de ilişkilidir (Casucci ve ark 2010). Scherrer ve ark (2011), SEM gözlemlerinde aşındırmaya bağlı çatlakların yanında üretim ve sinterleme aşamalarında oluşan çatlaklara dikkat çekmiştir. Çoğu tam seramik restorasyonda bulunan por yapılar seramik yapımına ve seramik tipine bağlı olarak gelişmektedir (Denry 2013). Zirkonyum oksit tozları olabildiği kadar saf olmalıdır ve optimal mekanik özelliklerin sağlanabilmesi için gren büyüklüğü yeteri kadar küçük olmalıdır. Ayrıca, zirkonya kristallerinin stabilizasyonu için yttrium oksit miktarının doğru oranlarda olması ve homojen bir dağılım göstermesi gerekmektedir (Casucci ve ark 2010). Bu sebeplerden dolayı farklı zirkonya materyalleri ile yapılan çalışmalara ihtiyaç vardır (Preis ve ark 2015).

Çalışmamızda 4 farklı Y-TZP blok kullanılmıştır. Üretici firma önerileri doğrultusunda en yüksek derecede sinterlenen materyal Prettau'dur (1600 $^{\circ}\text{C}$). Vita In-Ceram YZ 1530 $^{\circ}\text{C}$ 'de, Lava Zirconia ve e.max Zircad ise 1500 $^{\circ}\text{C}$ 'de sinterlenmektedir. Stawarczyk ve ark (2014), çalışmalarında kullandıkları seramikler içerisinde daha yüksek derecede sinterlenen Prettau materyalinin gren boyutunun

daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Gren büyüklüğünün artması ile materyalde iç gerilim stresleri artabilmekte ve eğilme dayanımı düşebilmektedir (Stawarczyk ve ark 2013). Çalışmamızda kontrol grupları arasında Prettau materyalinin eğilme dayanımının diğer materyallere göre daha düşük değerlerde olması, yüksek sinterleme derecesiyle veya materyalin gren boyutuyla ilişkili olabilir.

Y-TZP, sabit restorasyonlarda hem altyapı hem de posterior bölgelerde tam kontur olarak kullanılmaktadır (Al-Amleh ve ark 2010). Zirkonyanın kor materyali olarak kullanılması, çiğneme sırasında oluşan periyodik kuvvetlere karşı restorasyonun direncini arttırmaktadır. Restorasyonda yeterli estetiğin sağlanabilmesi için zirkonya kopinglere veneer seramik uygulaması gerekmektedir (Thompson ve ark 2011). Yapılan 2-5 yıllık gözlemlerde, zirkonya restorasyonların klinik başarısızlıklarının % 15 oranında veneer seramiğin ayrılmasına, atmasına veya kırılmasına bağlı olduğu rapor edilmiştir (Goodacre ve ark 2003, Sailer ve ark 2006, Von Steyern ve ark 2006, Sailer ve ark 2007, Thompson ve ark 2011). Zirkonya kor ve veneer seramik arasındaki bağlanma iki farklı materyalin özelliklerine bağlıdır. Kimyasal adezyon ve mekanik kilitlenmenin yanında materyallerin ısılatılabilir özellikleri, termal ekspansiyon katsayılarının uyuşmaması nedeni ile oluşan arayüz stresleri ve camsı geçiş ısıları arasındaki farklar bağlanmayı etkilemektedir (Fischer ve ark 2010, Thompson ve ark 2011).

Bu çalışmada kullandığımız Prettau zirkonya son zamanlarda veneer seramiklerde görülen başarısızlıklar nedeniyle monolitik uygulamalar için üretilen bir materyaldir (Aktaş ve ark 2013). Tam anatomik zirkonya restorasyonlar özellikle estetik gereksinimin az olduğu bölgelerde bir tedavi alternatifine gelmiştir (Preis ve ark 2015). Renklendirilerek veya sadece bukkal yüzeyine veneer uygulanarak kullanılabilen ve özellikle okluzal yükün fazla görüldüğü implant uygulamalarında avantaj sağlamaktadır (Aktaş ve ark 2013). Ancak, bu tip zirkonya restorasyonlar oral kavitenin nemli ortamı ile direkt ilişkide olduğundan veneer porselenin düşük ısı bozulmasını önleyici etkisi görülmemektedir (Oblak ve ark 2014).

Zirkonya kor yapılar renklendirildiğinde veneer uygulanmış restorasyonun estetik uyumu daha iyi olmaktadır. Renk pigmentlerinin zirkonyanın gren çevrelerinde dağıldığı ve kırılan örneklerde bu bölgelerde faz dönüşümünün

gerçekleşmediği bildirilmiştir. Dönüşüm gerçekleşmeyen çatlak ucunda ise kırılma dayanımında önemli derecede bir azalma dikkat çekmiştir (Aktaş ve ark 2013). Ardlin (2002), iki farklı renkteki Denzir Y-TZP seramikte yaptığı çalışmada, beyaz renkli örneklerin sarı renkli örneklerden daha düşük eğilme dayanımı gösterdiğini bildirmiş ve bunun değişik üretim işlemlerinin yanı sıra farklı renkleri sağlamak için yapısına eklenen CeO_2 , Fe_2O_3 ve Bi_2O_3 gibi komponentlerle ilişkili olabileceğini ileri sürmüştür. Bu çalışmaların aksine Pittayachawan ve ark (2007), farklı renklerdeki Lava zirkonya örnekler ile yaptıkları çalışmada eğilme dayanımında önemli bir fark bulmamışlardır. Bu sonucu, örneklerin üretim ve sinterleme aşamalarının benzer olmasına ve yapısına eklenen renk pigmentlerinin az olmasına bağlamışlardır. Bu literatür bilgilerin ışığında standardizasyon sağlanması amacı ile çalışmamızda kullanılan Y-TZP blokların hepsi renklendirilmemiş bloklardan seçilmiştir.

Restorasyonun uzun dönem başarısı simantasyon prosedürü ile yakından ilişkilidir (Luthy ve ark 2006). Zirkonyanın adeziv simantasyon prosedürü tartışma konusudur ve bu işlem için standart bir protokol yoktur (Denry ve Kelly 2008). Benzer şekilde, zirkonya kor ve veneer seramik arasında optimum bağlanma dayanımını sağlayacak etkili bir yüzey işlemine ilişkin de ortak bir görüş yoktur. (Ereifej ve ark 2011).

Yüzey pürüzlülüğünün artırılması bağlanma için önemli bir faktördür (Özcan ve ark 2007, Wolfart ve ark 2007). Zirkonyanın içeriği ve fiziksel özellikleri, mikromekanik retansiyon oluşturulması için yüzeyinin pürüzlendirilmesini zorlaştırmaktadır (Blatz ve ark 2003, Moon ve ark 2011, Thompson ve ark 2011). Zirkonya seramiklerin silika ve cam faz içermeyen polikristalin yapısı nedeniyle asitle pürüzlendirme ve silanizasyon işlemleri bu materyal için yetersiz kalmaktadır (Blatz ve ark 2003, Derand ve ark 2005, Luthy ve ark 2006). Bu yüzden yüzeyi pürüzlendirmek için daha agresif mekanik yöntemler gerekmektedir. Ancak bu yöntemler yüzey kusurlarını meydana getirerek materyalin dayanımını düşürebilmektedir (Kern ve Wegner 1998, Luthardt ve ark 2002, Zhang ve ark 2004a). Birçok araştırmacı zirkonya seramiğin kullanımını kısıtlayan bu sorunu araştırmıştır (Üşümez ve ark 2013). Bu sorunun üstesinden gelmek için kumlama (Aboushelib ve ark 2007, Blatz ve ark 2007), silika (Aboushelib ve ark 2009),

multifaz glaze (Ntala ve ark 2010), CO₂, Er:YAG, Nd:YAG (Paranhos ve ark 2011) ve femtosecond lazer (Kara ve ark 2015) gibi çeşitli yüzey işlemleri önerilmiştir.

Kumlama işlemi zirkonya seramiklerin yüzey pürüzlülüğünü arttırarak yapıştırıcı siman ile mikromekanik kilitlenme oluşturmak (Kern 2000, Blatz ve ark 2003, Özcan ve ark 2007, Chaiyabutr ve ark 2008, Tsukakoshi ve ark 2008) ve kor-veneer porseleni arasında daha iyi bir bağlanma sağlamak için sıklıkla kullanılan bir yöntemdir (Kern ve Wegner 1998, Wolfart ve ark 2007, Fischer ve ark 2008a). Birçok araştırmacı kumlama işleminin bağlanma dayanımında önemli bir etkiye sahip olduğunu bildirmiştir (Aboushelib ve ark 2006, Özcan ve ark 2007, Wolfart ve ark 2007, Aboushelib ve ark 2008).

Çalışmalarda genellikle 50 µm ve 110 µm alüminyum oksit partikülleri ile kumlama yapılmaktadır (Borges ve ark 2003, Zhang ve ark 2004a, Blatz ve ark 2007, Ural ve ark 2010, Paranhos ve ark 2011, Demir ve ark 2012, Chintapalli ve ark 2013, Gomes ve ark 2013a, Özcan ve ark 2013, Song ve ark 2013). Borges ve ark (2003), 50 µm ile kumlama işleminin In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia ve Procera materyallerinin yüzey yapısını değiştirmediğini bildirmişlerdir. Karakoca ve Yılmaz (2009), sinterlenmiş kor yapıların yüzeyinde rezin simanın mikromekanik retansiyonu için gerekli olan düzensizliklerin oluşturulmasında küçük partiküllü kumlamanın etkisiz kaldığına dikkat çekmiştir. Bu yüzden çalışmamızda 110 µm Al₂O₃ ile kumlama işlemi tercih edilmiştir.

Souza ve ark (2013), 110 µm alümina ile kumlama uygulanan örneklerle ait SEM görüntülerinde kontrol grubuna göre daha pürüzlü bir yüzey gözlemlemişlerdir. Çalışmada 110 µm'lik Al₂O₃ ile kumlanan grupların pürüzlülük değerleri (0,84 µm) çalışmamızla benzerlik göstermektedir (0,90-0,98 µm). Benzer olarak çalışmamızda kumlanan örneklerin ortalama pürüzlülük değerleri kontrol grubuna göre önemli derecede fazla bulunmuştur. SEM ve AFM görüntülerinde de kumlama sonrasında pürüzlü yüzeyler gözlenmiştir.

Moon ve ark (2011), çalışmalarında Y-TZP örneklerle sinterleme öncesi ve sonrası kumlama işlemi uygulayarak materyalin rezin siman ile bağlantısını ve faz dönüşümünü araştırmışlardır. Sinterleme işleminden önce ve sonra yapılan kumlama işleminin yüzeyde oluşturduğu pürüzlülük değerleri birbirine yakındır. Benzer

şekilde rezin simanın bu iki yöntemle hazırlanan Y-TZP yüzeylerine bağlanma dayanımları arasında da bir fark bulunmamıştır. Sinterleme işleminden önce kumlanan grupta belirlenen göreceli monoklinik faz oranı (X_m) % 16,9 bulunmuş ve bu değer sinterleme işleminden sonra neredeyse sıfırlanmıştır. Bu bulgu sinterleme sürecinde tersine dönüşümün (m-t) gerçekleştiğini doğrulamaktadır. Araştırmacılar meydana gelen tetragonal yapının zirkonyanın mekanik özelliklerini geliştirebileceğini belirtmişlerdir. Sinterlemeden önce yapılan kumlama işleminin zirkonya kopinglerin marjinlerine zarar verebilme ve alüminyum oksitin işlem sırasında zirkonyaya gömülme olasılığı vardır. Dolayısıyla bu hassas bir yöntemdir ve uzun dönem etkisi değerlendirilmelidir (Moon ve ark 2011). Bu yüzden çalışmamızda uygulanan bütün yüzey işlemleri örnekler sinterlendikten sonra gerçekleştirilmiştir.

Kumlama işleminin zirkonya üzerine etkisi daha önceki çalışmalarda araştırılmasına rağmen (Zhang ve ark 2004a, Ban ve ark 2008, Kosmač ve ark 2008, Sato ve ark 2008, Chintapalli ve ark 2013) meydana getirdiği faz dönüşümü ve yüzey hasarı konusundaki bilgiler sınırlıdır. Bazı çalışmalarda kumlamanın zirkonyanın mekanik özelliklerine herhangi bir katkısı olmadığı gösterilirken (Zhang ve ark 2004a, Curtis ve ark 2006a, Curtis ve ark 2006b, Zhang ve ark 2006), bazılarında ise işlem sonrasında mekanik özelliklerde gelişme tespit edilmiştir (Guazzato ve ark 2004b, Guazzato ve ark 2004c, Papanagiotou ve ark 2006, Sato ve ark 2008). Dayanımdaki artma veya azalma kumlama prosedürü ve yüzeyde meydana gelen hasar ile ilişkilidir (Kosmač ve ark 1999, Guazzato ve ark 2004a, Curtis ve ark 2006b). Kumlama ile mikroçatlak oluşma olasılığı bazı çalışmalarda bildirilmiştir (Kosmač ve ark 1999, Kosmač ve ark 2000). Zhang ve ark (2006), kumlama ile meydana gelen faz dönüşümünün sonucunda oluşan hacim genişlemesinin zirkonyayı plastik deformasyona uğrattığını rapor etmişlerdir. Benzer şekilde Grigore ve ark (2013), 105 μm ile kumlamanın yüksek defekt konsantrasyonuna ve yüzey hasarına yol açtığını bildirmiştir. Dayanımın artmasının ise kumlama yapılan alanda zirkonya yüzeyinde koruyucu rezidüel sıkıştırma tabakasının oluşmasına bağlı olabileceği bildirilmiştir (Kosmač ve ark 1999, Guazzato ve ark 2004b, Guazzato ve ark 2004c). Yapmış olduğumuz bu çalışmada kumlama işlemi kontrol grubu ile karşılaştırıldığında bütün materyallerde eğilme dayanımı değerlerinde az miktarda artışa yol açmıştır ancak bu fark istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır. Kumlama

işlemi ile meydana gelen mikroçatlaklar sıkıştırma tabakasının eğilme dayanımını artırıcı etkisini sıfırlamış olabilir.

Zhang ve ark (2006), partikül büyüklüğünün, şeklinin ve sertliğinin zirkonyada meydana gelen hasarı etkilediğini ve silika partiküllerinin alüminaya göre daha yumuşak yapıda ve yuvarlak şekilli olduğunu belirtmişlerdir. Bu görüş, Fonseca ve ark (2013)'nın çalışmasıyla doğrulanmıştır. Araştırmacılar zirkonya yüzeylerine 30-250 µm arasında değişen partikül büyüklükleriyle kumlama uygulamışlardır. En fazla monoklinik faz içeriği 250 µm ile kumlanan gruplarda (% 10), en az monoklinik faz içeriği ise 30 µm silika modifiye alüminyum oksit ile kumlanan (Cojet) gruplarda görülmüştür (% 4). Cojet gruplarında görülen az miktardaki faz dönüşümünün dayanımı etkileyecek kadar olmadığını belirtmişlerdir. En düşük eğilme dayanımı 250 µm kumlama grubunda görülürken, 30 µm kumlama grubu kontrol grubuna yakın bulunmuştur. Diğer kumlama grupları ise eğilme dayanımını arttırmıştır. Çalışmanın sonucuna göre 110 µm ve 120 µm partikül büyüklüğünde kumlama uygulanan gruplarda % 8,7-9 oranında bulunan monoklinik faz değerleri bizim çalışmamıza göre daha azdır. Bu fark kumlamada kullanılan basıncın (0,28 MPa) farklı olmasıyla açıklanabilir. Aynı şekilde Hallmann ve ark (2012a), 2,5 bar basınç ile 110 µm alümina partikülleri ile yapılan kumlama işleminden sonra çalışmamıza göre daha düşük faz değeri (% 7,92) elde etmişlerdir.

Bazı çalışmalar küçük partiküller ile yapılan kumlamanın zirkonyanın eğilme dayanımını arttırdığını göstermiştir (Kosmač ve ark 1999, Guazzato ve ark 2005a). Scherrer ve ark (2011), 30 µm alümina partikülleri ile 2,5 bar basınç altında yaptıkları kumlama işleminin Y-TZP seramiklerin dayanımını arttırdığını göstermişlerdir. Kumlamadan sonra dayanımın artmasına, gerilim yüzeylerinde bulunan sıkıştırma streslerinin yol açtığını bildirmişlerdir. Bu düşüncüyü X-ışını kırınımı profillerinde görülen kristalin yapıdaki değişimlerle desteklemişlerdir. Bazı araştırmacılar ise 110 µm ile kumlamanın eğilme dayanımını arttırdığını bulmuşlardır (Kosmač ve ark 1999, Guazzato ve ark 2005b, Fonseca ve ark 2013).

Eğilmez ve ark (2014), bar şeklindeki zirkonya örneklerle 110 µm Al₂O₃ partikülleri ile farklı basınçlarda kumlama uygulamışlardır. Ardından 3 nokta eğme testi ile eğilme dayanımını ölçmüşlerdir. Sonuçlar kumlanan grupların eğilme dayanımının kontrol grubundan farklı olmadığını göstermiştir. Bu sonuç, farklı

basınçlarda 110 μm Al_2O_3 ile kumlamanın zirkonya örneklerin biaksiyel eğilme dayanımında önemli bir etki yaratmadığını bildiren Souza ve ark (2013)'nın ve bizim çalışmamızın bulgularıyla uyumludur.

Literatür incelemesinde monoklinik içeriğin, farklı Al_2O_3 kumlama protokolleri altında değişkenlik gösterdiği görülmüştür (Grigore ve ark 2013). Cattani-Lorente ve ark (2011), 125 μm ile kumlama sonrasında % 10,2 monoklinik faz tespit etmişlerdir. 110 μm ile kumlama sonrasında monoklinik faz oranlarını Kosmač ve ark (2000) % 14-15, Karakoca ve Yılmaz (2009) % 9,5-14,5, Guazzato ve ark (2005b) % 9,5 bulmuşlardır. Cattani-Lorente ve ark (2011), 70 μm ile kumlama sonrasında monoklinik faz içeriğinin % 4,5 olduğunu, Chevalier ve ark (2007) ise 50 μm ile kumlama sonrasında bu değerin % 4 olduğunu bildirmiştir.

Chintapalli ve ark (2013), Y-TZP yüzeyine 25 mm uzaklıktan iki farklı basınçta (2 bar ve 4 bar) ve iki farklı partikül boyutu ile (110 μm ve 250 μm) kumlama uygulamışlardır. Çalışmanın sonucuna göre büyük patiküllerle kumlanan örnekler plastik deformasyona uğramışlardır. 2 bar basınç ile 110 μm kumlama işlemi, sıkıştırma stresleri ile karşılanabilen sınırlı bir yüzey hasarına neden olmaktadır. Ancak 4 bar basınç ile 250 μm kumlama işleminin meydana getirdiği hasar sıkıştırma stresleri ile etkisiz hale getirilememektedir. Çalışmada partikül boyutunun ve basıncın faz dönüşümüne etkisi ise azdır. Vm değerleri % 12-15 arasında değişmiştir. Çalışmamızda kumlama işlemleri sonrasında hesaplanan Vm değerleri bu çalışma ile benzerlik göstermektedir.

Faz değerleri arasındaki farklılıklar çalışılan zirkonya seramiklerdeki stabilize edici oksitlerin konsantrasyonuna, dağılımına, tipine (Piconi ve Maccauro 1999, Sundh ve Sjögren 2006, Sato ve ark 2008) ve materyalin gren boyutuna (Kosmač ve ark 1999, Kosmač ve ark 2000) bağlanabilir. Dolayısıyla bu parametrelerin de değerlendirildiği çalışmalara gerek vardır (Souza ve ark 2013).

Yapılan bazı çalışmalarda (Kosmač ve ark 1999, Özcan ve ark 2013, Souza ve ark 2013, Eğilmez ve ark 2014, Pereira ve ark 2014) Xm ve Vm değerlerinin yanında transformasyon derinliği (TZD) de hesaplanmıştır. TZD değerleri rezidüel sıkıştırma streslerinin oluşturduğu koruyucu tabakanın kalınlığına karşılık gelmektedir. Bazı araştırmacılara göre TZD değerleri zirkonyanın dayanım

değerlerinin artmasıyla direk ilişkilidir (Kosmač ve ark 1999, Guazzato ve ark 2005b, Curtis ve ark 2006a, Curtis ve ark 2006b). Bu görüşe göre, kumlama ile meydana gelen yüzey çatlaklarının uzunluğu sıkıştırma tabakasının kalınlığını aşmamaktadır. Transformasyon-sertleşme mekanizmasının kumlama uygulanan gruplarda yüzey çatlaklarından daha etkili olduğu düşünülebilir (Kosmač ve ark 1999).

Agresif bir kumlama protokolü TZD değerlerini değiştirebilmektedir. Souza ve ark (2013)'nın çalışmasına göre kumlama işleminden sonra test gruplarındaki sıkıştırma tabakası kalınlık değerleri 0,9-1,6 μm arasında değişmiştir ve 3,5 bar basınç altında 110 μm gibi daha büyük partikül boyutları daha yüksek değerler oluşturmuştur (110 μm Al_2O_3 : 1,43 μm , 110 μm SiO_2 : 1,6 μm). Kosmač ve ark (1999) ise yaptıkları çalışmada TZD değerlerinin işlem sonrası 0,3 μm derinlikte olduğunu bildirmişlerdir. Eğilmez ve ark (2014), farklı basınçlarla uygulanan kumlama sonrasında TZD değerlerini 0,138-0,294 μm arasında bulmuşlardır. Özcan ve ark (2013), kumlama işleminden sonra TZD değerlerini 0,83-1,07 μm olarak ölçmüşlerdir. Benzer olarak çalışmamızda kumlama ve kumlama sonrası yaşlandırma işlemleri sonucunda bulunan TZD değerleri 0,87-0,91 μm arasında değişmiştir.

Souza ve ark (2013), Lava zirkonya örneklerde transformasyon derinliğinin yanında, dönüşüme uğramış monoklinik zirkonyanın miktarını (V_m), yüzey pürüzlülüğünü ve biaksiyel eğilme dayanımını da ölçmüşlerdir. Çalışmada farklı basınçlarda ve partikül büyüklüklerinde 10 mm uzaklıktan 20 sn kumlama uygulanmıştır. 3,5 bar basınç altında 110 μm ile kumlama haricindeki bütün protokoller eğilme dayanımını arttırmıştır. Kullanılan test yöntemi (biaksiyel eğme testi) farklı olmasına rağmen Lava örneklerin kontrol gruplarında görülen eğilme dayanımı değeri (1030 ± 153 MPa) çalışmamızda bulunan sonuca (1070 MPa) yakındır.

Yapılan çalışmalarda görüldüğü üzere kumlama işleminde partikül büyüklüğü ve basıncın yanısıra işlem süresi ve uzaklığı da değişkenlik göstermiştir. Yapılan bazı çalışmalarda kumlamanın uzaklığı 10 mm (Özcan ve ark 2013, Souza ve ark 2013), 15 mm (Guazzato ve ark 2005b), 20 mm (Sedda ve ark 2010, Grigore ve ark 2013), 25 mm (Chintapalli ve ark 2013, Oblak ve ark 2014) ve 30 mm (Karakoca ve Yılmaz 2009) olarak belirlenmiştir. İşlem süresi ise çalışmalarda genellikle 10 sn

(Casucci ve ark 2010), 15 sn (Grigore ve ark 2013) ve 20 sn (Guazzato ve ark 2005b, Özcan ve ark 2013) olarak değişmiştir. Çalışmamızda ortalama değerler kullanılarak bu parametreler 20 mm ve 15 sn olarak seçilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan kumlama parametreleri zirkonya yüzeyini 4 bar basınç altında kumladıktan sonra faz dönüşümünü değerlendiren Grigore ve ark (2013)'nın çalışmasıyla uyumludur. Çalışmada 35 µm ile kumlanan grupta göreceli monoklinik faz değeri % 6,5 iken 105 µm ile kumlanan grupta bu değer % 11'dir. Çalışmamızda kumlama sonrası bulunan göreceli monoklinik faz değerleri bu çalışmayla uyumlu olarak % 11,43-12,24 arasındadır.

Altyapılar veneer seramiği ile kaplanmadan önce sıklıkla aşındırma yolu ile son uyumlama yapılmaktadır (Kern 2000). Seramik altyapıların aşındırma ile yapılan uyumlamalarının, restorasyonları önemli derecede zayıflatabildiği bildirilmiştir (Kosmač ve ark 1999, Luthardt ve ark 2002, Guazzato ve ark 2005a, Wang ve ark 2008, Aboushelib ve Wang 2010). Araştırmacılar seramiklerin aşındırma işleminden sonra rezidüel yüzey hasarının meydana geldiğini (Denry ve Holloway 2006), eğilme dayanımının (Kosmač ve ark 1999, Luthardt ve ark 2002, Curtis ve ark 2006b, Denry ve Holloway 2006, Studart ve ark 2007a, Wang ve ark 2008) ve güvenilirliğinin (Weibull modülüsü) (Albakry ve ark 2004, Curtis ve ark 2006b) azaldığını bildirmişlerdir.

Bazı araştırmacılar aşındırmanın iki farklı etkisinden bahsetmiştir (Gupta 1980, Green 1983, Swain 1985, Samuel ve ark 1989, Giordano ve ark 1995, Tuan ve Kuo 1998, Kosmač ve ark 1999, Kosmač ve ark 2000, Kosmač ve ark 2008). Bunlardan ilki, yüzeyde sıkıştırıcı tabaka oluşturması ile zirkonyanın ortalama eğilme dayanımını arttırmasıdır. Sıkıştırma stresleri çatlak ucundaki gerilim streslerini etkisizleştirerek seramiğin dayanımının artmasını sağlamaktadır (Gupta 1980, Green 1983, Swain 1985). İkincisi ise yüzey sıkıştırma tabakasını aşan çatlaklara neden olarak, dayanımın azalmasıdır (Kosmač ve ark 1999).

Kosmač ve ark (1999), kalın grenli (150 µm) elmas frez ile yüksek hızda yapılan aşındırmanın Y-TZP'nin ortalama eğilme dayanımını ve güvenilirliğini düşürdüğünü, kumlamanın ise güvenilirliği düşürürken dayanımı arttırdığını bildirmişlerdir. Aşındırma sırasında frezin bir kez geçmesiyle bile fazla miktarda

materyal kaldırıldığını ve genellikle işlem sırasında kıvılcımlar oluştuğunu gözlemlemişlerdir. Bu gözlem, uygulama sırasında oluşan strese ve ısıya işaret etmektedir. Yaklaşık olarak 700 °C olan transformasyon ısısı aşıldığı zaman tersine bir dönüşüm (m-t) gerçekleşmektedir. Swain ve Hannink (1989) ve Kosmač ve ark (1999)'nın çalışmalarından çıkan sonuca göre lokal olarak artan ısı, m-t dönüşüm ısısını geçmiş olabilir. Bu durumda aşındırma ile oluşan derin defektler t-m faz dönüşümüne bağlı meydana gelen sıkıştırma stresleri ile etkisizleştirilemez ve bu alanlar materyalin dayanımını ve güvenilirliğini düşürmektedir (Kosmač ve ark 1999). Scherrer ve ark (2013), sinterlenmiş zirkonya yüzeylerine 120 µm gren boyutuna sahip elmas frez ile uyguladıkları aşındırma işleminin 10-20 µm boyutunda ırsal çatlaklara yol açtığını bildirmiştir. Benzer olarak Grigore ve ark (2013), 150 µm ile aşındırma işleminden sonra monoklinik fazı % 1,5 olarak bulmuşlar ve buna ilave olarak aşındırma işleminin yüzeyde yoğun defekt alanları oluşturduğunu bildirmişlerdir. Monoklinik faz değerinin çalışmamızdaki aşındırılan gruplara göre daha düşük çıkması, araştırmacıların sadece M(-111) pikini belirleyebildikleri için M(111) pikini sıfır kabul etmelerinden kaynaklanmış olabilir.

Zirkonyanın sıkıştırma tabakası oluşumuna bağlı olarak sertleşme mekanizmasının aşındırmada kullanılan aletin gren boyutuna bağlı olduğu belirtilmiştir. Guazzato ve ark (2005a) ve Curtis ve ark (2006b) da benzer şekilde kalın grenli aşındırmanın, derin defektler oluşturmasının yanında faz dönüşümünü terse çevirerek sıkıştırma tabakasının ve dayanımın azalmasına yol açtığını bildirmişlerdir. Ek olarak, Curtis ve ark (2006b), kumlamanın ve ince grenli aşındırmanın Lava örneklerin sertliğinde ve biaksiyel eğilme dayanımında bir fark yaratmadığını ortaya koymuştur.

Kumlamanın aşındırmaya göre t-m transformasyonunda daha etkili olduğu ve böylece seramiğin eğilme dayanımını arttırarak materyali güçlendirdiği belirtilmiştir. Kumlama sırasındaki düşük streslere rağmen, dönüşüme uğramış yüzey tabakasının kalınlığı aşındırmaya göre daha fazla bulunmuştur. Bu bulgu sadece stresin değil, oluşan ısının da daha az olduğunu doğrulamaktadır. Dolayısıyla kumlama işlemi ile yüzeyde oluşan çatlakların yüzey sıkıştırma tabakasını aşmadığı söylenebilir (Kosmač ve ark 1999). Bu bulgu Peterson ve ark (1998)'nın bulgularıyla benzerlik göstermektedir. Araştırmacılara göre kumlamanın oluşturduğu hasar yüzeyde

lokalize olarak kalmakta ve materyalin bütününe etkilememektedir. Aşındırılmış yüzeylerde ise dönüşüme uğramış zirkonyanın miktarı ve buna paralel olarak materyalin dayanımını belirleyen yüzey sıkıştırma tabakasının derinliği azdır (Kosmač ve ark 1999). Kuvvetli aşındırmaya bağlı meydana gelen yüzey çatlaklarının uzunlukları genellikle yüzey kompresif tabakasını aştığı için dayanım azalmaktadır (Xu ve ark 1997, Kosmač ve ark 1999, Kosmač ve ark 2000, Luthardt ve ark 2004).

Kosmač ve ark (2008)'nin yapmış olduğu çalışmada önceki çalışmalara (Kosmač ve ark 2000, Curtis ve ark 2006b) benzer olarak kumlama işlemi zirkonyanın dayanımını arttırırken, aşındırma azaltmıştır. Araştırmacılar kumlama ve aşındırmanın bu ters etkisini dayanımın azalmasına yol açan mekanik kaynaklı yüzey çatlakları ve dayanımın artmasıyla ilişkili rezidüel sıkıştırma stresleri ile açıklamışlardır. Aşındırma işlemini klinik şartları taklit etmek için yüksek hızda ve su soğutmasız olarak yaptıklarını ifade etmişlerdir. Aşındırma yaklaşık olarak 100 g'lık parmak basıncıyla kalın grenli (150 μm) elmas frez ile uygulanmıştır. Bu işlemle beraber materyalin yüzeyinde stres birikim bölgeleri olarak rol oynayan derin çatlaklar oluşmuştur. Çalışmamızda aşındırma işlemleri su kullanılmadan aynı araştırmacı tarafından parmak basıncı ile yapılmıştır. Kosmač ve ark (2008)'nin çalışmasına benzer olarak çalışmamızda da kumlama uygulanan grupların ortalama eğilme dayanımları aşındırma uygulanan gruplara göre önemli derecede fazla bulunmuştur.

Aşındırma işlemi kumlamaya benzer şekilde parsiyel stabilize zirkonyanın strese bağlı tetragonal-monoklinik (t-m) dönüşümünü tetikleyebilmektedir (Kern ve Wegner 1998, Kosmač ve ark 1999, Kosmač ve ark 2000, Guazzato ve ark 2005a, Wolfart ve ark 2007, Fischer ve ark 2008a, Kosmač ve ark 2008, Preis ve ark 2015). Bu yüzey işlemlerine bağlı meydana gelen dönüşüm miktarı zirkonya materyalinin ortalama gren büyüklüğüne bağlıdır. Daha büyük grenli materyaller transformasyona daha yatkındır (Chevalier 2006, Chevalier ve ark 2009). Ayrıca, gren boyutunun pürüzlülük üzerinde etkili olduğu da bildirilmiştir. Kou ve ark (2006), ince grenli Y-TZP'de aşındırmadan sonra daha düz bir yüzeye rastlamıştır. Kao ve ark (2000), elmas disklerle ince grenli (0,38 μm) Y-TZP yüzeyine aşındırma uygulamışlardır. Aşındırma ile meydana gelen ırsal çatlakların sayısının ve boyutunun az olduğu

bildirilmiştir. Çalışmamızda aşındırılan gruplarda pürüzlülük değeri en yüksek olan materyal Prettau'dur ($1,34 \pm 0,14 \mu\text{m}$). Bu fark materyalin yüksek sinterleme derecesi ve gren büyüklüğüne bağlı olabilir.

Kosmač ve ark (2008) ve Oblak ve ark (2014), aşındırma uygulanmış yüzeylerde dönüşmüş zirkonyanın miktarını % 5'ten daha az bulmuşlardır ve bu yüzden aşındırmaya bağlı güçlenme mekanizmasının zayıf olduğunu belirtmişlerdir. Bu yüzey işlemi, TZP materyallerde tetragonal-monoklinik faz dönüşümünü başlatma bakımından daha etkisizdir. Sonuç olarak aşındırma uygulanmış materyalde kritik defekt büyüklüğü başlangıç dayanımını etkilemektedir. Aşındırmaya zıt olarak, kumlama işlemi Y-TZP yüzeyinde daha fazla dönüşüme (% 14-15) yol açabilme kapasitesine sahiptir. Bu işlem hafif bir hasara ve plastik deformasyona yol açmasına rağmen, faz dönüşümü genel olarak dayanımı belirleyen faktördür (Kosmač ve ark 2008). Ayrıca araştırmacılar sadece sinterlenen ve işlem uygulanmayan gruplarda % 1'den daha az monoklinik faz bulmuşlardır. Diğer bir çalışmada Elsaka (2013) Y-TZP seramiklere ait kontrol gruplarında ihmal edilebilir seviyelerde (% 0,5-0,8) monoklinik faz tespit edilmiştir. Çalışmamızda da bu sonuçlara benzer şekilde sadece sinterlenen örnekler büyük oranda tetragonal fazdan oluşmaktadır ancak az miktarda da olsa monoklinik faz içermektedir.

İşeri ve ark (2012), farklı aşındırma prosedürlerinin zirkonyanın eğilme dayanımı üzerine etkisini incelemişlerdir. Disk şeklindeki örneklerle devamlı veya aralıklı olarak yüksek hızda ve düşük hızda su soğutmasız ortamda aşındırma uygulamışlardır. Çalışmanın sonucuna göre yapılan aşındırma işlemlerinin hepsi dayanımı önemli ölçüde düşürmüştür. Kontrol grubunda dayanım 1083 MPa bulunmuştur. Yüksek hızda aşındırılan grupların dayanımı (815 MPa), düşük hızda aşındırılan gruplara göre (718 MPa) daha fazla bulunmuştur.

Karakoca ve Yılmaz (2009), aşındırma ve aşındırma sonrası kumlama işlemlerinin Zirkonzahn, Cercon ve Dentacad örneklerde oluşturduğu yüzey pürüzlülüğü, faz dönüşümü ve biaksiyel eğilme dayanımına etkilerini araştırmışlardır. Kumlama $110 \mu\text{m Al}_2\text{O}_3$ ile 30 mm uzaklıktan 4 bar basınç altında uygulanmıştır. Aşındırma ise ortalama gren büyüklüğüne ($100 \mu\text{m}$) sahip elmas frez ile 20000 rpm hızda ve su soğutması olmadan 100 g olarak kabul ettikleri parmak basıncı ile yapılmıştır. Tüm materyallerde aşındırma yapılan gruplarda eğilme

dayanımı dikkate değer bir şekilde azalmıştır. Kumlama grupları ise aşındırma gruplarına göre önemli derecede daha fazla eğilme dayanımı göstermiştir. Ayrıca kumlama gruplarında bulunan göreceli monoklinik faz değeri diğer gruplardan yüksek bulunmuştur. Zirkonzahn materyalinin kontrol grubunda % 1,749 monoklinik faz bulunmuştur. Bu çalışmaya benzer şekilde çalışmamızda ortalama gren büyüklüğüne sahip (107 µm) elmas frez ile aşındırma uygulanmıştır ve aşındırma işlemi ile ortalama eğilme dayanımı kontrol grubu ile karşılaştırıldığında bütün Y-TZP seramiklerde önemli ölçüde azalmıştır.

Isı işleminin zirkonyanın eğilme dayanımına (Denry ve ark 1999, Øilo ve ark 2008, Sato ve ark 2008) etkisini inceleyen birçok çalışma mevcuttur. Bu çalışmalara göre ısı işlemi zirkonyanın eğilme dayanımının artmasına (Denry ve ark 1999) veya azalmasına (Øilo ve ark 2008, Sato ve ark 2008) sebep olabilmektedir. Transformasyon, hem ısı işlemi (Denry ve ark 2010, Grigore ve ark 2013), hem de aşındırma sırasındaki ısı oluşumu (Kosmač ve ark 1999) ile terse dönebilmektedir. Grigore ve ark (2013), kumlanan örneklerle uyguladıkları yaklaşık 950 °C'lik veneer uygulama ısısında monoklinik faz oranının % 1'in altına düştüğünü bildirmişlerdir. Kumlama ve aşındırma işlemlerinin sıkıştırma stresleri oluşturması ile sağlanan dayanımdaki gelişme, ısı uygulaması ile tekrar kaybedilebilmektedir. Geriye zirkonyanın mekanik özelliklerini zaman içinde olumsuz etkileyen, yapılan işlemlerin meydana getirdiği defektler ve çatlaklar kalmaktadır (Kosmač ve ark 1999, Guazzato ve ark 2005a).

Isı uygulamasının etkisini araştıran diğer bir çalışmada Subaşı ve ark (2014), zirkonya örneklerine 3 bar basınç altında 110 µm kumlama ve 110 µm gren büyüklüğüne sahip elmas frez ile su soğutması olmadan aşındırma işlemi uygulamışlardır. Isı uygulamasından sonra faz dönüşümünü değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre zirkonyanın monoklinik içeriği yüzey işlemi yapılan gruplarda kontrol grubuna göre daha fazla bulunmuştur.

Bu literatür bilgilerin ışığında çalışmamızda bulunan aşındırma sonrası faz dönüşümü değerlerinin az olmasının nedeninin, işlem sırasında oluşan ısının tersine dönüşüme yol açması ile ilgili olabileceği düşünülebilir. Aşındırma sonrası sıkıştırma tabakasının derinliği az bulunmuştur ve aşındırma ile meydana gelen çatlak boyutları

sıkıştırma tabakasını aşmış olabilir. Sonuç olarak aşındırma işlemi materyallerin hepsinde eğilme dayanımını azaltmıştır.

Çalışmamızda literatürde sıklıkla kullanılan kumlama ve elmas döner alet ile aşındırma işlemlerinin yanında lazer işlemi uygulanmıştır. Lazer uygulamasının zirkonyanın pürüzlülüğüne etkisini inceleyen çalışmalar bulunmaktadır (Gökçe ve ark 2007, Cavalcanti ve ark 2009). Fakat in-vitro çalışmalar bağlanma dayanımının artırılması için kumlama işleminin lazer uygulamasından daha etkili olduğunu göstermiştir (Gökçe ve ark 2007).

Literatürde Er:YAG lazerin Y-TZP yüzeylerinde etkisini inceleyen çalışmalar bulunmaktadır (Cavalcanti ve ark 2009, Akın ve ark 2012, Demir ve ark 2012, Subaşı ve İnan 2012, Gomes ve ark 2013b, Kırmalı ve ark 2014, Kara ve ark 2015). Er:YAG lazer diş hekimliğinde çürük dentinin uzaklaştırılması, kavite preparasyonu ve indirekt restorasyonların yüzey işlemleri gibi farklı klinik uygulamalar için önerilmiştir (Aizawa ve ark 2006, Raucci-Neto ve ark 2007, Shiu ve ark 2007). Er:YAG lazer yapıya termomekanik etki yaratmasıyla bilinmektedir fakat hala bu lazer tipinin olası yararına ilişkin bir görüş birliği yoktur (Miserendino ve Pick 1995, Gökçe ve ark 2007). Ablasyon adı verilen süreç mikropatlamalar ve buharlaşma yoluyla partiküllerin uzaklaştırılmasını sağlamaktadır. İşlem sırasında ısınma ve soğuma fazlarıyla beraber meydana gelen lokal ısı değişimleri materyalde hasar oluşturabilecek internal gerilimlere yol açabilmektedir (Parker 2004, Gökçe ve ark 2007). Ayrıca, Y-TZP'nin mekanik özellikleri, faz dönüşümüne neden olan ısısal değişimlerden etkilenebilmektedir (Guazzato ve ark 2005a, Cavalcanti ve ark 2009). Bu yüzden uygun lazer parametrelerini kullanmak önemlidir (Parker 2004).

Subaşı ve İnan (2012), Y-TZP zirkonya örneklerin yüzeyine Er:YAG lazer, 30 µm silika modifiye Al₂O₃ ve 110 µm Al₂O₃ kumlaması uygulamış ve pürüzlülüklerini değerlendirmiştir. Kullanılan lazer parametreleri ve uygulama süresi yapmış olduğumuz çalışmayla aynıdır (400 mJ, 10 Hz, 4 W, MSP mod, 1 mm uzaklık, 15 sn). Subaşı ve İnan (2012)'ın çalışmasının sonucuna göre bütün yüzey işlemleri kontrol grubuna göre pürüzlülüğü arttırmıştır. Pürüzlülük değerleri en fazla Al₂O₃ ile kumlanan grupta görülmüştür. AFM ve SEM görüntüleri, lazer uygulanan yüzeylerde az da olsa gözlenen pit oluşumu ile yüzey topografisinin değişimini doğrulamıştır. Çalışmaya göre 400 mJ Er:YAG lazerin Y-TZP seramiklerin yüzeyini

değiştirdiği kabul edilmiştir. Diğer bir çalışmada Kırmalı ve ark (2014), Y-TZP yüzeyinde Er:YAG lazerin oluşturduğu pürüzlülük değerlerini Nd:YAG lazere göre daha fazla bulmuşlardır. Nd:YAG lazer ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Çalışmada en fazla pürüzlülük değeri kumlama ve Er:YAG lazerin birlikte kullanılmasıyla elde edilmiştir. Gomes ve ark (2013b), 200 mJ Er:YAG lazer uygulamasının Y-TZP ile rezin arasındaki bağlanma dayanımına herhangi bir katkısı olmadığını bildirmişlerdir. Demir ve ark (2012), farklı enerji yoğunluklarındaki Er:YAG lazerin (200 mJ, 300 mJ ve 400 mJ) ve 110 µm Al₂O₃ kumlama seramiğinin (Vita In-Ceram YZ) yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini araştırmışlardır. Çalışmada 200-300 mJ lazer uygulanan grupların yüzeyinde herhangi bir değişim görülmezken, 400 mJ lazer grubunda yüzeyde değişiklik gözlenmiştir. Bu literatür bilgileri ışığında çalışmamızda 400 mJ Er:YAG lazer kullanılmıştır. Lazer uygulaması çalışmamızda kullanılan materyallerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinde kontrol gruplarına göre az miktarda bir artışa yol açsa da bu fark istatistiksel olarak önemli bulunmamıştır. Lazer işlemi, aşındırma ve kumlama yüzey işlemlerine göre materyalde pürüzlülük oluşturması bakımından daha etkisiz bulunmuştur. Ayrıca lazer uygulaması çalışmamızda eğilme dayanımını da etkilememiştir. Prettau ve Vita materyallerinde lazer uygulaması ile göreceli monoklinik faz miktarında önemli bir fark görülmezken, ZirCAD ve Lava örneklerde bu değer kontrol grubuna göre istatistiksel olarak daha fazla bulunmuştur. Materyaller arasında meydana gelen bu fark materyalin yapısına bağlı olabilir. Y-TZP seramiklerin opak beyaz yapısı ve su içermemesi lazerin absorpsiyonunu engellemiş olabilir (Subaşı ve İnan 2012).

Bazı araştırmacılar spontan tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne bağlı uzun dönem bozulmaları ve yaşlanma konuları üzerinde durmuşlardır (Scott 1975, Sato ve Shimada 1985b, Yoshimura ve ark 1987, Lawson 1995, Chevalier ve ark 1997, Chevalier ve ark 1999a, Chevalier ve ark 2004, Jung ve ark 2007, Ban ve ark 2008, Chevalier ve ark 2009, Kim ve ark 2010, Lughı ve Sergo 2010). Zirkonyum oksitin yaşlanması, metastaza uğrayabilen tetragonal fazın kendiliğinden ve artarak monoklinik faza dönüşmesi nedeniyle mekanik özelliklerinin zayıflaması olarak tanımlanabilir (Piconi ve Maccauro 1999). Diğer bir deyişle yüzeydeki izole halde bulunan grenlerden başlayarak tüm yüzeye yayılan ve kütlenin içine doğru ilerleyen faz dönüşümüne ait bir büyüme ve birleşme sürecidir (Kim ve ark 2010). Düşük

sıcaklıkta ve nemli ortamda yavaş bir t-m transformasyonu ile meydana gelen bu durum aynı zamanda düşük ısı bozulması olarak da bilinmektedir (Kobayashi ve ark 1981, Sato ve Shimada 1985b, Yoshimura ve ark 1989, Lawson 1995, Chevalier ve ark 1999a, Guo 2004, Borchers ve ark 2010). Spontan t-m faz dönüşümünün zirkonya seramiklerde pürüzlülüğe, gren kopmalarına ve mikroçatlaklara yol açarak dayanımı önemli ölçüde düşürdüğü gösterilmiştir (Swab 1991).

Ortopedik cerrahide kullanılan zirkonya esaslı materyallerin nemli ortamda düşük ısı bozulmalarına maruz kaldıkları rapor edilmiştir. Y-TZP esaslı femur başlarında 2000-2002 senelerinde klinik başarısızlıkların görülmesi, zirkonyanın biyomateriyal olarak kullanılması hakkında tartışmalara yol açmıştır. Hastalardan çıkarılan femur başlarında çok yüksek oranda monoklinik faz içeriği bulunmuş ve önemli derecede bozulma gözlenmiştir (Fernández-Fairén ve ark 2006).

Literatürde zirkonya seramikler için 3 yıllık (Edelhoff ve ark 2008, Tinschert ve ark 2008) ve 5 yıllık (Sailer ve ark 2007, Molin ve Karlsson 2008) sonuçlar mevcuttur. Bu sonuçlar altyapı materyali olarak zirkonyanın yeterli stabilitede olduğunu ortaya koymaktadır. Bu klinik çalışmalara göre 5 yıllık sürede zirkonyada görülen fraktür oranı seyrek (Sailer ve ark 2007, Molin ve Karlsson 2008, Heintze ve Rousson 2010). Tinschert ve ark (2000) ve Tanaka ve ark (2003), 1980'lerin başında kullanılan materyallerin stabilitesinin günümüzde kullanılan Y-TZP materyallere göre daha az olduğuna dikkat çekmiştir. Ayrıca, dental restorasyonlar yapılırken feldspatik porselen uygulaması zirkonya kopingler üzerinde koruyucu bir rol oynayabilmektedir (Perdigao ve ark 2012).

Son zamanlarda tam kontur zirkonya restorasyonlar özellikle görünümün az olduğu bölgelerde, veneerlenmiş zirkonya esaslı restorasyonlara alternatif olmuştur. Buna ilave olarak zirkonya restorasyonların hasta başında uyumlanması optimal okluzal kontağı oluşturmak için sıklıkla gerekmektedir. Aşındırma gibi bazı yüzey manipulasyonları glaze tabakasının ve yüzey pürüzlülüğünün kaybedilmesi ile sonuçlanmaktadır (Preis ve ark 2015). Daha önceden herhangi bir uyumlama işlemi yapılmadığı durumlarda bile glaze tabakası restorasyonun takılmasını takiben ilk altı ayda yıpranmaktadır (Etman ve ark 2008) ve zirkonya yüzeyini açığa çıkarmaktadır. Sonuç olarak klinik kullanım süresince zirkonya yüzeyleri direkt olarak yaşlanmaya maruz kalmaktadır (Preis ve ark 2015). Bu nedenle çalışmamızda diğer Y-TZP

seramiklerle beraber monolitik zirkonya da (Prettau) kullanılmış olup, bütün seramik yüzeylerine veneer uygulanmadan direkt olarak yapay yaşlandırma uygulanmıştır.

Tanaka ve ark (2003), Y-TZP’de görülen başarısızlıkların yaşlanmaya bağlı olup olmadığının belirsizliğini koruduğunu ifade etmişlerdir. Bazı çalışmalarda zirkonyanın ISO 13356 standartlarında (0,2 MPa, 134 °C, 5 saat) yaşlandırılmasının önemli derecede monoklinik faz içeriğine yol açtığı bildirilmesine rağmen dayanımında önemli bir değişiklik meydana gelmemiştir (Tanaka ve ark 2002, Tanaka ve ark 2003, Kim ve ark 2010). Att ve ark (2007), yaptıkları in-vitro çalışmada zirkonya restorasyonların dayanım değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir seviyelerde azaldığı sonucuna varmışlardır. Flinn ve ark (2012), Y-TZP seramiğin implant abutmentleri, bağlantı bölgeleri ve sabit protezlerin altyapılarında yumuşak dokularla temas halinde olduğu durumlarda, materyalin başarısızlığa uğrayacak kadar bir bozulma göstermediğini bildirmiştir. Bu çalışmalara rağmen, zirkonyanın dental kullanımda güvenli olduğu sonucunu çıkarmak için klinik olarak daha fazla uzun dönem değerlendirmelere ihtiyaç vardır (Chevalier ve ark 2007, Manicone ve ark 2007, Pittayachawan ve ark 2007). Materyalin uzun sürelerde neme maruz kalması özelliklerini olumsuz bir şekilde etkileyebilmektedir (Luthardt ve ark 2002).

Transformasyon hızı ve bozulmaya karşı olan davranış sıcaklık, gren boyutu, stabilizasyon ajanının konsantrasyonu (Lawson 1995, Chevalier ve ark 1999a) ve yüzey bitirmesi (Deville ve ark 2006) gibi faktörlerle ilişkilidir. Ayrıca mekanik stresler ve nem bu süreci hızlandırabilmektedir (Swab 1991). Kosmaç ve ark (2000), dönüşümün gren boyutuyla ilişkili olduğunu bildirmiştir. Daha büyük gren boyutlarına sahip materyaller mekanik işlem uygulanması ile daha az hasara uğramasına rağmen, 100 °C’nin altındaki asidik ortamda uzun dönem yaşlanmasına eğilimlidir. Gren büyüklüğü kritik bir değeri aştığında monoklinik faz içeriği yaşlanmayla birlikte artmaktadır. Ayrıca sinterleme derecelerinin de gren boyutunu etkilediği bildirilmiştir (Stawarczyk ve ark 2013). Rothbrust ve ark (2010), 1500 °C üzerinde sinterlenen Y-TZP materyallerde yaşlanma sürecinin daha etkili olduğunu belirtmişlerdir. Tatmin edici mekanik özelliklerin sağlanabilmesi için optimum sinterleme ısılarının 1400-1500 °C arasında olması gerektiği belirtilmiştir (Casucci ve ark 2010).

Kosmač ve ark (2000), yaşlanmanın ilk evrelerinde faz dönüşümü ile birlikte başlangıçta dayanımın arttığını belirtmişlerdir. Ancak faz dönüşümünün yanında mikroçatlakların ve rezidüel gerilim streslerinin oluşması daha sonradan dayanımda azalmaya sebebiyet verebilir (Kosmač ve ark 2000). Rezidüel streslerin Y-TZP'nin düşük ısı bozulması üzerine etkileri Deville ve ark (2006) tarafından incelenmiş, düşük ısı bozulmasına yol açması bakımından rezidüel streslerin varlığı pürüzlülükten daha etkili bulunmuştur.

Seramik restorasyonlar ağız ortamında stres korozyonuna ve dayanımın azalmasına yol açan termal sıklusa maruz kalmaktadır (Morena ve ark 1986, Addison ve ark 2003, Itinoche ve ark 2006). Klinik yaşlanmayı değerlendirmek için otoklav kullanılabilir. Ancak Perdigao ve ark (2012), termal yaşlandırmanın dental zirkonya için otoklavdan daha uygun olduğunu belirtmişlerdir. Termal siklus sayısı ve daldırma zamanı konusunda literatürde farklı veriler ile karşılaşılmaktadır (Von Fraunhofer ve ark 2000, Jang ve ark 2001). Gale ve Darvell (1999), 10000 devir termal yaşlandırmanın ağız içinde yaklaşık olarak 1 yıla karşılık geldiğini bildirmiştir. Bu değerlendirme birçok araştırmacı tarafından kabul görmüştür (De Munck ve ark 2005, Amaral ve ark 2007, Ulker ve ark 2010, Xie ve ark 2010). In-vivo şartları taklit etmek için ISO 11405 (1994) önerilerine göre uygulanan sıcaklık 5-55 °C'dir (Gale ve Darvell 1999, Morresi ve ark 2014) ve önceki çalışmalarda sıklıkla kullanılmıştır (Vasquez ve ark 2008, Vásquez ve ark 2009). Vásquez ve ark (2009), bekletme süresinin 20 sn'den az olması durumunda istenilen termal etkiyi yaratamayabileceğini belirtmiştir. Borchers ve ark (2010), hidrotermal durumların zirkonyanın dayanımı üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında 5-55 °C arasında, 30 sn bekletme süresi ile 10000 termal siklus uygulamışlardır. Yapmış olduğumuz bu çalışmada benzer olarak aynı termal siklus parametreleri kullanılmıştır.

Perdigao ve ark (2012), Lava zirkonya örneklerin termal yaşlandırılmasından sonra XRD sonuçlarındaki -111 pikinde artışa bağlı olarak monoklinik faz miktarında yükselme tespit etmişlerdir. Materyalin yüzeyinde fazla miktarda monoklinik faz bulunması mikroçatlaklara yol açarak dayanımı düşürmektedir (Sato ve Shimada 1985c, De Aza ve ark 2002, Zhang ve ark 2006, Casucci ve ark 2010). Monoklinik içerik azaldığı zaman bu mikroçatlaklar daha az görülmektedir (Sato ve Shimada 1985c, De Aza ve ark 2002).

Zirkonyanın eğilme dayanımı diğer dental seramiklerden önemli ölçüde daha fazladır (Guazzato ve ark 2004b). Y-TZP seramiğin eğilme dayanımı 700-1200 MPa arasında değişmektedir (Papanagiotou ve ark 2006, Yılmaz ve ark 2007). Bu değerler normal çiğneme sırasındaki maksimum okluzal yükü aşmaktadır. Ancak, seramik restorasyonların esas başarısızlığı çiğneme gibi dinamik yükler sonucunda olmaktadır (Papanagiotou ve ark 2006). Tam seramik restorasyonların klinik kullanımına ait bilgiler bu restorasyonlarda esas sorunun döngüsel yükleme altında subkritik çatlak büyümesi ile ilgili olduğu yönündedir (Pröbster 1992b, Pröbster 1996, McLaren ve White 2000, Suárez ve ark 2004, Wassermann ve ark 2006, Della Bona ve Kelly 2008). Y-TZP'nin güvenilirliği döngüsel yüklemeye maruz kaldığı durumlarda belirsizdir (Nemli ve ark 2012).

Çiğneme siklusu sırasında tekrarlayan streslerle meydana gelen çatlak yayılımı materyali zayıflatmaktadır. Bu çatlakların önceden var olan çatlaklarla birleştiği bildirilmiştir (Itinocche ve ark 2006, Studart ve ark 2007a). Ayrıca eğilme dayanımı keskin çatlak uçlarında suyun varlığından etkilenebilmektedir (Zhang ve ark 2004a, Studart ve ark 2007a). Restorasyonun deneme aşamasında veya simantasyondan sonraki birkaç saat veya birkaç gün içerisindeki erken başarısızlığının yapım aşamasında oluşan çatlaklardan kaynaklanması olasıdır. Birkaç yıl sonra meydana gelen başarısızlık ise daha çok kritik çatlak büyümesi ve döngüsel yüklemeye bağlı olan yorgunluk ile ilişkilidir (Zhang ve Lawn 2004, Çehreli ve ark 2009, Lohbauer ve ark 2010). Oblak ve ark (2014)'nın yaptıkları çalışmada döngüsel yüklemeler sonucunda seramik yüzeyinde gözlenen bozulma ve hasarlar bu görüşü doğrulamaktadır. Bu yüzden, zirkonyanın başarısı için yorgunluk karakteristiklerinin değerlendirilmesi gereklidir (Itinocche ve ark 2006, Borchers ve ark 2010).

Bazı çalışmalarda yorulmanın dayanım üzerine etkisi araştırılmış (Itinocche ve ark 2006, Studart ve ark 2007a, Coelho ve ark 2009, Borchers ve ark 2010), farklı kuvvetlerde ve sayılarda mekanik siklus protokolleri uygulanmıştır. Fizyolojik çiğneme kuvvetleri 20-120 N arasında değişmektedir (Sato ve ark 2008). Nemli ve ark (2012), uyguladıkları 200 N kuvvetin bruksizmde meydana gelen yükü taklit ettiğini bildirmişlerdir. Literatürdeki çiğneme simülatörleri dizaynında 50 N yük uygulamasının sıklıkla tercih edildiği görülmektedir (Özcan ve ark 2013, Souza ve

ark 2013, Vidotti ve ark 2013). Nikaido ve ark (2002), çiğneme sırasında uygulanan ortalama sabit kuvvetin 50 N olduğunu ve bu nedenle bu kuvveti kullanmayı tercih ettiklerini bildirmişlerdir. Bu yüzden çalışmamızda 50 N'luk mekanik yük uygulaması tercih edilmiştir.

Yapılan çalışmalarda mekanik siklus sayısı 20000 ile 1200000 arasında değişkenlik göstermiştir (Kosmač ve ark 1999, Zhang ve ark 2004a, Pittayachawan ve ark 2007, Studart ve ark 2007a, Studart ve ark 2007b, Özcan ve ark 2013). Nemli ve ark (2012)'nin uyguladıkları 20000 devir sayısının materyalin başlangıç klinik periyodunu değerlendirdiği düşünülmektedir (Baudín ve ark 2009). Araştırmacılar seramiğin bileşimine ve üretim yöntemine bağlı olarak bu devirdeki mekanik yüklemenin kırılma tokluğunda artış sağladığını bildirmiştir. Vidotti ve ark (2013), çalışmalarında 6000 termal siklus ve 50 N kuvvet ile 20000 devir mekanik yük uygulamışlardır. Aynı şekilde Özcan ve ark (2013), zirkonyaya 50 N 20000 kez yükleme uygulamışlardır. Kim ve ark (1997), 50000 yüklemeden sonra örneklerin kırılma olasılığının arttığına dikkat çekmiştir. Eğilmez ve ark (2014), 200 N yükle 2000 mekanik siklus uyguladıkları grubun eğilme dayanımının kontrol grubundan istatistiksel olarak farksız olduğunu bildirmişlerdir. Yang ve ark (2014), çalışmalarında kısa değerlendirme süresi kullanarak, örneklerle 100000 dinamik yükleme ve 2000 termal siklus uygulamışlardır. 100000 devir gibi az miktarda uygulanan yüklemenin zirkonyanın eğilme dayanımına etki etmediği bildirilmiştir (Souza ve ark 2013). Çalışmamızda da termal siklusun ardından uygulanan 100000 mekanik yükleme eğilme dayanımında önemli bir fark yaratmamıştır.

Cotes ve ark (2014)'nin çalışmasında mekanik ve termomekanik siklus uygulanan gruplar düşük eğilme dayanımına ve daha fazla pürüzlülüğe sahip olsalar da monoklinik faz, yüzey pürüzlülüğü ve eğilme dayanımı arasında herhangi bir ilişki bulunmamıştır. Döngüsel yükleme, Y-TZP yüzeyinde pürüzlülüğün artmasına ve mekanik dayanımda azalmaya yol açan mikroçatlakları oluşturabilmektedir. Yapmış olduğumuz bu çalışmada ise, yaşlandırılmış ve yaşlandırılmamış grupların yüzey pürüzlülükleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Bu iki çalışma arasındaki fark, uygulanan termal ve mekanik siklus sayısına bağlı olabilir.

Borchers ve ark (2010)'nin çalışmasında termal siklus, mekanik siklus ve uzun süre suda bekletme işlemlerinin kombine uygulanması kontrol grubuna göre

dayanımında önemli bir azalmaya neden olmamıştır. Çalışmada suda bekletme ve otoklavda yaşlandırma gibi farklı hidrotermal işlemlerden sonra örnek yüzeylerinde monoklinik faz artmasına rağmen, dayanımlarında istatistiksel olarak önemli bir fark gözlenmemiştir. Önemli bir farkın gözlenmemesinin nedeni materyalde dayanımı etkileyecek kadar transformasyon derinliğinin olmaması ile açıklanmıştır. Bu görüşe göre dönüşüm yüzeyde başlayarak materyalin bütününe doğru ilerlemektedir ve dönüşüme uğramış grenler başlangıçta önemli ölçüde internal stresler oluşturmada sadece yüzeyde hacim genişlemesine uğramaktadır.

Çalışmamızda yaşlandırmanın faz dönüşümü üzerine etkisi materyallere ve uygulanan işleme bağlı olarak farklılıklar göstermiştir. Prettau materyalinde lazer ve kumlama gruplarında, Vita In-Ceram YZ materyalinde lazer ve aşındırma gruplarında yaşlandırılmış ve yaşlandırılmamış gruplar arasında fark bulunmuştur. Bunun aksine Lava ve ZirCAD materyallerinde yaşlandırmanın gruplar üzerinde etkisi gözlenmemiştir. Bu bulgu yaşlandırma işleminin bütün materyalleri farklı etkileyebileceğini göstermiştir. Diğer yandan, çalışmamızda kısa dönem uygulanan yapay yaşlandırma işleminden sonra eğilme dayanımında istatistiksel olarak fark olmamasının nedeni, materyalin bütününe etkilenmemesinden kaynaklanabilir.

Zirkonya restorasyonların aşındırma yolu ile yapılan klinik uyumlamaları düşük ısı bozulmasına duyarlılığı arttırmaktadır (Kim ve ark 2010). Bu bozulma yüzey grenlerinde suyun oksijen boşluklarına entegre olmasıyla başlar (Sato ve Shimada 1985a) ve materyalin kalan kısmına doğru yüzey pürüzlülüğünü arttırarak (Yoshimura ve ark 1987), kırılma dayanımını, sertliği ve yoğunluğu ise azaltarak ilerlemektedir (Hirano 1992, Kim ve ark 2009, Lughy ve Sergo 2010). Munoz-Tabares ve ark (2011), aşındırmanın daha sonradan yüzeyde bozulmaya neden olabilecek yüzey çatlaklarını meydana getirdiğini bildirmiştir. Aşındırmayla oluşan pürüzlülüğün ve çatlakların suyun penetrasyonuna yol açtığı bildirilmiştir.

Wang ve ark (2008), bazı partikül büyüklüklerinde yapılan kumlama işleminin eğilme dayanımına olumlu etkileri olduğunu ancak çiğneme sırasındaki döngüsel yüklemeler sonucunda küçük çatlakların oluşması ile materyal üzerinde zararlı bir etki oluşturabildiğini bildirmiştir. Kumlama işlemi ile gren seviyesinde meydana gelen bu mikroçatlaklar seramik restorasyonun uzun ömürlü olmasını engellemektedir (Zhang ve ark 2006, Casucci ve ark 2010). Ayrıca kumlama işlemi

ile transformasyona bağlı olarak eğilme dayanımında sağlanan artış, dönüşüme uğramış yüzeyin asidik ve nemli ortamla ekspozunun bir sonucu olarak kaybedilebilmektedir (Guazzato ve ark 2004a, 2004b). Kumlama işleminin zirkonya seramiklerin klinik ömrünü azaltan bir diğer etkisi de meydana getirdiği faz dönüşümüne bağlı olarak kritik yükleme sırasında transformasyon kapasitesini azaltmasıdır (Shimizu ve ark 1993, Schubert ve Frey 2005). Zhang ve ark (2004a), kumlamanın alümina ve Y-TZP seramiklerde uzun dönem etkisini araştırdıkları çalışmalarında örneklere dinamik ve döngüsel yüklemeler uygulamışlardır. Bu işlemler sonucunda kumlama sırasında meydana gelen çatlakların büyümesi dayanımın azalmasına yol açmıştır ve bu azalmanın büyük ölçüde yükleme sayısı ile ilişkili olduğu bildirilmiştir. Bu yüzden, başlangıç dayanımı daha zayıf olmasına karşın daha stabil materyaller meydana getiren prosedürler tercih edilmelidir (Guazzato ve ark 2005b). Zhang ve ark (2006), 50 µm alümina partikülleri ile 2,8 bar basınç altında kumlama işleminden sonra uyguladıkları yorulma testinde % 30 oranında dayanımın azaldığını bildirmişlerdir. Bu azalma örneklerde yükleme altında 4 µm'yi aşan mikroçatlakların oluşması ve büyüyerek ışınsal çatlakları oluşturmaları ile açıklanmaktadır. Çalışmamızda kumlama uygulandıktan sonra yaşlandırılan bütün zirkonya gruplarında sadece kumlama uygulanan gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmasa da dayanım değerlerinde azalma meydana gelmiştir.

Zhang ve Lawn (2005), yapmış oldukları çalışmada, Y-TZP'de keskin kontak hasarının eğilme dayanımına etkisini araştırmışlardır. Çalışmada Vickers ve Berkovich elmas uçları düşük kuvvetlerde (0,1-100 N) kullanılmıştır. Seramiğin üst yüzeyinde başarısızlık meydana gelene kadar çatlak oluşumu izlenmiştir. Bütün yüklemelerde seramik tabakaların dayanımı devir sayısı ile beraber azalmıştır. Araştırmacılar keskin uçların uygulanması ile yüzeyin işlenmesi veya kumlanması ile meydana gelen hasarın taklit edilebileceğini bildirmişlerdir. Ayrıca gözle görülemeyen mikrometre derecesindeki çatlakların bile dayanımı önemli ölçüde düşürdüğü bildirilmiştir. Bu sonuçlar restorasyonun hazırlanması sırasında özellikle keskin kontaklardan kaçınılması gerektiğini ortaya koymuştur.

Yüzey pürüzlülüğü değerlendirmeleri profilometre ile yapılmaktadır. Literatürde her bir örnekten yapılan ölçüm sayısı için farklı verilerle karşılaşılmıştır. Öilo ve ark (2008) her örnekten 4 farklı bölgeden, Karakoca ve Yılmaz (2009) 6

bölgeden ölçüm yapmıştır. Çalışmamızda yapılan bazı çalışmalara (Subaşı ve ark 2014, Preis ve ark 2015) benzer olarak 5 farklı bölgeden ölçüm yapılmıştır.

Yapılan çalışmalar t-m faz dönüşümünü XRD (Kao ve ark 2000, Guazzato ve ark 2004b, Zhang ve ark 2004a, Sato ve ark 2008, Karakoca ve Yılmaz 2009, Allahkarami ve Hanan 2011, Hallmann ve ark 2012b, Chintapalli ve ark 2013, Maerten ve ark 2013, Scherrer ve ark 2013, Subaşı ve ark 2014, Preis ve ark 2015), Raman spektroskopisi (Sato ve ark 2008, Nemli ve ark 2012, Chintapalli ve ark 2013, Özcan ve ark 2013) ve toz difraksiyon esaslı kontrast tomografi (m-CT-XRD) (Mochales ve ark 2011) gibi yöntemlerle test etmişlerdir.

Raman spektroskopisi ile yaşlandırılmış örneklerde ölçülen monoklinik faz değeri XRD'nin ölçtüğü faz değerlerinden farklıdır. Bu fark, kristalin içeriğinin belirlendiği örnek hacminin farklı olmasından veya XRD ölçüm limitlerinden ($\pm$ % 2 hata oranı) kaynaklanabilir. Ayrıca her iki teknikte elde edilen verilerdeki fark penetrasyon derinliğine de önemli ölçüde bağlıdır. Daha büyük örnek yüzeylerinden bilgi sağlanabilen XRD'de daha karakteristik ölçümler sağlanmaktadır (Siarampi ve ark 2014). Bu yüzden çalışmamızda faz dönüşümlerinin belirlenmesi için XRD tekniği seçilmiştir.

Monoklinik içerik % 5-6'dan daha az olduğu zaman XRD tekniğinin kusursuz olmadığı bilinmektedir (Chevalier ve ark 2007). Ayrıca hesaplama yapılacak bölgelerde piklerin belirlenmesini zorlaştıran arka plan gürültüsü oluşmaktadır. Sonuç olarak Vm değerleri % 5'in altında ise dikkatli bir değerlendirme gerekmektedir (Perdigao ve ark 2012). Bu yüzden çalışmamızda faz analizi değerlendirmeleri, XRD sistemi ile uyumlu bir bilgisayar yazılım programı (EVA, Bruker AXS GmbH, Karlsruhe, Almanya) kullanılarak yapılmıştır. Ayrıca çalışmamızda önceki çalışmalarla karşılaştırma yapılabilmesi için Xm değerlerinin yanında Vm ve TZD değerleri de ölçülmüştür.

Dayanım, restorasyonların klinik başarısını belirleyebilmek için önemli bir parametredir (Della Bona ve ark 2003). Materyal yüzeyindeki defektlerin büyüklüğünden etkilenmektedir ve fraktüre neden olabilecek maksimum stres olarak tanımlanmaktadır (Mecholsky 1995). Ancak seramik materyalin mikroyapısal özellikleri, test ortamı ve kullanılan yöntem de önemli ölçüde etkilidir (Kelly 1995).

In-vivo klinik testler dental materyallerin performansını değerlendirmek için gereklidir. Ancak bu değerlendirmeler, hastalar arasında çiğneme kuvvetlerinin farklı olması, çevresel şartların kontrolünün zorluğu ve yüksek maliyetleri ile kısıtlılık oluşturmaktadır (Condon ve Ferracane 1997, Hickel ve ark 2007). In-vitro çalışmalar ise standart şartlar altında parametrelerin teker teker değerlendirilebilmesine, uyumlamaların ve yorgunluk süreçlerinin karşılaştırmalı olarak incelenebilmesine olanak vermektedir (Heintze 2006).

Literatür incelendiğinde bar veya disk şeklindeki dental materyallere genellikle standardize eğilme dayanımı testinin uygulanmış olduğu görülmektedir (Zhang ve ark 2013). Eğilme dayanımını değerlendirmek için farklı test yöntemleri mevcuttur (Della Bona ve ark 2007). Seramikler yapılan çalışmalarda genellikle üç nokta testi (Cattell ve ark 1997b, Guazzato ve ark 2005b, Papanagiotou ve ark 2006, Öilo ve ark 2008, Salazar Marochio ve ark 2010), dört nokta testi (Giordano ve ark 1995, Thompson 2000, Lima ve ark 2013) ve biaksiyel eğilme dayanımı testleri (üç top üzerinde piston) (Guazzato ve ark 2004b, Curtis ve ark 2006a, Itinoche ve ark 2006, Yılmaz ve ark 2007) ile değerlendirilmişlerdir.

Bu yöntemlere göre kaydedilen dayanım değerlerinin değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir. Yapılan bir çalışmada (Della Bona ve ark 2007) üç nokta eğme testi ile elde edilen eğilme dayanımı verilerinin dört nokta eğme testine göre % 30 oranında daha fazla olduğu rapor edilmiştir. Seçilen yöntem materyallerin eğilme dayanımının karşılaştırılmasında önemli bir faktördür (Salazar Marochio ve ark 2010). Farklı şekillerde uygulanan bu testlerden bazıları klinik durumla diğerlerine göre daha fazla yakınlık göstermektedir ancak bu bir yöntemin diğerinden daha iyi olduğu anlamına gelmez (Zhang ve ark 2013).

Kırılgen materyallerin dayanımının değerlendirilmesinde çoğunlukla üç nokta eğme testi kullanılmakta olup (Della Bona ve ark 2007), klinik şartlarda görülen defektleri tam olarak yansıtmaktadır (Kelly 1995). Büyük oranda yüzey bitirmesine ve örnek kenarlarına bağlıdır (Zeng ve ark 1996). Fraktür, kenarlardan başladığından dayanım değerlerinin değişkenliği fazladır. Bunun aksine biaksiyel eğme testinde kenardaki atmalar veya fraktürler yük uygulanan alanla direk olarak ilişkili olmadığı için değerler daha az varyasyon göstermektedir (Özcan ve ark 2013). Çalışmamızda eğilme dayanımı değerlerinin standart sapması, Y-TZP örneklerin dayanımını

biaksiyel (üç top üzerinde piston) yöntemle değerlendiren Karakoca ve Yılmaz (2009)'ın çalışmasından daha fazladır.

Materyallerin hacmi veya alanı eğilme dayanımı testindeki sonuçları değiştirebilmektedir. Materyalin alanındaki artışın, defekt bulunma olasılığını yükselttiği ve dayanımda azalmaya yol açtığı rapor edilmiştir (Ashby ve Jones 1986). Zeng ve ark (1996), üç nokta ve üç top üzerinde piston testi ile halka üzerinde halka yöntemine göre daha fazla dayanım verileri elde etmişlerdir. Bu bulguyu her iki yöntemde de kullanılan örnek boyutlarının küçük olmasına bağlamışlardır. Eğilmez ve ark (2014) ise üç nokta testi ile elde ettikleri düşük dayanım değerlerini örnek boyutlarının büyük olmasına (19,3 x 14,5 x 1,3 mm) bağlamışlardır. Yapmış olduğumuz bu çalışmada diğer çalışmalarla (Guazzato ve ark 2005b, Fischer ve ark 2008b, Øilo ve ark 2008, Salazar Marochio ve ark 2010, Tang ve ark 2012, Subaşı ve ark 2014) uyumlu olarak örnek boyutları 20 x 4 x 1,2 mm olarak seçilmiştir.

Üç nokta eğme testi tasarımında destekler arasındaki mesafe literatürde ISO standartlarına göre genellikle 13 mm (Sedda ve ark 2010), 14 mm (Guazzato ve ark 2005a, Øilo ve ark 2008, Tang ve ark 2012) veya 15 mm (Fonseca ve ark 2013, Subaşı ve ark 2014) olarak planlanmıştır. Uygulama hızı ise genellikle 0,5 mm/dak (Cattell ve ark 1997b, Guazzato ve ark 2005a, Sedda ve ark 2010, Eğilmez ve ark 2014) veya 1 mm/dak (Øilo ve ark 2008, Fonseca ve ark 2013, Stawarczyk ve ark 2013, Siarampi ve ark 2014, Subaşı ve ark 2014) olarak seçilmiştir. Bu literatür bilgilerin ışığında çalışmamızda destekler arası mesafe 14 mm ve uygulama hızı 1 mm/dak olarak seçilmiştir.

Faz dönüşümü ve eğilme dayanımı arasındaki ilişkiyi araştıran çalışmalar bulunmaktadır. Fonseca ve ark (2013), faz dönüşümü ile eğilme dayanımı arasında olası bir korelasyon tespit etmiştir. Eğilme dayanımındaki artışı genellikle monoklinik faz içeriğindeki artış takip etmiştir. Guazzato ve ark (2005a), yüksek eğilme dayanımının zirkonya yüzeyindeki monoklinik faz içeriğinin fazla olması ile ilişkili olduğunu belirtmişlerdir. Aynı şekilde Sato ve ark (2008) da biaksiyel eğilme dayanımındaki artışa monoklinik faz içeriğinin eşlik ettiğine değinmiştir. Ancak bazı çalışmalar bu açıklamalar ile aynı görüşte değildir (Karakoca ve Yılmaz 2009, Borchers ve ark 2010). Xu ve ark (1997), 25 µm elmas disklerle yaptıkları aşındırma sonrasında monoklinik fazın göreceli miktarı ile dayanım arasında bir korelasyon

bulmamışlardır. Borchers ve ark (2010), Y-TZP seramiği farklı hidrotermal durumlarda ve farklı yükleme şartlarında test etmişlerdir. Farklı oranlarda faz dönüşümü göstermelerine rağmen biaksiyel eğilme dayanımı değerleri istatistiksel olarak benzerdir. Araştırmacılar eğilme dayanımı ve dönüşüm arasında ilişki olmamasının nedeninin, transformasyon zonunun yeteri kadar derine ulaşmaması ve materyalin bütününe etkilememesi olduğunu ileri sürmüşlerdir. Bu sonuç, faz dönüşümünün her zaman dayanımdaki artışla beraber görülemeyeceğini göstermiştir. Benzer olarak Karakoca ve Yılmaz (2009)'ın çalışmasında, kontrol ve kumlama gruplarında ölçülen ortalama eğilme dayanımları arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır. Buna rağmen, kumlanan zirkonya yüzeylerinde monoklinik faz oranı kontrol grubuna göre önemli derecede yüksek çıkmıştır. Çalışmamızda da faz dönüşümü ile eğilme dayanımı arasında genel olarak bir etkileşim bulunmamıştır.

Yüzey pürüzlülüğü dayanımı etkileyen faktörler arasında değerlendirilmektedir. Farklı bitirme işlemleri ile elde edilen pürüzlü yüzey stres bölgeleri olarak rol oynayabilmektedir. Stres yoğunluğunun artmasının sonucunda düşük seviyelerdeki kuvvetlerde başarısızlık gelişebilmektedir (De Jager ve ark 2000). Çalışmamızda Lava materyali dışındaki bütün materyallerde pürüzlülük miktarı ile dayanım değerleri arasında etkileşim önemli bulunmuştur. Buna göre pürüzlülük artarken eğilme dayanımı azalmaktadır. Pürüzlülük değerleri ile faz dönüşümü değerlerinin arasında ise pozitif yönde bir ilişki tespit edilmiştir.

Seramiklerin eğilme dayanımını değerlendiren çalışmaların istatistiksel analizinde genellikle Weibull kullanılmıştır (Zeng ve ark 1996, Wang ve ark 2008, Karakoca ve Yılmaz 2009, Salazar Marochio ve ark 2010, Scherrer ve ark 2011, Özcan ve ark 2013, Scherrer ve ark 2013, Vichi ve ark 2013, Cotes ve ark 2014, Eğilmez ve ark 2014, Pereira ve ark 2014, Siarampi ve ark 2014, Subaşı ve ark 2014). Bu analiz kırılma materyallerin dayanım değerlerinin tipik asimetrik dağılımını hesaba katmaktadır. Zhang ve ark (2004a) ve Özcan ve ark (2013), eğilme dayanımı değerlerinin Weibull analizi ile ilişkilendirilmesi gerektiğine dikkat çekmiştir. Weibull dağılım fonksiyonunun iki önemli parametresi Weibull modülüsü (m) ve karakteristik dayanımdır (Siarampi ve ark 2014). Weibull modülüsünün yüksek olması, dayanım değerlerindeki değişkenliğin az olması ile materyalin yapısal bütünlüğünün fazla olduğunu göstermektedir (Della Bona 2005).

Karakteristik dayanım (ölçek parametresi) % 63,21 kırılma olasılığındaki dayanımı, Weibull modülüsü (şekil parametresi) ise dayanım değerlerinin asimetrisini tanımlamaktadır (Della Bona ve ark 2003). Yüksek m değerleri daha dar aralıktaki dayanım değerleri ile birlikte yüzey hatalarının homojen dağılımına işaret etmektedir. Düşük m değerleri ise düzenli bir dağılım göstermediğini, geniş dayanım değeri aralıklarını ve çatlak uzunluklarının değişken olduğunu göstermektedir (Quinn ve Quinn 2010).

Weibull analizi istatistiksel kavramlara dayanmaktadır ve uygulanan stresin bir fonksiyonu olarak hesaplanabilen kırılma olasılığının değerlendirilmesine olanak verir (McCabe ve Carrick 1986). Wang ve ark (2008), kırılma olasılığını değerlendirdikleri çalışmalarında aşındırma ve 120 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama uygulanan grupta, ortalama değer daha yüksek iken, bulunan değerler arasında en düşüğü olan 379 MPa'da bile beklenmedik bir başarısızlık olabileceğini bildirmiştir. Çalışmamızda bulunan eğilme dayanımı değerleri 557,66-1398,80 MPa arasında değişkenlik göstermiştir. Kırılma olasılığı grafiklerine bakıldığında Vita materyalinin kontrol grubunda dayanım değerlerinin diğer gruplara göre daha dar bir aralıkta dağıldığı (1063,67-1140,72 MPa) ve standart sapmanın dikkate değer bir şekilde az olduğu (46,20) görülmektedir. Dolayısıyla bu grubun Weibull modülüsü diğer gruplara göre daha yüksek bulunmuştur ($m=22,24$). Bu bulgu, Vita In-Ceram YZ materyalinin kontrol grubunda bulunan örneklerde hata oranının az olduğuna ve klinik kullanımının güvenilirliğine işaret etmektedir.

Literatürde materyalin güvenilirliğini belirlemek için kullanılan Weibull modülüsü değerleri dental seramiklerde 5-15 arasında değişkenlik göstermektedir (Kosmač ve ark 1999, Della Bona ve ark 2003, Guazzato ve ark 2005b, Papanagiotou ve ark 2006). Della Bona ve ark (2003), m değerinin 20 veya daha fazla olmasının, örneklerin hazırlanması sırasında hata oranının çok az olduğuna ve materyalin güvenilir olduğuna işaret ettiğini bildirmiştir. Vichi ve ark (2013), çalışmalarında feldspatik seramiklere ait m değerlerini 16,35 ve 33,80 arasında bulmuşlardır. Karakoca ve Yılmaz (2009), aşındırma uyguladıkları Dentacad zirkonya grubunda m değerini 21,59 bulmuşlardır. Bu bulgu çalışmamızda bulunan sonuçlardan farklıdır. Çalışmamızda aşındırma uygulanan bütün gruplarda kontrol gruplarına göre m değeri daha düşük bulunmuştur. Bu gruplarda örneklerin eğilme

dayanımları daha fazla değişkenlik göstermiştir. Bu bulgu aşındırma işlemlerinin güvenilirliği azalttığını göstermektedir. En düşük m değeri ZirCAD materyalinin aşındırılan ve yaşlandırılan grubunda görülmüştür ($m=4,00$). Lazer uygulaması materyallerin hepsinde yaşlandırılmış ve yaşlandırılmamış gruplarda kontrol grubuna göre m değerini azaltmıştır. Kumlama işlemiyle m değerlerinin seramiklere göre farklılık gösterdiği görülmüştür. Kumlama uygulanan Lava materyalinde ($m=17,84$) yaşlandırma sonrası m değerinde dikkate değer bir azalma gözlenmiştir (5,12).

Karakoca ve Yılmaz (2009), kumlanan zirkonya gruplarında eğilme dayanımının fazla bulunmasına rağmen Weibull modülüsü değerlerinin az olmasının, materyalin ileride zayıflayarak beklenmedik başarısızlıklara uğrayabileceğine işaret ettiğini bildirmiştir. Y-TZP seramiğin $50\ \mu\text{m}$ ve $120\ \mu\text{m}$ ile kumlanmasından sonra Weibull modülüsü değerlerinin azalması Wang ve ark (2008) tarafından da ortaya koyulmuştur. Kosmač ve ark (1999)'na göre kumlama işlemi hem aşındırmayla beraber hem de tek başına uygulandığında Weibull modülüsünü düşürmektedir. Guazzato ve ark (2005a), yüzey işlemlerinin m değerlerini düşürdüğünü ve kumlamanın bu değerler üzerinde en fazla azalmaya neden olan işlem olduğunu bildirmiştir. Bu sonuçlara göre kumlamanın etkisi ile oluşan kusurların stres alanları oluşturarak zaman içinde seramiğin dayanımını azaltacağı düşünülebilir (Karakoca ve Yılmaz 2009). Curtis ve ark (2006b) ise kumlama işlemi ile m değerlerinin arttığını bildirmişler ve bu sonucu işlem sonrasında meydana gelen sıkıştırma tabakasının etkisine bağlamışlardır. Yapmış olduğumuz bu çalışmada kumlama sonrasında bulunan m değerleri kontrol grubu ile karşılaştırıldığında Prettau ve Vita In-Ceram YZ'de azalmış, Lava ve ZirCAD'de ise artmıştır.

Bu çalışmada elde edilen sonuçlara göre, yüzey ve yaşlandırma işlemlerinin Y-TZP seramiklerin yüzey pürüzlülüğünü, faz dönüşümünü ve eğilme dayanımını etkilemeyeceği ve materyallerin arasında fark bulunmayacağı yönünde kurulan sıfır hipotezi reddedilmiştir. Aşındırma işleminin yüzey pürüzlülüğü, faz dönüşümü ve eğilme dayanımı üzerine, kumlama işleminin yüzey pürüzlülüğü ve faz dönüşümü üzerine, lazer işleminin ve yaşlandırma sürecinin ise faz dönüşümü üzerine etkileri görülmüştür.

Bu çalışmanın limitasyonlarından biri, çalışmada kullanılan in-vitro tasarımın ağız içi şartları tam olarak taklit edememesidir. Çalışmada kullanılan örnekler

geometrik şekillere sahip olmaları nedeniyle, klinik olarak kompleks yapılarda bulunabilen restorasyonlardan farklılık göstermektedir. Ayrıca, çalışmada kısa dönem yapay yaşlandırma simülasyonu kullanılmıştır. Bu yüzden Y-TZP seramiklerle yapılan farklı örnek ve test tasarımlarıyla beraber uzun dönem yaşlandırma prosedürlerinin uygulandığı yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan çalışmada dört farklı Y-TZP seramik, farklı yüzey işlemlerine (lazer, kumlama, aşındırma) tabi tutulmuştur. Yüzey işlemi uygulanan örneklerin yarısına yapay yaşlandırma (termal ve mekanik) uygulanmıştır. Her bir seramikten birer grup ise kontrol grubu olarak yüzey ve yaşlandırma işlemi uygulanmadan bırakılmıştır. Yapılan işlemlerin zirkonya seramiklerin yüzey pürüzlülüğüne, faz dönüşümüne ve eğilme dayanımına etkisi incelenmiştir. Yüzey topografileri AFM ve SEM analizi ile incelenmiştir. Bu in-vitro çalışmanın yürütüldüğü deneysel koşullar içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1) Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, tüm materyallerde aşındırma ve kumlama işlemleri ile ortalama yüzey pürüzlülüğünün arttığı görülürken, lazer uygulamasının etkisi önemsiz bulunmuştur. SEM ve AFM görüntüleri lazer işleminin yüzey düzensizlikleri oluşturması bakımından yetersiz kaldığını desteklemiştir. Yaşlandırma işleminin yüzey pürüzlülüğü üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığı görülmüştür.

2) XRD analizi sonucunda elde edilen pik değerlerine göre faz dönüşümü değerleri hesaplanmıştır. Kumlama işlemi, bütün materyallerde diğer yüzey işlemlerine göre önemli ölçüde daha fazla faz dönüşümüne neden olmuştur. Aşındırma işleminin lazer işlemine göre daha fazla faz dönüşümüne neden olduğu görülmüştür.

3) Aşındırma işlemi sonucunda bulunan eğilme dayanımı değerleri bütün materyallerde kontrol grubuna göre daha düşük bulunmuştur. Kumlama ve lazer işlemi sonucunda bulunan eğilme dayanımı değerleri kontrol grubu ile karşılaştırıldığında fark bulunmamıştır. Eğilme dayanımı değerleri materyallere göre farklılık göstermiştir. Prettau ve Lava materyali, ZirCAD ve Vita materyaline göre daha düşük eğilme dayanımı değerleri göstermiştir. Yaşlandırma işleminin eğilme dayanımı üzerinde etkisi görülmemiştir.

4) Weibull analizine göre aşındırma gruplarında gözlenen düşük Weibull modülüsü (m) değerleri, yapılan işlemin materyalin güvenilirliğini azalttığına işaret etmiştir. Aşındırma sonrası materyal zayıflayarak başarısızlık görülme ihtimalinin

arttığı gözlenmiştir. Ayrıca SEM ve AFM analizlerinde aşındırma sonrası gözlenen derin olukların materyali zayıflattığı düşünülebilir.

5) Yapılan korelasyon testinin sonucuna göre yüzey pürüzlülüğü arttıkça eğilme dayanımı azalmakta ve monoklinik faz miktarı artmaktadır. Yüzey pürüzlülüğü ve eğilme dayanımı arasındaki bu ilişki Lava materyali dışındaki diğer materyallerde anlamlı bulunmuştur. Eğilme dayanımı ve faz miktarı arasında ise önemli bir ilişki bulunmamıştır.

6) Zirkonya materyallere, farklı yüzey ve yaşlandırma işlemleri uygulanması sonucu meydana gelen faz dönüşümünün eğilme dayanımı üzerine etkisini inceleyen, yaşlandırma süresinin fazla olduğu daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

6. KAYNAKLAR

- Aboushelib MN, 2012. Fatigue and fracture resistance of zirconia crowns prepared with different finish line designs. *J Prosthodont*, 21, 1, 22-7.
- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, 2006. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations: Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater*, 22, 9, 857-63.
- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, 2007. Selective infiltration-etching technique for a strong and durable bond of resin cements to zirconia-based materials. *J Prosthet Dent*, 98, 5, 379-88.
- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, 2008. Effect of zirconia type on its bond strength with different veneer ceramics. *J Prosthodont*, 17, 5, 401-8.
- Aboushelib MN, Mirmohamadi H, Matinlinna JP, Kukk E, Ounsi HF, Salameh Z, 2009. Innovations in bonding to zirconia-based materials. Part II: Focusing on chemical interactions. *Dent Mater*, 25, 8, 989-93.
- Aboushelib MN, Wang H, 2010. Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *J Prosthet Dent*, 104, 2, 98-104.
- Abu Alhaija ES, Abu AlReesh IA, AlWahadni AM, 2010. Factors affecting the shear bond strength of metal and ceramic brackets bonded to different ceramic surfaces. *Eur J Orthod*, 32, 3, 274-80.
- Addi S, Hedayati-Khams A, Poya A, Sjögren G, 2002. Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. *J Dent*, 30, 1, 53-8.
- Addison O, Fleming GJ, Marquis PM, 2003. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dent Mater*, 19, 4, 291-7.
- Aizawa K, Kameyama A, Kato J, Amagai T, Takase Y, Kawada E, Oda Y, Hirai Y, 2006. Resin bonding to dentin irradiated by high repetition rate Er: YAG laser. *Photomed Laser Surg*, 24, 3, 397-401.
- Akın H, Tugut F, Akin GE, Güney U, Mutaf B, 2012. Effect of Er: YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Lasers Med Sci*, 27, 2, 333-8.
- Aktaş G, Şahin E, Vallittu P, Özcan M, Lassila L, 2013. Effect of colouring green stage zirconia on the adhesion of veneering ceramics with different thermal expansion coefficients. *Int J Oral Sci*, 5, 4, 236-41.
- Al-Amleh B, Lyons K, Swain M, 2010. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*, 37, 8, 641-52.
- Albakry M, Guazzato M, Swain MV, 2003. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 89, 4, 374-80.
- Albakry M, Guazzato M, Swain MV, 2004. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent*, 32, 2, 91-9.
- Allahkarami M, Hanan JC, 2011. Mapping the tetragonal to monoclinic phase transformation in zirconia core dental crowns. *Dent Mater*, 27, 12, 1279-84.
- Altıncı P, Can G, 2010. Tam Seramik Restorasyonlarda Klinik Başarı. *ADO Journal of clinical sciences*, 4, 1, 465-76.
- Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA, 2007. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent*, 19, 6, 340-53.
- Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF, 2006. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater*, 22, 3, 283-90.
- Antonson SA, Anusavice KJ, 2001. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *Int J Prosthodont*, 14, 4, 316-20.

- Anusavice KJ, 1993. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc*, 124, 2, 72-84.
- Anusavice KJ, 2003. Dental Ceramics, Chapter 18, In: Phillips' Science of Dental Materials. 12th ed, Eds: Shen J, Rawls R, St. Louis, Saunders, p. 418-74.
- Ardlin BI, 2002. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*, 18, 8, 590-5.
- Atabek D, Sillelioğlu H, Ölmez A, 2010. The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish. *Oper Dent*, 35, 3, 362-9.
- Att W, Grigoriadou M, Strub J, 2007. ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil*, 34, 4, 282-90.
- Ban S, 2008. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Jpn Dent Sci Rev*, 44, 1, 3-21.
- Ban S, Anusavice KJ, 1990. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res*, 69, 12, 1791-9.
- Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakanishi H, Nawa M, 2008. Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 87, 2, 492-8.
- Baudin C, Gurauskis J, Sánchez-Herencia AJ, Orera VM, 2009. Indentation damage and residual stress field in alumina-Y₂O₃-stabilized zirconia composites. *J Am Ceram Soc*, 92, 1, 152-60.
- Bayındır F, Uzun İH, 2012. Tam seramik kuron sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2007, 33-42.
- Besimo C, Spielmann H, Rohner H, 2001. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent*, 4, 4, 243-62.
- Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Guh JF, Naumann M, 2010. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence Int*, 41, 8, 631-7.
- Bhamra G, Palin WM, Fleming GJ, 2002. The effect of surface roughness on the flexure strength of an alumina reinforced all-ceramic crown material. *J Dent*, 30, 4, 153-60.
- Bindl A, Mörmann WH, 2003. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *Eur J Oral Sci*, 111, 2, 163-9.
- Blatz MB, Chiche G, Holst S, Sadan A, 2007. Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia. *Quintessence Int*, 38, 9, 745-53.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M, 2003. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 89, 3, 268-74.
- Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M, 1997. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*, 13, 4, 258-69.
- Borchers L, Stiesch M, Bach FW, Buhl JC, Hubsch C, Kellner T, Kohorst P, Jendras M, 2010. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *Acta Biomater*, 6, 12, 4547-52.
- Borges GA, Sophr AM, De Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC, 2003. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 89, 5, 479-88.
- Boule'h F, Dessemond L, Djurado E, 2004. Delay of tetragonal-to-monoclinic transition in water vapour due to nanostructural effect. *J Eur Ceram Soc*, 24, 6, 1181-5.
- Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R, 1998. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod*, 20, 1, 79-92.
- Braem M, Lambrechts P, Vanherle G, 1994. Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *J Dent*, 22, 2, 97-102.

- Bukat A, Fassina P, Greco F, Piantelli S, Piconi C, Zaghini C, 1990. GSP-made Ca-PSZ for biomedical applications. *Bioceramics*, 3, 355-66.
- Burger W, Cittadini A, Bossi D, Boccalari M, Piconi C, Vatteroni R. The relevance of zirconia purity in biomedical applications. *Trans. 11th European Conf. on Biomaterials*. p. 177-9, 1994, Pisa, Italy.
- Burger W, Richter H, Piconi C, Vatteroni R, Cittadini A, Boccalari M, 1997. New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *J Mater Sci Mater Med*, 8, 2, 113-8.
- Burke F, Lucarotti P, 2009. Ten-year outcome of crowns placed within the General Dental Services in England and Wales. *J Dent*, 37, 1, 12-24.
- Cales B, 2000. Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. *Clin Orthop Relat Res*, 379, 94-112.
- Cales B, Stefani Y, Lilley E, 1994. Long-term in vivo and in vivo aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. *J Biomed Mater Res*, 28, 5, 619-24.
- Capannesi G, Sedda A, Piconi C, Greco F, 1992. Radioactivity measurements of zirconia powders. In: *Bioceramics and the Human Body*. Eds: Springer, p. 211-6.
- Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Osorio E, Papacchini F, Ferrari M, 2010. Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dent Mater*, 26, 8, 751-60.
- Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, Ferrari M, 2009. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent*, 37, 11, 891-7.
- Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Ammann P, Jobin M, Wiskott HA, 2011. Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomater*, 7, 2, 858-65.
- Cattell M, Clarke R, Lynch E, 1997a. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics-Part II. *J Dent*, 25, 5, 409-14.
- Cattell M, Clarke R, Lynch E, 1997b. The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramics-Part I. *J Dent*, 25, 5, 399-407.
- Cavalcanti A, Foxton R, Watson T, Oliveira M, Giannini M, Marchi G, 2009. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent*, 34, 3, 280-7.
- Cengiz T, Mısırlıgil A, Aydın M, 2004. Genel ve temel mikrobiyoloji. In: *Tıp ve Diş Hekimliğinde Genel ve Özel Mikrobiyoloji*. Ankara, Güneş Kitabevi.
- Chaiyabutr Y, McGowan S, Phillips KM, Kois JC, Giordano RA, 2008. The effect of hydrofluoric acid surface treatment and bond strength of a zirconia veneering ceramic. *J Prosthet Dent*, 100, 3, 194-202.
- Chan C-M, Ko T-M, Hiraoka H, 1996. Polymer surface modification by plasmas and photons. *Surf Sci Rep*, 24, 1, 1-54.
- Chescoe D, Goodhew PJ, 1990. The operation of the transmission electron microscope. *Microscopy Handbooks*. Royal Microscopical Society, 20th ed, Oxford Science, Oxford.
- Chevalier J, 2006. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27, 4, 535-43.
- Chevalier J, Cales B, Drouin JM, 1999a. Low temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc*, 82, 8, 2150-4.
- Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F, 2004. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, 25, 24, 5539-45.
- Chevalier J, Drouin J, Cales B, 1997. Low temperature ageing behaviour of zirconia hip joint heads. *Bioceramics*, 10, 135-8.
- Chevalier J, Gremillard L, Deville S, 2007. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu Rev Mater Res*, 37, 1-32.
- Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR, 2009. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc*, 92, 9, 1901-20.

- Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G, 1999b. Subcritical crack propagation in 3Y-TZP ceramics: Static and cyclic fatigue. *J Am Ceram Soc*, 82, 11, 3129-38.
- Chiche G, Pinault A, 1994. Artistic and scientific principles applied to esthetic dentistry. In: *Esthetics of Anterior Fixed Prosthodontics*. Chicago, Quintessence Books, 13-32.
- Chintapalli RK, Marro FG, Jimenez-Pique E, Anglada M, 2013. Phase transformation and subsurface damage in 3Y-TZP after sandblasting. *Dent Mater*, 29, 5, 566-72.
- Christel P, Meunier A, Dorlot JM, Crolet JM, Witvoet J, Sedel L, Boutin P, 1988. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. *Ann N Y Acad Sci*, 523, 1, 234-56.
- Christel P, Meunier A, Heller M, Torre J, Peille C, 1989. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium oxide partially stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 23, 1, 45-61.
- Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP, 2009. Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. *Dent Mater*, 25, 9, 1122-7.
- Coldea A, Swain MV, Thiel N, 2013. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater*, 26, 34-42.
- Coli P, Karlsson S, 2004. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont*, 17, 1, 59-64.
- Condon J, Ferracane J, 1997. In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *J Dent Res*, 76, 7, 1405-11.
- Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ, 2007. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 98, 5, 389-404.
- Coşkun A, Yaluğ S, 2002. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 2, 97-102.
- Cotes C, Arata A, Melo RM, Bottino MA, Machado JP, Souza RO, 2014. Effects of aging procedures on the topographic surface, structural stability, and mechanical strength of a ZrO₂-based dental ceramic. *Dent Mater*, 30, 12, e396-404.
- Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci G, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A, 1999. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 20, 4, 371-6.
- Craig RG, Powers JM, 2002. Chapter 18, In: *Restorative Dental Materials*. 11th ed, London, Mosby Company.
- Crispin BJ, 1994. *Contemporary esthetic dentistry: Practice fundamentals*, Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Illionis.
- Cullity BD, Stock SR, 2001. *Elements of X-ray Diffraction*. 3rd Ed, Upper Saddle River, Prentice Hall, Pearson, p. 30-60.
- Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ, 2006a. The influence of simulated masticatory loading regimes on the biaxial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 34, 5, 317-25.
- Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ, 2006b. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 34, 3, 195-206.
- Çehreli MC, Kökat AM, Akça K, 2009. CAD/CAM zirconia vs slip-cast glass-infiltrated alumina/zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. *J Appl Oral Sci*, 17, 1, 49-55.
- De Aza A, Chevalier J, Fantozzi G, Schehl M, Torrecillas R, 2002. Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses. *Biomaterials*, 23, 3, 937-45.
- De Jager N, Feilzer A, Davidson C, 2000. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater*, 16, 6, 381-8.

- De Kler M, De Jager N, Meegdes M, Van Der Zel J, 2007. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. *J Oral Rehabil*, 34, 11, 841-7.
- De Munck J, VanLanduyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, VanMeerbeek B, 2005. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dent Mater*, 21, 999-1007.
- Della Bona A, 2005. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: I-the relationship of microstructure, composition, properties and fractography. *J Appl Oral Sci*, 13, 1, 1-9.
- Della Bona A, Anusavice KJ, DeHoff PH, 2003. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater*, 19, 7, 662-9.
- Della Bona A, Anusavice KJ, Hood J, 2002. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont*, 15, 3, 248-53.
- Della Bona A, Donassollo TA, Demarco FF, Barrett AA, Mecholsky Jr JJ, 2007. Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic. *Dent Mater*, 23, 6, 769-75.
- Della Bona A, Kelly JR, 2008. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 139, S8-S13.
- Demir N, Subaşı MG, Ozturk AN, 2012. Surface roughness and morphologic changes of zirconia following different surface treatments. *Photomed Laser Surg*, 30, 6, 339-45.
- Denes F, 1997. Synthesis and surface modification by macromolecular plasma chemistry. *Trends in Polymer Science*, 5, 1, 23-31.
- Denry I, 2013. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dent Mater*, 29, 1, 85-96.
- Denry I, Holloway J, Tarr L, 1999. Effect of heat treatment on microcrack healing behavior of a machinable dental ceramic. *J Biomed Mater Res*, 48, 6, 791-6.
- Denry I, Kelly JR, 2008. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24, 3, 299-307.
- Denry IL, Holloway JA, 2006. Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 76, 2, 440-8.
- Denry IL, Peacock JJ, Holloway JA, 2010. Effect of heat treatment after accelerated aging on phase transformation in 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 93, 1, 236-43.
- Derand P, Derand T, 2000. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, 13, 2, 131-5.
- Derand T, Molin M, Kvam K, 2005. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dent Mater*, 21, 12, 1158-62.
- Devigus A, Lombardi G, 2004. Shading Vita YZ substructures: influence on value and chroma, part I. *Int J Comput Dent*, 7, 3, 293-301.
- Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolomé JF, Requena Jn, Moya JS, Torrecillas R, Díaz LA, 2003. Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *J Eur Ceram Soc*, 23, 15, 2975-82.
- Deville S, Chevalier J, Gremillard L, 2006. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, 27, 10, 2186-92.
- Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G, 2005. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 72, 2, 239-45.
- Dion I, Bordenave L, Lefebvre F, Bareille R, Baquey C, Monties J-R, Havlik P, 1994. Physico-chemistry and cytotoxicity of ceramics. *J Mater Sci Mater Med*, 5, 1, 18-24.
- Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P, 1992. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont*, 5, 9-16.

- Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C, 2008. HIP zirconia fixed partial dentures-clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int*, 39, 6, 459-71.
- Eğilmez F, Ergün G, Çekic-Nağas I, Vallittu PK, Özcan M, Lassila LV, 2013. Effect of surface modification on the bond strength between zirconia and resin cement. *J Prosthodont*, 22, 7, 529-36.
- Eğilmez F, Ergün G, Çekic-Nağas I, Vallittu PK, Lassila LV, 2014. Factors affecting the mechanical behavior of Y-TZP. *J Mech Behav Biomed Mater*, 37, 78-87.
- Eidenbenz S, Lehner CR, Scharer P, 1994. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont*, 7, 2, 134-42.
- Elsaka SE, 2013. Influence of surface treatments on the surface properties of different zirconia cores and adhesion of zirconia-veneering ceramic systems. *Dent Mater*, 29, 10, e239-51.
- Ereifej N, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC, 2011. Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dent Mater*, 27, 6, 590-7.
- Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S, 2009. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent*, 37, 11, 848-56.
- Esquivel UJF, Young H, Jones J, Yang M, Anusavice KJ, 2006. In vivo wear of enamel by a lithia disilicate-based core ceramic used for posterior fixed partial dentures: first-year results. *Int J Prosthodont*, 19, 4, 391-6.
- Etman MK, Woolford M, Dunne S, 2008. Quantitative measurement of tooth and ceramic wear: in vivo study. *Int J Prosthodont*, 21, 3, 245.
- Evans D, O'Brien W, 1999. Fracture strength of glass infiltrated-magnesia core porcelain. *Int J Prosthodont*, 12, 38-44.
- Everson P, Addison O, Palin WM, Burke F, 2012. Improved bonding of zirconia substructures to resin using a "glaze-on" technique. *J Dent*, 40, 4, 347-51.
- Farah JW, Craig RG, 1975. Distribution of stresses in porcelain-fused-to-metal and porcelain jacket crowns. *J Dent Res*, 54, 2, 255-61.
- Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K, 2005. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc*, 136, 12, 1714-23.
- Fassina P, Zaghini N, Bukat A, Piconi C, Greco F, Piantelli S, 1992. Yttria and calcia partially stabilized zirconia for biomedical applications. In: *Bioceramics and the Human Body*. Eds: Springer, p. 223-9.
- Fernández-Fairén M, Sala P, Gil F, 2006. Failures of yttria-stabilised tetragonal zirconia: 52 retrieved ceramic femoral heads of total hip prostheses. *Biomed Mater Eng*, 16, 6, 415-22.
- Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler L, 2001. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent*, 4, 2, 89-106.
- Fischer H, Schäfer M, Marx R, 2003. Effect of surface roughness on flexural strength of veneer ceramics. *J Dent Res*, 82, 12, 972-5.
- Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B, 2008a. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J*, 27, 3, 448.
- Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle C, 2008b. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent*, 36, 5, 316-21.
- Fischer J, Stawarczyk B, Sailer I, Hämmerle CH, 2010. Shear bond strength between veneering ceramics and ceria-stabilized zirconia/alumina. *J Prosthet Dent*, 103, 5, 267-74.
- Fleming GJ, Narayan O, 2003. The effect of cement type and mixing on the bi-axial fracture strength of cemented aluminous core porcelain discs. *Dent Mater*, 19, 1, 69-76.
- Flinn BD, deGroot DA, Mancl LA, Raigrodski AJ, 2012. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *J Prosthet Dent*, 108, 4, 223-30.

- Fonseca RG, de Oliveira Abi-Rached F, dos Santos Nunes Reis JM, Rambaldi E, Baldissara P, 2013. Effect of particle size on the flexural strength and phase transformation of an airborne-particle abraded yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal ceramic. *J Prosthet Dent*, 110, 6, 510-4.
- Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, Watson TF, 2011. Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont*, 20, 2, 84-92.
- Fradeani M, Redemagni M, 2002. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int*, 33, 7, 503-10.
- Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR, 2005. Characterisation of resin–dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials*, 26, 14, 2043-52.
- Frankenberger R, Tay FR, 2005. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater*, 21, 5, 397-412.
- Freese AS, 1959. Porcelain fused to iridio-platinum crowns. *J Prosthet Dent*, 9, 5, 847-50.
- Gale M, Darvell B, 1999. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 27, 2, 89-99.
- Garvie R, Hannink R, Pascoe R, 1975. Ceramic steel? *Nature*, 258, 703-4.
- Garvie R, Urbani C, Kennedy D, McNeuer J, 1984. Biocompatibility of magnesia-partially stabilized zirconia (Mg-PSZ) ceramics. *J Mater Sci*, 19, 10, 3224-8.
- Garvie RC, Nicholson PS, 1972. Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc*, 55, 6, 303-5.
- Geis-Gerstorfer J, 1994. In vitro corrosion measurements of dental alloys. *J Dent*, 22, 4, 247-51.
- Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R, 1995. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*, 73, 5, 411-8.
- Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E, 2007. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. *Dentiss*, 3, 34-8.
- Gomes AL, Castillo-Oyague R, Lynch CD, Montero J, Albaladejo A, 2013a. Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks. *J Dent*, 41, 1, 31-41.
- Gomes AL, Ramos JC, Santos-del Riego S, Montero J, Albaladejo A, 2013b. Thermocycling effect on microshear bond strength to zirconia ceramic using Er: YAG and tribochemical silica coating as surface conditioning. *Lasers Med Sci*, 1-9.
- Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda Jr WG, Yoshimura HN, 2011. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater*, 27, 4, 394-406.
- Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY, 2003. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*, 90, 2, 121-32.
- Gorman C, McDevitt W, Hill R, 2000. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent Mater*, 16, 6, 389-95.
- Gökçe B, Özpınar B, Dündar M, Çömlekoglu E, Sen B, Güngör M, 2007. Bond strengths of all-ceramics: acid vs laser etching. *Oper Dent*, 32, 2, 173-8.
- Gözneli R, Kazazoğlu E, Özkan Y, 2013. Flexural properties of leucite and lithium disilicate ceramic materials after repeated firings. *J Dent Sci*, 9, 2, 144-50.
- Green DJ, 1983. A technique for introducing surface compression into zirconia ceramics. *J Am Ceram Soc*, 66, 10, c178-c9.
- Grigore A, Spallek S, Petschelt A, Butz B, Spiecker E, Lohbauer U, 2013. Microstructure of veneered zirconia after surface treatments: a TEM study. *Dent Mater*, 29, 11, 1098-107.
- Grossman DG, 1973. Tetrasilicic micaglass-ceramic method. U.S. Patent No 3,732,087.

- Grossman DG, 1985. Processing a dental ceramic by casting methods. In: O'Brien W, Craig RG eds Proceedings of conference on recent developments on dental ceramics. Columbus, Ohio: American Ceramic Society, 19-40.
- Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV, 2005a. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater*, 21, 5, 454-63.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV, 2004a. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*, 20, 5, 441-8.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV, 2004b. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 20, 5, 449-56.
- Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J, 2002. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, 15, 4, 339-46.
- Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV, 2004c. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials*, 25, 20, 5045-52.
- Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV, 2005b. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 33, 1, 9-18.
- Guess PC, Att W, Strub JR, 2012. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res*, 14, 5, 633-45.
- Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP, 2010. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*, 23, 5, 434-42.
- Guess PC, Zhang Y, Thompson V, 2009. Effect of veneering techniques on damage and reliability of Y-TZP trilayers. *Eur J Esthet Dent*, 4, 3, 262-76.
- Guo X, 1999. On the degradation of zirconia ceramics during low-temperature annealing in water or water vapor. *J Phys Chem Solids*, 60, 4, 539-46.
- Guo X, 2004. Property degradation of tetragonal zirconia induced by low-temperature defect reaction with water molecules. *Chem Mater*, 16, 21, 3988-94.
- Gupta T, 1980. Strengthening by surface damage in metastable tetragonal zirconia. *J Am Ceram Soc*, 63, 1-2, 117.
- Gupta T, Bechtold J, Kuznicki R, Cadoff L, Rossing B, 1977. Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. *J Mater Sci*, 12, 12, 2421-6.
- Gutknecht N, 2007. Proceedings of the 1st international workshop of evidence based dentistry on lasers in dentistry, 1st ed, Quintessence Publishing Company, 3-220.
- Güler AU, Duran I, Yücel AÇ, Özkan P, 2010. Effects of air polishing powders on the surface roughness of composite resins. *J Dent Sci*, 5, 3, 136-43.
- Gürel G, 2004. Estetik dişhekimliği. In: Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı. Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti., s.31.
- Hallmann L, Ulmer P, Reusser E, Hammerle CH, 2012a. Surface characterization of dental Y-TZP ceramic after air abrasion treatment. *J Dent*, 40, 9, 723-35.
- Hallmann L, Ulmer P, Reusser E, Hämmerle CH, 2012b. Effect of blasting pressure, abrasive particle size and grade on phase transformation and morphological change of dental zirconia surface. *Surf Coat Technol*, 206, 19, 4293-302.
- Hannink RH, Kelly PM, Muddle BC, 2000. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc*, 83, 3, 461-87.
- Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL, 2000. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 83, 4, 396-401.

- He M, Zhang Z, Zheng D, Ding N, Liu Y, 2014. Effect of sandblasting on surface roughness of zirconia-based ceramics and shear bond strength of veneering porcelain. *Dent Mater J*, 33, 6, 778-85.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA, 2002a. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent*, 88, 1, 4-9.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA, 2002b. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent*, 88, 1, 10-5.
- Heikkinen T, Matinlinna J, Vallittu P, Lassila L, 2010. Effect of primers and resins on the shear bond strength of resin composite to zirconia. *SRX Dentistry*, 1-8.
- Heintze S, 2006. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*, 22, 8, 712-34.
- Heintze SD, Rousson V, 2010. Survival of zirconia-and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont*, 23, 6, 493-502.
- Helmer J, Driskell T. Symposium on use of ceramics as surgical implants. Research on Bioceramics, 1969, Clemson University, South Carolina, USA,
- Heuer A, Claussen N, Kriven W, Ruhle M, 1982. Stability of tetragonal ZrO₂ particles in ceramic matrices. *J Am Ceram Soc*, 65, 12, 642-50.
- Heuer A, Lange F, Swain M, Evans A, 1986. Transformation toughening: an overview. *J Am Ceram Soc*, 69, 3, 1-4.
- Heuer AH, 1987. Transformation toughening in ZrO₂ containing Ceramics. *J Am Ceram Soc*, 70, 10, 689-98.
- Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjör IA, Peters M, Rousson V, Randall R, Schmalz G, Tyas M, 2007. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clin Oral Investig*, 11, 1, 5-33.
- Hirano M, 1992. Inhibition of low temperature degradation of tetragonal zirconia ceramics: a review. *Br Ceram Trans J*, 91, 5, 139-47.
- Hjerppe J, Vallittu PK, Froberg K, Lassila LV, 2009. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent Mater*, 25, 2, 166-71.
- Hobo S, Iwata T, 1985. A new laminate veneer technique using a castable apatite ceramic material. I. Theoretical considerations. *Quintessence Int*, 16, 451-8.
- Hondrum SO, 1992. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 67, 6, 859-65.
- Höland W, 1997. Biocompatible and bioactive glass-ceramics state of the art and new directions. *J Non Cryst Solids*, 219, 192-7.
- Huang H, 2003. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Mater Sci Eng A*, 345, 1, 155-63.
- ISO 6872, International Organization for Standardization, Dental Ceramic, Geneva, 1995.
- ISO 11405, International Organization for Standardization, Dental Materials-testing of adhesion to tooth structure, 1994.
- ISO 13356, 150/SC 1. Implants for surgery-ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP). ISO/DIS,13356, 1995.
- İşeri U, Özkurt Z, Yalnız A, Kazazoğlu E, 2012. Comparison of different grinding procedures on the flexural strength of zirconia. *J Prosthet Dent*, 107, 5, 309-15.
- Itinoche KM, Özcan M, Bottino MA, Oyafuso D, 2006. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater*, 22, 11, 1029-34.
- Ito A, Tateishi T, Niwa S, Tange S, 1993. In-vitro evaluation of the cytocompatibility of the wear particles generated by UHMWPE/zirconia friction. *Clin Mater*, 12, 4, 203-9.

- Ivoclar Vivadent 2005. IPS e.max ZirCAD Scientific Documentation, Erişim tarihi: 17/04/2015, Erişim adresi: roedentallab.com/downloads/emaxZirconiaData.pdf.
- Ivoclar Vivadent 2015. IPS e.max Clinical Guide. Erişim tarihi: 08/05/2015, Erişim adresi: ivoclarvivadent.com/en-us/products/all-ceramics/ips-emax-system-technicians/ips-emax-press.
- Jang KT, Chung DH, Shin D, Garcia-Godoy F, 2001. Effect of eccentric load cycling on microleakage of Class V flowable and packable composite resin restorations. *Oper Dent*, 26, 6, 603-8.
- Jefferies SR, 1998. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 42, 4, 613.
- Johnston JF, Phillips RW, Dykema RW, 1971. Modern practice in crown and bridge prosthodontics, 3th ed, Saunders Philadelphia.
- Jones DW, 1983. The strength and strengthening mechanisms of dental ceramics. First Symposium on Ceramics, Chicago, Quintessence Publishing, 83-141.
- Jones DW, 1982. Ceramics and glass as restorative materials. *Bicompatibility of dental materials*, 4, 79-122.
- Jones DW, 1985. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*, 29, 4, 621-44.
- Jung RE, Sailer I, Hammerle C, Attin T, Schmidlin P, 2007. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 27, 3, 251.
- Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N, 2007. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*, 18, 1, 155-63.
- Kao H, Ho F, Yang C, Wei W, 2000. Surface machining of fine-grain Y-TZP. *J Eur Ceram Soc*, 20, 14, 2447-55.
- Kara O, Kara HB, Tobi ES, Ozturk AN, Kilic HS, 2015. Effect of various lasers on the bond strength of two zirconia ceramics. *Photomed Laser Surg*, 33, 2, 69-76.
- Karakoca S, Yılmaz H, 2009. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 91, 2, 930-7.
- Kato H, Matsumura H, Atsuta M, 2000. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil*, 27, 2, 103-10.
- KaVo, 2015. Brochure Material Everest. Erişim tarihi: 5/05/2015 erişim adresi: kavousa.com.
- Kedici P, 2002. Tam seramikler. *Türk Diş Hekimliği Birliği Dergisi*, 71, 78-80.
- Kelly JR, 1995. Perspectives on strength. *Dent Mater*, 11, 2, 103-10.
- Kelly JR, 2004. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, 48, 2, 513-30.
- Kelly JR, Denry I, 2008. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*, 24, 3, 289-98.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD, 1996. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 75, 1, 18-32.
- Kern M, 2000. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, 13, 30-5.
- Kern M, Thompson VP, 1994. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent*, 71, 5, 453-61.
- Kern M, Wegner SM, 1998. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, 14, 1, 64-71.
- Kim BK, Hahn JW, Han KR, 1997. Quantitative phase analysis in tetragonal-rich tetragonal/monoclinic two phase zirconia by Raman spectroscopy. *J Mater Sci*, 16, 8, 669-71.
- Kim HT, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH, 2009. The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics. *J Adv Prosthodont*, 1, 3, 113-7.

- Kim JW, Covell N, Guess P, Rekow E, Zhang Y, 2010. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *J Dent Res*, 89, 1, 91-5.
- Kim MJ, Ahn J-S, Kim JH, Kim HY, Kim WC, 2013. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *J Adv Prosthodont*, 5, 2, 161-6.
- Kim MJ, Kim YK, Kim KH, Kwon TY, 2011. Shear bond strengths of various luting cements to zirconia ceramic: surface chemical aspects. *J Dent*, 39, 11, 795-803.
- Kırmalı O, Akın H, Kapdan A, 2014. Evaluation of the surface roughness of zirconia ceramics after different surface treatments. *Acta Odontol Scand*, 72, 6, 432-9.
- Kisi EH, Howard C, 1998. Crystal structures of zirconia phases and their inter-relation. *Key Eng Mater*, 153, 1-36.
- Kitayama S, Nikaido T, Takahashi R, Zhu L, Ikeda M, Foxton RM, Sadr A, Tagami J, 2010. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*, 26, 5, 426-32.
- Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T, 1981. Phase change and mechanical properties of ZrO_2 - Y_2O_3 solid state electrolyte after ageing. *Solid State Ionics*, 3, 489-93.
- Kohorst P, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch-Scholz M, 2007. Load bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *Eur J Oral Sci*, 115, 2, 161-6.
- Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L, 1999. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, 15, 6, 426-33.
- Kosmač T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L, 2000. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res*, 53, 4, 304-13.
- Kosmač T, Oblak Č, Marion L, 2008. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J Eur Ceram Soc*, 28, 5, 1085-90.
- Kosmač T, Wagner R, Claussen N, 1981. X-Ray Determination of transformation depths in ceramics containing tetragonal ZrO_2 . *J Am Ceram Soc*, 64, 4, 72-3.
- Kou W, Molin M, Sjögren G, 2006. Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *J Oral Rehabil*, 33, 2, 117-24.
- Küçük B, Kunt G, 2012. Lityum disilikat seramikler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 123-31.
- Land CH, 1903. Porcelain dental art: No.II. *Dent Cosmos* 45, 615-20.
- Lava, 2015. Instructions for use, Scientific facts. Erişim tarihi: 13/04/2015, erişim adresi: 3m.com/3M/en_US/Dental/Products/Catalog/~/Lava-Zirconia-Blocks?N=5144617+3294768479&re=rud.
- Lawson S, 1995. Environmental degradation of zirconia ceramics. *J Eur Ceram Soc*, 15, 6, 485-502.
- Leinfelder KF, 2000. Porcelain esthetics for the 21st century. *J Am Dent Assoc*, 131, 47-51.
- Li J, Liu Y, Hermansson L, Soremark R, 1993. Evaluation of biocompatibility of various ceramic powders with human fibroblasts in vitro. *Clin Mater*, 12, 4, 197-201.
- Liao T, Li K, Breder K, 1997. Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. *Journal of materials Processing technology*, 70, 1, 198-206.
- Lima JM, Souza AC, Anami LC, Bottino MA, Melo RM, Souza RO, 2013. Effects of thickness, processing technique, and cooling rate protocol on the flexural strength of a bilayer ceramic system. *Dent Mater*, 29, 10, 1063-72.
- Lohbauer U, Amberger G, Quinn GD, Scherrer SS, 2010. Fractographic analysis of a dental zirconia framework: a case study on design issues. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 3, 8, 623-9.
- Lohmann CH, Dean DD, Köster G, Casasola D, Buchhorn GH, Fink U, Schwartz Z, Boyan BD, 2002. Ceramic and PMMA particles differentially affect osteoblast phenotype. *Biomaterials*, 23, 8, 1855-63.

- Lorente MC, Scherrer SS, Richard J, Demellayer R, Amez-Droz M, Wiskott HA, 2010. Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet™ Sand. *Dent Mater*, 26, 11, 1035-42.
- Lughi V, Sergo V, 2010. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater*, 26, 8, 807-20.
- Luthardt R, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp J, Kuhlisch E, Walter M, 2002. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res*, 81, 7, 487-91.
- Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH, 2004. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, 20, 7, 655-62.
- Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B, 1999. Zirconia-TZP and alumina: advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 7, 4, 113-9.
- Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH, 2006. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*, 22, 2, 195-200.
- Maerten A, Zaslansky P, Mochales C, Traykova T, Mueller WD, Fratzl P, Fleck C, 2013. Characterizing the transformation near indents and cracks in clinically used dental yttria-stabilized zirconium oxide constructs. *Dent Mater*, 29, 2, 241-51.
- Magne P, Belser U, 1996. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont*, 10, 5, 459-66.
- Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L, 2007. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*, 35, 11, 819-26.
- Martínez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samso J, Peraire M, 2003. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont*, 16, 1, 74-7.
- Matinlinna JP, Heikkinen T, Ozcan M, Lassila LV, Vallittu PK, 2006. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dent Mater*, 22, 9, 824-31.
- McCabe J, 1994. *Applied Dental Materials*, Seventh Ed, Mass Publishing Co, Egypt.
- McCabe J, Carrick T, 1986. A statistical approach to the mechanical testing of dental materials. *Dent Mater*, 2, 4, 139-42.
- McLaren EA, White SN, 2000. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent*, 83, 2, 216-22.
- McLean JW, 1988. Ceramics in clinical dentistry. *Br Dent J*, 164, 6, 187-94.
- McLean JW, 1979. *The science and art of dental ceramics*. 2nd Ed, Quintessence Publishing Co Inc Chicago, p. 21-44.
- McLean JW, 1995. New dental ceramics and esthetics. *J Esthet Dent*, 7, 4, 141-9.
- McLean JW, 2001. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 85, 1, 61-6.
- McLean JW, Hubbard JR, Kedge MI, 1979. The nature of dental ceramics and their clinical use, In: *The science and art of dental ceramics*, Vol 1, Quintessence Publishing Company.
- McLean JW, Hughes TH, 1965. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*, 119, 6, 251-67.
- McLean JW, Kedge MI, 1987. High-strength ceramics. *Quintessence Int*, 18, 2, 97-106.
- Mecholsky JJ, 1995. Fracture mechanics principles. *Dent Mater*, 11, 2, 111-2.
- Messer P, Piddock V, Lloyd C, 1991. The strength of dental ceramics. *J Dent*, 19, 1, 51-5.
- Miserendino L, Pick RM, 1995. *Lasers in dentistry*, Quintessence Pub Co, Inc, Chicago, Illionis. p. 174-185.
- Miyazaki T, Hotta Y, 2011. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*, 56, 1, 97-106.
- Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T, 2013. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*, 57, 4, 236-61.

- Mochales C, Maerten A, Rack A, Cloetens P, Mueller WD, Zaslansky P, Fleck C, 2011. Monoclinic phase transformations of zirconia-based dental prostheses, induced by clinically practised surface manipulations. *Acta Biomater*, 7, 7, 2994-3002.
- Molin MK, Karlsson SL, 2008. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont*, 21, 3, 223-7.
- Moon JE, Kim SH, Lee JB, Ha SR, Choi YS, 2011. The effect of preparation order on the crystal structure of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal and the shear bond strength of dental resin cements. *Dent Mater*, 27, 7, 651-63.
- Morena R, Beaudreau G, Lockwood P, Evans A, Fairhurst C, 1986. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res*, 65, 7, 993-7.
- Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, Monaco A, 2014. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater*, 29, 295-308.
- Mörmann W, Brandestini M, 1987. Cerec-System: computerized inlays, onlays and shell veneers. *Zahnärztl Mitt*, 77, 21, 2400-5.
- Mörmann WH, Bindl A, 1996. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CAM. *Quintessence Int*, 27, 12, 821-8.
- Munoz-Tabares J, Jiménez-Piqué E, Reyes-Gasga J, Anglada M, 2011. Microstructural changes in ground 3Y-TZP and their effect on mechanical properties. *Acta Materialia*, 59, 17, 6670-83.
- Nemli SK, Yılmaz H, Aydın C, Bal BT, Tiras T, 2012. Effect of fatigue on fracture toughness and phase transformation of Y-TZP ceramics by X-ray diffraction and Raman spectroscopy. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 100, 2, 416-24.
- Nikaido T, Kunzelmann K-H, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox C, Hickel R, Tagami J, 2002. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*, 18, 3, 269-75.
- Ntala P, Chen X, Niggli J, Cattell M, 2010. Development and testing of multi-phase glazes for adhesive bonding to zirconia substrates. *J Dent*, 38, 10, 773-81.
- O'Brien W, 2002. *Dental Materials and Their Selection*, Third ed, Quintessence Publishing Corp, Canada, p. 210-225.
- Oblak C, Verdenik I, Swain MV, Kosmac T, 2014. Survival-rate analysis of surface treated dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J Mater Sci Mater Med*, 25, 10, 2255-64.
- Obradovic-Djuricic K, Medic V, Dodic S, Gavrilov D, Antonijevic D, Zrilic M, 2013. Dilemmas in zirconia bonding: A review. *Srp Arh Celok Lek*, 141, 5-6, 395-401.
- Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D, 1998. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 80, 4, 450-6.
- Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ, 2002. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *J Prosthet Dent*, 87, 4, 451-9.
- Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y, 1999. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *Int J Prosthodont*, 12, 1, 20-37.
- Øilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM, 2008. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater*, 24, 4, 471-5.
- Osorio E, Toledano M, da Silveira BL, Osorio R, 2010. Effect of different surface treatments on In-Ceram Alumina roughness. An AFM study. *J Dent*, 38, 2, 118-22.
- Oura K, Lifshits VG, Saranin AA, Zotov AV, Katayama M, 2003. *Surface Science*. Springer, Osaka and Vladivostok, p. 19-37, 159-68.
- Oyagüe RC, Monticelli F, Toledano M, Osorio E, Ferrari M, Osorio R, 2009. Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics. *Dent Mater*, 25, 3, 392-9.

- Özcan M, 2002. The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 87, 5, 469-72.
- Özcan M, 2003. Evaluation of alternative intraoral repair techniques for fractured ceramic fused to metal restorations. *J Oral Rehabil*, 30, 2, 194-203.
- Özcan M, Kerkdijk S, Valandro LF, 2007. Comparison of resin cement adhesion to Y-TZP ceramic following manufacturers' instructions of the cements only. *Clin Oral Investig*, 12, 3, 279-82.
- Özcan M, Melo RM, Souza RO, Machado JP, Felipe Valandro L, Bottino MA, 2013. Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading. *J Mech Behav Biomed Mater*, 20, 19-28.
- Özcan M, Pfeiffer P, Nergiz I, 1998. A brief history and current status of metal/ceramic surface conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence Int Dent Dig*, 29, 713-24.
- Özcan M, Vallittu PK, 2003. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater*, 19, 8, 725-31.
- Öztürk O, Uludag B, Üşümez A, Şahin V, Çelik G, 2008. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent*, 100, 2, 99-106.
- Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, García-Godoy F, Ferrari M, 2007. Hydrolytic stability of composite repair bond. *Eur J Oral Sci*, 115, 5, 417-24.
- Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R, 2006. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 96, 3, 154-64.
- Paranhos M, Burnett Jr LH, Magne P, 2011. Effect Of Nd: YAG laser and CO₂ laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence Int*, 42, 1, 79-89.
- Parker RM, 2007. Use of zirconia in restorative dentistry. *Dent Today*, 26, 3, 114-9.
- Parker S, 2004. The use of lasers in fixed prosthodontics. *Dent Clin North Am*, 48, 4, 971-98.
- Passerini L, 1939. Isomorphism among oxides of different tetravalent metals: CeO₂–ThO₂; CeO₂–ZrO₂; CeO₂–HfO₂. *Gazzet Chim Ital*, 60, 762-76.
- Pecho OE, Ghinea R, Ionescu AM, Cardona JC, Della Bona A, del Mar Pérez M, 2015. Optical behavior of dental zirconia and dentin analyzed by Kubelka–Munk theory. *Dent Mater*, 31, 1, 60-7.
- Peixoto RT, Paulinelli VMF, Sander HH, Lanza MD, Cury LA, Poletto LTA, 2007. Light transmission through porcelain. *Dent Mater*, 23, 11, 1363-8.
- Perdigao J, Pinto AM, Monteiro RC, Braz Fernandes FM, Laranjeira P, Veiga JP, 2012. Degradation of dental ZrO₂-based materials after hydrothermal fatigue. Part I: XRD, XRF, and FESEM analyses. *Dent Mater J*, 31, 2, 256-65.
- Pereira GK, Amaral M, Simoneti R, Rocha GC, Cesar PF, Valandro LF, 2014. Effect of grinding with diamond-disc and -bur on the mechanical behavior of a Y-TZP ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater*, 37, 133-40.
- Peterson I, Pajares A, Lawn B, Thompson V, Rekow E, 1998. Mechanical characterization of dental ceramics by Hertzian contacts. *J Dent Res*, 77, 4, 589-602.
- Pettrow JN, 1961. Practical factors in building and firing characteristics of dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 11, 2, 334-44.
- Peutzfeldt A, Asmussen E, 1988. Silicoating: evaluation of a new method of bonding composite resin to metal. *Eur J Oral Sci*, 96, 2, 171-6.
- Piconi C, Burger W, Richter H, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Bruzzese N, Ricci G, Marmo E, 1998. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials*, 19, 16, 1489-94.
- Piconi C, Maccauro G, 1999. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20, 1, 1-25.
- Piconi C, Maccauro G, Pilloni L, Burger W, Muratori F, Richter H, 2006. On the fracture of a zirconia ball head. *J Mater Sci Mater Med*, 17, 3, 289-300.

- Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC, 2007. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater*, 23, 8, 1018-29.
- Pittayachawan P, McDonald A, Young A, Knowles JC, 2009. Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 88, 2, 366-77.
- Piwoarczyk A, Ottl P, Lauer H-C, Kuretzky T, 2005. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava™ all-ceramic system. *J Prosthodont*, 14, 1, 39-45.
- Plengsombut K, Brewer JD, Monaco Jr EA, Davis EL, 2009. Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*, 101, 3, 166-73.
- Powers JM, Sakaguchi RL, 2006. Chapter 18: In: *Craig's Restorative Dental Materials*, 12th Ed, New York, Mosby.
- Preis V, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M, 2012. Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 10, 13-22.
- Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M, 2011. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dent Mater*, 27, 8, 796-804.
- Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M, 2015. Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *J Dent*, 43, 133-9.
- Prettau Zirconia, 2015. Erişim tarihi 12/04/2015, Erişim adresi: zirkonzahn.com/assets/files/brochueren/EN-Brochure-Prettau-web.pdf.
- Pröbster L, 1992a. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 5, 5, 409-14.
- Pröbster L, 1992b. Survival rate of In-Ceram restorations. *Int J Prosthodont*, 6, 3, 259-63.
- Pröbster L, 1996. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *J Oral Rehabil*, 23, 3, 147-51.
- Qualtrough A, Piddock V, 1997. Ceramics update. *J Dent*, 25, 2, 91-5.
- Quinn JB, Quinn GD, 2010. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater*, 26, 2, 135-47.
- Rahaman MN, Yao A, Bal BS, Garino JP, Ries MD, 2007. Ceramics for prosthetic hip and knee joint replacement. *J Am Ceram Soc*, 90, 7, 1965-88.
- Raigrodski AJ, 2004. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92, 6, 557-62.
- Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH, 2012. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 107, 3, 170-7.
- Raucci-Neto W, De Castro LM, Corrêa-Afonso AM, Da Silva RS, Pécora JD, Palma-Dibb RG, 2007. Assessment of thermal alteration during class V cavity preparation using the Er: YAG laser. *Photomed Laser Surg*, 25, 4, 281-6.
- Rekow E, Silva N, Coelho P, Zhang Y, Guess P, Thompson V, 2011. Performance of dental ceramics challenges for improvements. *J Dent Res*, 90, 8, 937-52.
- Rice RW, 2002. Monolithic and composite ceramic machining flaw-micro structure-strength effects: model evaluation. *J Eur Ceram Soc* 22, 1411-24.
- Rinke S, Fischer C, 2013. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence Int*, 44, 8, 557-66.
- Rinke S, Hüls A, 1996. Copy-milled aluminous core ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 76, 4, 343-6.

- Rizkalla A, Jones D, 2004. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dent Mater*, 20, 2, 207-12.
- Rogers OW, 1979. The dental application of electroformed pure gold. I. Porcelain jacket crown technique. *Aust Dent J*, 24, 3, 163-70.
- Rosenblum MA, Schulman A, 1997. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 128, 3, 297-307.
- Rosenstiel SF, Johnston WM, 1988. The effects of manipulative variables on the color of ceramic metal restorations. *J Prosthet Dent*, 60, 3, 297-303.
- Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Lang R, Handel G, 2000. In vitro repair of all-ceramic and fibre-reinforced composite crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 8, 3, 107-12.
- Rothbrust F, Keutschegger W, Kraxner S, Schweiger M, Kappert H, Rheinberger V, 2010. Microstructural effects on the clinical performance of anatomical zirconia. *J Dent Res*, 89.
- Ruff O, Ebert F, 1929. Refractory Ceramics: 1, The Forms of Zirconia Dioxide. *Z Anorg Allg Chem*, 180, 1, 19-41.
- Ruff O, Ebert F, Stephen E, 1929. Contributions to the ceramics of highly refractory materials: II System zirconia-lime. *Z Anorg Allg Chem*, 180, 1, 215-24.
- Ruiz L, Readey MJ, 1996. Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y-TZP. *J Am Ceram Soc*, 79, 9, 2331-40.
- Sadoun M. Slip cast alumina ceramics. GC International Conference on Dental Ceramics; September 13, 1989, Leeds Castle, England.
- Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle C, 2007. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*, 20, 4, 383-8.
- Sailer I, Feher A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, Franz HC, 2006. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int*, 37, 9, 685-93.
- Salazar Marocho SM, Studart AR, Bottino MA, Bona AD, 2010. Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass-infiltrated dental ceramics. *Dent Mater*, 26, 5, 483-90.
- Samuel R, Chandrasekar S, Farris TN, Licht RH, 1989. Effect of residual stresses on the fracture of ground ceramics. *J Am Ceram Soc*, 72, 10, 1960-6.
- Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S, 2008. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent Mater J*, 27, 3, 408-14.
- Sato T, Ohtaki S, Shimada M, 1985. Transformation of yttria partially stabilized zirconia by low temperature annealing in air. *J Mater Sci*, 20, 4, 1466-70.
- Sato T, Shimada M, 1985a. Control of the tetragonal-to-monoclinic phase transformation of yttria partially stabilized zirconia in hot water. *J Mater Sci*, 20, 11, 3988-92.
- Sato T, Shimada M, 1985b. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Am Ceram Soc*, 68, 6, 356.
- Sato T, Shimada M, 1985c. Transformation of ceria-doped tetragonal zirconia polycrystals by annealing in water. *American Ceramic Society Bulletin*, 64, 10, 1382-4.
- Scherrer SS, Cattani-Lorente M, Vittecoq E, de Mestral F, Griggs JA, Wiskott HW, 2011. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30 mμ silica-coated alumina particles. *Dent Mater*, 27, 2, e28-42.
- Scherrer SS, Cattani-Lorente M, Yoon S, Karvonen L, Pokrant S, Rothbrust F, Kuebler J, 2013. Post-hot isostatic pressing: a healing treatment for process related defects and laboratory grinding damage of dental zirconia? *Dent Mater*, 29, 9, e180-90.
- Schmage P, Nergiz I, Herrmann W, Özcan M, 2003. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123, 5, 540-6.

- Schubert H, Frey F, 2005. Stability of Y-TZP during hydrothermal treatment: neutron experiments and stability considerations. *J Eur Ceram Soc*, 25, 9, 1597-602.
- Scmidtling T, Pohl UW, Richter W, 2005. In situ spectroscopic ellipsometry study of GaN nucleationlayer growth and annealing on sapphire in metal-organic vapor phase epitaxy. *J Appl Phys*, 98, 33522-5.
- Scott H, 1975. Phase relationships in the zirconia-yttria system. *J Mater Sci*, 10, 9, 1527-35.
- Sedda M, Vichi A, Del Siena F, Casucci A, Corciolani G, Ferrari M, 2010. Flexural strength and Weibull analysis of materials for CEREC CAD/CAM. *Dent Mater*, 26, e60.
- Seghi RR, Daher T, Caputo A, 1990. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater*, 6, 3, 181-4.
- Seghi RR, Sorensen JA, 1995. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*, 8, 239-46.
- Seitavuopio P, Rantanen J, Yliruusi J, 2005. Use of roughness maps in visualisation of surfaces. *Eur J Pharm Biopharm*, 59, 2, 351-8.
- Shah K, Holloway J, Denry I, 2008. Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color, and flexural strength of 3Y-TZP. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 87, 2, 329-37.
- Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, 1981. *Fundamentals of fixed prosthodontics*, 2th Ed, Chicago. Quintessence Publishing Co, p. 241, 147.
- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett ID, Jacobi R, Brackett SE, 1997. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3rd Edition, Chicago: Quintessence Publishing Co, p. 433-480.
- Shimizu K, Oka M, Kumar P, Kotoura Y, Yamamuro T, Makinouchi K, Nakamura T, 1993. Time dependent changes in the mechanical properties of zirconia ceramic. *J Biomed Mater Res*, 27, 6, 729-34.
- Shiu P, De Souza-Zaroni WC, Eduardo CdP, Youssef MN, 2007. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomed Laser Surg*, 25, 4, 291-6.
- Siarampi E, Kontonasaki E, Andrikopoulos KS, Kantiranis N, Voyiatzis GA, Zorba T, Paraskevopoulos KM, Koidis P, 2014. Effect of in vitro aging on the flexural strength and probability to fracture of Y-TZP zirconia ceramics for all-ceramic restorations. *Dent Mater*, 30, 12, e306-16.
- Siegman AE, 1986. Chapter 1, chapter 26. *Lasers University Science Books*. Mill Valley, CA.
- Siervo S, Bandettini B, Siervo P, Falleni A, Siervo R, 1994. The CELAY system: a comparison of the fit of direct and indirect fabrication techniques. *Int J Prosthodont*, 7, 5, 434-9.
- Sjögren G, Lantto R, Granberg A, Sundström BO, Tillberg A, 1999. Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *Int J Prosthodont*, 12, 2, 122-8.
- Sjölin R, Sundh A, Bergman M, 1999. The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent*, 2, 3, 197-207.
- Skoog DA, West DM, Holler FJ, 1996. *Fundamentals of analytical chemistry*. 470, Orlando, Florida.
- Song JY, Park SW, Lee K, Yun KD, Lim HP, 2013. Fracture strength and microstructure of Y-TZP zirconia after different surface treatments. *J Prosthet Dent*, 110, 4, 274-80.
- Sorensen J, 1999. The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol*, 22, 153-63.
- Sorensen JA, Kang S-K, Torres TJ, Knode H, 1998. In-Ceram fixed partial dentures: three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc*, 26, 3, 207-14.
- Souza RO, Valandro LF, Melo RM, Machado JP, Bottino MA, Ozcan M, 2013. Air-particle abrasion on zirconia ceramic using different protocols: effects on biaxial flexural strength after cyclic loading, phase transformation and surface topography. *J Mech Behav Biomed Mater*, 26, 155-63.

- Stappert C, Att W, Gerds T, Strub JR, 2006. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc*, 137, 4, 514-22.
- Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, Keul C, 2014. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dent Mater J*, 33, 5, 591-8.
- Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hammerlet CH, 2013. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Investig*, 17, 1, 269-74.
- Strub JR, Rekow ED, Witkowski S, 2006. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* (1939), 137, 9, 1289-96.
- Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ, 2007a. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater*, 23, 1, 106-14.
- Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ, 2007b. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater*, 23, 2, 177-85.
- Suárez MJ, Lozano JF, Salido MP, Martínez F, 2004. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont*, 17, 1, 35-8.
- Subaşı MG, Demir N, Kara Ö, Öztürk AN, Özel F, 2014. Mechanical properties of zirconia after different surface treatments and repeated firings. *J Adv Prosthodont*, 6, 6, 462-7.
- Subaşı MG, İnan Ö, 2012. Evaluation of the topographical surface changes and roughness of zirconia after different surface treatments. *Lasers Med Sci*, 27, 4, 735-42.
- Subbarao E, 1981. Zirconia-an overview. *Advances in ceramics*. Indian Academy of Sciences, 1, 1-24.
- Sundh A, Molin M, Sjögren G, 2005. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*, 21, 5, 476-82.
- Sundh A, Sjögren G, 2004. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 31, 7, 682-8.
- Sundh A, Sjögren G, 2006. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater*, 22, 8, 778-84.
- Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G, 2001. LAVA--the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent*, 4, 3, 195-206.
- Swab J, 1991. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci*, 26, 24, 6706-14.
- Swain M, 2014. Impact of oral fluids on dental ceramics: what is the clinical relevance? *Dent Mater*, 30, 33-42.
- Swain MV, 1985. Limitation of maximum strength of zirconia-toughened ceramics by transformation toughening increment. *J Am Ceram Soc*, 68, 4, 97-9.
- Swain MV, Hannink RH, 1989. Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol% ceria-zirconia alloy: II, Grinding Studies. *J Am Ceram Soc*, 72, 8, 1358-64.
- Tabares JA, Anglada MJ, 2010. Quantitative analysis of monoclinic phase in 3Y-TZP by Raman spectroscopy. *J Am Ceram Soc*, 93, 6, 1790-5.
- Tan PL, Dunne JT, 2004. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 91, 3, 215-8.
- Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M, Kokubo T, Nakamura T, 2002. Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *J Biomed Mater Res*, 63, 3, 262-70.
- Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Uchida M, Kokubo T, Nakamura T, 2003. Phase stability after aging and its influence on pin-on-disk wear properties of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and conventional Y-TZP. *J Biomed Mater Res Part A*, 67, 1, 200-7.
- Tang X, Nakamura T, Usami H, Wakabayashi K, Yatani H, 2012. Effects of multiple firings on the mechanical properties and microstructure of veneering ceramics for zirconia frameworks. *J Dent*, 40, 5, 372-80.

- Taşveren S, Özdemir AK, 2005. Yüksek miktarda alümina ile güçlendirilmiş metal desteksiz porselen sistemleri. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 8, 2, 128-32.
- Tholey MJ, Berthold C, Swain MV, Thiel N, 2010. XRD2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: role of application methods. Dent Mater, 26, 6, 545-52.
- Tholey MJ, Swain MV, Thiel N, 2009. SEM observations of porcelain Y-TZP interface. Dent Mater, 25, 7, 857-62.
- Thompson G, 2000. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. Dent Mater, 16, 4, 235-43.
- Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R, 2011. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? Dent Mater, 27, 1, 71-82.
- Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice K, 2001. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. Oper Dent, 26, 4, 367-74.
- Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H, 2008. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. Int J Prosthodont, 21, 3, 217-22.
- Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice K, 2000. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. J Dent, 28, 7, 529-35.
- Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H, 2004. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. Int J Comput Dent, 7, 1, 25-45.
- Toraya H, Yoshimura M, Somiya S, 1984. Calibration Curve for Quantitative Analysis of the Monoclinic-Tetragonal ZrO₂ System by X-Ray Diffraction. J Am Ceram Soc, 67, 6, C119-21.
- Trautenberg C, Pereira P, Powers J, 2004. Resin bond strength and micromorphology of human teeth prepared with an Erbium: YAG laser. Am J Dent, 17, 5, 331-6.
- Tsakakoshi M, Shinya A, Gomi H, Lassila L, Vallittu PK, 2008. Effects of dental adhesive cement and surface treatment on bond strength and leakage of zirconium oxide ceramics. Dent Mater J, 27, 2, 159-71.
- Tuan W, Kuo J, 1998. Effect of abrasive grinding on the strength and reliability of alumina. J Eur Ceram Soc, 18, 7, 799-806.
- Ulker M, Özcan M, Sengun A, Özer F, Belli S, 2010. Effect of artificial aging regimens on the performance of self-etching adhesives. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 93, 1, 175-84.
- Ural Ç, Külünk T, Külünk S, Kurt M, 2010. The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. Acta Odontol Scand, 68, 6, 354-9.
- Üşümez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T, 2013. Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. Lasers Med Sci, 28, 1, 259-66.
- Üşümez A, İnan Ö, Aykent F, 2004. Bond strength of a silicone lining material to alumina-abraded and lased denture resin. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 71, 1, 196-200.
- Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR, 2009. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. Eur J Esthet Dent, 4, 130-51.
- Valandro LF, Della Bona A, Antonio Bottino M, Neisser MP, 2005. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. J Prosthet Dent, 93, 3, 253-9.
- Van As G, 2004. Erbium lasers in dentistry. Dent Clin North Am, 48, 4, 1017-59.
- Van Noort R, 2007. Introduction to Dental Materials, London, Mosby Elsevier.
- Vasquez V, Özcan M, Nishioka R, Souza R, Mesquita A, Pavanelli C, 2008. Mechanical and thermal cycling effects on the flexural strength of glass ceramics fused to titanium. Dent Mater J, 27, 1, 7-15.
- Vásquez V, Özcan M, Kimpara ET, 2009. Evaluation of interface characterization and adhesion of glass ceramics to commercially pure titanium and gold alloy after thermal-and mechanical-loading. Dent Mater, 25, 2, 221-31.

- Verran J, L Rowe D, D Boyd R, 2003. Visualization and measurement of nanometer dimension surface features using dental impression materials and atomic force microscopy. *International biodeterioration & biodegradation*, 51, 3, 221-8.
- Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M, 2011. Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dent Mater*, 27, 1, 97-108.
- Vichi A, Sedda M, Del Siena F, Louca C, Ferrari M, 2013. Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials. *Am J Dent*, 26, 255-9.
- Vidotti HA, Pereira JR, Insaurrealde E, de Almeida AL, do Valle AL, 2013. Thermo and mechanical cycling and veneering method do not influence Y-TZP core/veneer interface bond strength. *J Dent*, 41, 4, 307-12.
- Vita 2015. Vita In-Ceram YZ Working Instructions, Erişim tarihi: 13/04/2015, Erişim adresi: vitanorthamerica.com/wp-content/uploads/2011/11/VITA-In-Ceram-YZ-Working-Instructions_1649E-.pdf.
- Von Fraunhofer JA, Adachi EI, Barnes DM, Romberg E, 2000. The effect of tooth preparation on microleakage behavior. *Oper Dent*, 25, 6, 526-33.
- Von Steyern P, Carlson P, Nilner K, 2005. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon® technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil*, 32, 3, 180-7.
- Von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K, 2006. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic preloading and thermocycling. *J Oral Rehabil*, 33, 9, 682-9.
- Wall JG, Cipra DL, 1992. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am*, 36, 3, 765-82.
- Wang F, Takahashi H, Iwasaki N, 2013. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent*, 110, 1, 14-20.
- Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ, 2008. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater*, 24, 5, 633-8.
- Wassell R, Walls A, Steele J, 2002. Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. *Br Dent J*, 192, 4, 199-211.
- Wassermann A, Kaiser M, Strub JR, 2006. Clinical long-term results of VITA In-Ceram Classic crowns and fixed partial dentures: A systematic literature review. *Int J Prosthodont*, 19, 4, 355-63.
- Watts D, Cash A, 1994. Analysis of optical transmission by 400–500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. *J Dent*, 22, 2, 112-7.
- Weinstein M, Katz S, Weinstein A, 1962. Fused porcelain-to-metal teeth, US Patent. 3052982.
- Weinstein M, Weinstein AB, 1962. Porcelain covered metal reinforced teeth, US Patent. 3052983.
- Wendt S, McInnes P, Dickinson G, 1992. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater*, 8, 3, 181-4.
- White SN, Caputo AA, Vidjak FM, Seghi RR, 1994. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater*, 10, 1, 52-8.
- Whitehead S, Shearer A, Watts D, Wilson N, 1995. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*, 22, 6, 421-7.
- Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB, 2004. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent*, 91, 2, 136-43.
- Witek S, Butler E, 1986. Zirconia particle coarsening and the effects of zirconia additions on the mechanical properties of certain commercial aluminas. *J Am Ceram Soc*, 69, 7, 523-9.
- Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M, 2007. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater*, 23, 1, 45-50.
- Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M, 2009. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dent Mater*, 25, 9, e63-71.

- Woolfson MM, 1997. An introduction to X-ray crystallography 2nd ed. New York, NY: Cambridge University Pres.
- Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA, 2004. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 92, 5, 486-90.
- Xie C, Han Y, Zhao XY, Wang ZY, He HM, 2010. Microtensile bond strength of one- and two-step self-etching adhesives on sclerotic dentin: the effects of thermocycling. *Oper Dent*, 35, 5, 547-55.
- Xu HH, Jahanmir S, Ives LK, 1997. Effect of grinding on strength of tetragonal zirconia and zirconia-toughened alumina. *Machining Science and Technology*, 1, 1, 49-66.
- Yalım BB, Türker ŞB, 2012. Klinikte tam seramik sistemler. *Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 76-90.
- Yañez MJ, Barbosa SE, 2003. Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microsc Res Tech*, 61, 5, 463-8.
- Yang B, Wolfart S, Scharnberg M, Ludwig K, Adelung R, Kern M, 2007. Influence of contamination on zirconia ceramic bonding. *J Dent Res*, 86, 8, 749-53.
- Yang R, Arola D, Han Z, Zhang X, 2014. A comparison of the fracture resistance of three machinable ceramics after thermal and mechanical fatigue. *J Prosthet Dent*, 112, 4, 878-85.
- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E, 2005a. Tam Porselen Sistemleri I. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 22, 1, 41-8.
- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E, 2005b. Tam porselen sistemleri II. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 22, 1, 49-60.
- Yeo IS, Yang JH, Lee JB, 2003. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 90, 5, 459-64.
- Yılmaz B, Özyurt P, 1999. Cam-ionomer simanların yüzey pürüzlülüğü üzerine farklı bitirme tekniklerinin etkisinin araştırılması. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, 5, 2, 118-25.
- Yılmaz H, Aydın C, Gul BE, 2007. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 98, 2, 120-8.
- Yin L, Jahanmir S, Ives L, 2003. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear*, 255, 7, 975-89.
- Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta M, 2006. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 77, 1, 28-33.
- Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Sōmiya S, 1987. Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. *J Mater Sci Lett*, 6, 465-7.
- Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Sōmiya S, 1989. Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. In: *Hydrothermal Reactions for Materials Science and Engineering*. Eds: Springer, p. 396-8.
- Zaimoğlu A, Can G, 2004. Sabit protezler, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy A, Aksu L, 1993. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 17. baskı. AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 17, 183-223.
- Zeng K, Oden A, Rowcliffe D, 1996. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 9, 5, 434-9.
- Zeng K, Odén A, Rowcliffe D, 1998. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont*, 11, 2, 183-9.
- Zhang B, Zheng X, Tokura H, Yoshikawa M, 2003. Grinding induced damage in ceramics. *J Mater Process Technol*, 132, 1, 353-64.
- Zhang Y, Lawn B, 2004. Long-term strength of ceramics for biomedical applications. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 69, 2, 166-72.

- Zhang Y, Lawn BR, 2005. Fatigue sensitivity of Y-TZP to microscale sharp-contact flaws. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 72, 2, 388-92.
- Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED, 2006. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont*, 19, 5, 442-8.
- Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP, 2004a. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 71, 2, 381-6.
- Zhang Y, Pajares A, Lawn BR, 2004b. Fatigue and damage tolerance of Y-TZP ceramics in layered biomechanical systems. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 71, 1, 166-71.
- Zhang Y, Sailer I, Lawn BR, 2013. Fatigue of dental ceramics. *J Dent*, 41, 12, 1135-47.
- Zhao K, Pan Y, Guess PC, Zhang X-P, Swain MV, 2012. Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater*, 28, 6, 653-60.
- Zirkonzahn Product Catalogue, 2013. Erişim tarihi: 13/04/2015, Erişim adresi: www.zirkonzahn.com/assets/files/kataloge/EN-product-catalogue-web.pdf.

7. EKLER

EK A: ETİK KURUL KARARI



**SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU**

Toplantı Sayısı : 2012/04

Toplantı Tarihi : 05.04.2012

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalından Yrd.Doç.Dr.Münir Tolga YÜCEL ve aynı Anabilim Dalından Dt.Yener OKUTAN tarafından sunulan **“Farklı yüzey işlemlerinin ve yapay yaşlandırmanın Y-TZP zirkonya seramiklerin faz dönüşümüne ve eğilme dayanımına etkisi”** başlıklı araştırma projesi 9 üyenin katılımı ile değerlendirildi.

Değerlendirme sonucunda, Projenin, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan **“kabulüne”** oybirliği ile karar verildi.

Prof.Dr.Faruk Ayhan BAŞÇİFTÇİ
katılmadı

Prof.Dr.Mihtikar GÜRSEL
Üye

Prof.Dr.Nimet ÜNLÜ
Üye

Prof.Dr.Doğan DOLANMAZ
Üye

Prof.Dr.Duygu FİNDİK
Üye

Prof.Dr.A.Nilgün ÖZTÜRK
Üye

Prof.Dr.Ender ERDOĞAN
katılmadı

Prof.Dr.Abdullah DEMİR
Üye

Doç.Dr.Yaşmur ŞENER
Üye

Prof.Dr.Funda KONT ÇOBANKARA
Üye

Yrd.Doç.Dr.Füsün YAŞAR
Raportör

Yrd.Doç.Dr.Hüsamettin VATANSEV
katılmadı

Yrd.Doç.Dr.Fatih KARA
katılmadı

8. ÖZGEÇMİŞ

1985 yılında Denizli’de doğdu. İlkokulu Kocaeli Necatibey İlköğretim Okulu’nda, ortaokul ve liseyi 24 Kasım Anadolu Lisesi’nde tamamladı. 2003 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde lisans öğrenimine başladı ve 2008 yılında mezun oldu. 2009 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda doktora öğrenimine başladı. Halen bu bölümde doktora eğitimine devam etmektedir. Yabancı dili İngilizcedir.