

T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD/CAM SİSTEMLERİYLE ELDE EDİLEN
MONOLİTİK ZİRKONYANIN FARKLI
AŞINDIRMA PROSEDÜRLERİ SONRASI
BİAKSİYEL BÜKME DAYANIMININ İN VITRO
OLARAK İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ

AYÇA ÇAŞUR

İSTANBUL - 2018

T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**CAD/CAM SİSTEMLERİYLE ELDE EDİLEN
MONOLİTİK ZİRKONYANIN FARKLI
AŞINDIRMA PROSEDÜRLERİ SONRASI
BİAKSİYEL BÜKME DAYANIMININ İN VITRO
OLARAK İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ

AYÇA ÇAŞUR

DANIŞMAN

PROF. DR. ÖZLEM MALKONDU

İSTANBUL - 2018

TEZ ONAYI FORMU

Kurum : Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Program : Protetik Diş Tedavisi

Tez Başlığı : Cad/Cam Sistemleri ile Elde Edilen Monolitik Zirkonyanın Farklı Aşındırma Prosedürleri Sonrası Biaksiyel Bükme Dayanımının İn Vitro Olarak İncelenmesi

Tez Sahibi : Ayça Çaşur

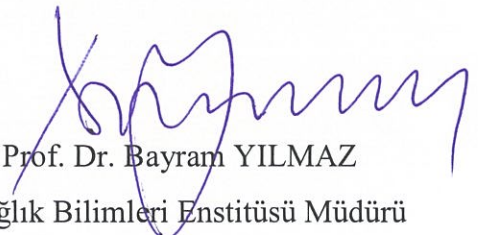
Sınav Tarihi : 26.09.2018

Bu çalışma jürimiz tarafından kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı, Adı-Soyadı (Kurumu)	İmza
Jüri Başkanı:	Prof. Dr. Ender Kazazoğlu Yeditepe Üniversitesi	
Tez danışmanı:	Prof.Dr. Özlem Malkondu Yeditepe Üniversitesi	
Üye:	Prof. Dr. Asım Mübin Soyman Yeditepe Üniversitesi	
Üye:	Prof. Dr. Gülümser Evlioğlu İstanbul Üniversitesi	
Üye:	Prof. Dr. Hanefi Kurt Medipol Üniversitesi	

ONAY

Bu tez Yeditepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun 12/10/2018 tarih ve 2018/17-01 sayılı kararı ile onaylanmıştır.


Prof. Dr. Bayram YILMAZ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

29.08.2018

Ayça ÇAŞUR



TEŞEKKÜR

Diş hekimliği eğitim hayatıma başladığım ilk günden beri, hem öğrenciliğim hem doktora eğitim sürecinde yardımlarını ve desteklerini yakından hissettiğim, bilgi birikimlerini ve tecrübelerini bana aktaran, değerli fikirleriyle katkıda bulunan, öğrencisi olmaktan onur duyduğum, fakültemiz dekanı, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanımız, çok değerli hocam Prof. Dr. Ender Kazazoğlu' na;

Doktora eğitimim ve tez çalışmam sürecinde, yardımlarını esirgemeyen, bilgi ve tecrübesi ile bana yol gösteren, bu yolda bana rehberlik eden, öğrencisi olmaktan büyük mutluluk ve onur duyduğum çok değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Özlem Malkondu' ya;

Tez izleme jürimde olan, tezimin ilk gününden bugüne kadar desteklerini esirgemeyen Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Mübin Soyman'a;

Klinik ve teorik bilgi ve tecrübelerini aktaran, her daim yanımda olan ilgilerini esirgemeyen çok değerli hocalarım Prof. Dr. Koray Oral'a, Prof. Dr. İdil Dikbaş'a, Prof. Dr. Pınar Kursoğlu'na, Prof. Dr. Zeynep Özkurt Kayahan'a, Prof. Dr. Nuray Çapa Yıldırım'a, Doç. Dr. Temel Köksal'a, Dr. Öğretim Üyesi Ceyhun Canpolat'a, Dr. Öğretim Üyesi Burcu Bal'a, Dr. Ayşe Erzincanlı ve Dr. Selen Erkul'a;

Birlikte çalışmaktan çok keyif aldığım değerli çalışma arkadaşlarıma;

Tüm eğitim hayatım boyunca her zaman yanımda olduklarını hissettiğim, bu günlere gelmemdeki emekleri çok büyük olan, başarı ve başarısızlıklarımda her daim arkamda olup, hiçbir fedakarlıktan çekinmeyen, destekleriyle çok güçlü hissettiren annem ve babama;

En içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK	I
ONAY SAYFASI	II
BEYAN	III
TEŞEKKÜR	IV
İÇİNDEKİLER	V
TABLoların LİSTESİ	X
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	XII
RESİMLERİN LİSTESİ	XV
KISALTMALARIN LİSTESİ	XVII
ÖZET	XIX
SUMMARY	XXI
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1 Dental Seramikler	2
2.1.1 Dental Seramiklerin Tarihçesi	2
2.1.2 Dental Seramiklerin Yapısı ve Kimyasal Bileşenleri	3
2.1.2.1 Feldspar	3
2.1.2.2 Silika (Quartz)	3
2.1.2.3 Kaolin	4
2.2 Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	5
2.2.1 Dental Seramiklerin Restorasyon Tiplerine Göre Sınıflandırılması	6
2.2.2 Dental Seramiklerin Sinterleme Sıcaklıklarına Göre Sınıflandırılması	7
2.2.3 Dental Seramiklerin Üretim Tekniklerine Göre Sınıflandırılması	7
2.2.4 Dental Seramiklerin Mikroyapısına göre Sınıflandırılması	9
2.2.4.1 Feldspatik Seramikler	9
2.2.4.1.1 Vita Mark II	9
2.2.4.1.2 Vita Triluxe	10

2.2.4.2 Cam Seramikler	10
2.2.4.2.1 Dicor (Dökülebilir Cam Seramik)	11
2.2.4.2.2 Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler	11
2.2.4.2.3 Lityum Disilikat Cam Seramikler	11
2.2.4.2.4 IPS e-max	12
2.2.4.2.5 IPS ProCAD	12
2.2.4.2.6 Empress CAD	12
2.2.4.3 Cam İnfiltre Edilmiş Seramikler	13
2.2.4.3.1 In-Ceram Alumina	13
2.2.4.3.2 In-Ceram Spinell	14
2.2.4.3.3 In-Ceram Zirkonya	14
2.2.4.4 Polikristalin Seramikler	15
2.2.4.4.1 Procera AllCeram	15
2.2.4.4.2 Vita In Ceram Al	15
2.2.4.4.3 Parsiyel Stabilize Zirkonya	16
2.3 Seramiklerin Üretim Şekilleri	16
2.3.1 Porselen Tozlarının Kondansasyon Yöntemi	16
2.3.2 Slip Cast	16
2.3.3 Isı ile Preslenebilen Seramikler	17
2.3.4 CAD/CAM Sistemleri ile Üretilen Seramikler	17
2.4 CAD/CAM Sistemleri	18
2.4.1 CAD/CAM Komponentleri	19
2.4.2 CAD/CAM Sistemlerinin Sınıflandırılması	19
2.4.3 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	22
2.4.3.1 Cerec	22
2.4.3.2 E4D Sistemi	23
2.4.3.3 Cerec AC	24
2.4.3.4 DCS Precident Sistemi	24
2.4.3.5 Everest	24
2.4.3.6 Lava	24
2.4.3.7 TurboDent	25
2.4.3.8 Procera	25
2.4.3.9 Cercon Sistemleri	26

2.5 Zirkonya	26
2.5.1 Zirkonyanın Tarihçesi ve Gelişimi	26
2.5.2 Zirkonyanın Mikroyapısı ve Özellikleri	27
2.5.3 Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları	28
2.6 Dental Uygulamalar İçin Farklı Zirkonya Seramikleri	28
2.6.1 Full Stabilize Zirkonya (FSZ).....	28
2.6.2 Yttrium ile Stabilize Zirkonya(3Y-TZP)	29
2.6.3 Magnezyum ile Kısmen Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ).....	29
2.7 CAD/CAM Sistemi ile İşlenme Prosedürlerine Göre Zirkonya Türleri	30
2.7.1 Yumuşak İşleme Prosedürleri	30
2.7.2 Sert İşleme Prosedürleri	31
2.8 Zirkonyanın Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması	32
2.8.1 Yarı Sinterlenmiş Zirkonya Seramikler	32
2.8.2 Tam Sinterlenmiş Zirkonya Seramikler	32
2.9 Zirkonyada Meydana Gelen Yapısal Problemler	33
2.9.1 Zirkonyanın Dönüşüm Tokluğu.....	33
2.9.2 Zirkonyanın Düşük Isı Bozunumu (LTD)	34
2.9.3 Su Varlığının Düşük Isı Bozunmasına(LTD) Etkisi	36
2.10 Zirkonyanın Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler	38
2.10.1 Stabilize Edici Oksit Miktarı	38
2.10.2 Partikül ve Gren Büyüklüğü	38
2.10.3 Su ve Nem	39
2.10.4 Sinterleme Sıcaklığı	39
2.10.5 Materyale Uygulanan İşlemler	39
2.10.5.1 Aşındırma.....	39
2.11 Monolitik Zirkonya	40
2.11.1 Geleneksel Zirkonyum Oksit (1.Nesil) ve Monolitik Zirkonya (2.Nesil) Arasındaki Farklar	42
2.11.2 Monolitik Zirkonya Kalınlığı	43
2.11.3 Monolitik Zirkonyanın Cilalanması	43
2.12 Sinterleme	44

2.13 Bükme Testleri	45
2.13.1 Tek Eksenli Testler	46
2.13.1.1 Üç Nokta Eğme Testleri	46
2.13.1.2 Dört Nokta Eğme Testleri	46
2.13.2 Çift Eksenli Testler	47
2.13.2.1 Halka Üzerinde Top.....	47
2.13.2.2 Halka Üzerinde Halka	47
2.13.2.3 Biaksiyel Bükme Testi - Üç Nokta Piston Yöntemi	47
2.13.2.4 Piston Üzerinde Halka	48
2.14 Mikrosertlik Testleri	48
2.14.1 Vickers Mikrosertlik Testleri	49
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	50
3.1 Deney Gruplarının Oluşturulması	50
3.1.1 Çalışmada Kullanılan Monolitik Zirkonya Blokları.....	52
3.1.1.1 Amann Girbach - Ceramill Zolid White	52
3.1.1.2 Zirkozahn - Prettau	53
3.1.1.3 GC - Initial Zirkonya Disk HT	54
3.1.2 Çalışmada Kullanılan Monolitik Zirkonya Bloklarının İçerikleri	55
3.1.3 Monolitik Zirkonya Bloklarının Sinterleme Sıcaklıkları.....	55
3.2 Kullanılan Frez Çeşitleri	56
3.3 Deney Gruplarının Hazırlanması	57
3.4 Kontrol Gruplarının Hazırlanması	60
3.5 Çalışmada Kullanılan Aşındırma Cihazı.....	63
3.6 Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin Ölçülmesi	69
3.7 Biaksiyel Bükme Testinin Uygulanması.....	70
3.8 Vickers Mikrosertlik Ölçümlerinin Yapılması.....	72
3.9 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Ölçümlerinin Yapılması	73
3.10 İstatistiksel Analiz.....	75
4. BULGULAR.....	76
4.1 Yüzey Pürüzlülüğü Sonuçlarının Değerlendirilmesi	76
4.2 Biaksiyel Bükme Dayanımı Sonuçlarının Değerlendirilmesi	85

4.3 Sıcaklık Ölçümlerinin Değerlendirilmesi.....	93
4.4 Vickers Mikrosertlik Sonuçlarının Değerlendirilmesi	100
4.5 Yüzey Pürüzlülüğü ve Biaksiyel Bükme Dayanımı Sonuçlarının Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi.....	109
4.6 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları	112
5. TARTIŞMA	112
6. SONUÇLAR.....	160
7. KAYNAKLAR	163
ÖZGEÇMİŞ	178



TABLULARIN LİSTESİ

Tablo 1: Dental seramiklerin içerikleri

Tablo 2: Dental seramiklerin sınıflandırılması

Tablo 3: Seramiklerin sinterleme sıcaklıklarına göre sınıflandırılması

Tablo 4: Seramiklerin üretim tekniklerine göre sınıflandırılması

Tablo 5: Preslenebilir seramiklerin özellikleri

Tablo 6: Cam infiltre slip cast seramiklerin içerikleri ve özellikleri

Tablo 7: CAD/CAM sistemleri ile üretilen seramikler

Tablo 8: Farklı işlem aşamalarının zirkonya seramiklerinin mikroyapı üzerindeki potansiyel etkisi

Tablo 9: Magnezyum ile kısmen stabilize zirkonyumun özellikleri

Tablo 10: CAD/CAM sistemleri ile işleme prosedürlerine göre zirkonya türlerinin şematize edilmesi

Tablo 11: Kullanılan monolitik zirkonya materyallerinin içerikleri

Tablo 12: Monolitik Zirkonya materyallerinin sinterleme sıcaklıkları ve süreleri

Tablo 13: Deney gruplarının oluşturulması

Tablo 14: Deney ve kontrol gruplarının yüzey pürüzlülük ortalamaları ve istatistiksel değerlendirmesi

Tablo 15: Farklı frez çeşitlerinin, sulu ve susuz ortamda monolitik zirkonya blokları üzerindeki yüzey pürüzlülüğü etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 16: 3 farklı monolitik zirkonya bloğunun yüzey pürüzlülüğü ortalamalarının karşılaştırılması ve istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 17: Farklı frez çeşitlerinin, monolitik zirkonya blokları üzerindeki yüzey pürüzlülüğü etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 18: Deney ve kontrol gruplarının biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları ve istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 19 : Farklı frez çeşitlerinin, sulu ve susuz ortamda monolitik zirkonya blokları üzerindeki biaksiyel bükme dayanımı etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 20: 3 farklı monolitik zirkonya bloğunun biaksiyel bükme dayanımı ortalamalarının karşılaştırılması ve istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 21: 3 farklı monolitik zirkonya bloğunun kontrol gruplarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 22: Farklı frez çeşitlerinin, monolitik zirkonya blokları üzerindeki biaksiyel bükme dayanımı etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 23: Deney ve kontrol gruplarının en yüksek sıcaklık ortalamaları ve istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 24: Susuz ortamda deney gruplarının en yüksek sıcaklık değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 25: Sulu ortamda deney gruplarının en yüksek sıcaklık ortalamaları ve istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 26: Sulu ortamda deney gruplarının en yüksek sıcaklık değerlerinin anlamlılığının değerlendirilmesi

Tablo 27: Sulu ortamda tüm frez çeşitlerinin, monolitik zirkonya bloklarındaki en yüksek sıcaklık değerlerinin anlamlılığının değerlendirilmesi

Tablo 28: Susuz Ortamda 3 Farklı Monolitik Zirkonya Bloğunun Karşılaştırılması

Tablo 29: Sulu Ortamda 3 Farklı Monolitik Zirkonya Bloğunun Karşılaştırılması

Tablo 30: Deney ve kontrol gruplarının vickers mikrosertlik ortalamaları ve istatistiksel değerlendirmesi

Tablo 31: Farklı frez çeşitlerinin sulu ve susuz ortamda monolitik zirkonya blokları üzerindeki vickers mikrosertlik değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 32: 3 farklı monolitik zirkonya bloğunun vickers mikrosertlik ortalamalarının karşılaştırılması ve istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 33: 3 farklı monolitik zirkonya bloğunun kontrol gruplarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tablo 34: Farklı frez çeşitlerinin, monolitik zirkonya blokları üzerindeki vickers mikrosertlik ortalamalarının istatistiksel değerlendirilmesi

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil 1: Komşu yapılar arasında dönüşümün gösterilmesi, yaşlanma fenomeninin dikey kesitte şematize edilmesi

Şekil 2: Yüzey Pürüzlülüğü Sonuçlarının Grafiği

Şekil 3: Biaksiyel Bükme Dayanımı Sonuçları Grafiği

Şekil 4: Susuz Ortamda Ölçülen En Yüksek Sıcaklık Sonuçları Grafiği

Şekil 5: Sulu Ortamda Ölçülen En Yüksek Sıcaklık Sonuçları Grafiği

Şekil 6: Vickers Mikrosertlik Sonuçları Grafiği

Şekil 7: Amann Girbach farklı frez çeşitleri ile susuz aşındırıldığında yüzey pürüzlülüğü ve biaksiyel bükme dayanımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi

Şekil 8: Amann Girbach farklı frez çeşitleri ile sulu aşındırıldığında yüzey pürüzlülüğü ve biaksiyel bükme dayanımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi

Şekil 9: Zirkozahn farklı frez çeşitleri ile susuz aşındırıldığında yüzey pürüzlülüğü ve biaksiyel bükme dayanımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi

Şekil 10: Zirkozahn farklı frez çeşitleri ile sulu aşındırıldığında yüzey pürüzlülüğü ve biaksiyel bükme dayanımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi

Şekil 11: GC farklı frez çeşitleri ile susuz aşındırıldığında yüzey pürüzlülüğü ve biaksiyel bükme dayanımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi

Şekil 12: GC farklı frez çeşitleri ile sulu aşındırıldığında yüzey pürüzlülüğü ve biaksiyel bükme dayanımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi

Şekil 13: Zirkozahn (Kontrol grubu) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 14: Zirkozahn (Kontrol grubu) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 15: Amann Girbach (Kontrol grubu) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 16: Amann Girbach (Kontrol grubu) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 17: GC (Kontrol grubu) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 18: GC (Kontrol grubu) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 19: Zirkozahn (Aerotör+881Z4 frezi+sulu) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 20: Zirkozahn (Aerotör+881Z4 frezi+sulu) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 21: Zirkozahn (Aerotör+881Z4 frezi+susuz) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 22: Zirkoz Zahn (Aerotor+881Z4 frezi+susuz) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 23: Amann Girbach (Aerotor+881Z4 frezi+sulu) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 24: Amann Girbach (Aerotor+881Z4 frezi+sulu) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 25: Amann Girbach (Aerotor+881Z4 frezi+susuz) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 26: Amann Girbach (Aerotor+881Z4 frezi+susuz) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 27: GC (Aerotor+881Z4 frezi+sulu) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 28: GC (Aerotor+881Z4 frezi+sulu) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 29: GC (Aerotor+881Z4 frezi +susuz) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 30: GC (Aerotor + 881Z4 frezi+susuz) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 31: Zirkoz Zahn (Mikromotor+Z732 frezi+sulu) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 32: Zirkoz Zahn (Mikromotor+Z732 frezi+sulu) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 33: Zirkoz Zahn (Mikromotor+Z732 frezi+susuz) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 34: Zirkoz Zahn (Mikromotor+Z732 frezi+susuz) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 35: Amann Girbach (Mikromotor+Z732 frezi+sulu) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 36: Amann Girbach (Mikromotor+Z732 frezi + sulu) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 37: Amann Girbach (Mikromotor+Z732 frezi+susuz) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 38: Amann Girbach (Mikromotor+Z732 frezi+susuz) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 39: GC (Mikromotor+Z732 frezi+sulu) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 40: GC (Mikromotor+Z732 frezi+sulu) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 41: GC (Mikromotor+Z7323 frezi+susuz) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 42: GC (Mikromotor+Z732 frezi+susuz) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 43: Zirkonzahn (Mikromotor+640 frezi +sulu) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 44: Zirkonzahn (Mikromotor+640 frezi +sulu) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 45: Zirkonzahn (Mikromotor+640 frezi+susuz) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 46: Zirkonzahn (Mikromotor+640 frezi +susuz) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 47: Amann Girbach (Mikromotor+640 frezi+sulu) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 48: Amann Girbach (Mikromotor+640 frezi+sulu) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 49: Amann Girbach (Mikromotor+640 frezi+susuz) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 50: Amann Girbach (Mikromotor +640 frezi+susuz) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 51: GC (Mikromotor+640 frezi+sulu) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 52: GC (Mikromotor+640 frezi+sulu) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 53: GC (Mikromotor+640 frezi+susuz) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü

Şekil 54: GC (Mikromotor+640 frezi+susuz) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim 1: Üç farklı üretici firmaya ait monolitik zirkonya bloğu

Resim 2: Amann Girbach – Ceramill Zolid White 98x20 N HT Zirkonyum oksit blok 20 mm

Resim 3: Amann Girbach – Ceramill Zolid White 98x20 N HT Zirkonyum oksit blok 20 mm

Resim 4: Zirkonzahn –Prettau (98H25 - Basamaklı)

Resim 5: Zirkonzahn –Prettau (98H25 - Basamaklı)

Resim 6: GC – Initial Zirkonya Disk (HT 98,5 x 25 mm)

Resim 7: GC – Initial Zirkonya Disk (HT 98,5 x 25 mm)

Resim 8: 881Z4 (medium) Frezi (Meisinger)

Resim 9: Z732 (medium) Frezi (Meisinger)

Resim 10: 640 (medium) Frezi (Meisinger)

Resim 11: Çalışmamızda kullanılan aşındırıcı frezler

Resim 12: Çalışmamızda kullanılan aerotor ve mikromotor

Resim 13: Monolitik zirkonya bloklara kazınacak örneklerin bilgiayar ortamında yerleştirilmesi

Resim 14: Bilgisayar ortamında dizayn edilen diskin yandan görünüşü

Resim 15: Bilgisayar ortamında dizayn edilen diskin karşıdan görünüşü

Resim 16: Bilgisayar ortamında dizayn edilen diskin üstten görünüşü

Resim 17: Kumpas ile örneklerin kalınlıklarının ölçülmesi

Resim 18: Sinterleme sonrasında monolitik zirkonya diskleri

Resim 19: Sinterleme sonrası kontrol grupları

Resim 20: Zımpara cihazı (BUEHLER, Phoenix Beta Twin Wheel)

Resim 21: Örneklerin standardize edilmesi için zımparalama işleminin uygulanması

Resim 22: Aşındırma cihazı

Resim 23: Aşındırma cihazının üstten görünüşü

Resim 24: Mikromotorun aşındırma cihazına monte edilmesi

Resim 25: Aerotorun aşındırma cihazına monte edilmesi

Resim 26: Monolitik zirkonya disklerinin sabitlenmesini sağlayan apanın üstten görünüşü

Resim 27: Monolitik zirkonya disklerinin sabitlenmesini sağlayan apanın karşıdan görünüşü

- Resim 28: İleri-geri ve sağ-sol yönde hareket eden tabla
- Resim 29: Sıcaklık ölümlerinin kaydedilmesi
- Resim 30: Yüzey profilometresi (Perthomer MI, Mahr, Germany)
- Resim 31: Instron cihazına monolitik zirkonya bloklarının yerleştirilmesi
- Resim 32: Instron cihazında kırma işleminin uygulanması
- Resim 33: Mikrosertlik cihazı (BUEHLER - Micromet 5114D)
- Resim 34: : Mikrosertlik cihazı ile ölüm yapılması (BUEHLER - Micromet 5114D)
- Resim 35: Örneklerin SEM analizi için kaplanması
- Resim 36: SEM kaplama cihazı
- Resim 37: SEM görüntülerinin elde edilmesi
- Resim 38: Alan Samalı Taramalı Elektron MİKroskobu (SEM)



KISALTMALARIN LİSTESİ

Al_2O_3 : Aluminyum Oksit-Alumina

$^{\circ}\text{C}$: Celcius

c : Kübik

Ca : Kalsiyum

CAD/CAM : Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing

CaO : Kalsiyum Oksit

Ce : Seryum

CeO_2 : Ceria

$^{\circ}\text{F}$: Fahrenheit

gr : Gram

HIP : Hot Isostatic Pressing

K : Potasyum

LTD : Düşük Isı Bozunması

m : Monoklinik

mm : Milimetre

M.Ö : Milattan önce

μm : Mikrometre

MgO : Magnezyum Oksit

MPa : Megapaskal

MgF₂ : Magnezyum Florur
N : Newton
Na : Sodyum
SEM : Scanning Electron Microscope
sn : Saniye
t : Tetragonal

Y₂O₃ : Yttrium Oksit
Y(OH)₃ : Yttrium Hidroksit
Y-TZP : Yttria-Stabilize Zirkonya
ZrO₂ : Zirkonyum Dioksit
Zr : Zirkonya

ÖZET

ÇAŞUR A. CAD/CAM Sistemleriyle Elde Edilen Monolitik Zirkonyanın Farklı Aşındırma Prosedürleri Sonrası Biaksiyel Bükme Dayanımının In Vitro Olarak İncelenmesi Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi, İstanbul 2018. Monolitik zirkonya, veneerlenen porselenin kırılma risklerini elimine etmesi sebebiyle kuron ve köprü restorasyonlarında sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak bu materyallerin CAD/CAM sistemleri ile üretilmiş olmalarına rağmen, klinikte uyumlandırma işlemlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Hızlı ve yavaş dönme özelliğine sahip döner aletler ile farklı frez çeşitleri kullanılarak sulu ve susuz ortamda uygulanan aşındırma prosedürleri klinisyenler tarafından sıklıkla kullanılmaktadır. Çalışmamızın amacı; monolitik zirkonya materyallerinin aşındırma prosedürleri sonrasında değişen mekanik özelliklerinin değerlendirilmesidir. Deney grupları için, monolitik zirkonya bloklarından (Amann Girbach-Ceramill Zolid White, Zirkonzahn-Prettau,GC-Initial Zr Disk) merkezinde 3 mm çapında, 1 mm yüksekliğinde özel silindir dizaynı bulunan, 15 mm çapında, 1.2 ± 0.2 mm yüksekliğinde disk şeklinde örnekler hazırlanmıştır. Kontrol grupları için ise, merkezde özel silindir dizaynı mevcut değildir. Aerotor ve mikromotor ile 3 farklı frez çeşidi (Meisinger 881Z4 (medium), Meisinger Z732 (medium), Meisinger 640 (medium)) kullanılarak sulu ve susuz ortamda merkezdeki silindir kaybolana kadar aşındırma işlemleri uygulanmıştır ve sıcaklık değerleri kaydedilmiştir. Aşındırma sonrasında ise; yüzey pürüzlülük değerleri ölçülüp, materyaller biaksiyel bükme testine tabi tutulup, vickers mikrosertlik testi uygulanmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma), yanı sıra normal dağılım gösteren değişkenlerin zaman karşılaştırmalarında eşlendirilmiş tek yönlü varyans analizi, alt grup karşılaştırmalarında Newman Keuls çoklu karşılaştırma testi, gruplar arası karşılaştırmalarda tek yönlü varyans analizi, alt grup karşılaştırmalarında Tukey çoklu karşılaştırma testi, ikili grupların karşılaştırmasında bağımsız t testi, kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir. Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde, tüm monolitik zirkonya bloklarında işlem görmemiş kontrol gruplarının pürüzlülük ortalamaları, aşındırma yapılmış tüm deney gruplarının pürüzlülük ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Sulu ve susuz ortamda her üç monolitik zirkonya bloğunda da aerotor ile 881Z4 frezinin kullanıldığı grupların yüzey pürüzlülük

ortalamları, diğer deney ve kontrol gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Biaksiyel bükme dayanımları değerlendirildiğinde ise, 3 monolitik zirkonya materyalinde de (Amann Girbach, Zirkonzahn, GC) frez çeşidi farketmeksizin susuz ortamda aşındırma işlemleri uygulanan deney gruplarının biaksiyel bükme dayanımı, sulu ortamda aşındırma işlemleri uygulanan deney gruplarından daha düşük ortalama değerlere sahiptir. Tüm monolitik zirkonya materyallerinde sulu ve susuz ortamda, deney gruplarının biaksiyel bükme dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir. Çalışmamızda susuz ortamda en yüksek sıcaklık ortalaması $104,23 \pm 13,27$ °C, sulu ortamda ise $27,91 \pm 1,84$ °C olarak ölçülmüştür. Tüm monolitik zirkonya materyallerinde (Amann Girbach, Zirkonzahn,GC), sulu ve susuz ortamda aerotor ile 881Z4 frezinin kullanıldığı deney gruplarının vickers mikrosertlik ortalamaları, diğer deney gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler : Monolitik zirkonya, zirkonya biaksiyel bükme dayanımı, yüzey pürüzlülüğü, aşındırma

SUMMARY

ÇAŞUR A. In Vitro Evaluation Of The Biaxial Flexural Strength Of Monolithic Zirconia Fabricated With CAD/CAM Systems After Different Grinding Procedures. Yeditepe University Health Sciences Institute, PhD Thesis in Prosthetic Dentistry, İstanbul 2018. Monolithic zirconia is frequently used in crown and bridge restorations by eliminating the risks of chipping of the veneered porcelain. However, although these materials are produced by CAD/CAM systems, clinical adjustment still necessary. Grinding procedures are frequently apply by clinicians using high-speed and low-speed rotary instruments with different types of burs with or without water cooling. The purpose of this study is to evaluate the changing mechanical properties of monolithic zirconia materials after grinding procedures. Disk-shaped specimens (15 mm in diameter and 1.20 ± 0.2 mm in height) with a smaller cylinder at the center of the each disk (3 mm in diameter and 1 mm in height) were prepared by using monolitihic zirconia materials (Amann Girbach-Ceramill Zolid White, Zirkonzahn-Prettau, GC-Initial Zr Disk) for the experimental groups. For the control groups, there were no special cylinder design at the center. Grinding procedures were applied by using 3 different type of burs (Meisinger 881Z4 (medium) , Meisinger Z732 (medium), Meisinger 640 (medium)) with and without water cooling until the cylinder at the center lost it's thickness during this process and the temperature values were recorded. After grinding, the surface roughness values were measured and the material was subjected to biaxial flexural test and vickers microhardness test. One-way variance analysis is used in comparisons of variables, Newman Keuls multiple comparison test in sub-group comparisons, one-way variance analysis in cross-group comparisons, Tukey multiple comparison test in sub-group comparisons, independent t-test in comparison of binary groups were used. The results were evaluated at $p < 0.05$ level. When the results of our study were evaluated, the roughness averages of the untreated control groups were statistically lower than the roughness averages of all the experimental groups. The mean roughness values of the groups in which the aerotor and 881Z4 bur used in all conditions (with and without water cooling) were found to be significantly higher than the other experimental and control groups. When the biaxial flexural strengths were evaluated, the biaxial flexural strength of the experimental groups in which the grinding process was applied without water cooling had lower mean values than the experimental groups that the grinding process was applied under

water cooling. In all monolithic zirconia materials, there was no statistically significant difference between the biaxial flexural strengths of experimental groups in all conditions (with and without water cooling). In our study, the highest temperature values without water cooling was measured $104,24 \pm 13,27$ °C and with water cooling was measured $27,91 \pm 1,84$ °C. In all monolithic zirconia materials, the vickers microhardness values of experimental groups which were grinded with aerotor and 881Z4 burs in all condition (with and without water cooling) were found to be significantly higher than the other experimental groups.

Key words: Monolithic zirconia, zirconia, biaxial flexural strength, surface roughness, grinding



1.GİRİŞ VE AMAÇ

Üstün fiziksel özellikleri, marjinal ve internal adaptasyonları ve klinik olarak kabul edilebilir estetik özellikleri sebebiyle metal seramik restorasyonlar, sabit protetik rehabilitasyonun sağlanması için 1960'ların başlarından itibaren kullanılmaktadır. Ancak diş eti dokularına yakın olan servikal 1/3'lük kısımdaki açık gri yansımalar, sabit protezlerin üretiminde daha estetik çözümlerin arayışına neden olmuştur (1). Dönüşüm tokluğu mekanizmaları, mekanik özelliklerindeki başarıları ve CAD/CAM teknolojileri ile hassas ve güvenilir olarak üretilebilmeleri sebebi ile zirkonya kullanılmaya başlanmıştır (2). Günümüzde, CAD/CAM sistemleri ile presinterize formdaki yttrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP), istenilen formda üretilip sinterlenmektedir. Ancak sinterleme sonrasında, klinikte ve laboratuvar uygulamalarında materyale tekrar şekil verilip, düzenlemelerin yapılması gerekmektedir. Bu düzenlemeler, veneerleme öncesinde Y-TZP alt yapı materyallerinin kenarlarından, birleşim bölgelerinden veya iç yüzeylerinden yapılmaktadır (3).

Zirkonya altyapısı ve veneerleme seramiği ile arasındaki ısıl genişleme katsayısı farkı, yetersiz altyapı dizaynı, hızlı soğuma hızı, düşük kırılma dayanımı ve veneerlenen seramik ile altyapı arasındaki farklar başarısızlık sebeplerindedir (1). Bu işlemler kumlama, aşındırma gibi mekanik ve/veya kimyasal işlemleri kapsamaktadır. Klinikte hasta başında veya laboratuvarda uygulanan bu işlemler, aşındırma için kullanılan frezlerin tanecik boyutlarına bağlı olarak materyalin mekanik özelliklerinin değişmesine neden olmaktadır (3). Zirkonya restorasyonlarında uygulanan uyumlandırma işlemleri yüzey özelliklerini değiştirerek, pürüzlülük artışına sebep olabilirler (3), veya t-m dönüşümünü başlatarak, çatlak oluşumunu durdurabilir veya başlatabilirler (3,4). Yüzey hasarlarının olduğu bu alanlar, stress konsantrasyon alanları oluştururlar ve mikroskobik nitelikte de olsa, çatlamanın başlaması ve yayılması için potansiyel oluştururlar (5). Ancak, bazı durumlarda, % 3-4 hacim genişlemesi ile kompresif stresler başlar, bu sebeple çatlak ucunun kapanması ve daha ileriki dönemlerde çatlak ilerlemesi engellenir. Bu durum dönüşüm tokluğu mekanizmasıdır ve kırılma dayanımının ve sertliğinin artması ile açıklanmaktadır. Bu zirkonyayı, diğer dental seramiklerden ayrılan farklı bir karakteristik özelliğidir (6,7).

Dental seramiklerin direncinde meydana gelen değişimler klinik kullanımdaki ömrünü ve tedavinin başarı şansını etkilemektedir. Zirkonyanın klinikte uygulanan işlemler neticinde iç yapısında meydana gelen değişimler ile ilgili birçok çalışma

olmasına rağmen günümüzde sıklıkla kullanılmaya başlanan monolitik zirkonya ile ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu sebeple, çalışmamızdaki amacımız, farklı üreticilere ait monolitik zirkonya bloklarının, farklı aşındırıcılar ile klinikte uygulanan okluzal indirgeme ve uyumlandırma prosedürleri sonrasındaki yüzey pürüzlülüklerinin, değişen biaksiyel bükülme dayanımlarının ve mikrosertliğinin, aşındırma sırasında açığa çıkan sıcaklık değerlerinin değerlendirilmesidir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 Dental Seramikler

Dental seramikler, esas olarak bir veya daha fazla metalik veya yarı metalik elementler (alüminyum, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) ile oksijen bileşikleri içeren inorganik yapılardır (8). Dental seramikler, doğal görünümleri, mekanik, optik, termal ve kimyasal özellikleri sebebiyle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (9). Yüksek estetik talepler ve biouyumlulukta başarıları, seramiklerin kullanımının artmasına neden olmuştur (10). Seramikler genellikle sıvıların, gazların, alkalilerin ve asitlerin çoğuyla reaksiyona girmezler ve uzun süre bozulmadan kalırlar. Diş hekimliğinde seramikler, yapay protez dişlerde, kronlarda, köprülerde, seramik postlarda, abutmentlerde ve metal altyapıların üzerine veneerleme prosedürü için yaygın olarak kullanılmaktadırlar (11).

2.1.1 Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik kelimesi Yunanca "keramos" kelimesinden türetilmiştir (12). Dental teknoloji ilk olarak M.Ö. 700'de Etruria'da ve M.Ö. I. yüzyılda Roma döneminde ortaya çıkmıştır ancak on sekizinci yüzyıla kadar geliştirilmemiştir. İlk porselen diş materyalinin patenti, 1789 yılında Fransız diş hekimi (de Chemant) ve Fransız kimyacı (Duchateau) işbirliği ile alınmıştır. 1808 yılında Fonzi isimli İtalyan diş hekimi platin pin veya alt yapı ile desteklenebilen "terrometalik" isimli porselen diş icat etmiştir. 1817 yılında Fransız diş hekimi Planteau, Birleşik Devletler de porselen dişleri tanıtmıştır. Diş hekimliğine ilk seramik kronlar ise Dr.Charles Land tarafından 1903 yılında tanıtılmıştır (13).

2.1.2 Seramiklerin Yapısı ve Kimyasal Bileşenleri

Seramikler genel olarak kristal olmayan (amorflar katılar veya camlar) ve kristalin seramikler olarak sınıflandırılabilirler. Dental seramiklerin mekanik ve optik özellikleri esas olarak bulduklarları kristal fazın niteliğine ve miktarına bağlıdır. Camlı faz ne kadar fazla ise seramiklerin yarı saydamlığı o oranda artar. Bununla birlikte, çatlak yayılımına direnci azaltarak yapıyı zayıflatır. Öte yandan, kristal faz ne kadar fazla ise, mekanik özellikler o oranda artar; ancak estetik özellikler değişmiş olur. Dental seramikler, ağırlıklı olarak kristalin mineraller ve cam matristen oluşur. Kristalin mineraller, feldspar, kuvars ve alümina, cam matris ise kaolin içerir. Porselen, kaolin, kuvars ve feldspar'ın uygun oranlarda karıştırılarak ve yüksek sıcaklıkta pişirilerek üretilen seramik materyallerinin spesifik bir kompozisyonudur (14).

2.1.2.1 Feldspar

Feldspar cam matrisi oluşturmaktan sorumludur (14). Feldspar, en düşük erime noktalı bileşiktir ve fırınlama esnasında ilk önce erir. Doğal olarak oluşan bir mineraldir, iki alkali alüminyum silikattan oluşur (8). Porselenlerin çoğu potas formundaki feldspar içerirler ve feldspar pişmiş porselene yarısaydamlık verir (14).

2.2.2.2 Silika(Quartz)

Yeryüzündeki fazla miktarda varolan elementlerden biridir ve 4 farklı formda bulunabilir (15) .

1.Kristalin Quartz

2.Kristalin Kobalit

3.Kristalin Tridimit

4.Kristal olmayan erimiş silika

Dental porselende saf kuvars kristalleri kullanılır. Dolgu maddesi ve güçlendirici ajan olarak kullanılmaktadır. Yüksek erime noktasından dolayı fırınlanma esnasında diğer

bileşenler için yüksek dirençli bir alt yapı oluşturur ve fırınlama sırasında formun korunmasına yardımcı olur (16). Quartz aynı zamanda porselende doldurucu madde olarak da görev alır (14).

2.1.2.3 Kaolin

Kaolin, su içerikli bir alüminosilikattır. Yapıştırıcı gibi davranır ve fırınlanmamış porselene şekil verilebilme özelliğini artırır. Yüksek ısıya maruz kaldığında, kuvars parçacıklarının oluşturduğu alt yapıya yapışır ve aynı zamanda işlenebilirliğini artırır (16). Ayrıca kaolin, porselen restorasyona opaklık da katar; bu sebeple üretilen restorasyonun doğal dişteki yarı-saydamlığını taklit edebilmesi için, miktarı sınırlandırılmalıdır (17).

Tablo 1 : Dental seramiklerin içerikleri (14)

BİLEŞENLER	GÖREVLERİ
Feldspar	En düşük füzyonda eriyen bileşendir. İlk önce erir ve fırınlama sırasında akar, bu bileşenleri katı bir kütle haline getirir.
Silika (Quartz)	Fırınlanmış porselen restorasyonunu güçlendirir.Porselenin fırınlanma esnasında normalde kullanılan sıcaklıkta değişmeden kalmasını sağlar ve böylece diğer malzemeler için alt yapı sağlayarak ısıtma sırasında kütleyle kararlılık kazandırır.
Kaolin	Bağlayıcı olarak kullanılır. Fırınlanmamış porselenlerin kalıplanabilirliğini artırır.Bitmiş porselen ürünün opak olmasını sağlar.

Cam modifikatörler	Akışkanlar olarak kullanılırlar.
Renk pigmentleri & Firitler	Restorasyona uygun rengi sağlar.
Zr/Ce/Sn Oksit, and Uranium Oksit	Uygun opaklığı sağlar.

2.2 Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler 2 ana katagoride sınıflandırılırlar (16).

1. Metal- seramik restorasyonlarda, metal alt yapıların veneerlenmesinde kullanılan seramikler (16)
2. Tam seramik protezlerinin üretilmesinde kullanılan seramikler (16)

Tablo 2: Dental seramiklerin sınıflandırılması (11)

	ÜRETİM TEKNİĞİ	KRİSTALİN FAZ
Metal Seramikler	<ul style="list-style-type: none"> • Sinterleme • Metal üzerine sıcak presleme 	<ul style="list-style-type: none"> • Lösit • Lösit, Lösit & Florapatit
Tam Seramikler	<ul style="list-style-type: none"> • Sinterleme • Sıcak presleme • Kuru presleme & sinterleme • Slip cast & cam infiltrasyonu • Yumuşak milleme & cam infiltrasyonu • Yumuşak milleme & sinterleme • Yumuşak milleme, sinterleme & sıcak presleme • Sert milleme • Sert milleme & ısı uygulanması 	<ul style="list-style-type: none"> • Lösit • Lösit & Lityum disilikat • Alumina • Alumina, Spinel, Alumina-Zirkonya (12 Ce-TZP) • Alumina, Alumina-Zirkonya(12 Ce-TZP) • Alumina, Zirkonya (3Y-TZP) • Zirkonya/Florapatit- lösit-cam seramik • Sanidin, lösit • Lityum disilikat

Dental seramikler, bir veya daha fazla parametreye bağılı olarak da sınıflandırılabilirler:

(16)

1. Kullanım alanı veya endikasyon
2. İçerik
3. Ana kristal fazı ve/veya matriks fazı
4. Üretim teknikleri
5. Fırınlama sıcaklığı
6. Mikroyapı
7. Translusenslik

2.2.1 Dental Seramiklerin Restorasyon Tiplerine Göre Sınıflandırılması (17)

1.METAL SERAMİK SİSTEMLER

2.TAM SERAMİKLER

- Geleneksel dental seramikler

a) Silika Bazlı Seramikler

-Cam Seramikler

a) Lössit takviyeli feldspatik seramikler

b)Flormica cam seramikler

c)Lityum disilikat seramikler

- Yüksek sertlikteki kor seramikler

a)Cam infiltre seramikler

b)Metal oksit içerikli seramikler

- Alümina içerikli seramikler

-Zirkonya içerikli seramikler

2.2.2 Dental Seramiklerin Sinterleme Sıcaklıklarına Göre Sınıflandırılması

Tablo 3 :Seramiklerin sinterleme sıcaklıklarına göre sınıflandırılması (16)

Türü	Endikasyon	Sinterlenme Sıcaklık Aralığı
Yüksek Füzyon	Tam protezlerde kullanılan dişler Tam sinterlenmiş alümina ve zirkonya kor seramikleri	> 1300°C (> 2371°F)
Medium Füzyon	Tam protezlerde kullanılan dişler Presinterize Zirkonya	1101°C- 1300°C (2013°F-2372 °F)
Düşük Füzyon	Kron ve köprü veneer seramikleri	850°C – 1100°C (1562°F-2012 °F)
Ultra- Düşük Füzyon	Kron ve köprü veneer seramikleri	< 850°C (< 1562 °F)

2.2.3 Dental Seramiklerin Üretim Tekniklerine Göre Sınıflandırılması

Tablo 4 :Seramiklerin üretim tekniklerine göre sınıflandırılması (12)

Üretim Tekniği	Seramik Türü	Kristalin Fazı	Üretici Firma
Sinterlenmiş Porselenler	Lösit katkılı feldspatik porselen	Sanidine	Optec HSP, Jeneric/Penatron In
	Alümina esaslı porselen	Alumina	Hicram, Vident, Baldwin Park, CA
	Magnezyum esaslı porselen	Forsterite	Vident, Baldwin Park, CA
	Zirkonya esaslı porselen	Mirage II	Myron International, Kansas City, KS

Dökülebilir Cam Seramikler	Mika esaslı porselenler	Tetrasiklik Flormika	DICOR,Dentsply International
	Hidroksiapatit esaslı porselenler	Oksiapatit	Cerapearl,Kyocera, San Diego CA
	Lithia bazlı porselenler	Lityum Disilikat	Vident, Baldwin Park,CA
Slip Cast Tekniği ile Üretilen Seramikler	Slip cast + cam infiltre	Alumina	In-Ceram Alumina, Vident, Baldwin Park, CA
	Slip cast + cam infiltre	Spinel	In-Ceram Spinell, Vident, Baldwin Park, CA
	Slip cast + cam infiltre	12 Ce-TZP-alumina	In-Ceram Zirconia, Vident, Baldwin Park, CA
		3Y-TZP	Cercon, Dentsply
Sıcak Preslenebilen, Enjeksiyon Kalıbyla Elde Edilen Seramikler	Lösit katkılı	Lösit	IPS Empress, Ivoclar
	Lityum katkılı	Lityum Disilikat	IPS Empress, Eris, Ivoclar
	Cerestore	Spinel	Alceram, Innotel Dental Corp, Lakewood, CA
İşlenebilir seramikler	Cerec	Tetrasiklik Flormika	DICOR MGC, Dentsply International, Inc, York PA
		Sanidine	Vitablocs®, Mark II Vident, Baldwin Park, CA.
	Celay	Sanidine	Vita-Celay, Vident, Baldwin Park, CA
		Alumina	In-Ceram® AL, Vident, Vident, Baldwin Park, CA.
	Procera	Alumina	Procera All Ceram, Nobel Biocare, USA
	CAD Esaslı	Lösit	IPS Empress® CAD, Ivoclar
		Lityumdisilikat	IPS e.max CAD, Ivoclar
Lava CAD/CAM sistem	Y_TZP	Lava CAD/CAM, 3M ESPE, St. Paul, Minnesota	

2.2.4 Dental Seramiklerin Mikroyapısına Göre Sınıflandırılması

Seramik malzemeler, genellikle bir cam matris ve kristalin doldurucu partiküllere dayanan iki veya daha fazla farklı fazdan oluşur. Mikroyapısal seviyeye göre dental seramikler, cam-kristal oranlarının birleşimine göre 3 ana sınıfa ayrılabilirler (18,19).

1.Cam seramikler

a.Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler

b.Lityum disilikat cam seramikler

2.Cam infiltre seramikler

a.In-ceram alümina

b.In-ceram spinel

c.In-ceram zirkonya

3.Polikristalin Seramikler

2.2.4.1 Feldspatik Seramikler

Seramiklerin en geleneksel türü feldspat bazlı olup silika ve cam içerir. Feldspat bazlı seramikler, 'Silika İçerikli Seramikler' ve 'Feldspat İçerikli Seramikler' olarak da bilinir (17). Kullanılan ilk feldpatik porselen Vita Mark I (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)'dir.

2.2.4.1.1. Vita Mark II

Vıtabloc Mark II (Vita Zahnfabrik), kristalin faz olarak sanidin içeren, ince tanecikli feldpar seramik bloklarının ikinci jenerasyonudur (9). Vita Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) 1991 yılında CEREC 1 sistemi (Siemens AG, Bensheim , Germany) için işlenebilir feldpatik seramik olarak üretilmiştir. Vita Mark I e göre kuvvetlendirilmiştir ve daha ince tanecik boyutundadır (4 µm) ve homojen bir

yapıdadır. Vita Mark II Classic Line (Vita® tonları A1, A2, A3, A3.5 ve B3) olarak da mevcuttur. Vita Mark II blokları ayrıca yeni Vitapan 3D Master tonlarında (1M2, 2M1, 2M2, 2M3, 3M1, 3M2, 3M3, and 4M2) da mevcuttur (20). Bükülme dayanımı, yaklaşık 130 MPa 'dır, cilalanıp glazelendiğinde ise 160 MPa' ya kadar artış göstermektedir. Vitablok Mark II' nin dezavantajı boyanıp glazelenmesine rağmen monokromatik olmasıdır (9).

2.2.4.1.2. Vita Triluxe

Bir monokromatik restorasyonun estetik dezavantajlarının üstesinden gelmek ve doğal dişlerin optik özelliklerini taklit etmek için, çok renkli bir seramik blok olan Vita TriLuxe blokları (Vita TriLuxe Bloc; VITA Zahnfabrik), 3 boyutlu katmanlı bir yapı oluşturmak üzere tasarlanmıştır (21).

2.2.4.2 Cam Seramikler

Cam seramikler, geleneksel feldspat bazlı seramiklerden farklıdır, çünkü çatlak büyümesinin durdurulmasına yardımcı olan daha büyük kristal yapılar içermektedirler. Bu kristallerin varlığı çatlak oluşumunu azaltarak mekanik özellikleri geliştirirler. Camsı faz, tanecik sınırlarını doldurarak gözenek içermeyen bir yapının oluşturulmasına yardımcı olur (17). Preslenebilir seramiklerin üretimi, yüksek sıcaklık altında yüksek basıncın uygulanmasıyla yapılır. Bu nedenle, işleme teknolojisine dayalı olarak, bu seramikler "sıcak preslenmiş" seramik veya "ısı ile preslenmiş" seramikler olarak da adlandırılır (11,22). Preslenebilen seramiklerden, ilk jenerasyon ısıyla preslenebilen lösit katkılı kristal faz (IPS Empress I) ve ikinci nesil ise lityum disilikat bazlı kristal faz (IPS Empress II) olmak üzere katogeriye edilir (11).

2.2.4.2.1 Dicor (Dökülebilir Cam Seramik)

Dental kullanım için ilk kez piyasaya sürülebilir döküm seramik malzemesi Dentsply tarafından geliştirilen ve MgF_2 içeren 'Dicor' olmuştur (12). Dicor (Dentsply Inc., York, PA) mika esaslı işlenebilir bir cam seramiktir. Dicor cam seramiğinin işlenebilirliği, büyük kristalin faz olan tetrasiklik fluormica varlığı ile mümkün olur (22). Dicor, hem CAD/CAM sistemleri ile, hem de "ceramming" olarak adlandırılan camsı fazın kristal yapıya dönüşmesi için kontrol altında uygulanan ısıtma işlemi ile elde edilir (23). Dökülme sonrasında, dicor camı, $1070\text{ }^\circ\text{C}$ 'de 6 saat bekletilerek tek kademeli bir ısı işlemi ile cam-seramik haline dönüştürülür. Bu işlem sonucunda, kontrollü çekirdekleşme ve mika kristallerinin büyümesi kolaylaşır (22). İlk geliştirilen ve tanıtılan cam seramik olan Dicor, hacim olarak % 45 cam ve % 55 kristalin tetrasiklik fluormica, içermektedir. Daha sonraki geliştirilmiş yapılardaki flormica kristal içeriği %70 arttırılmıştır.

2.2.4.2.2 Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

IPS Empress I (Ivoclar Vivadent), 1990' ların başında piyasaya sürülmüş olan lösit katkılı bir cam seramiktir (24). Birinci nesil ısı ile preslenen seramik olan IPS Empress I % 35-45 oranında lösit kristal faz içerir (12). Güçlendirme mekanizması, lösit kristallerinin dispersiyon ile güçlendirmesi ile mümkün olmaktadır (25). Inleylerde, onleylerde, veneerlerde ve ön bölge kronlarda kullanılmak üzere imal edilmişlerdir. Sertlik değerleri 95 ila 180 MPa arasında değişir ve kırılma tokluğu yaklaşık $1.3\text{ MPa m}^{1/2}$ ' dir (26).

2.2.4.2.3 Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

IPS Empress II (Ivoclar Vivadent) gibi ikinci nesil ısıyla preslenmiş seramik ana kristalin faz olarak yaklaşık hacimce % 65 lityum disilikat içerir (11). Empress II sistemleri lityum disilikat cam seramik kor materyali içermektedir. Alt yapı materyali mum uçurma tekniği ve ısı ile presleme tekniği ile imal edilir veya prefabrike bloklardan kazınarak elde edilir. İstenilen şekildeki cam-seramik külçesi $920\text{ }^\circ\text{C}$ 'de plastikleştirilir, vakum ve basınç altında hassas döküm kalıbına bastırılır (21).

Tablo 5 : Preslenebilir seramiklerin özellikleri (12)

ÖZELLİK	IPS EMPRESS I	IPS EMPRESS II
Bükülme Dayanımı	112 ± 10	400 ± 40
COTE (ppm / °C)	15 ± 0.25	10.6 ± 0.25
Presleme Sıcaklığı (°C)	1150 – 1180	890 – 920
Veneerleme Sıcaklığı (°C)	910	800

2.2.4.2.4 IPS e-max

IPS e max Press (Ivoclar Vivadent), IPS Empress II' ye göre geliştirilmiş cam seramik olarak 2005 yılında tanıtılmıştır. IPS e.max, preslenebilir lityum disilikat esaslı cam seramiktir ancak fiziksel özellikleri ve ışık geçirgenliği farklı fırınlama prosedürleri ile geliştirilmiştir. Lityum disilikat ile preslenmiş cam seramik içerir ancak farklı fırınlama prosesleri ile fiziksel özellikleri ve translusenslikleri geliştirilmiştir (21).

2.2.4.2.5 IPS ProCAD

IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent), daha ince bir tanecik boyutuna sahiptir ve lösit takviyeli bir seramik olup IPS Empress'e benzemektedir. 1998'de tanıtılan CEREC inLab sistemi (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile birlikte kullanılmak üzere tasarlanmış olup, birçok renk seçeneği mevcuttur (21).

2.2.4.2.6 Empress CAD

2006'da tanıtılan Empress CAD (Ivoclar-Vivadent), Empress ProCAD 'ın devamı niteliğindedir. Başlıca farkı, üretim prosedürünü optimize etmek için daha ince parçacık boyutuna sahiptir (yaklaşık 1-5 mm) ve % 45' oranında lösit içerir. Bu durum milleden sırasında ortaya çıkabilecek hasarların oluşmasını engeller (19). Ana bileşenler IPS Empress (Ivoclar-Vivadent) 'e benzerlik gösterir, ancak toz önce bloklara preslenir,

daha sonrasında sinterlenir. Klinikte hasta başında uygulanabilen tek üyeli restorasyonlar için geliştirilmiş olup, yaklaşık 160 MPa'lık bir bükülme dayanımına sahiptir. Klinik olarak tek diş restorasyonları için önerilir ve yüksek translusenslikte (Empress CAD HT), düşük yarı-translusenslikte (Empress CAD LT) ve polikromatik (Empress CAD Multi) blok seçenekleri olarak piyasada mevcuttur. Millenmiş restorasyon bir sonraki aşamada renklendirilir ve glazelenir (23).

2.2.4.3 Cam İnfiltre Edilmiş Seramikler

Tam seramik sistemlerinin bir diğer grubunda cam infiltre edilmiş seramiklerdir ve genel olarak In-Ceram seramik sistemleri olarak adlandırılmışlardır. In-Ceram olarak adlandırılmasının nedeni sinterlenmiş oksit yapı içerisine erimiş cam partiküllerinin infiltre edilmesidir (27).

Kor materyalinin türüne göre, slip-casted ile üretilen seramikler, In-ceram Alumina, In-ceram Zirconia ve In-ceram Spinel olarak sınıflandırılır. Bu seramiklerin üretimi, refrakter kalıp üzerine kor sıvısının uygulanmasını ve 120°C'de 2 saat ısıtılmasını ve ardından 1120°C'de 10 saat süreyle sinterlenmesini gerektirir. Daha sonra lanthanyum camı alt yapı üzerine uygulanır ve 1100°C'de 4 saat boyunca fırınlanır (12,28).

2.2.4.3.1 In-Ceram Alumina

1989 yılında piyasaya sürülen In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik), tek üyeli restorasyonlar için mevcut olan cam infiltre edilmiş ilk tam seramik sistemdir (21,29). In-ceram alümina slip-cast tekniği kullanılarak üretilir, böylece poröz parsiyel olarak sinterlenmiş alümina alt yapısı oluşturulur. Düşük viskozitedeki cam daha sora poröz alt yapı içerisine infiltre edilir (30). Poröz alümina alt yapısı içerisine infiltre edilen lanthanyum cam 1100°C de 4 saat süreyle ikinci defa fırınlanır. Böylece porözite yok edilir, dayanıklılık artırılır ve çatlak oluşması için potansiyel oluşturabilecek alanlar ortadan kaldırılmış olur (21). In-Ceram Alumina, yüksek sertlikte ve orta derecede yarı saydamlıktadır böylece ön ve arka bölge restorasyonlarda kullanılabilir (19).

2.2.4.3.2 In-Ceram Spinell

1994 yılında, opak kor materyali olan In-Ceram Alümina'ya alternatif olarak üretilmiştir (21). Alt yapıya magnezyum ve alümina karışımının eklenmesiyle yarısaydamlık arttırılmıştır. Ancak bükülme direnci In-Ceram Alumina'dan %25 daha düşüktür bu sebeple ön bölge restorasyonları için önerilmektedir (21,31).

2.2.4.3.3 In-Ceram Zirkonya

In-Ceram Zirkonya sistemi, kor malzeme için cam infiltre edilmiş alümina ve kısmen stabilize edilmiş % 35 zirkonya içermektedir (32). In-Ceram Alüminaya parsiyel stabilize zirkonya eklenmesiyle daha sert ve güçlü kor materyalinin elde edilmesi sağlanmıştır (33). Alt yapı üretimi yapabilmek için slip-cast tekniği kullanılabilir veya prefabrike kısmen sinterlenmiş bloklar kazanabilmektedir, sonrasında ise feldspatik porselen ile veneerlenmektedir (21). Bu materyal, yüksek sertliktedir ve düşük translusensliktedir. Bu sebeple öncelikle üç üyeli arka bölge restorasyonlarında kullanılır ancak; ön bölge estetik restorasyonlarda kullanılması uygun değildir (19).

Tablo 6 : Cam infiltre slip cast seramiklerin içerikleri ve özellikleri (12)

Özellikler	In-Ceram Alumina	In-Ceram Spinell	In-Ceram Zirconia
İçerik	Alumina ve Lanthanyum camı	MgO ve Alumina	Alumina ve Zirkonya
Bükme Dayanımı (MPa)	500	350	700
Translusensi	Tanslusens	Yüksek Translusens	Opak
Endikasyon	Ön bölge 3 üyeli kronlar	Ön bölge kronları, inley, onley	Arka bölge kron ve köprüler

2.2.4.3 Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler camsı bileşenlere sahip değildir. Tüm atomlar, cam seramiklerde bulunan daha az yoğun ve düzensiz ağdaki atomlara kıyasla düzenli dizilere sıkıca sarılır. Böylece çatlak oluşması zorlaşmaktadır. Polikristalin seramikler, cam seramiklere göre opaktır ve kron ve köprü kopinglerinin üretimi için endikedir (18).

2.2.4.3.1 Procera All Ceram

Procera AllCeram 1993 yılında Nobel Biocare (İsveç) tarafından tanıtılmış dental polikristalin seramiktir (34). Bu kor malzeme % 99.9'dan daha fazla alümina içerir ve yaklaşık 600 MPa'lık bir bükme dayanımına sahiptir (35). Bu sistemde, freze makinesinde herhangi bir kopyalama hatasını azaltan sayısallaştırıcının boyutuyla aynı boyutta bir freze aleti bulunur. Sinterleme büzülmesini telafi etmek için 0.2 faktörü kadar büyütülmüş bir kalıp kopyalanır, bunun üzerine alüminyum trioksit yoğun bir şekilde doldurulur ve sonrasında sinterlenir. Alt yapının dış konturu programlanan kalınlık ve boyuta göre millenir ve uyumlu bir termal genleşme katsayısına sahip estetik porselenle kaplanır (23). Polikristal seramik göreceli olarak opak olmasına rağmen, benzer kalınlıktaki tüm seramik malzemelerle karşılaştırıldığında, Procera All Ceram'in translusenslik derecesi Empress ve Empress II 'nin (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) arasında bir değerde olduğu bildirilmektedir (36).

2.2.4.3.2 Vita In-Ceram AL

CAD /CAM' de kullanılabilen, Vita In-Ceram AL (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), 2005 yılında piyasaya sürülmüştür. Bununla birlikte, In-Ceram klasik alümina aynı zamanda In-Ceram veya In-Ceram Alümina olarak anılmaktadır ve cam içermeyen, polikristal yapı ve farklı bir prosesle üretilmiştir (37). In-Ceram AL'nin, ön bölge tek kronlar, az üyeli kısa köprülerde ve posteriorda tek kron için alt yapılarının üretiminde kullanılabileceği üretici firma tarafından belirtilmiştir (23).

2.2.4.3.3 Parsiyel stabilize zirkonya

Zirkonya, polimorfik bir seramik malzemedir. Üç kristalografik formu mevcuttur. Oda sıcaklığından 1170 °C' ye kadar monoklinik (m), 1170 °C'den 2370 °C'ye kadar tetragonal (t) ve 2370 °C'den erime noktasına kadar kübik (c) formdadır. Ceria (CeO₂), magnezyum (MgO) veya yttria (Y₂O₃) gibi stabilize edici oksitlerin ilavesi ile, kısmen stabilize zirkonya (PSZ) olarak bilinen çok fazlı bir maddedir (7).

2.3 Seramiklerin Üretim Şekilleri

2.3.1 Porselen tozlarının kondansasyonu yöntemi ile üretilen seramikler

Geleneksel yöntem olan porselen tozlarının kondansasyon yöntemi, bir fırça yardımıyla nemli bir porselen tozunun uygulanmasını ve toz parçacıklarının sıkıştırılması için fazla nemin uçurulması işlemini içerir. Porselenin, vakum altında fırınlanması esnasında camsı bileşenin viskoz akışı sebebiyle daha da sıkıştırılır (38).

2.3.2 Slip -cast tekniği ile hazırlanan seramikler

"Slip", düşük viskoziteli bir sıvı (genellikle su) içinde süspansiyon haline getirilmiş seramik toz parçacıklarının karışımıdır (12). "Slip cast", istenilen alt yapının bir kalıp veya negatif kopyasını oluşturmak ve refrakter bir kalıp üzerine sıvı hale getirilmiş bir porselenin dökülmesi işlemidir (12,38). Böylelikle refrakter kalıptaki gözenekler, kılcal damar etkisi ile su emerek yoğunlaşmaya yardımcı olur. Sonrasın da refrakter kalıp üzerinde yüksek sıcaklıklarda fırınlanır. Bu ısıl işlem sırasında, refrakter kalıp, küçülür ve kolaylıkla ayrılmasına yardımcı olur (12). Elde edilen seramik çok gözeneklidir ve porselen veneer uygulanmadan önce erimiş cam materyalinin infiltre edilmesi veya tamamen sinterlenmiş olması gerekmektedir. Slip-cast tekniği ile üretilen seramikler, seramik tozlarının kondansasyonu ile üretilenlerinden daha yüksek kırılma direncine sahip olabilir, çünkü güçlendirici kristalin parçacıklar alt yapı içerisinde bir ağ oluştururlar. Bu sistem ile üretilen seramikler; In-Ceram Alumina (cam-alumina), In-Ceram Spinell (cam-alumina-spinel), In-Ceram Zirkonya (cam-alumina-PS zirkonya) 'dır (38).

2.3.3 Isı ile preslenen seramikler

Preslenebilir seramiklerin üretimi, yüksek sıcaklıklarda dışarıdan bir basıncın uygulanmasını içerir. Bu nedenle, işleme teknolojisine dayalı olarak, bu seramikler "sıcak preslenmiş" seramikler veya "ısı ile preslenmiş" seramikler olarak da adlandırılır (22). Mum uçurma yöntemi, preslenebilir dental seramik kalıplarını imal etmek için kullanılmaktadır. Dental laboratuvarlarda, preslenebilir kalıplar, yüksek derecede yapışkan bir sıvı haline gelecekleri bir sıcaklığa kadar ısıtılır ve mum uçurma kalıbına yavaşça bastırılırlar. Preslenebilir cam seramikler iki katagoride sınıflandırılabilirler. Birinci nesil ısı ile preslenmiş seramikler olan, lösit takviye edilmiş kristal faz (IPS Empress I) ve ikinci nesil lityum disilikat bazlı (IPS Empress II) içermektedir (11).

2.3.4 CAD/CAM sistemi ile üretilen seramikler

Tablo 7 : CAD/CAM sistemleri ile üretilen seramikler (39)

RESTORATİF MATERYAL	CAD/CAM SİSTEMİ	ENDİKASYON	BÜKME DAYANIMI
Vitablocks Mark II (Feldspathic)	CEREC 3D, TurboDen	Inley, Onley, Veneer, Ön Bölge Kronlar	150 MPa
IPS e.max ProCAD (Leucite-reinforced)	CEREC 3D, TurboDent	Inley, Onley, Veneer, Ön Bölge Kronlar	150 MPa
IPS Empress CAD (Leucite-reinforced)	CEREC 3D, CEREC inLab, Everest, TurboDent	Inley, Onley, Veneer, Ön Bölge Kronlar	160 MPa
IPS e.max CAD (Lithium disilicate)	CEREC inLab, Everest, TurboDent	Inley, Onley, Veneer, Ön Bölge kronlar	360 MPa

In-Ceram Spinell (Magnesium oxide)	CEREC inLab, TurboDent	Ön Bölge Kronlar	350 MPa
In-Ceram Alumina (Aluminyum oksit)	CEREC inLab, DCS Precident, TurboDent	Kron ve Ön Bölge Köprüler	550 MPa
Alumina (Alumium oksit)	Procera	Kron ve Köprü	600 MP
Vita In-Ceram Zirconia (Zirkonyum oksit)	CEREC inLab, DCS Precident, TurboDent	Kron ve Köprü	750 MPa
IPS e.max ZirCAD (Zirkonyum oksit)	CEREC inLab, Everest, TurboDent	Kron ve Köprü	>900 MPa
Vita In-Ceram YZ (Zirkonyum oksit)	Cerec inLab, DCS Precient, TurboDent	Kron ve Köprü	> 1000 MPa
Presintered Zirkonya (Zirkonyum oksit)	DCS Precident, Procera, Everest, Lava, TurboDent	Kron ve Köprü	>1000 MPa
Zirkonya (Zirkonyum oksit)	Procera	Kron ve Köprü	> 1000 MPa
Full Sinterize Zirkonya (Zirkonyum oksit)	DCS Precident, Everest	Kron ve Köprü	> 1000 MPa

2.4 CAD / CAM Sistemleri

Hasar görmüş bir dişin düzeltilmesi için hızlı ve öngörülebilir şekilde şekillendirme zorluğu, diş hekimliğinde bilgisayar kontrollü işleme yöntemlerinin geliştirilmesinin ardındaki itici güç olmuştur (40). Endüstride CAD/CAM sistemleri yıllarca kullanılmasına rağmen, diş hekimliğinde 1970'lerden itibaren kullanılmaya başlanmıştır (39). CAD, 'bilgisayar destekli tasarım' CAM, 'bilgisayar destekli üretim' anlamına gelmektedir (41). Standart mum uçurma ve döküm teknolojisine odaklanmış olan dental sistemler, CAD / CAM sistemleri ile geliştirilmiştir (42). CAD / CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım, Bilgisayar Destekli Üretim) sistemlerinin hızla gelişmesi ile diş hekimliğinin tüm disiplinlerinde, özellikle protez ve restoratif diş hekimliği alanlarında büyük bir etki yaratmıştır. Bu teknolojik sistemlerin zirkonya gibi yüksek dayanıklılıktaki seramik biyomalzemelerdeki gelişmelere entegrasyonu, eğitim ve hasta bakımında büyük değişikliğe neden olmuştur (43). CAD/CAM sistemleri, kısa sürelerde üretim kalitesinin artırılması ve üretim prosedürlerinin hızlanması gibi avantajlar sağlamaktadır (39).

2.4.1 CAD/CAM Komponentleri

CAD / CAM sistemleri üç ana bölümden oluşmaktadır:

1. Prepare edilmiş dişlerden ve komşu yapılardan verileri toplayan ve daha sonra bunları sanal izlenimler haline dönüştüren bir veri toplama birimi (44)
2. Sanal bir çalışma modelinde sanal restorasyonlar tasarlamak ve ardından frezeleme parametrelerini hesaplamak için yazılım (43)
3. Restorasyonun üretilmesi için restorasyon bloğunun kullanıldığı bilgisayarlı frezeleme cihazı (43)

2.4.2 CAD/CAM Sistemlerinin Sınıflandırılması

CAD / CAM sistemleri laboratuvar sistemleri ve hasta başında uygulanan sistemler olarak sınıflandırılmıştır (43).

1.Laboratuvar sistemleri

a.Tarayıcı ve frezleme üniteleri kendilerine ait olan firmalar

- Amann Girbach
- 3M ESPE
- Sirona Dental Systems
- Zirkon Zahn
- Vhf camfacture AG
- Weiland Dental
- Pou-Yuen and U-Best Dental
- Planmeca
- KaVo Dental
- Dentsply Prosthetics

b. Sadece CAD (Computer Aided Design) sistemi olan firmalar; (43)

- D2000,
- 3 Shape; Dental Wings 7 series,
- Dental Wings; IScan D104, I
- Metric 3D SA; Ceramill Map,
- AmannGirrbach; Activity 850 3D, Smart Optics)

c. Sadece CAM (Computer Aided Manufacture) sistemi olan firmalar; (43)

- DWX-50
- Roland DGA Corporation; inLab MC X5
- Sirona; M5, Zirkonzahn; Tizian Cut 5 Smart, Schu'tz Dental
- S2 Model, vhf camfacture AG; Ceramill Motion 2, Amann Girrbach).

2. Hasta başında uygulanan (chairside) CAD / CAM sistemleri şu şekilde sınıflandırılmaktadır (43) :

a. Şirketin kendi tarayıcı ve freze ünitelerine sahip olduğu hasta başında uygulanan (chairside) CAD / CAM sistemleri

- Sirona
- Planmeca

b. Üretimin yapılamadığı ,sadece görüntünün kaydedilebildiği tarayıcı bir sistemin var olduğu CAD/CAM sistemleri

- True Definition Scanner, 3M ESPE
- iTero, Align Technology, Inc
- Trios, 3Shape
- Apollo DI, Sirona;
- CS 3500, Carestream Dental LLC .

3. CAD / CAM, veri paylaşımına göre açık ve kapalı sistemler olarak sınıflandırılabilmektedirler (43).

a. Kapalı sistemler; aynı şirket tarafından veri toplama, sanal tasarım ve restorasyonun üretimi de dahil olmak üzere tüm CAD / CAM prosedürlerini kapsarlar. Tüm adımlar tek bir sisteme entegredir ve diğer şirketlerdeki farklı sistemler arasında değiştirilebilirlik yoktur (43).

b. Açık sistemler orijinal dijital verilerin farklı firmalardaki CAD yazılımı ve CAM aygıtları tarafından algılanabilmesini sağlar. Laboratuvar CAD sistemleri her zaman açık bir sistem olmalıdır çünkü veriyi elde ettikten ve restorasyon tasarladıktan sonra veriler bir STL dosyasında saklanmalıdır. Bununla birlikte, birçok üretici kendi özel veri formatlarını kullanır çünkü programların verileri birbiri ile uyumlu değildir (43,45).

Restorasyonun yapılacağı laboratuvar CAD sisteminden gelen STL dosyasını kabul eden açık bir laboratuvar CAM sistemine gönderir. Buna ek olarak, görüntü elde etme birimi daima açık bir sistemdir ve belirli bir restorasyonun STL dosyası, restorasyonun tasarlanması için açık laboratuvar bir CAD sistemi tarafından kabul edilebilir. Sonrasında

restorasyon veya imal edilecek model için açık bir CAM sistemine gönderilir. İmplant barları veya ataşmanları gibi karmaşık restorasyonların imal edilmesi amaçlandığında, model açık laboratuvar CAD / CAM veya laboratuvar CAD sistemleri aracılığıyla taranabilir ve STL dosyası, bir dış kaynaklı üretim merkezine gönderilebilir (InfiniDent, Sirona; Procera, Nobel Biocare; Lava, 3M ESPE; TurboDent, Pou-Yuen and U-Best Dental; Ceram M-center, Amann Girrbich; PlanEasyMill, Planmeca) (43).

2.4.3 Dış Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemleri

Bu teknolojik ilerlemelerin sonucunda, CAD/CAM sistemleri üç katagoride kullanılmaya başlanmıştır (39).

Ofis sistemleri

CEREC 3D (Sirona, Charlotte, NC, USA)

E4D Dentist™ (D4D Technologies LLC, Dallas, TX)

Laboratuvar sistemleri

CEREC InLab

DCS Precident (Popp Dental Laboratory, Inc, Greendale, WI)

Everest (KaVo Dental Corp, Lake Zurich, IL),

CERCON

Freze merkezi sistemleri

Procera" (Nobel Biocare USA, LLC, Yorba Linda, CA)

Lava™ (3M ESPE, St Paul, MN)

TurboDent (U-Best Dental Technology, Anaheim, CA)

2.4.3.1 Cerec (CEramic REConstruction system)

1987'de tanıtılan CEREC, dijital taramayı bir freze ünitesiyle birleştiren ilk sistemdir ve Mörmann ve Brandestini tarafından geliştirilmiştir (39,46). Sistem, diş hekimlerinin tek bir ziyarette piyasada bulunan seramik bloklardan yapılmış restorasyonlar üretmesine izin vermektedir (46). CEREC 1 ve CEREC 2'de operatör, prepare edilmiş dişin şarjlı cihaz (CCD) kamerasıyla optik taramasını alır ve sistem otomatik olarak monitörde bir 3D dijital görüntü oluşturur. Daha sonrasında restorasyon dizayn edilir ve millenir. Yeni CEREC 3D ile operatör saniyeler içinde birden fazla görüntü kaydederek klinisyenlerin aynı çeyrekte birden fazla diş hazırlamasını ve tüm çeyrek için sanal bir ölçü oluşturmasını sağlamaktadır. CEREC inLab, modellerin lazerle tarandığı ve sanal modelin dijital bir görüntüsünün bir bilgisayar ekranında gösterildiği laboratuvar tabanlı bir sistemdir. Altyapı veya kor tasarladıktan sonra laboratuvar teknisyeni protezin üretimi için CEREC inLab makinesine uygun seramik bloğu yerleştirir (19). Taranacak olan tüm diş preparasyonu, dişlerin yarı saydam alanlarını opak hale getiren ve kameranın tüm dokuları kaydetmesine izin veren ve uniform ışık dağılımı sağlayabilen özel bir titanyum dioksit tozu tabakası ile kaplanır (46,47). Laboratuvar daha sonra CAD / CAM teknolojisini kullanarak tasarlanmış restorasyonu tasarlayıp milleyebilmektedir (46).

2.4.3.2 E4D Sistemi

2008'de piyasaya çıkan E4D sistemi, günümüzde CEREC'in yanı sıra aynı gün içinde ofiste hazırlanabilen restorasyonlara izin veren tek sistemdir. Bu sistem Intra Oral Digitizer olarak adlandırılan bir lazer tarayıcı, bir tasarım merkezi ve freze ünitesi içerir. E4D sistemi, bazı durumlarda toz kullanımını gerektirir ancak tüm durumlarda gerekli değildir. Tasarım sistemi, bitiş çizgilerini otomatik olarak algılar ve ekranda işaretler. Diş hekimi bu işaretleri onayladıktan sonra bilgisayar hedef diş için bir restorasyon modeli önerir. E4D'nin bir avantajı da, tasarımcının aynı anda en fazla 16 restorasyon üzerinde çalışabilmesidir. Restorasyon onaylandığında, veriler ya klinikte mevcut olan milleding makinesine ya da bir diş laboratuvarına iletilir. Klinikte bulunan frezeleme makinesi, restorasyonu seçilen seramik veya kompozit bloklardan üretir (46).

2.4.3.3 Cerec AC

CEREC AC, BlueCam (Sirona, Charlotte, NC, ABD) tarafından desteklenen ve 2009'da tanıtılan en yeni modeldir. Işık kaynağı olarak bir LED mavi diyoddan gelen bir çeşit görünür mavi ışık kullanarak görüntü yakalama özelliğine sahiptir (47). BlueCam (Sirona, Charlotte, NC, ABD) 2009'da kullanılmaya başlanan en yeni modeldir ve yarım arkın veya tam arkın ölçülerini alıp kron ve köprü restorasyonları oluşturabilme özelliğine sahiptir (46).

2.4.3.4 DCS Precident Sistem (Digitizing Computer System -DCS- Precident)

DCS Precident sistem, 1990'da piyasaya sunulmuştur ve tam seramik sabit protezlerin alt yapılarını (DC-Zirkon) bilgisayar destekli tasarlar ve üretir (48). DCS Precident sistem de restorasyon altyapıları tam sinterize Y-TZP bloklardan (DC-Zirkon) üretilmektedir (49). DCS Precident sistemi bir Precisan lazer tarayıcı ve Premill CAM çoklu frezeleme merkezinden oluşur. DCS Dentform yazılımı, köprüler için konektör boyutlarını ve pontik formlarını otomatik olarak önerir. DCS ile kullanılan malzemeler arasında porselen, cam seramik, zirkonya, metaller ve fiber destekli kompozitler bulunur. DCS Precident Sistemi, titanyum ve tamamen sinterlenmiş zirkonyayı millileyebilen az sayıdaki CAD / CAM sistemlerinden biridir (39).

2.4.3.5 Everest

2002 yılında üretilen bu sistem de Windows altyapılı bir software sistemi ile 3D model üzerinde tasarımlar yapılır. Milleme ünitesi, beş akslı hareket etme özelliğine sahiptir ve detaylı morfolojik dizaynlar ve hassas üretimler yapabilmektedir. Bu sistem ile; lösit katkılı cam seramikler, parsiyel ve full sinterize zirkonya seramikler ve titanyum millenebilmektedir (39).

2.4.3.6 Lava

Lava Chairside Oral Tarayıcı (COS) Şubat 2008'de piyasaya sürülmüştür (46). Lava sistemi; optik tarayıcı (Lava Scan), bilgisayar destekli freze makinası (CAM (Lava Form), sinterizasyon fırını (Lava Therm) ve CAD/CAM yazılımından oluşmaktadır (50). Titanyumoksit tozu bu yöntemde de kullanılmaktadır. Veriler onaylandıktan sonra,

laboratuvara kablosuz olarak gönderilir. Ardından, veriler, 3M' e gönderilir böylece teknisyen bir model oluşturmadan görüntüleri inceler ve alçı model laboratuvara gönderilir (46). Altyapı % 20 lik büzülme oranı hesaplanarak dizayn edilmektedir ve yarı-sinterlenmiş zirkonya bloklarından üretimi yapılabilir (39).

2.4.3.8 TurboDent

2005 yılında kullanılmaya başlanan bu sistemde, alçı model TDS Scanner ile taranır ve protezler TDS Designer ile dizayn edilir. 5 akslı milledme ünitesine sahip olan bu sistem ile inleyler, onleyler, veneerler, kopingler, köprü altyapıları, kişiye özel abutmentlar, implant barları titanyum ve seramikten üretilmektedir (39).

2.4.3.9 Procera

Procera sistemi, 1981 yılında Anderson tarafından tanıtılmıştır. 1993 yılında %99.9 alüminyum oksit içerikli sinterlenmiş alümina kor içerikli Porcera AllCeram kronları piyasaya sürülmüştür (51). Bu sistem alümina ve zirkonya kopingleri oluşturmak için yenilikçi bir konsept kullanmaktadır. Dental laboratuvarlar için iki tip tarayıcı mevcuttur. Tek üyeli restorasyonlar için Procera Piccolo, tek ve çok üyeli restorasyonlar için Procera Forte bulunmaktadır (39).

Bu sistem, üretim için 3 aşamayı gerektirmektedir (52) :

1. Çalışma modelinden büyütülmüş bir kalıp oluşturulması (52);
2. Procera alt yapısı oluşturmak için 1550°C'de yüksek saflıkta alüminyum oksit tozunun sinterlenmesi (52)
3. Düşük çözünürlüklü yüzey porseleninin alt yapının üzerine işlenmesi ile dişin anatomik formunun oluşturulması (52)

Öncelikle, scanner, ana kalıpların 3D görüntülerini oluşturmak için kullanılır ve bunlar, işleme merkezine gönderilir. İşleme merkezi seramik malzemenin büzülmesini dengelemek için tasarlanmış genişleyen kalıplar üretir. Sertleşmiş kalıplarda kuru preslenmiş yüksek saflıkta alümina tozu (>% 99.9) ile alt yapılar üretilir. Daha sonrasında bu alt yapılar istenilen kalınlığa kadar millenir (39).

2.4.3.10 Cercon Sistemleri

Cercon sistemi, başlangıçta bir CAM sistemi olarak adlandırılmıştır, çünkü bir CAD bileşeni yoktur (39). Prepare edilen dişe ait day üzerinde mum örnek hazırlanır ana parçaya (Cercon Brain) yerleştirilir. Örnek lazer sistemi ile tarandıktan sonra elde edilen veriler frezeleme ünitesine aktarılır. Son sinterlemeden oluşabilecek büzülme miktarı hesaplanır ve alt yapılar daha büyük dizayn edilir. 1350°C derecede 6 saat Cercon fırınında sinterlenir (8).

2.5 Zirkonya

2.5.1 Zirkonyanın Tarihçesi ve Gelişimi

Tıp ve diş hekimliği için özel olarak geliştirilen seramik malzemeler biyoseramikler olarak adlandırılır. Son on yılda, zirkonya teknolojisi; yüksek biyouyumluluk, gelişmiş estetik ve gelişmiş malzeme dayanıklılığı sağlayabilen metal içermeyen dental materyallerin hızla gelişmesini sağlamıştır (53).

Zirkon eski çağlardan beri bir mücevher olarak bilinmektedir. Zirkonyum adının anlamı, Farsça Zar (Altın) ve Gun (Renk) olmak üzere iki sözcükten oluşur ve Arapça Zargon (altın renkte) kelimesinden gelmektedir. Zirkonya (ZrO_2), 1789 da James Heinrich Klaproth isimli bir Alman kimyager tarafından bazı mücevherlerin ısıtılmasıyla ilgili bazı prosedürler üzerine çalışılırken keşfedilmiştir (7). Tıbbi amaçlı zirkonyum oksit (ZrO_2) ilk kez 1969'da ortopedik olarak titanyum veya alümina protezleri yerine kalça başı eklemi replasmanı için yeni bir materyal olarak kullanılmıştır (54). Sert malzeme kombinasyonları, ortopedik implantlarda baş/gövde (head-cup) uygulamalarında giderek daha fazla kullanılmaktadır. Bu seçimin arkasındaki mantık, genellikle polimerle (genellikle ultra-yüksek molekül ağırlıklı polietilen, UHMWPE) ve metalik alaşım kombinasyonlarıyla ilişkili aşınma etkilerini ve parçacık salınımını azaltmaktır. Ortopedik implant başlarında kullanılan ilk seramik olarak alümina kullanılmasına rağmen, implante edilen alüminanın ilk nesilleri kırılma özelliğinde olduğu için kullanımları sınırlandırılmıştır. Sonrasında, daha iyi mekanik özelliklere sahip olan, yttria-stabilize tetragonal zirkonya (Y-TZP), bir alternatif olarak piyasaya sürülmüştür (55). Zirkonya, üstün mekanik özellikler sergilemektedirler;

bunun sebebi çatlak ilerleme mekanizmasına karşı olan dirence bağlı gelişen dönüşüm tokluğu mekanizmasının sonucudur. Stres oluşmasına bağlı ortaya çıkan bu faz dönüşümü çatlak ucunda yarı-kararlı tetragonal taneciklerin monoklinik taneciklere dönüşümüne sebep olur ve hacim genişlemesi sonucu kompresif stresleri indükler (56). Ancak bu yarı-kararlılık sebebiyle zirkonya su varlığında yaşlanmaya da eğilimlidir (57).

2.5.2 Zirkonyanın Mikroyapısı ve Özellikleri

Zirkonya'nın (sembol Zr) atom numarası 40, atom ağırlığı 91.22, yoğunluk 6.49 g / cm³, erime noktası 2,128 K (1855 C veya 3371 F) ve kaynama sıcaklığı 4,682 K (4409 C veya 7968 F)'dir. Zirkonyum dioksit (ZrO₂), baddeleyit ve zirkon minerallerinde bulunan beyaz kristalin oksittir (58).

Suda çözünmez; ancak H₂SO₄ ve HF içerisinde çözülebilir (59). Kristal bir yapıya sahiptir ve zirkonat (ZrO₃⁻²) ve zirkonil (ZrO⁺²) tuzları gibi bir dizi bileşik oluşturmaktadır (53). Saf zirkonya, aynı kimyasal bileşime, ancak farklı atom düzenine sahip allotroptur (59).

Zirkonya, monoklinik (k), kübik (c) ve tetragonal (t) olmak üzere üç formda oluşan bir polimorfdur. Saf zirkonya, oda sıcaklığında monoklinikdir. Bu faz 1170 ° C'ye kadar stabildir. Bu sıcaklığın üzerinde tetragonal faza, 2370 °C'de de kübik faza dönüşür. Soğuma sırasında, tetragonalden monoklinik faza dönüşümü gerçekleşir ve yaklaşık % 3-4'lük bir hacim genişlemesi ile ilişkilidir (7).

Tablo 8 : Farklı işlem aşamalarının zirkonya seramiklerinin mikroyapı üzerindeki potansiyel etkisi (55)

İşlem aşaması	Mikroyapı üzerine potansiyel etki
Şekillendirme	Gözenek dağılımı ve nihai bileşenlerin gözenekliliği
Sinterleme sıcaklığı ve süresi	Yoğunluk, gren boyutu, kübik faz miktarı
Sinterleme sonrası soğuma hızı	Fazların ayrılması, rezidüel stresler
Beyazlatma	Oksijen boşluklarının azalması, rezidüel streslerin modifikasyonu
Aşındırma ve milledme	Yüzey pürüzlülüğü, rezidüel stresler, başlangıç monoklinik içerik

2.5.3 Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

Yttria ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit polikristalleri (Y-TZP) diş hekimliğinin en güncel seramiklerindendir ve diş hekimliğinde bir çok alanda kullanılmaktadır (6).

1. Endodontik postlar
2. Ortodontik braketler
3. İmplant materyali
4. İmplantüstü protezlerde abutment
5. Cad/Cam sistemi ile üretilen anterior ve posterior bölgedeki sabit protezler

2.6 Dental Uygulamalar İçin Farklı Zirkonya Seramikler

2.6.1 Full Stabilize Zirkonya (FSZ)

Üreticiler optik özelliklerin geliştirilmesi için, kübik zirkonya ve %6-8 oranında yttria ilavesi ile full stabilize zirkonya üretmişlerdir. Zirkonyanın bir formu olan FSZ (full stabilize zirkonya)'nın PSZ (parsiyel stabilize zirkonya)'den daha iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olduğu bildirilmiştir ancak bükme dayanımı 600 MPa'dır (60)

2.6.2 Yttrium İle Stabilize Zirkonya (3Y-TZP)

1990' ların başında tanıtılan yttria ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri gren büyüklüğüne bağlı olarak % 2-5 oranında yttria içeriğine sahiptir ve bu form zirkonya blokların üretiminde standart olarak kullanılmaktadır (60,61). Yttria ile stabilize edildiğinde zirkonya seramikleri, oda sıcaklığında metastabil olan yüksek sıcaklıktaki tetragonal yapısını koruyabilir (56). Seksenlerin sonlarından bu yana, biyomedikal dereceli zirkonya genellikle stabilize edici (3Y-TZP) olarak % 3 mol yttria (Y_2O_3) içermektedir (58).

Dental uygulamalar için 3Y-TZP seramiklerinin mikroyapısı küçük tanelerden oluşmaktadır (sinterleme sıcaklığına bağlı olarak çap 0.2-0.5 mm) (25,49). Mekanik özellikler olarak 800-1000 MPa aralığında bir bükülme dayanımına ve 6-8 MPa aralığında bir kırılma tokluğuna sahiptir ve diğer tüm mevcut dental seramiklerden çok daha yüksektir (49) .

2.6.3 Magnezyum ile Kısmen Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)

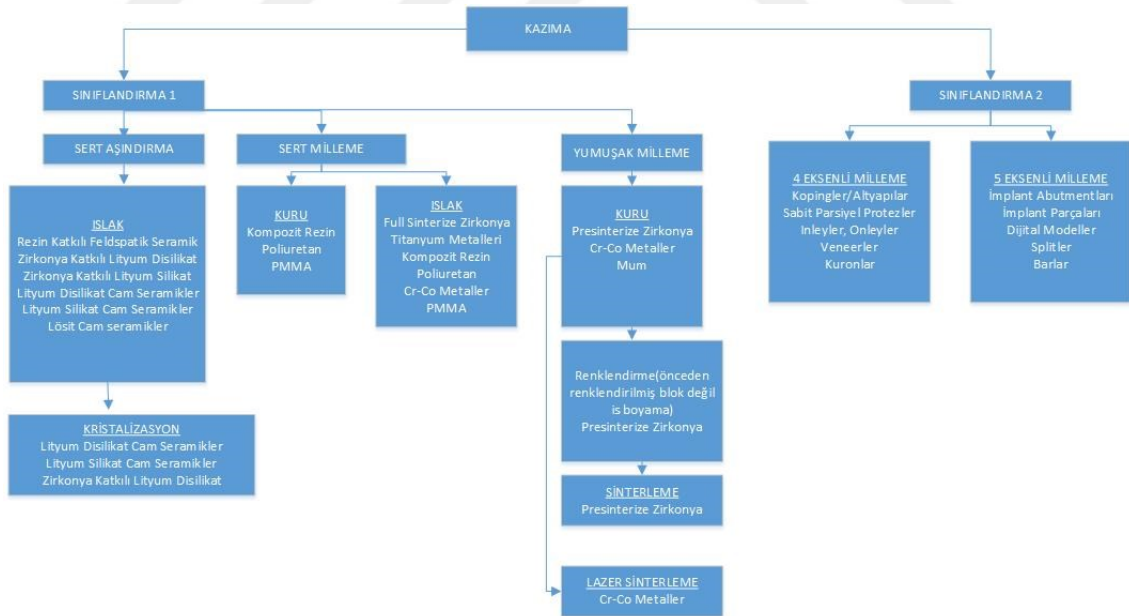
Biyomedikal uygulamalar için magnezyum kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ) üzerinde önemli miktarda araştırma yapılmış olsa da, bu materyal yeterince başarılı bulunmamıştır. Karşıt yapının aşınması, düşük stabilite ve düşük mekanik özelliklere neden olabilen büyük tanecik boyutu (30-60 μm) ve porozlu bir yapıya sahip olması sebebi ile başarısızlıklar meydana gelmektedir (58,62). Ticari malzemeler bileşiminde MgO miktarı genellikle % 8 ile % 10 mol arasında değişir (58,63). Örneğin, Denzir-M® (Dentronic AB), dental restorasyonların sert işlenmesinde kullanılabilen bir Mg-PSZ seramik örneğidir (58).

Tablo 9 : Magnezyum ile kısmen stabilize zirkonyumun özellikleri (7)

Özellik	Mg-PSZ
Kimyasal kompozisyon	ZrO ₂ +3mol% Y ₂ O ₃
Yoğunluk	% 8-10 mol MgO
Pürüzlülük	5.74-6
Baskı dayanımı	450-700
Young modulus	2000
Kırılma dayanımı	200
Isı genleşme katsayısı	7-15
Termal iletkenlik	2
Sertlik	1200

2.7 CAD/CAM Sistemi ile İşlenme Prosedürlerine Göre Zirkonya Türleri

Tablo 10: Cad /Cam sistemleri ile işleme prosedürlerine göre zirkonya türlerinin şematize edilmesi (43)



İki türlü zirkonya işleme prosedürü mevcuttur.

1. Yumuşak milledme
2. Sert milledme

2.7.1 Yumuşak İşlenme Prosedürü

"Green stage" adı da verilen yumuşak işleme prosedüründe yarı-sinterlenmiş bloklardan daha büyük boyutta altyapılar işlenir. Millenmiş alt yapının büzülerek istenilen boyutlara ulaşması için sinterlenir (64).

Ön sinterlenmiş blokların tebeşir benzeri kıvamı CAM ünitesinde şekillendirmeyi kolaylaştırmaktadır (65). Dental restorasyonların yumuşak millenmesi için mevcut olan 3Y-TZP'nin, üreticiye bağlı olarak nihai sinterleme sıcaklıkları 1350-1550 °C dereceleri arasında değişmektedir (49).

Yumuşak milleme sistemleri;

- Cercon® (Dentsply International)
- Lava™ (3M™ ESPE™)
- Procera® zirconia (Nobel Biocare™),
- YZ cubes for Cerec InLab® (Vident™)
- IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent).

2.7.2 Sert İşlenme Prosedürü

Sert milleme, sinterlenmiş (yüksek dayanımlı ve daha homojen) zirkonyanın istenen boyutta alt yapısının işlenmesidir. Bu prosedüre sıcak izostatik preslenmiş de (HIP) denilmektedir (64). Zirkonya diş restorasyonlarının; sert frezelenmesi için iki sistem mevcuttur. Bunlar; Denzir® (Cadesthetics AB) ve DC-Zirkon® (DCS Dental AG) sistemleridir. Y-TZP blokları, % 95 yoğunluğa ulaşmak için 1500°C' nin altındaki sıcaklıklarda ön sinterleme yapılarak hazırlanır. Daha sonra bloklar, yüksek basınç altında 1400°C ila 1500°C arasındaki sıcaklıklarda sıcak izostatik presleme ile işlenir (66). Bununla birlikte, sinterlenmiş zirkonyanın aşırı sertliği nedeniyle, yumuşak milleme prosesine kıyasla uzun bir milleme süresine ve sağlam bir frezeleme sistemine ihtiyaç duyulmaktadır. Yumuşak millemenin kolaylığı ve hızı nedeniyle birçok üretici dental materyallerin üretiminde bu yöntemi seçmektedir. Yumuşak milleme üreticileri, sert freze işleminin alt yapılar içerisinde mikro çatlaklar oluşturacağını belirtmektedirler. Buna karşılık, sert freze destekçileri üretim sürecinde büzülme olmamasından ötürü üstün marjinal uygunluğun olduğunu iddia etmektedirler (64). Yapılan araştırmalarda, sert frezeleme prosedürü ile elde edilen tam sinterlenmiş

3Y-TZP bloklarının önemli miktarda monoklinik zirkonya içerdiği tespit edilmiştir (25). Bu genellikle yüzeyde mikroçatlaklara, düşük sıcaklıkta bozulmaya karşı daha yüksek yatkınlığa ve daha düşük güvenilirliğe neden olmaktadır (67).

Sert işleme sistemleri (49)

1.Denzir (Cadesthetics AB)

2.DC Zirkon (DCS Dental AG)

2.8 Zirkonyanın Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması

Dişhekimliğinde kullanılabilen üç temel zirkonya türü mevcuttur. Kimyasal olarak farklı, fiziksel özellik olarak benzerdirler (68).

- Birinci tip; tamamen sinterlenmiş veya "sıcak izostatik preslenmiş" türdür; Sıcak izostatik presleme (HIP), malzemenin yoğunluğunu arttırmak için aynı anda yüksek sıcaklık ve basınç ile seramik endüstrisinde kullanılan sinterleme tekniğidir.
- İkinci tip; yarı sinterlenmiş zirkonya türüdür (68).
- Üçüncü tip; sinterlenmemiş (non-hip) "yeşil durum" zirkonya olarak adlandırılır; Hem ikinci hem de üçüncü tiplere benzer şekilde üretim süreçlerini içerir (68).

2.8.1 Yarı Sinterlenmiş Zirkonya Seramikler (Cold-isostatically Pressed Y-TZP, Pre- sintered)

Blokların üretiminde kullanılan 3Y-TZP tozu presleme için uygun bir bağlayıcı içerir. Bağlayıcı ön sinterleme adımı sırasında elimine edilir. Ayrıca, klasik olarak ZrO_2 'den ayrılması zor % 2 HfO_2 içerir. Bu nedenle yavaş ısıtma oranları tercih edilmektedir (49). Yarı sinterlenmiş bloktan kazanılacak olan alt yapı materyali sinterleme sırasında % 20-25 oranında büzülüp beklenen boyutlara ulaşacağından alt yapı materyali olması gerekenden daha büyük dizayn edilir (6).

2.8.2 Tam sinterlenmiş zirkonya - Hot isostatik pressed zirkonya (HIP)

Tam sinterlenmiş zirkonya blokların olması gereken yoğunlukları % 95'tir ve 1500°C' de sinterlenirler. Daha sonrasında ise 100 bar basınç ile argon gazı ile ısıtılır ve bu işlemin sonucunda grimsi renk alan materyal oksitlenip olması gereken beyaz rengi alması için atmosfer basıncı altında sinterlenir (69). Yarı sinterlemiş zirkonya seramiklerden farklı olarak, herhangi bir boyut değişikliği için ısıtıl işlem uygulanmayacağından, nihai boyutlarında frezelenmektedirler (6).

Aşındırma işlemi özel ünitelerde yapılır ve daha uzun süre gerektirmektedir (70). Tam sinterlenmiş bloklar daha sert yapıdadır ve hidrotermal yaşlanmaya karşı daha dirençlidir (6).

2.9 Zirkonyada Meydana Gelen Yapısal Problemler

Veneerlenmiş porselenin sağladığı estetik özellikler ve yttria ile stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) ile sağlanan yüksek dayanıklılığın kombine edilmesiyle başarılı restorasyon seçenekleri ortaya çıkmaktadır (21, 71).

Erken klinik bulgular, zirkonya restorasyonları için iki temel dezavantaj olduğunu ortaya koymaktadır (64).

1.Veneerlenen porselenin kırılma insidansı (chipping) (64)

2.Su varlığında ortaya çıktığı bilinen doğal, hızlandırılmış yaşlanma problemi (64)

2.9.1 Zirkonyanın Dönüşüm Tokluğu

Dönüşüm tokluğu, ilerleyen bir çatlak ucunda meydana gelen bir faz dönüşümünün direkt sonucu olarak bir malzemenin kırılma tokluğundaki artıştır (72). Yttria (Y_2O_3) 'nın stabilize edici etkisi sayesinde Y-TZP malzemeleri yarı-kararlı tetragonal yapıda işlenebilir. Tetragonal faz, dış etkenlerle uygulanan gerilimler altında monoklinik (m) yapıya dönüşmektedir (55). Bu dönüşüm ve oluşan bir sıkıştırma gerilimi, bir yayılım yapan çatlakın yakın çevresinde meydana gelir ve dönüşümle bağlantılı hacim artışı ile

birleşince, çatlakların daha da ilerlemesi yavaşlatılır (72). Dolayısıyla, bu faz dönüşümü, artmış tokluk ve yorulma eşliğine sahip materyallerin elde edilmesinde anahtar faktördür (55). Aşındırma, darbe ya da kırılma ile uygulanan gerilme ile indüklenen t-m faz dönüşümüyle ilişkili olarak hacim genişlemesi mevcuttur. Bu durum çatlamanın açılmasına karşı olan iç gerilmelerin gelişmesine ve dolayısıyla malzemenin çatlak yayılımına direncini arttırmaya yardımcı olmaktadır (73,74). Y-TZP ve diğer zirkonya ile sertleştirilmiş seramiklerin, geleneksel kırılma seramiklerle karşılaştırıldığında nispeten yüksek kırılma tokluğuna sahip olmasının nedeni de budur. Bu durum da yüksek dayanıklılık ile sonuçlanabilir (73). Çatlak uçlarındaki gerilme gibi mekanik uyarılara yanıt olarak kısmen stabilize tetragonal zirkonya, yaklaşık % 4'lük bir hacim artışı ile monoklinik faza dönüşür. Hacimdeki bu artış çatlak ucunu kapatır ve etkili bir şekilde çatlak yayılımını baskılar. Zirkonya'ya sağlamlığını ve dayanıklılığını veren, bu dönüşüm tokluğu mekanizmasıdır (64).

Yapılan araştırmalar dönüşüm tokluğunun farklı etkileri olduğunu belirtmektedirler:

1. İlk etapta mekanik özelliklerde, dönüşüm tokluğu mekanizması olarak bilinen bir artış kaydedilir (75, 76, 77,78).
2. Dönüşüm, seramik yüzeyine ve alt yüzeylere yayılır (grenlerin ayrılması / çekilmesi ve komşu alanlar üzerindeki grenlerde mikro-çatlaklar oluşmasını başlatır (71,75,79,80,81,82).
3. Pürüzlülüğü artırır, dayanıklılığı, kırılma tokluğu ve yoğunluğu azaltır (71,75,79,80,81,82,83).

2.9.2 Zirkonyanın Düşük Isı Bozunması (LTD = Low Temperature Degradation)

Zirkonya biomedikal olarak, 1980'lerin başında, ortopedide kalça eklemine replasmanında kullanılmaya başlanmıştır (84). Beklenmedik bir şekilde, 2001'de yaklaşık 400 kalça kemiği başı kısa sürede başarısız olmuştur ve başarısızlık materyalin belirli parçasında hızlanan bir yaşlanma ile ilişkilendirmiştir (56). Yaşlanma süreci, nispeten düşük sıcaklıklarda su varlığında yarı-kararlı tetragonal fazın monoklinik faza spontan transformasyonunun bir sonucudur, bu da düşük ısı bozunumu (LTD) olarak

bilinen bir fenomendir (23). Bu fenomen, oda sıcaklığında tetragonal fazın yarı-kararlılığı ile ilgilidir ve mikro ve makro çatlakların oluşumundan, sertlik kaybından ve mekanik özelliklerin bozulmasından sorumludur (57,85,86). Bu durum yüzeyde izole olan taneciklerde başlayan, hacminde bir artışa neden olan yavaş bir dönüşümdür. Birbirine komşu taneciklerde ve mikroçatlaklar da oluşan stresler, suyun nüfuz etmesine izin verir ve süreç ilerlemeye başlar (23,56). Bu sertlik kaybı, çeşitli zirkonya seramikleri için farklıdır ve bu değişim, stabilizatör konsantrasyonu, dağılımı ve tanecik boyutu ile ilgilidir (7).

Bu yaşlanma olgusu, düşük ısı bozunması (LTD) olarak bilinir. Kristallerin tetragonal fazdan, monoklinik faza spontan dönüşümünden dolayı fiziksel özelliklerinde azalma meydana gelir ve zirkonya alt yapıları spontan yıkım riski altındadır (87). Çiğneme esnasındaki, ağız içindeki çiğneme basıncına ek olarak, tükürük ortamına maruz kalan Y-TZP seramikleri stres-korozyon mekanizmasının etkisi altına girer ve dirençlerinde düşüklük meydana gelmektedir. Nemli ortamda, belirli derecelerde artan sıcaklığa bağlı olarak uzun süreler maruz kalındığında, spontan olarak monoklinik yapıya dönüşüm başlamaktadır (88).

Zirkonyanın yaşlanmasının ana basamakları Swab ve Yoshimura tarafından şu şekilde belirtilmiştir (89).

1. Kritik sıcaklık 200-300 °C arasındadır.
2. Yaşlanmanın etkileri sertlikte, doyumlukta ve yoğunlukta azalma ve monoklinik faz içeriğinde bir artış olarak görülmektedir.
3. Mekanik özelliklerin bozulması, materyalin t-m dönüşümünden kaynaklanan mikro ve makro çatlakların oluşmasından kaynaklanır.
4. Dönüşüm yüzeyde başlar ve materyalin hacmi boyunca ilerler.
5. Gren büyüklüğündeki azalma ve/veya stabilize oksit miktarındaki artış dönüşüm hızını azaltmaktadır.
6. Dönüşüm suda veya su buharı ile artmaktadır.

LTD, ilk olarak yüzeydeki taneciklerde oluşur. Su zirkonyanın içine yerleşip, oksijen boşluklarını doldurur (90,91) , sonrasında materyalin yüzeyine yayılır ve pürüzlülüğü

arttırır (77).

Yüzey monoklinik faz ile doyurulduğunda, LTD meteryalin tamamına yayılır ve zirkonyanın kuvvetini, dayanıklılığını ve yoğunluğunu azaltır (77, 91).

LTD yavaş bir oranda ortaya çıkar ve ağız ortamında yükün tekrar uygulanmasıyla (yani çiğnemeye bağlı olarak) hızlanarak dayanıklılıkta azalma sonucu ortaya çıkan katastrofik başarısızlığa neden olabilir (77) .

Ancak az miktarda da olsa alumina (%0.25) eklenerek LTD oluşumu yavaşlamaktadır, bu durum da tanecik sınırlarını kuvvetlendirmektedir (92).

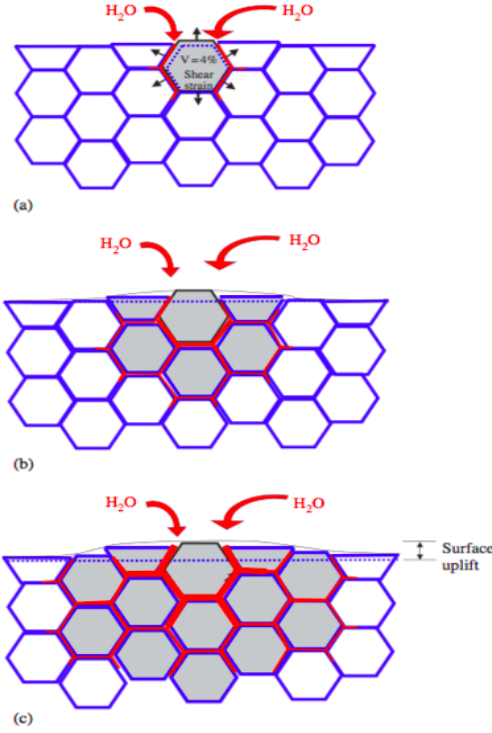
2.9.3 Su Varlığının Düşük Isı Bozunmasına (LTD) Etkisi

Bu dönüşümün çekirdeklenme aşaması, komşu komşuya basamaklandırılan bir durumdur. Tek bir tanecikteki dönüşüm, komşu tanelerin hacim artışına ve mikroçatlaklara yol açar. Bu durum suyun materyalin iç yüzeyine nüfuz etmesi için bir yol açılmasına neden olur (56).

Sato ve Shimada (90), yaptıkları çalışmada yüzeyde oluşan çatlaklarda su ve Zr-O-Zr bağları arasında kimyasal bir reaksiyon olduğunu belirtmişlerdir. Yüzeyden başlayan ve materyalin içlerine doğru ilerleyen bu reaksiyon, Zr-OH bağları ile ilişkilidir. Bu reaksiyon sonucu tetragonal fazı stabilize eden su serbest kalır ve böylece t-m faz dönüşümünün oluşmasını sağlar.

Yoshimura ve ark. (91), OH⁻ anyonları O₂ den daha küçük boyutlardadır ve daha az yüklüdür bu sebeple daha hızlı hareket etmektedirler. Y-TZP 'nin degradasyonu sonucu oksijen boşluklarının %60'ının yok olduğunu ve bu boşlukların OH anyonları ile dolduğunu belirtmişlerdir.

Araştırmacılar, ayrıca Y₂O₃ ile zirkonya yüzeyinde reaksiyona girdiğini ve kümeleşmiş Y(OH)₃ yapılarının oluştuğunu söylemektedirler. Böylelikle su buharı varlığında taneciklerin yüzeyindeki yttrium ortamdan çekilir ve tetragonal tanecikler monoklinik bir yapıya dönüşür (93,94).



Şekil 1 : Komşu yapılar arasında dönüşümün gösterilmesi, yaşlanma fenomeninin dikey kesitte şematize edilmesi. Yüzeydeki belirli bir tanecikte başlayan nukleasyon, mikroçatlama ve komşu yapılarda stres oluşmasına yola açar Gri renkli bölge, dönüşüme uğramış tanecikleri temsil eder. Kırmızı renkli bölge, dönüşüme uğramış taneciklerin arasındaki mikroçatlaklardan suyun nüfuz etmesini temsil eder (56).

Su varlığında LTD mekanizmasının başlaması için gerekli olan sistem, tam olarak netleşmemiştir, ancak 3 farklı görüş literatürde belirtilmiştir (95).

1. Su (H_2O), yttrium (Y_2O_3) ile reaksiyona girmektedir ve yttrium hidroksit ($Y(OH)_3$) oluşmaktadır. Bu durum stabilize edici materyalleri tehlikeye atarak, tetragonal den monoklinik faza dönüşüme neden olan yttriumun eksikliğine yol açmaktadır (95).

2. Su, Zr ve O arasındaki bağı koparmaktadır. Kristal içeriğinde OH iyonlarının ayrılması sonucunda, lokalize stres alanları oluşmaktadır (95).

3. Suyun içindeki OH iyonlarının parçalanması ve oksijen boşluklarını doldurmasıdır (95).

2.10 Zirkonyanın Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

2.10.1 Stabilize Edici Oksit Miktarı

Yirminci yüzyılın sonuna kadar büyük miktarda gerçekleşen hacim genişlemesi, zirkonya'nın geniş çaplı kullanımını engellemiştir; çünkü soğuma sonrasında, materyalde ciddi derecede çatlamaya ve sık sık yıkıma yol açmıştır (59).

Passerini, Ruff ve ark. bağımsız olarak, tetragonal veya hatta kübik formun, zirkonyayı oksitlerle alaşımlandırarak oda sıcaklığında metastatik olarak tutulabileceğini keşfetmişlerdir ve böylece saf zirkonya'nın katastrofik yıkımını önlemişlerdir (59).

Magnezyum, ceria, yttria ve kalsiyum gibi stabilize edici oksitler zirkonyaya ilave edildiğinde, tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilir (64). Genellikle diş hekimliği uygulamalarında, %3 mol Y_2O_3 içeren Y-TZP kullanılmaktadır (96).

2.10.2 Gren Boyutu

Zirkonyanın mekanik özellikleri, tanecik boyutundan etkilenmektedir (97). Kritik bir tane boyutunun üzerinde, 3Y-TZP stabil değildir ve spontan t / m dönüşümüne duyarlıdır (tanecik boyutları $<1 \mu m$) (98).

$1 \mu m$ den büyük tanecik boyutları daha büyük miktarda tetragonalden monokliniğe dönüşümü arttırmaktadır, bu durumda dirençte azalmaya sebep olmaktadır. Ancak gren boyutları $< 0.4 \mu m$ olduğu durumlarda faz değişimi ve dirençte anlamlı bir değişim meydana gelmemektedir (57).

Lucas ve ark. (99) göre, tanecik boyutu ile monoklinik transformasyon arasında anlamlı bir korelasyon gözlemlenmiştir. Küçük tanecik boyutları daha az dönüşüme maruz kalmaktadır. Büyük tanecik boyutuna sahip materyallerde oluşan stres oranı, daha küçük taneciklerde oluşan stres oranına göre daha yüksek miktardadır.

İnce grenli Y-TZP seramiklerinin daha yüksek iç kuvveti olmasına rağmen, bu malzemeler aşındırma işleminde kaba grenli Y-TZP seramiklerine kıyasla, malzemelerin yüksek tokluğundan dolayı direnç kaybına daha yatkındırlar (100).

2.10.3 Su ve Nem

Yapılan alışmalar, uyarılara uzun süre maruz kalmanın (zellikle su ve sıcaklığın etkisi) seramik yüzeyinde t-m faz dönüşümünün doygunluğuna neden olacağını ve daha sonra maddenin i yüzeyine yayılmaya başlayacağını göstermektedir (75). Bu durum zararlı sonuçlar ortaya çıkarmaktadır. Bunlar, tanelerin ayrılması / çekilmesi ve mikro çatlakların oluşumu, przllğn artması, dayanımın azalması, kırılma tokluğu ve yoğunluğun azalmasıdır.

2.10.4 Sinterleme Sıcaklığı

Sinterleme koşulları nihai üründe hem stabilite hem de mekanik özellikler üzerinde güçlü bir etkiye sahiptir (58). Daha yüksek sinterleme sıcaklıkları ve daha uzun sinterleme süreleri, daha büyük tane boyutlarının oluşmasına neden olabilmektedir (55). Dental restorasyonların yumuşak işlenmesi için halihazırda mevcut olan 3Y-TZP, üreticiye bağlı olarak 1350 C ila 1550 C arasındaki sıcaklıklarda sinterlenebilmektedir (58).

2.10.5 Materyale Uygulanan İşlemler

2.10.5.1 Aşındırma

Dental restorasyonların, pre-sinterize seramiklerden kuru veya sulu ortamda şekillendirilip, yüksek yoğunluğa ulaşması için nihai olarak sinterlenmesi gerekmektedir. Restorasyon ile hazırlanmış diş yüzeyi arasında mkemmел uyumun sağlanabilmesi için, aşındırma işlemi ile son uyumlandırmanın yapılması bazı durumlarda gerekmektedir.

Klinik perspektiften bakıldığında, CAD / CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım /

Bilgisayar Destekli İşleme) frezeleme sistemlerinin hassasiyetinde önemli ilerlemeler kaydedilmesine rağmen adaptasyonun, oklüzyonun iyileştirilmesi ve yeterli bir çıkış profili elde edilebilmesi için protezlerin düzeltilmesi halen gerekli olmaktadır (71,75,101,102 ,103).

Zirkonya, yüzey pürüzlülüğünü arttıran, yüzeyde çatlaklara sebep olan her türlü işlemde negatif olarak etkilenmektedir (104,105).

Bir aşındırıcı tarafından aşındırılması sırasında oluşan hasar süreci esas olarak iki tür çatlak oluşumu ile açıklanmaktadır (104).

1.Aşındırma yönüne paralel olarak oluşturulmuş paralel çatlaklar

2.Aşındırıcı hareket yönüne dik olan kısa ortogonal çatlaklar

Aşındırma sonucunda iki farklı yönde etki gözlemlenmektedir (73).

1.Ortalama bükme dayanımını önemli ölçüde artıracak artık yüzey basınç gerilimlerinin oluşması sonucu materyalin dayanıklılığının artması (73).

2.Aşındırma, derin yüzey çatlaklarının ortaya çıkmasına neden olur. Çatlak uzunluğu, aşındırma ile indüklenen yüzey sıkıştırma tabakasının derinliğini büyük oranda aşarsa, materyalin dayanıklılığı azalmaktadır (73).

Farklı gren boyutundaki elmas partiküllü diskler ve frezlerle yapılan cilalama ve/veya aşındırma işlemleri, derin çiziklere ve yüzey altında lateral çatlaklara sebep olmaktadır. Bu defektler, aşındırıcının gren boyutuna, uygulanan kuvvete ve aşındırıcının hızına bağlı olarak değişmektedir (106).

2.11 Monolitik Zirkonya

Günümüzde dayanıklı ve aynı zamanda estetik beklentileri karşılayan dental protezlere önem verilmektedir, bu sebeple diş benzeri optik özelliklere sahip dental materyaller olan seramikler tercih edilmeye başlanmıştır. Oksit seramikler, özellikle zirkonya biyouyumluluğu, yüksek direnci ve yüke karşı olan mükemmel dayanıklılığı sayesinde dikkat çekmiştir (107).

Zirkonya ile ilgili klinik çalışmalar değerlendirildiğinde rastlanılan problem "chipping" diye adlandırılan veneerlenmiş porselenin kırılması durumudur (108).

Araştırmalara göre, veneerlenmiş porselenin kırılması (chipping), birçok nedene bağlıdır (108).

1.Veneerlemede kullanılan porselen ve Y-TZP arasındaki uyumsuz kütle ısıl genişlemesine ait kalıcı gerilim (108, 109).

2.Veneerleme için kullanılan porselenlerin sinterlenmesi sırasında yetersiz soğutma hızı ve fırınlama sayısı (108,109)

3.Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) sistemlerinde tasarım sınırlamaları nedeniyle yeterli alt yapıların eksik tasarımı (110,111)

4. Oklüzal yükün miktarı, oklüzal kontak alanlarının boyutu ve yeri ve porselenin kalınlığı (1)

Chipping (veneerlenmiş porselenin kırılması) probleminin önüne geçilmesi için zirkonya alt yapı üzerine, veneerleme porseleninin presslenmesi (press-on teknik), ikinci bir seramiğin veneerlenmesi (double veneering teknik) gibi birçok teknik uygulanmaktadır. Günümüzde full-kontur zirkonya restorasyonlarının üretilmesi ise, bu tekniklere alternatif olarak ortaya çıkmıştır (1).

CAD / CAM tekniği ile üretiminden dolayı sınırlı miktarda hata olması, üretim zamanının azaltılmış olması, monolitik zirkonya kronlarının avantajları arasındadır (112,113).

CAD/CAM teknolojilerinin sürekli gelişmesi ile birlikte tam kontur restorasyonların dizaynı ve üretimi kolaylaşmıştır (110).

Monolitik zirkonya tek veya çok üyeli restorasyonlarda, klinik pratiğinde sıklıkla kullanılmaktadır. Monolitik zirkonya, abutment, tüm ark implant destekli protezler ve ortodontik braketler de kullanılan bir materyal olarak piyasada mevcuttur (16). Yarı-transparan restoratif materyaller olarak sınıflandırılan monolitik zirkonya protezleri, estetik özelliklerinin kabul edilebilir düzeyde olabilmesi için cilalanır, boyanır ve glaze uygulanır (114).

2.11.1 Geleneksel Zirkonyum Oksit (1. Nesil) ile Monolitik Zirkonya (2. Nesil) Arasındaki Farklar

Veneerleme için kullanılan porselenin, 3Y-TZP'nin estetik görünümünü geliştirdiği düşünülmektedir. Alt yapı için kullanılan zirkonyayı agresif ağız içi ortamından ayırır ve porselenin LTD karşısında dayanıklı hale gelmesini sağlar. Ancak veneerlenen porselen tabakasının kırılması (chipping) sebebiyle daha büyük tanecik yapısına sahip, daha translusent özellikte monolitik full kontur zirkonya piyasaya sürülmüştür (92).

Monolitik zirkonya, veneerleme ihtiyacı olmayan, sadece glazelenen bir materyal olarak üretilmiştir ve "chipping" problemi ortadan kaldırılmıştır (115). Y-TZP içeriğindeki gözenekli yapı, ışığı önemli ölçüde dağıtır ve optik özellikleri bozabilir. Bu sebeple yüksek sıcaklıklarda sinterlendiğinde bile, içeriğindeki gözenekli yapısı sebebiyle opaktır (116). Materyale eklenen katkı maddelerinin türü ve bu katkı maddelerinin miktarına bağlı olarak zirkonyanın yarı saydamlığı etkilenmektedir (93).

Alümina gibi sık kullanılan katkı maddeleri, zengin bir tane sınırıyla zirkonya yoğunluğunu arttırmada verimli olmakla birlikte, malzeme yarı saydamlığını da azaltmaktadır (107,117). Bu nedenle ikinci nesil zirkonya geliştirilmiştir. Alümina oranları düşürülmüştür ve partikül boyutu azaltılmıştır. Matsui ve ark. (117), yaptığı çalışmada alümina konsantrasyonunun artmasının Y-TZP seramiğinin yoğunluğunu değiştirdiğini belirtmişlerdir.

3Y-TZP'nin yaşlanma fenomeni gren büyüklüğünün küçültülüp yttria içeriğinin artırılması ile geliştirilmiştir. Ancak bu iki yaklaşım zirkonyanın dayanıklılığını azaltmakta ve mekanik olarak daha az çekici kılmaktadır. Bu problemi çözenin bir diğer yolu katkı maddelerinin materyal içeriğine eklenmesidir (92). Küçük miktarda alüminanın varlığı LTD oluşumunu azaltmada etkilidir (92,118). Alüminanın yaşlanma fenomenini nasıl geliştirdiği tam olarak açıklığa kavuşmasa da, Zr^{+4} den daha küçük iyonik yarıçap ve düşük değere sahip Al^{+3} katyonlarının tanecik sınırlarından tetragonal grenlerin tanecik sınırlarından ayrıldığı ve yük dengesi sağlamak için oksijen boşluklarını oluşturduğu düşünülmektedir (118).

2.11.2 Monolitik Zirkonya Kalınlığı

Tam seramik restorasyonlar için, önerilen diş preperasyon kalınlığı, kullanılacak seramiğin mekanik özelliklerine bağlıdır. Üreticiler 1.5 mm ve 1,0 mm okluzal ve servikal yüzey kalınlıklarını önermektedirler, bu da koronol diş dokusunun % 75' inin kaldırılmasına karşılık gelmektedir. Genç bireyler için, diş dokusunun kaldırılması pulpa hasarının oluşmasında potansiyel bir risk faktörüdür (119). Monolitik zirkonya kronların minimum gerekli duvar kalınlığının azaltılması preperasyon travmasını ve ilişkili riskleri azaltmaya yardımcı olmaktadır (119).

Yapılan çalışmalarda araştırmacılar, 1.0 mm kalınlıktaki monolitik zirkonyanın kırılma direncinin metal seramik kronlara eşit olduğunu belirtmişlerdir (110,119). Bir başka in vitro çalışma, minimal okluzal ve aksiyel kalınlığı 0.5 mm olan monolitik Y-TZP kronlarının molar bölgelerdeki çiğneme basıncını karşılayabildiğini belirtmişlerdir. Böylelikle kron kalınlığının azaltılmasına bağlı olarak, diş dokusunun korunmasına katkı sağlanmış olur.

Zirkonyanın mekanik özellikleri birçok metalden daha üstün olmasına rağmen ,üreticiler kırıklardan kaçınılması için monolitik zirkonya kalınlığının minimum 0.5 mm olmasını önermektedirler (112,120,121,122, 123).

2.11.3 Monolitik Zirkonyanın Cilalanması

Bilgisayar destekli dizayn ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisinde gelişmeler yaşanması ile birlikte, monolitik zirkonya restorasyonların, üretiminin daha hassas şekilde yapılması sağlanmıştır. Ancak buna rağmen okluzal uyumlandırma prosedürleri ihmal edilememektedir (124). Seramik restorasyonların, klinikte hasta başında yapılan uyumlandırma işlemleri, pürüzlü yüzeylerin oluşmasına neden olmaktadır. Bu işlemi takiben materyallerin yüzeyini pürüzsüz bir hale getirmek için cilalama işlemi yapılmalıdır (124,125). Klinikte hasta başında, seramiklerin cilalanması klinisyen için efektif ve kolaydır, aynı zaman da tekrarlayan laboratuvar aşamalarını elimine etmektedir. Okluzal uyumlandırmanın en son aşaması simantasyon öncesinde yapılmaktadır, bu sebeple aşındırılmış yüzeylerin cilalanması gerekmektedir (115). Bu yüzey pürüzlülüğü, nemli ağız içi ortam ile temas ettiğinde zirkonya da LTD

mekanizmasının devreye girmesine neden olup materyalin bükülme dayanımını azalttığı ve bu durumun materyalin uzun dönem prognozunu riske attığı düşünülmektedir (124,125). Ayrıca yapılan araştırmalarda görülmüştür ki, pürüzlü yüzey, antagonist dişlerde aşındırıcı etki yaratmaktadır. Çiğneme simülatörü ile yapılan çalışmalarda, yüzeydeki pürüzlülüğün artışı karşıt dişlerin aşınmasına sebep olmuştur (126).

Zirkonyanın cilalanmasında geleneksel cilalama sistemleri ile tatmin edici sonuçlar elde edilememektedir. Zirkonya cilalama sistemleri elmas gibi daha sert partiküllerin bulunduğu sistemler içermelidir (124). Bu yüzeylerin cilalanması için, 2-4 basamaklı zirkonya cilalama setleri kullanılmalıdır (124).

Monolitik zirkonyanın cilalanması, cilalama setleri, diskler veya temizleyici-profilaksi patları ile yapılmaktadır (125). Ayrıca, günümüzde kullanılan cilalama aletlerinin, döner aletler ile farklı hızlarda sıralı olarak kullanılması önerilmektedir. Bu aletler, silikon karbid, elmas ve alüminyum oksit içerikli diskler şeklindedir.

Steiner ve ark. (125), yaptığı çalışmada cilalama setine ek olarak elmas partiküllü cila pastasının seramik yüzeylerde pürüzsüz yüzey oluşturmada etkili olduğu gözlemlenmiştir. Ekstra cilalamanın uygulanması, klinik olarak restorasyonların uzun dönem performanslarını arttırmakta, bakteri adezyonunu azaltmakta ve daha iyi yumuşak doku cevabı alınmasını sağlamaktadır.

2.12 Sinterleme

Zirkonyanın sinterleme koşulları kararlı ve dayanıklı yapılar elde etmek için etkili olan faktörlerden biridir (127). Zirkonyanın sinterleme parametreleri, mikroyapısını ve özelliklerini etkilemektedir (56). Günümüzde, çoğu dental zirkonya formları aynı kimyasal bileşimdedir, ancak sinterleme sıcaklıklarında farklılık gösterirler. Bu sinterleme sıcaklıkları da tane boyutu üzerinde, stres ve / veya neme bağlı dönüştürülebilirlik, yaşlanmaya karşı direnç ve mekanik özellikler üzerinde etkilidirler. (128). Stabilize edici katyonların büyüklüğü ve değeri, stabilizatör dağılımı, faz kompozisyonu, tane boyutu ve dağılımı gibi zirkonyanın LTD oluşumunu etkileyen birkaç faktör mevcuttur. Bu parametreler biribiri ile bağlantılıdır ve sinterleme koşullarından, sinterleme sürelerinden ve sıcaklığından etkilenmektedirler (93).

Sinterleme koşulları, özellikle presinterize 3Y-TZP seramiklerinin fırınlama sıcaklığı, spesifiktir ve genellikle üretici tarafından önerilmektedir. Spesifik yüzey alanı, kristalit ve toplam boyutları, katkı maddelerinin varlığı ve kullanılan başlangıç tozunun sıkıştırılabilme yeteneğine bağlı olarak, nihai sinterleme sıcaklıkları tipik olarak 1350°C ile 1550 °C arasındadır (49). Özellikle, zirkonya'nın tane boyutu, yoğunluğu ve gözenekliliği ısıtma yöntemi ve nihai sinterleme sıcaklığı ile belirlenir. Farklı üreticilerin zirkonya içerikleri birbiri ile karşılaştırıldığında oldukça az farklılık göstermektedir. Yalnızca alümina oranı, üreticinin talimatlarına göre çok küçük bir aralıkta değişmektedir. Bununla birlikte, nihai sıcaklık, maruz kalma süresi ve toplam sinterleme süresi gibi sinterleme parametrelerinde büyük farklılıklar mevcuttur (129).

2.13 Bükme Testleri

Dayanıklılık, üreticiler tarafından dental restoratif malzemeleri sınıflandırmak, karşılaştırmak, derecelendirmek ve tanıtmak için kullanılmaktadır. Yüksek çığneme yüklerine maruz kalınan bölgeler için "daha güçlü" malzemeler gerekmektedir (130). Dental restorasyonların klinik başarısını kontrol eden mekanik kuvvet, önemli bir faktördür. Çoğu materyallerde sıkıştırma, gerilme ve kayma gerilmeleri ile indüklenen kompleks stres dağılımları mevcuttur (131). Malzemeler baskı kuvvetleri altında güçlü olmakla birlikte, fonksiyonel hareketler esnasında oluşan yüksek çekme gerilmelerine karşı kırılırlar ve dayanıklı değildirler. Dolayısıyla gerilme kuvveti, dental restorasyonların klinik başarısını etkileyen önemli bir faktördür (132). Geçmişte, dayanımın belirlenmesi için üç veya dört noktadan bükülmesi gibi tek eksenli dayanıklılık testleri kullanılmıştır. Ancak protetik uygulamalarının çoğunda, iki eksenli stres hali mevcuttur. Ayrıca, çatlama test esnasında monolitik malzemelerin gerilme yüzeyinde başlarken, gerilme katmanında veya katmanlar arasındaki arayüzde de başlayabilir (132).

Seramiklerin bükülme direncini değerlendirmek için standart yöntemler (ISO 6872, 2015).

Tek eksenli testler

- Üç nokta eğme testleri
- Dört nokta eğme testleri

Çift eksenli testler

- Ring on ring – halka üzerinde halka
- Ball on ring – halka üzerinde top
- Piston on three ball – üç top üzerinde piston
- Piston on ring – piston üzerinde halka

Tek eksenli testler (3 veya 4 nokta eğme testleri) ve biaksiyel testler (üç top piston veya halka üzerinde halka) seramiklerin bükülme dayanımını değerlendirmek için kullanılan standart test yöntemleridir. Tek eksenli test metodları, örneklerin köşelerinde meydana gelen çatlaklara duyarlıdır bu sebeple direncin ölçüldüğü durumlarda geniş farklılıklara sebep olmaktadır ancak çift eksenli testler, materyalin merkezinde ve kenarlarda meydana gelen bozuklukların elimine edilmesini sağlarlar ve direnç konusunda daha doğru değerlendirmelerin yapılmasına olanak sağlarlar (133).

Restoratif materyaller genellikle klinik durumlarda çok eksenli bir yüklemeye tabi tutulmaktadır, bu nedenle çift eksenli veriler materyal tasarımı için daha yararlıdır (132) Çift eksenli testlerde, örnek disk şeklindedir ve alt yüzeyi desteklenir ve üst yüzeyine bir yük uygulanır. Destek birkaç konfigürasyona sahip olabilir, ancak en sık toplar veya halkalar kullanılır. Kuvvet, bir toplu, bir halkayla veya bir pistonla uygulanabilir (133,134). ISO 6872, üreticilerin ürünleri test etmek ve tanıtmak için yaygın olarak kullandıkları bir standarttır (130).

2.13.1 Tek Eksenli Testler

2.13.1.1 Üç nokta eğme testi

Bu test metodunda, alt desteklerden eşit uzaklıkta konumlanmış, kompresif yükler altında bükülen çubuk şeklindeki örnekler kullanılır. Bu kırılma başlangıcı ile ilişkili olma olasılığı daha düşük olan çekme gerilmelerini teşvik eder (135,136).

2.13.1.2 Dört nokta eğme testi

Bu test yönteminde, üç nokta eğme testinde olduğu gibi aynı çubuk şekilli numuneler kullanılır. Ancak numunelerin üst yüzeyi üzerinde iki yük silindirine dayanan

yük cihazı için farklı bir konfigürasyon dizayn edilmiştir. Dört nokta eğme testi, 3 nokta eğme testi'ne kıyasla, malzemenin strese maruz kalan alanında daha çok kusurlu yüzey oluşturma eğilimindedir (135,136).

2.13.2 Çift Eksenli Testler

2.13.2.1 Halka üzerinde top

Bu test metodunda disk şeklindeki örnek bir halka ile desteklenen, merkezi olarak bir top ile yük uygulanan bir sistemden oluşmaktadır (137).

2.13.2.2 Halka üzerinde halka

Hem halka üzerinde top (ball-on-ring) hem de 3 toplu pistonlu (piston-on-3-ball) testlerde, numune yüzeyinin küçük bir merkezi bölgesi maksimum gerilime maruz kalır. Halka üzerinde halka (ring-on-ring) sistemi, daha büyük bir numune alanı ve hacminin maksimum gerilime tabi tutulduğu bir çift eksenli bükülme testinin geliştirilmesi amacıyla ortaya çıkmıştır. Bu test türünde örnek bir silindir ile desteklenir ve merkezden koaxial halka ile yük uygulanır (137).

2.13.2.3 Biaksiyel bükülme testi- 3 nokta-piston yöntemi

3 nokta piston yöntemi, kırılğan dental materyaller için uygundur. Daha önceki çalışmalarda camlar ve seramikler için mükemmel sonuçlar elde edilmiştir. Biaksiyel bükme sertliği, birbirinden ve disk merkezinden eşit mesafede konumlandırılmış üç metal küre üzerinde bir disk örneğinin desteklenmesi ile belirlenir. Yük, karşı yüzeyin ortasına düz bir piston yardımıyla uygulanır (131). Test örneğinin desteklenmesi için, çapı (11 ± 1) mm olan bir destek çemberinde 120° aralıklarla yerleştirilmiş $(4,5 \pm 2)$ mm çaplı üç sertleştirilmiş çelik bilye kullanılır. Örnek, bu desteklere yerleştirilir ve çapı (1.4 ± 0.2) mm olan düz uçlu silindir piston ile örneğin merkezine yük uygulanır. Disk şeklindeki örnekler ISO 6872 standartlarında belirtilen boyutlara uygun olarak tip I

dental seramikler için (14 ±2) mm çapında, (1.2 ± 0.2) kalınlığında; tip II dental seramikler için (14 ±2) mm çapında, (1.5 ± 0.2) kalınlığında hazırlanır (ISO 6872, 2015).

2.13.2.4 Piston üzerinde halka

Piston-on-ring (piston üzerinde halka) test yönteminde, alt halka bölgesi rijit bir halka ile desteklenmektedir. Piston diskin tepesine dik bir kuvvet uygulamaktadır. Uygulanan kuvvet disk kalınlığı boyunca iki eksenli bir moment oluşturur (133).

2.14 Mikrosertlik testleri

Seramiklerin sertliğinin ölçülmesi, materyallerin deformasyona ve kırılmaya karşı direncini karakterize etmeye yardımcı olmaktadır (138). Ağız içi ortamlarda, restorasyonlar çiğneme eyleminden kaynaklanan strese maruz kalırlar. Bu kuvvetler, deformasyona neden olan farklı reaksiyonlar oluşturarak dişlere ve/veya materyal üzerine etki ederler.

Bir malzemenin sertliği, genellikle girinti testi yapıldığında plastik deformasyona direnç olarak tanımlanır (139).

Girinti prensibi belirli bir yükün uygulanması ve daha sonra, ölçüm ucu kaldırıldıktan sonra malzemede bırakılan kalıcı izlenimin boyutlarının ölçülmesinden oluşmaktadır (140).

Sertlik ölçümü için kullanılan yöntemler şunlardır (141)

- Brinell sertlik ölçme yöntemi
- Rockwell sertlik ölçme yöntemi
- Vickers sertlik ölçme yöntemi
- Knoop sertlik ölçme yöntemi

Vickers ve Knoop sertlik ölçme yöntemleri en çok kullanılan yöntemlerdir (141).

2.14.1 Vickers Mikrosertlik Testi

Vickers sertlik ölçümü, materyalin geometrisi önemli olmaksızın seramik materyallere uygulanabilmektedir. Ölçümün yapılabilmesi için cilalı ve düz bir yüzey gerekli olmaktadır (142). Vickers sertlik değeri , belirlenen bir süre ve yükte ölçüm cihazının yarattığı çentiğin büyüklüğü ile ilgili bir sayısal değer olarak belirtilmektedir (143)

Elmas bir uç ile materyalin yüzeyine kare tabanlı piramit şeklinde bir uç batırılır ve çentik meydana getirilir ve yük kaldırıldıktan sonra bu çentik mikroskop ile ölçülür (144,145). Kare tabanlı piramit şeklinde olan bu izin her iki köşegenleri arasındaki mesafenin ölçülmesi sonrasında ortalama değeri hesaplanılarak sonuç elde edilir (143).

Ölçüm sonuçları GPa olarak hesaplanabildiği gibi Vickers sertlik değeri (VHN) ile de belirlenebilmektedir

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız da, monolitik zirkonya restorasyonlarının simantasyon öncesi okluzal indirgeme ve uyumlandırma prosedürlerinin materyale olan etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu prosedürleri sağlayabilmek amacıyla 3 farklı aşındırıcı frez ile sulu ve susuz ortamlarda aşındırılmalar yapılmıştır. Aşındırma sırasında oluşan en yüksek sıcaklık değerleri ve aşındırma süresince meydana gelen sıcaklık değişimleri bilgisayar ortamında kaydedilmiştir ve sıcaklık grafikleri elde edilmiştir. Aşındırma işleminin uygulanabilmesi için monolitik zirkonya diskler, eşit kalınlık ve çapta hazırlanmıştır. Her bir diskin merkezinde olacak şekilde 1 mm yüksekliğinde, 3 mm çapında küçük silindirler tasarlanıp üretimi yapılmıştır. Disklerin merkezinde bulunan 1 mm yüksekliğinde, 3 mm çapındaki silindirler kaybolana kadar aşındırma işlemi uygulanmıştır. Aşındırmaların bitimini takiben materyallerin aşındırılan 3 mm genişliğindeki bölgelerinin yüzey pürüzlülük değerleri ölçülmüştür. Bu değişimlerin materyalde farklılık oluşturup oluşturmadığının tespiti için biaksial bükme testi ve vickers sertlik testi uygulanmıştır.

3.1 Deney Gruplarının Oluşturulması

Çalışmamız; Yeditepe Üniversitesi Sert Doku Laboratuvarı'nda, Optimal Diş Protez Laboratuvarı'nda ve Yıldız Teknik Bilim ve Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkez Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda deney gruplarının oluşturulması için üç farklı üretici firmaya ait monolitik zirkonya blokları ISO 6872 (2015) standardizasyonu gereği, 15 mm çapında ve 1.2 ± 0.2 mm yüksekliğinde hazırlanmıştır. Klinik prosedürleri taklit etmek amacıyla hazırlanan disklerin merkezinde olacak şekilde 1 mm yüksekliğinde 3 mm çapında küçük bir silindir dizayn edilmiştir. Aşındırma işlemi, merkezdeki silindir kaybolana kadar, farklı aşındırıcı frezler ile ve klinikte kullanılan farklı devirlerde dönme özelliğine sahip el aletleri ile (aerotor ve mikromotor) sulu ve susuz ortamda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda üç farklı üretici firmaya ait monolitik zirkonya blokları kullanılmıştır. Standardizasyonun sağlanabilmesi açısından her firmanın "high translucent" özellikteki monolitik zirkonya blokları tercih edilmiştir.

Seçilen monolitik zirkonya blokları

1. Amann Girbah – Ceramill Zolid White
2. Zirkozahn – Prettau Zirconia
3. GC – Initial Zirconia Disk HT



Resim 1 : Üç farklı üretici firmaya ait monolitik zirkonya bloğu

Amann Girbach, GC ve Zirkozahn firmalarına ait monolitik zirkonya bloklarının sinterlendikten sonra oluşacak büzölmeleri sebebiyle daha büyük kalınlık ve çapta örnekler hazırlanmıştır. Nihai örneklerin hazırlanabilmesi için bilgisayar ortamında yapılan çizimler bilgisayar sistemiyle taranmıştır ve sisteme kaydedilmiştir. Bu işlem sonrasında materyaller yarı sinterize formda üretimin yapılacağı üniteye yerleştirilmiştir ve kazıma işlemi gerçekleştirilmiştir. Kazıma işlemini takiben materyaller sinterlenmesi için sinterizasyon ünitesine yerleştirilmiştir. Sinterizasyon sonrasında uluslararası standartlara (ISO 6872,2015) göre materyaller 15 mm çapında 1.20- 1.25 mm yüksekliğinde hazırlanmıştır.

Örneklerin standardize edilebilmesi için 600, 800, 1200 gritlik silikon karbid su zımparaları ile su soğutması altında 300 rpm de zımparalanmıştır. Zımparalama sonrasında örnek büyüklüklerinin standardizasyonunun sağlanması için hazırlanan örnekler kumpas ile ölçülmüş olup, ölçüm sonuçlarına göre yüksekliği 1.2 ± 0.2 mm dışında kalan örnekler çalışmanın dışında tutulmuştur.

3.1.1 Çalışmamızda Kullanılan Monolitik Zirkonya Blokları

3.1.1.1 Amann Girbach- Ceramill Zolid Fx White



Resim 2 : Amann Girbach – Ceramill Zolid White (98x20 N HT Zirkonyum Oksit Blok 20 mm)



Resim 3 : Amann Girbach – Ceramill Zolid White (98x20 N HT Zirkonyum Oksit Blok 20 mm)

3.1.1.2. Zirkonzahn - Prettau



Resim 4 : Zirkonzahn –Prettau (98H25 - Basamaklı)



Resim 5 : Zirkonzahn – Prettau (98H25 - Basamaklı)

3.1.1.3 GC – Initial Zirkonya Disk HT



Resim 6 : GC – Initial Zirkonya Disk (HT 98,5 x 25 mm)



Resim 7 : GC – Initial Zirkonya Disk (HT 98,5 x 25 mm)

3.1.2 Çalışmamızda Kullanılan Monolitik Zirkonya İçerikleri

Tablo 11 : Kullanılan monolitik zirkonya materyallerinin içerikleri

ÜRÜN	ÜRETİCİ FİRMA	İÇERİK
GC Initial Zr Disc Lot: 1702011	GC Europe	ZrO ₂ , Y ₂ O ₃ , %4.95 - % 5.35 Al ₂ O ₃ , % 0.15 - % 0.35 SiO ₂ < % 0.02 Fe ₂ O ₃ < % 0.01 Na ₂ O ₃ = max % 0.04
Prettau Zirconia Lot: ZB4105D	Zirkonzahn	Y ₂ O ₃ = % 4-6 Al ₂ O ₃ = < %1 SiO ₂ = max % 0.02 Fe ₂ O ₃ = max % 0.01 Na ₂ O ₃ = max % 0.04
Ceramill Zolid White Lot: 1702000	Amann Girbach	ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃ : ≥ 99,0 Y ₂ O ₃ : % 4,5 - 5,6 HfO ₂ : ≤ 5 Al ₂ O ₃ : ≤ 0,5 Diğer oksitler: ≤ 1

3.1.3 Monolitik Zirkonya Bloklarının Sinterlenme Sıcaklıkları ve Süreleri

Tablo 12 : Monolitik zirkonya materyallerinin sinterleme sıcaklıkları ve süreleri

GC , Initial Zr Disc HT	1450 °C– 2 saat
Zirkonzahn, Prettau Zirconia	1600 °C – 2 saat
Amann Girbach, Ceramill Zolid White	1450 °C – 2 saat

3.2 Kullanılan Frez Çeşitleri

Çalışmamızda kullanılan frezlerin, aşındırma özelliklerini standardize edebilmek için tüm frezler orta gren (medium) büyüklüğünde seçilmiştir.

3.2.1 881Z4 (medium) Frezi (Meisinger) :

Sinterlenmiş zirkonyum oksit materyalleri için aşındırıcı frez

Yapısında elmas partikül bulunmaktadır.

Yüksek devirde dönme özelliğine sahip aerotor ile aşındırmada kullanılmaktadır.



Resim 8 : 881Z4 (Medium) Frezi (Meisinger)

3.2.2 Z732 (medium) Frezi (Meisinger)

Zirkonyum oksit için aşındırıcı frez

CAD/CAM ile üretilen seramiklerin aşındırılması için özel dizayn edilmiştir.

Düşük devirde dönme özelliğine sahip mikromotor ile aşındırmada kullanılmaktadır.



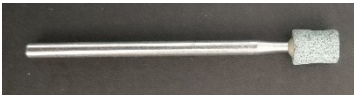
Resim 9 : Z732 (Medium) Frezi (Meisinger)

3.2.2 640 (medium) Frezi (Meisinger)

Seramik materyalleri için aşındırıcı frez

Silikon karbid içeriklidir.

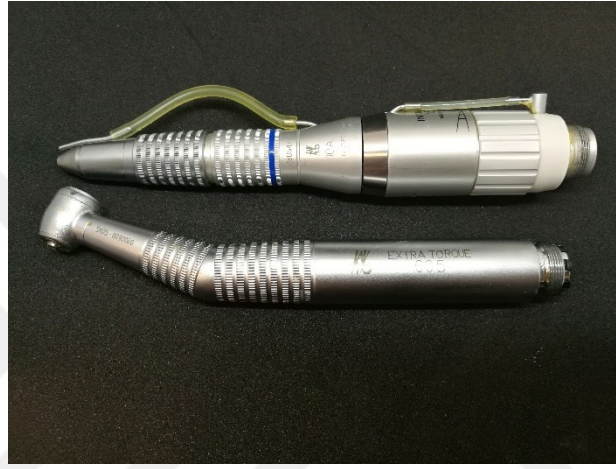
Düşük devirde dönme özelliğine sahip mikromotor ile aşındırmada kullanılmaktadır.



Resim 10 : 640 (Medium) Frezi (Meisinger)



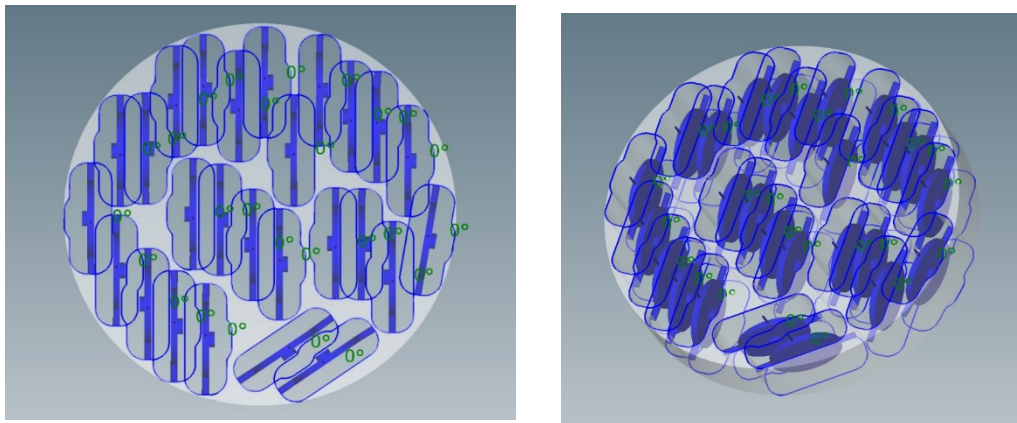
Resim 11 : Çalışmamızda kullanılan aşındırıcı frezler



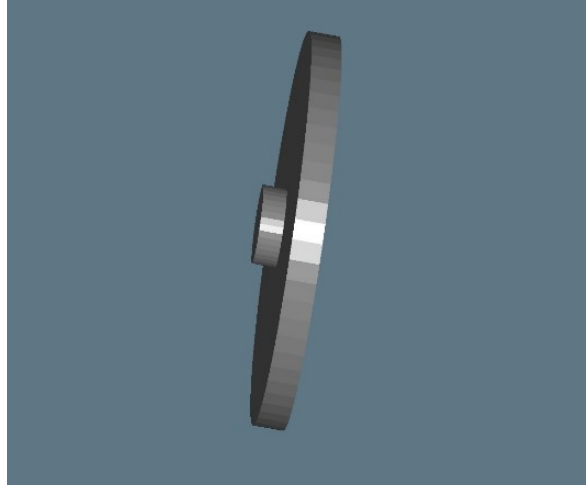
Resim 12 : Çalışmamızda kullanılan aerotor ve mikromotor

3.3 Deney Gruplarının Hazırlanması

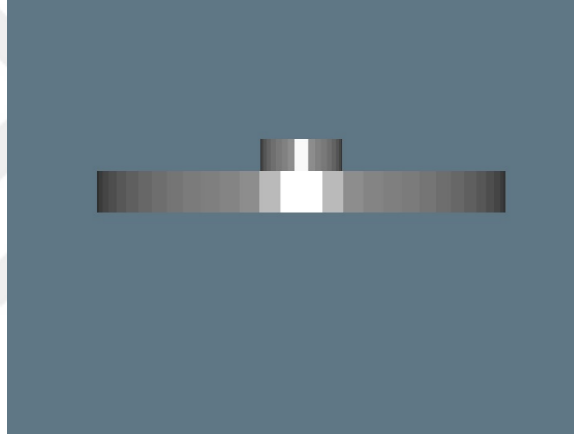
Örneklerin hazırlanması için bilgisayar ortamında çizimleri yapılmıştır. Bloklardan maksimum örneğin hazırlanabilmesi için dikey yönde çizimler yapılmış ve kazıma ünitesine aktarılmıştır.



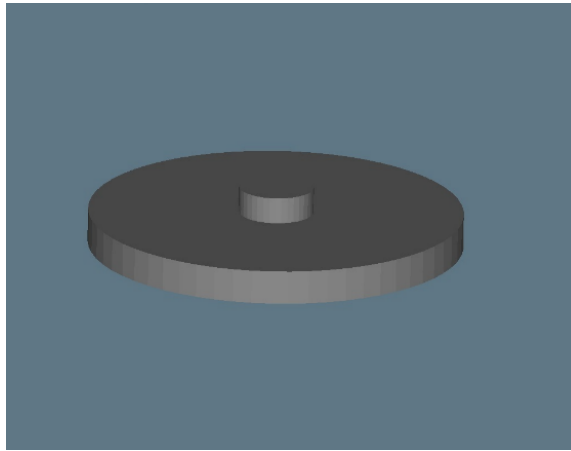
Resim 13 : Monolitik zirkonya bloklara kazınacak örneklerin bilgisayar ortamında yerleştirilmesi



Resim 14: Bilgisayar ortamında dizayn edilen diskin yandan görünüşü



Resim 15: Bilgisayar ortamında dizayn edilen diskin karşıdan görünüşü



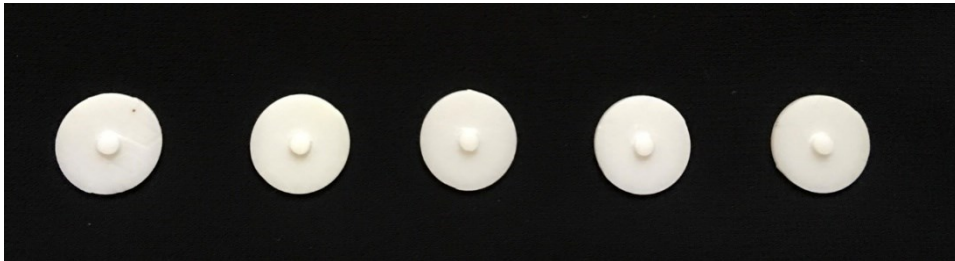
Resim 16 : Bilgisayar ortamında dizayn edilen diskin üstten görünüşü

Bilgisayar ortamında dizayn edilen monolitik zirkonya disklerinin kazıma işlemleri büzülme katsayıları hesaplanarak gerçekleştirilmiştir. Kazıma işlemlerini takiben hazırlanmış olan monolitik zirkonya diskler sinterlenmiştir.

Sinterizasyon işlemini takiben 15 mm çapında 1.2 ± 0.2 mm kalınlığında monolitik zirkonya diskleri elde edilmiştir. Çapları ve kalınlıkları 1.2 ± 0.2 mm dışında olan örnekler çalışmaya dahil edilmemiştir.



Resim 17: Kumpas ile örneklerin kalınlıklarının ölçülmesi



Resim 18: Sinterleme sonrasında monolitik zirkonya diskleri

3.4 Kontrol Gruplarının Hazırlanması

Çalışmamızdaki kontrol gruplarında ise herhangi bir aşındırma işlemine uygulanmayacak şekilde monolitik zirkonya diskleri dizayn edilmiştir. Bu diskler 15 mm çapında $1.2 + 0.2$ mm kalınlığındadır. Deney gruplarından farklı olarak kontrol gruplarında merkezde bulunan 1 mm yüksekliğinde 3 mm genişliğinde küçük silindirler bulunmamaktadır.

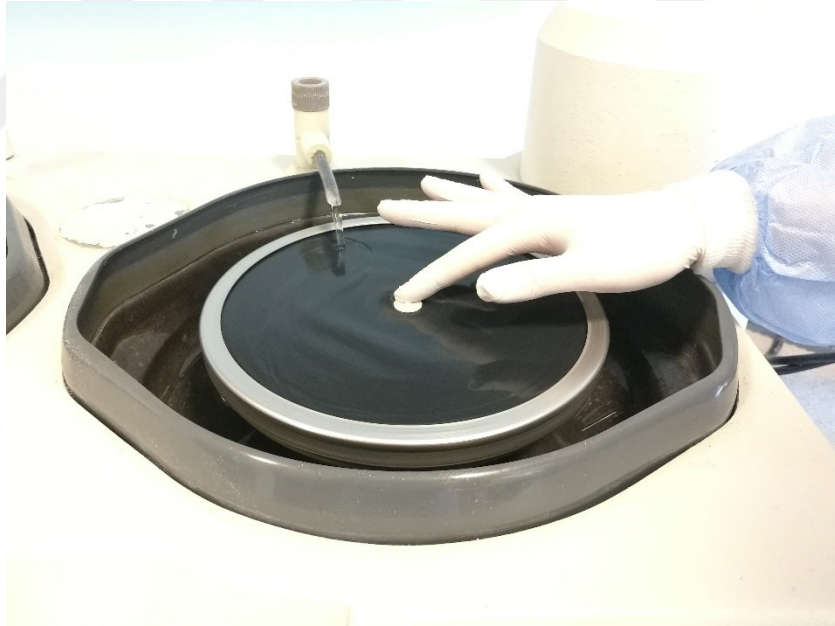


Resim 19 : Sinterleme sonrası kontrol grupları

Hazırlanmış olan monolitik zirkonya diskleri, Yeditepe Üniversitesi Sert Doku Laboratuvarı'nda bulunan zımpara cihazında 300 rpm de 600, 800, 1200 gritlik zımparalarla zımparalanmış ve standardize edilmiştir.



Resim 20 : Zımpara cihazı (BUEHLER, Phoenix Beta Twin Wheel)



Resim 21 : Örneklerin standardize edilmesi için zımparalama işleminin uygulanması

Deney Grupları

Tablo 13 : Deney gruplarının oluşturulması

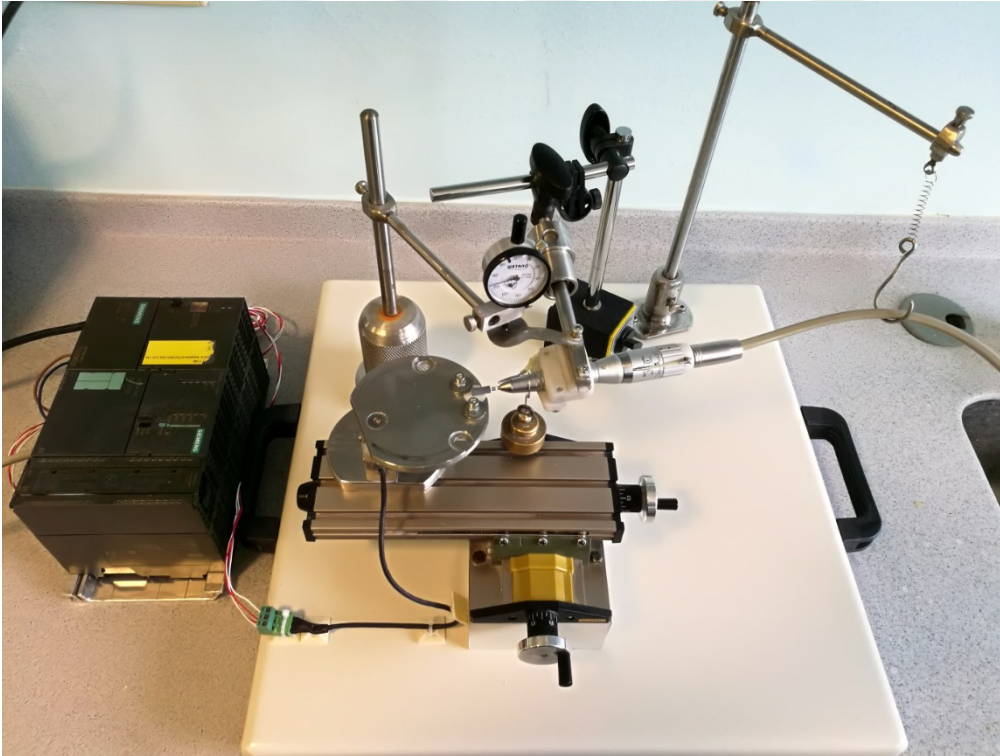
Amann Girbach, Ceramill Zolid White	Kontrol Grubu
Amann Girbach, Ceramill Zolid White	Aerotor + 881Z4 (medium) frez +sulu
Amann Girbach, Ceramill Zolid White	Aerotor + 881Z4 (medium) frez +susuz
Amann Girbach, Ceramill Zolid White	Mikromotor + Z732(medium) frez + sulu
Amann Girbach, Ceramill Zolid White	Mikromotor + Z732(medium) frez + susuz
Amann Girbach, Ceramill Zolid White	Mikromotor + 640(medium) frez + sulu
Amann Girbach, Ceramill Zolid White	Mikromotor + 640(medium) frez + susuz
Zirkonzahn, Prettau Zirconia	Kontrol Grubu
Zirkonzahn, Prettau Zirconia	Aerotor + 881Z4 (medium) frez +sulu
Zirkonzahn, Prettau Zirconia	Aerotor + 881Z4 (medium) frez +susuz
Zirkonzahn, Prettau Zirconia	Mikromotor + Z732(medium) frez + sulu
Zirkonzahn, Prettau Zirconia	Mikromotor + Z732(medium) frez + susuz
Zirkonzahn, Prettau Zirconia	Mikromotor + 640(medium) frez + sulu
Zirkonzahn, Prettau Zirconia	Mikromotor + 640(medium) frez + susuz
GC , Initial Zr Disc HT	Kontrol Grubu
GC , Initial Zr Disc HT	Aerotor + 881Z4 (medium) frez +sulu
GC , Initial Zr Disc HT	Aerotor + 881Z4 (medium) frez +susuz
GC , Initial Zr Disc HT	Mikromotor + Z732(medium) frez + sulu
GC , Initial Zr Disc HT	Mikromotor + Z732(medium) frez + susuz
GC , Initial Zr Disc HT	Mikromotor + 640(medium) frez + sulu
GC , Initial Zr Disc HT	Mikromotor + 640(medium) frez + susuz

3.5 Çalışmamızda Kullanılan Aşındırma Cihazı

Çalışmamızda kullanılan monolitik zirkonya disklerinin okluzal indirgeme prosedürünü taklit etmek için yapılacak olan aşındırmanın standardize edilebilmesi için aşındırma cihazı tasarımı yapılarak imal edilmiştir. Testler sırasında aşındırılacak olan disklerin yerleştirildiği numune tutucu, aeratör ve mikromoturun bağlandığı aparat frezin ve numunenin aşındırılacak kısmının tam temasının sağlanması için yatay ve düşey ekseninde hareket edebilme özelliğine sahip olacak şekilde dizayn edilmiştir. Sabit konumdaki frez ile disklerin 3mm çapında 1 mm yüksekliğindeki aşındırılacak kısmının tamamının aşındırılması sağlanmıştır. Bu sebeple disk şeklinde hazırlanmış örnekler hareketli bir tabla üzerine yerleştirilmiştir. Bu hareketli tabla vasıtası ile aşındırma sırasında hazırlanmış olan diskler sağa-sola veya öne –arkaya hareket ettirilerek frezin aşındırılacak yüzeyin tamamına temas etmesi sağlanmıştır. Ayrıca aşındırma sırasında örneklerin sıcaklığını anlık görebilmek veya aşındırma işleminin başlangıcından sonuna kadar geçen süredeki numune sıcaklığını grafik olarak kaydetmek mümkün olmaktadır. Bu işlem disklerin altından temas eden bir sıcaklık sensörü ve bunun bağlı olduğu PLC (Programable Logic Control) cihazı ve sıcaklık – zaman grafiğini çıkaran bilgisayar programı ile sağlanmıştır. Klinikte uygulanan parmak basıncı ve kol kuvvetini deney düzeneğine aktarabilmek ve klinik koşullarını sağlayabilmek için aşındırma işlemi uygulanırken aerotor ve mikromotora 100 gr ağırlık uygulanmıştır (88,146).



Resim 22 : Aşındırma cihazı



Resim 23 : Aşındırma cihazının üstten görünüşü

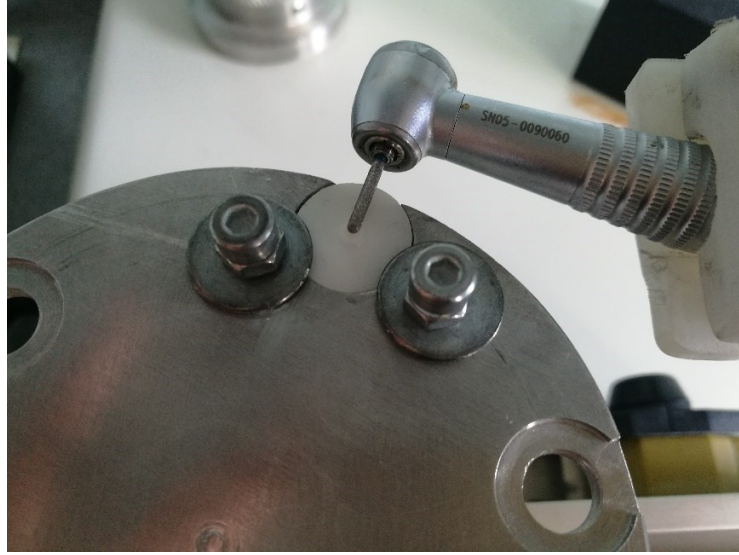
Aşındırma cihazı 5 ana kısımdan oluşmaktadır;

3.4.1 Aeratör veya mikromotorun bağlandığı aparat:

Hareket serbestliği sağlayabilmek ve istenilen noktada sabitleyebilmek için Asimeto marka mıknatıslı ayak kullanılmıştır. Aşındırma cihazı parçaları metal tabla üzerine yerleştirildiğinden mıknatıslı ayak 60 Newton kuvvetle istenilen noktada sabitlenebilmektedir. Mıknatıslı ayak üzerinde dikey ve yatay ekseninde hareket edebilen kollar mevcuttur. Aeratör veya mikromotorun bağlandığı teflon kelepçe ve bunun bağlı olduğu hareket serbestliği sağlayan rulmanlı mil mıknatıslı ayağın yatay kolu üzerine kelepçe ile sıkıştırılabilmektedir. Bu şekilde aeratör veya mikromotorun bağlı olduğu rulmanlı mil vasıtası ile dairesel yönde rahat hareket serbestliği sağlanabilmektedir. Bağlanan hava ve su hortumu ile dengeye getirildikten sonra freze yakın bir noktaya asılan ağırlık vasıtası ile frez tarafından numune üzerine istenilen Newton kuvvet uygulanabilmektedir. Mıknatıslı ayak üzerinde frezin seviye ve pozisyon ayarı yapıldıktan sonra numunenin aşındırılacak kısmı ile temasını sağlayacak şekilde sabitlenebilmektedir.



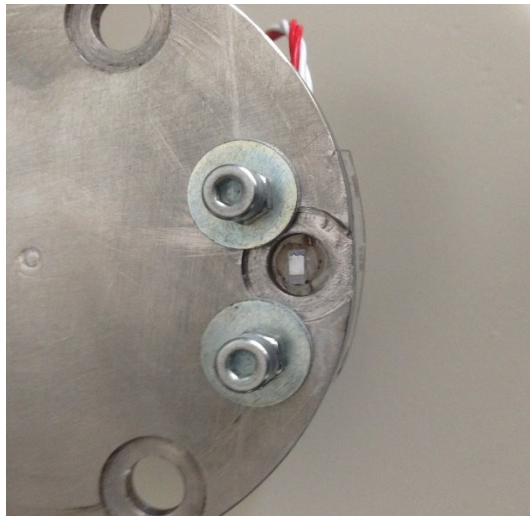
Resim 24 : Mikromotorun aşındırma cihazına monte edilmesi



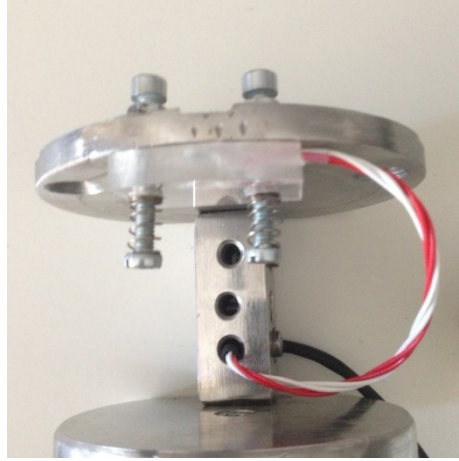
Resim 25: Aerotorun aşındırma cihazına monte edilmesi

3.4.2 Örneklerin sabitlenmesini sağlayan aparat:

Yarım daire şeklinde olan örnek tutucunun kenar kısmına 15 mm çapında ve 1 mm yüksekliğinde olan disklerin yerleştirileceği bölümler hazırlanmıştır. Sıcaklık ölçümünde sensörün diskler ile temasını sağlamak için açılan yuvanın ortasına 5 mm çapında delik açılmıştır. Sensörün disk ile temasından emin olabilmek ve sağlıklı ölçüm yapabilmek için yaylı bir mekanizma kullanılmıştır. Ayrıca örnek tutucu istenirse yatay eksende 360 derece dönebilmektedir. Bu hareket serbestliği, frez ve aşındırılacak numunenin pozisyon ayarına kolaylık sağlamaktadır.



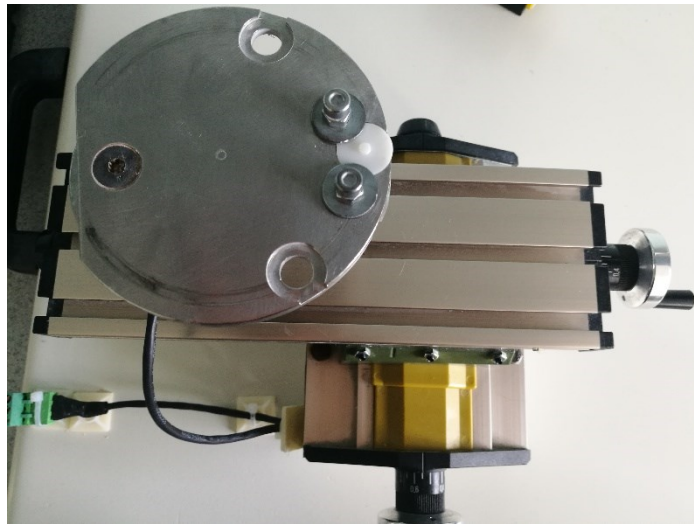
Resim 26 : Monolitik zirkonya disklerinin sabitlenmesini sağlayan aparatın üstten görünümü



Resim 27 : Monolitik zirkonya disklerinin sabitlenmesini sağlayan apaneyin karşıdan görünümü

3.4.3 Hareketli tabla :

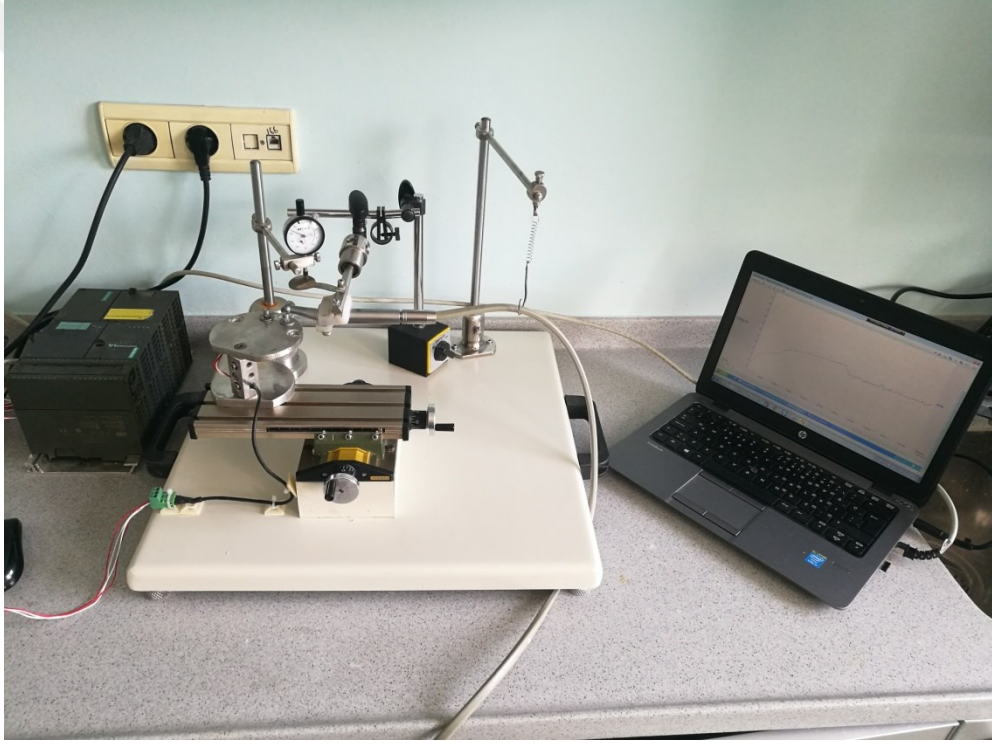
Aşındırılacak disklerin sağ-sol, ön arka yönlerinde hareketini sağlayabilmek için Proxxon KT 70 tipi hareketli tabla kullanılmıştır. Bu tabla üzerine sabitlenen örnekler tutucu hareketli tablanın önünde ve yanında bulunan çevirme kolu vasıtası ile her iki yönde de hareket edebilmektedir. Hareketli tablanın sağ - sol yönündeki hareketi ile sabit pozisyonadaki frezin numunenin tüm yüzeyini aşındırması sağlanmaktadır.



Resim 28: İleri-geri ve sağ-sol yönde hareket eden tabla

3.4.4 Sıcaklık ölçümü :

Aşındırma işlemi sırasındaki sıcaklık trendi grafik olarak bilgisayara kaydedilebilmektedir. Bu işlem için JUMO PT-100 sıcaklık sensörü kullanılmıştır. Sıcaklık sensörünün bağlandığı PLC işlemci SIEMENS S7-315 tipi olup, güç kaynağı, CPU, ethernet kartı, analog input kartı ve bunların dizildiği racktan oluşmaktadır. Sıcaklık ölçümü sırasında sıcaklık değerleri 5 milisaniye aralıklarla alınmaktadır. Bu işlemciden çıkan sinyalleri grafiğe dönüştürmek veya zaman - sıcaklık değerlerini tablo olarak alabilmek için bilgisayar programı kullanılmıştır. Her numune için yapılan ölçümler zaman – sıcaklık grafiği ve tablosu olarak kaydedilebilmektedir.



Resim 29: Sıcaklık ölçümlerinin kaydedilmesi

3.4.5 Aşınmanın takibi :

Test sırasında 1 mm yüksekliğindeki aşındırılacak kısmın ne kadarlık kısmının aşındığını takip etmek için WATAN marka 0 – 5 mm, 0,01 mm hassasiyette komparatör saati kullanılmıştır. Komparatör saati mıknatıslı ayak üzerindeki dikey ve yatay eksenlerdeki iki kola bağlanarak pozisyon ayarı yapılabilmektedir. Aerator veya mikromotorun bağlı olduğu mil üzerine sabitlenmiş, frezle aynı ekseninde olan metal

çubukla temas ettirilen komparatör saati ile aşındırma sırasında frezin aşağı yönde hareketi ile oluşan değişiklikler takip edilebilmektedir. Komparatör saatinin bir turu 1mm seviye farkına karşı gelmektedir.

3.6 Pürüzlülük Değerlerinin Ölçülmesi

Hazırlanmış olan monolitik zirkonya disklerin pürüzlülük ölçümleri, yüzey profilometresi (Perthometer M1, Mahr, Germany) ile Yeditepe Üniversitesi Sert Doku Laboratuvarında yapılmıştır. 180 adet deney grubunun, 1 mm yüksekliğinde 3 mm genişliğinde hazırlanmış olan aşındırılmış yüzeyleri 3 bölgeden ölçülmüş ve ortalamaları kaydedilmiştir. İşlem görmemiş 30 adet kontrol gruplarında ise, cilalama işlemi uygulanmamış yüzeylerin, tam ortasına denk gelen yüzeyler 3 bölgeden ölçülüp ortalamaları kaydedilmiştir.



Resim 30: Yüzey Profilometresi (Perthometer M1, Mahr, Germany)

3.7 Biaksiyel Bükme Testinin Uygulanması

Biaksiyel bükme testi için Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarı'nda bulunan universal test cihazı (Instron, 3345, Instron Corp., Norwood, MA, USA) kullanılmıştır. 'Üç top üzerinde piston' yöntemi kullanılarak materyaller test edilmiştir. Testlerin uygulanabilmesi için cihazın tüm hareketli parçaları ISO 6872 standardına göre cihaza yerleştirilmiştir.

Örnekler, iç çapı 10 mm olan, tabanında birbirine 120°'lik açıda olacak şekilde yerleşmiş, 3 adet 3.2 mm çapında çelik bilyelerin bulunduğu hazneye yerleştirilmiştir. Uç kısmı 1,4 mm çapında, örneğin tam merkezine temas edecek şekilde ayarlanmış aparat yerleştirilmiştir. Monolitik zirkonya örnekler universal test cihazına, aşındırma yapılmış kısım altta kalacak şekilde çelik bilyeler üzerine yerleştirilmiştir ve baskı ucu ile 1 mm/dk hızla örnek kırılıncaya kadar kuvvet uygulanmıştır. Kırılma sonucu ortaya çıkan kuvvet değeri 'Newton' cinsinden bilgisayar bağlantılı test cihazı tarafından kaydedildi. Biaksiyel bükme deneyi sonucunda 'Newton (N)' cinsinden elde edilen sonuçlar ISO 6872 standartına uygun olarak aşağıdaki denklem kullanılarak 'Megapaskal (MPa)' birimine çevrilmiştir.

$$S = -0,2387P(X-Y) / d^2$$

S = (MPa : megapaskal) merkezdeki en yüksek gerilim stresi

P = (N: Newton) kırılmaya neden olan yük

$$X = (1 + \gamma) \ln(r_2/r_3)^2 + [(1-\gamma)/r_1] (r_2/r_3)^2$$

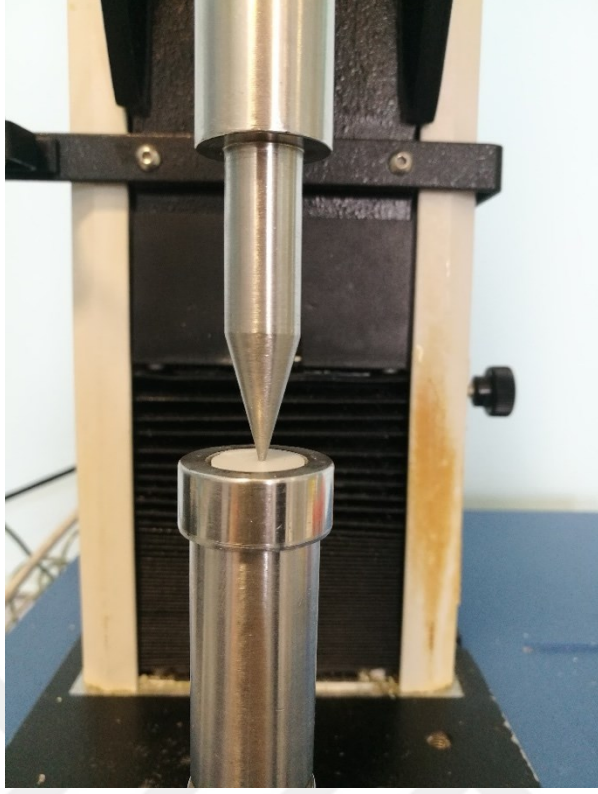
$$Y = (1 + \gamma) [1 + \ln(r_2/r_3)^2] + (1 - \gamma) (r_1/r_3)^2$$

γ : Poisson oranı (0,25 olarak kabul edilir)

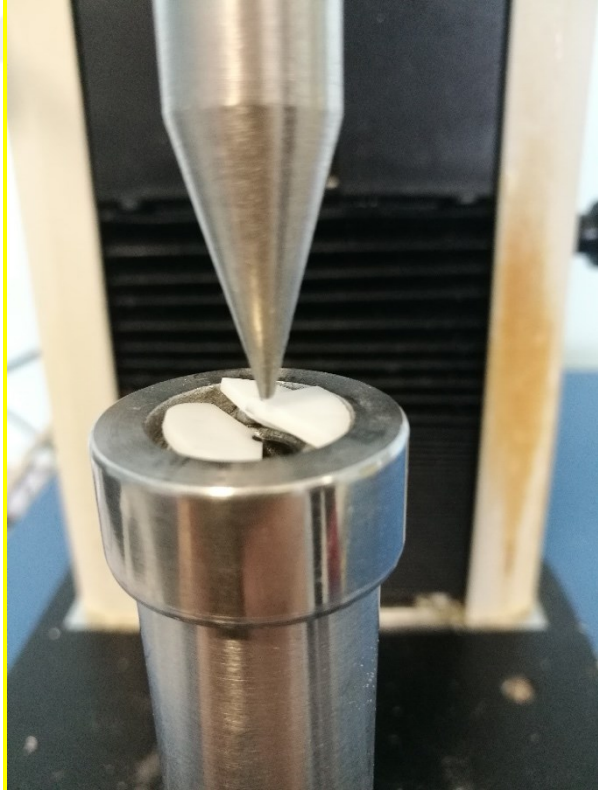
r1: (milimetre) destek topların üzerinde konumlandığı hayali dairenin yarıçapı

r2: (milimetre) baskı ucunun yarıçapı

r3: (milimetre) örneğin yarıçapı d: (milimetre) kırılma merkezindeki örneğin kalınlığı



Resim 31: Instron cihazına monolitik zirkonya örneğin yerleştirilmesi



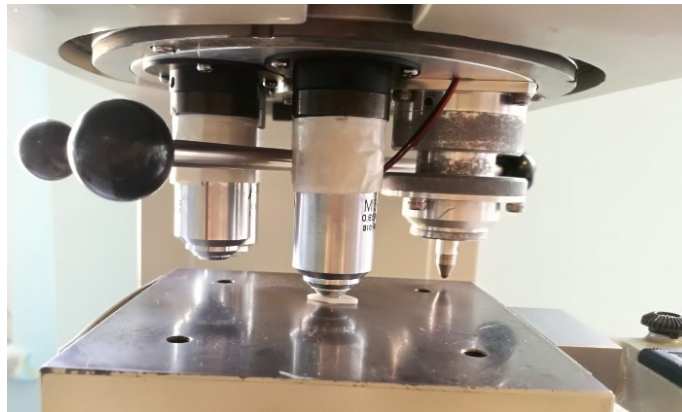
Resim 32: Instron cihazında kırma işleminin uygulanması

3.8 Vickers Mikrosertlik Ölçümlerinin Yapılması

Monolitik zirkonya disklerin mikrosertlik ölçümleri, Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarında bulunan “Vickers” (Buehler, Illinois, ABD) cihazı ile yapılmıştır. Biaksiyel bükme testini takiben elde edilen kırık monolitik zirkonya örneklerden 3 adet ölçüm yapıp ortalama değerleri kaydedilmiştir. Cihazın alt tablasına yerleştirilen numunenin üzerine, 20sn/1kg basınç yapan elmas ucun bıraktığı iz; cihazın 50 büyütmeli mikroskobu altında incelenmiştir. Meydana gelen baklava görüntüsünün alanının hesaplanması için cihazın ölçüm çizgileri görüntünün her iki köşegeninde sabitlenmiştir.



Resim 33 : Mikrosertlik cihazı (BUEHLER - Micromet 5114D)



Resim 34 : Mikrosertlik cihazı ile ölçüm yapılması (BUEHLER - Micromet 5114D)

3.9 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İle Ölçümlerin Yapılması

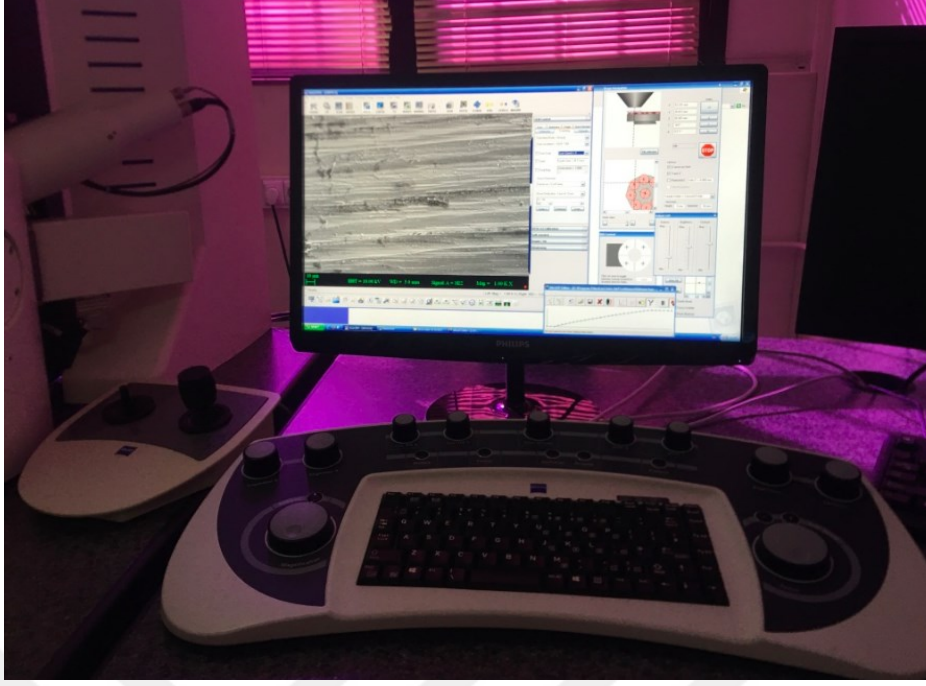
Çalışmamız da kullanılan frez çeşitlerinin materyal yüzeyinde yarattığı değişimlerin gözlemlenmesi için taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile görseller alınmıştır. Yıldız Teknik Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (BİTUAM) de yapılan incelemede 1.000 ve 10.000 x büyütmede incelemeler yapılmış olup farklı materyallerde farklı frezlerin oluşturduğu yüzey değişimleri değerlendirilmiştir.



Resim 35: Örneklerin SEM analizi için kaplanması



Resim 36: SEM Kaplama Cihazı



Resim 37 : SEM görüntülerinin elde edilmesi



Resim 38: Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

3.10 İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada istatistiksel analizler NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 Statistical Software (Utah, USA) paket programı ile yapılmıştır.

Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra normal dağılım gösteren değişkenlerin zaman karşılaştırmalarında eşlendirilmiş tek yönlü varyans analizi, alt grup karşılaştırmalarında Newman Keuls çoklu karşılaştırma testi, gruplar arası karşılaştırmalarda tek yönlü varyans analizi alt grup karşılaştırmalarında Tukey çoklu karşılaştırma testi, ikili grupların karşılaştırmasında bağımsız t testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.



4. BULGULAR

4.1 YüzeY Pürüzlülüğü Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Tablo 14: Deney ve kontrol gruplarının yüzeY pürüzlülük ortalamaları ve istatistiksel değerlendirmesi

YüzeY Pürüzlülüğü (Ra)	Frezler	Susuz Ortam	Sulu Ortam	p*
Amann Girbach	Kontrol Grubu	0,26±0,1	0,26±0,1	-
	A+881Z4	1,51±0,2	1,07±0,24	0,0001
	M+Z732	0,76±0,11	0,49±0,16	0,0001
	M + 640	0,89±0,12	0,53±0,1	0,0001
	p‡	0,0001	0,0001	
Zirkonzahn	Kontrol	0,33±0,08	0,33±0,08	-
	A+881Z4	1,58±0,14	1,15±0,35	0,002
	M+Z732	0,75±0,21	0,45±0,12	0,001
	M + 640	0,89±0,13	0,67±0,12	0,001
	p‡	0,0001	0,0001	
GC	Kontrol	0,24±0,11	0,24±0,11	-
	A+881Z4	1,63±0,19	0,85±0,14	0,0001
	M+Z732	0,81±0,09	0,59±0,11	0,0001
	M + 640	0,52±0,07	0,48±0,11	0,406
	p‡	0,0001	0,0001	

*Bağımsız t testi ‡Tek Yönlü Varyans Analizi

Tablo 15: Farklı frez çeşitlerinin, sulu ve susuz ortamda monolitik zirkonya blokları üzerindeki yüzeY pürüzlülüğü etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	Susuz			Sulu		
	Amann Girbach	Zirkonzahn	GC	Amann Girbach	Zirkonzahn	GC
Kontrol / A+881Z4	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
Kontrol / M+Z732	0,0001	0,0001	0,0001	0,017	0,505	0,0001
Kontrol / M + 640	0,0001	0,0001	0,0001	0,004	0,002	0,0001
A+881Z4 / M+Z732	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
A+881Z4 / M + 640	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
M+Z732 / M + 640	0,152	0,197	0,0001	0,946	0,082	0,213

4.1.1 Amann Girbach - Ceramill Zolid Fx White

Amann Girbach materyalinin kontrol grubunun pürüzlülük ortalamaları, sulu ve susuz ortamda aşındırma yapılmış tüm deney gruplarının pürüzlülük ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 14)

4.1.1.1 Amann Girbach (Ceramill Zolid Fx White) 3 Farklı Frez ile Aşındırıldığında Sulu ve Susuz Ortamdaki Pürüzlülük Değerlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

Amann Girbach materyalinin aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak susuz ortamda aşındırılması sonucunda oluşan pürüzlülük değerlerinin ortalamaları, sulu ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalarının pürüzlülük değerlerinin ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 14)

Amann Girbach materyalinin mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak susuz ortamda yapılan aşındırmaları sonucunda oluşan pürüzlülük değerlerinin ortalamaları, sulu ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalarının pürüzlülük değerlerinin ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 14)

Amann Girbach materyalinin mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak susuz ortamda aşındırılması sonucunda oluşan pürüzlülük değerlerinin ortalamaları, mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak sulu ortamda yapılan aşındırmalarının pürüzlülük değerlerinin ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 14)

4.1.1.2 Susuz Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

Susuz ortamda yapılmış aşındırmalarda, aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar sonucunda oluşan pürüzlülük değerlerinin ortalamaları mikromotor ile Z732 (medium) frezi ve mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaların pürüzlülük değerlerinin ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$). Susuz ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi ve 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar sonucunda oluşan pürüzlülük değerlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir. ($p=0,152$) (Tablo 15)

4.1.1.3 Sulu Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

Sulu ortamda yapılmış aşındırmalarda, aerotor 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar sonucunda oluşan pürüzlülük değerlerinin ortalamaları mikromotor ile Z732 (medium) frezi ve mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaların pürüzlülük değerlerinin ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$). Sulu ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi ve 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar sonucunda oluşan pürüzlülük değerlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir. ($p=0,946$) (Tablo 15)

4.1.2 Zirkonzahn - Prettau

Zirkonzahn materyalinin kontrol grubunun pürüzlülük değerlerinin ortalamaları, susuz ortamda aşındırma yapılmış tüm deney gruplarının pürüzlülük değerlerinin ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. ($p=0,0001$, $p= 0.002$) Kontrol grubunun pürüzlülük değerleri ortalamaları, sulu ortamda aerotor ile 881Z4 frezi ve mikromotor ile 640 frezi kullanılarak aşındırma yapılan deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. (Tablo 15)

4.1.2.1 Zirkonzahn (Prettau) 3 Farklı Frez ile Aşındırıldığında Sulu ve Susuz Ortamdaki Pürüzlülük Değerlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

Zirkonzahn materyalinin, aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak susuz ortamda aşındırılması sonucunda oluşan pürüzlülük değerlerinin ortalamaları sulu ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaların pürüzlülük değerlerinin ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,002$). (Tablo 14)

Zirkonzahn materyalinin, mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak susuz ortamda yapılan aşındırmaları sonucunda oluşan pürüzlülük değerlerinin ortalamaları sulu ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaların pürüzlülük değerleri ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,001$) (Tablo 14)

Zirkonzahn materyalinin, mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak susuz ortamda aşındırılması sonucunda oluşan pürüzlülük değerlerinin ortalamaları sulu ortamda mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaların pürüzlülük değerlerinin ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,001$) (Tablo 14)

4.1.2.2 Susuz Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

Susuz ortamda yapılmış aşındırmalarda, aerotor 881Z4 (medium) frezi ile yapılan aşındırma sonucunda oluşan pürüzlülük değerlerinin ortalamaları mikromotor ile Z732 (medium) ve mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılmış gruplarının pürüzlülük değerlerinin ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş. ($p=0,0001$) Susuz ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi ve 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaların pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir. ($p=0,197$) (Tablo 15)

4.1.2.3 Sulu Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

Sulu ortamda yapılmış aşındırmalarda, aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırma sonucunda oluşan pürüzlülük değerlerinin ortalamaları mikromotor ile Z732 (medium) ve mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılmış gruplarının pürüzlülük değerlerinin ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$). Sulu ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi ve 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaların pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir. ($p=0,082$) (Tablo 15)

4.1.3 GC - İnitial Zirkonya Disk HT

GC materyalinin kontrol grubunun pürüzlülük değerlerinin ortalamaları, sulu ve susuz ortamda aşındırma yapılmış tüm deney gruplarının pürüzlülük ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 15)

4.1.3.1 GC (İnitial Zirkonya Disk HT) 3 Farklı Frez ile Aşındırıldığında Sulu ve Susuz Ortamdaki Pürüzlülük Değerlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması Sulu ve Susuz Ortamların Karşılaştırılması

GC materyalinin , susuz ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak aşındırılması sonucunda oluşan pürüzlülük değerlerinin ortalamaları sulu ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaların pürüzlülük değerlerinin ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 14)

GC materyalinin mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak susuz ortamda yapılan aşındırmaları sonucunda oluşan pürüzlülük değerlerinin ortalamaları sulu ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaların

pürüzlülük değerlerinin ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,001$) (Tablo 14).

GC materyalinin mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak sulu ve susuz ortamda yapılan aşındırmalarının pürüzlülük değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. ($p=0,406$) (Tablo 14)

4.1.3.2 Susuz Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

Susuz ortamda yapılmış aşındırmalarda, aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırma sonucunda oluşan oluşan pürüzlülük değerlerinin ortalamaları mikromotor ile Z732 (medium) ve mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılmış grupların pürüzlülük değerlerinin ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$) (Tablo 15)

Susuz ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırma sonucunda oluşan pürüzlülük değerlerinin ortalamaları, 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaların pürüzlülük değerleri ortalamalarından istatistiksel olarak derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 15)

4.1.3.3 Sulu Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

Sulu ortamda yapılmış aşındırmalarda, aerotor 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar sonucunda oluşan oluşan pürüzlülük değerlerinin ortalamaları , mikromotor ile Z732 (medium) ve mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaların pürüzlülük değerlerinin ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$) (Tablo 15)

Sulu ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi ve 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaların pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir. ($p= 0,213$) (Tablo 15)

4.1.4 Tüm Monolitik Zirkonya Bloklarının Birbiri ile Karşılaştırılması

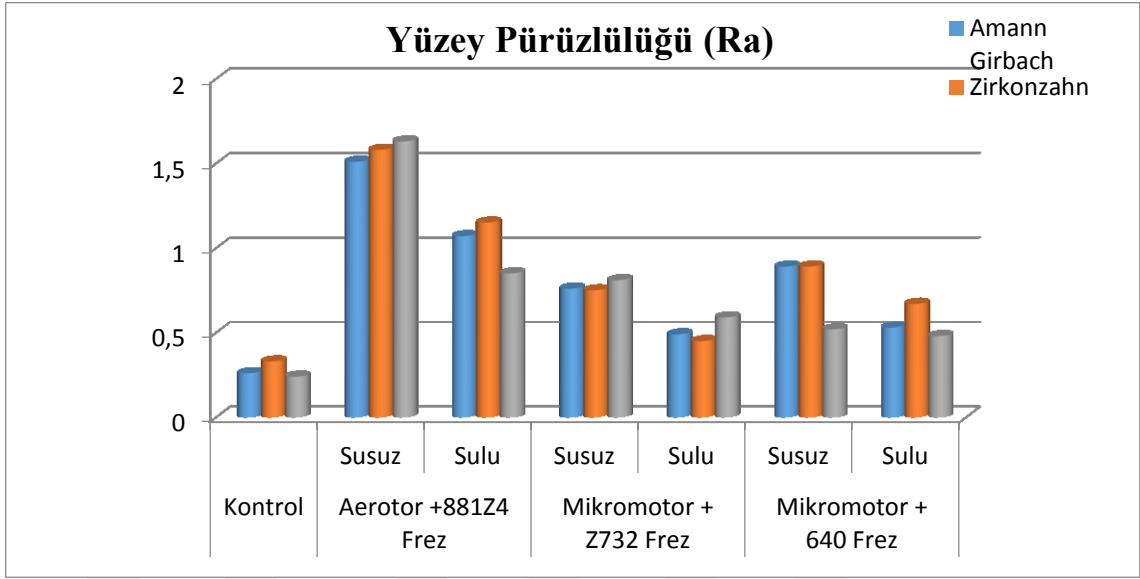
Tablo 16: 3 farklı monolitik zirkonya bloğunun yüzey pürüzlülüğü ortalamalarının karşılaştırılması ve istatistiksel değerlendirilmesi

Yüzey Pürüzlülüğü(Ra)	Amann Girbach	Zirkonzahn	GC	p
Kontrol	0,26±0,1	0,33±0,08	0,24±0,11	0,135
	Susuz	1,51±0,2	1,58±0,14	0,349
A+881Z4	Sulu	1,07±0,24	1,15±0,35	0,042
	Susuz	0,76±0,11	0,75±0,21	0,624
M + Z732	Sulu	0,49±0,16	0,45±0,12	0,064
	Susuz	0,89±0,12	0,89±0,13	0,0001
M+ 640	Sulu	0,53±0,1	0,48±0,11	0,002

‡Tek Yönlü Varyans Analizi

Tablo 17 : Farklı frez çeşitlerinin, monolitik zirkonya blokları üzerindeki yüzey pürüzlülüğü etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	Susuz			Sulu		
	A+881Z4	M+Z732	M+640	A+881Z4	M+ Z732	M+640
Amann Girbach / Zirkonzahn			0,992	0,808		0,026
Amann Girbach / GC			0,0001	0,147		0,604
Zirkonzahn / GC			0,0001	0,042		0,002



Şekil 2 : Yüzey pürüzlülüğü sonuçları grafiği

Amann Girbach, Zirkozahn ve GC materyallerinin aşındırma yapılmamış kontrol gruplarının pürüzlülük değerlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir. ($p=0,135$) (Tablo 16)

Susuz ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırma sonucunda Amann Girbach, Zirkozahn ve GC materyallerinin pürüzlülük değerlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,349$) (Tablo 16)

Sulu ortamda; aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar sonucunda Amann Girbach, Zirkozahn ve GC materyallerinin pürüzlülük ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,042$) (Tablo 16). GC grubunun pürüzlülük değerlerinin ortalamaları Zirkozahn grubunun pürüzlülük değerlerinin ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,042$), diğer grupların pürüzlülük ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 17)

Susuz ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar sonucunda Amann Girbach, Zirkozahn ve GC materyallerinin pürüzlülük ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,624$)

Sulu ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar sonucunda Amann Girbach, Zirkozahn ve GC materyallerinin pürüzlülük ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,064$) (Tablo 16)

Susuz ortamda mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar sonucunda Amann Girbach, Zirkozahn ve GC materyallerinin pürüzlülük ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). GC grubunun pürüzlülük ortalamaları Amann Girbach ve Zirkozahn gruplarının pürüzlülük ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,001$), Amann Girbach ve Zirkozahn gruplarının pürüzlülük ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,992$) (Tablo 17).

Sulu ortamda mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar sonucunda Amann Girbach, Zirkozahn ve GC materyallerinin pürüzlülük ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,002$). Zirkozahn grubunun pürüzlülük ortalamaları Amann Girbach ve GC gruplarının pürüzlülük ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,026$, $p=0,002$), Amann Girbach ve GC gruplarının pürüzlülük ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,604$) (Tablo 17).

4.2 Biaksiyel Bükme Dayanımı Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Tablo 18: Deney ve kontrol gruplarının biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları ve istatistiksel değerlendirilmesi

Biaksiyel Bükme Dayanımı	Frezler	Susuz Ortam	Sulu Ortam	p*
Amann Girbach	Kontrol	535,66±91,23	535,66±91,23	-
	A+881Z4	678,13±105,71	750±42,8	0,062
	M+ Z732	618,28±39,47	699,53±51,39	0,001
	M+640	609,4±57,74	676,21±87,13	0,058
	p‡	0,003	0,0001	
Zirkonzahn	Kontrol	899,52±111,98	899,52±111,98	-
	A+881Z4	639,09±117,42	755,62±95,9	0,026
	M+Z732	729,32±72,73	767,85±105,4	0,354
	M+640	666,9±80,35	778,46±95,99	0,011
	p‡	0,0001	0,012	
GC	Kontrol	783,78±112,63	783,78±112,63	-
	A+881Z4	630,81±106,33	722,77±116,64	0,082
	M+Z732	696,8±94,73	845,27±116,22	0,006
	M+640	633,18±129,34	794,38±130,64	0,013
	p‡	0,012	0,169	

*Bağımsız t testi ‡Tek Yönlü Varyans Analizi

Tablo 19 : Farklı frez çeşitlerinin, sulu ve susuz ortamda monolitik zirkonya blokları üzerindeki biaksiyel bükme dayanımı etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	Susuz			Sulu		
	Amann Girbach	Zirkonzahn	GC	Amann Girbach	Zirkonzahn	GC
Kontrol / A+881Z4	0,001	0,0001	0,02	0,0001	0,017	
Kontrol / M+Z732	0,102	0,002	0,316	0,0001	0,033	
Kontrol / M+640	0,169	0,0001	0,023	0,001	0,046	
A+881Z4 / M+Z732	0,332	0,183	0,554	0,402	0,993	
A+881Z4 / M + 640	0,219	0,919	0,998	0,114	0,959	
M + Z732 / M +640	0,994	0,489	0,584	0,884	0,996	

4.2.1 Amann Girbach - Ceramill Zolid White

4.2.1.1 Amann Girbach (Ceramill Zolid White) Materyalinin 3 Farklı Frez ile Aşındırıldığında Sulu ve Susuz Ortamdaki Biaksiyel Bükme Dayanımlarının Birbiri ile Karşılaştırılması

Sulu ve Susuz Ortamların Karşılaştırılması

Amann Girbach materyalinin sulu ve susuz ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalarının biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,062$) (Tablo 18).

Amann Girbach Materyalinin susuz ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalarının biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları sulu ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırma değerlerinin ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,001$) (Tablo 18).

Amann Girbach Materyalinin sulu ve susuz ortamda mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalarının biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,058$) (Tablo 18).

4.2.1.2 Susuz Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Birbiri İle Karşılaştırılması

Amann Girbach materyalinin kontrol grubu ve susuz ortamda aşındırma yapılan deney gruplarının biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,003$). Kontrol grubunun biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları susuz ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,001$). Kontrol grubunun biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları ile susuz ortamda aşındırma işlemi uygulanmış diğer deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0.102$, $p=0.169$). Diğer deney gruplarının biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 19).

4.2.1.3 Sulu Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

Amann Girbach Materyalinin, kontrol grubu ve sulu ortamda aşındırma yapılan deney gruplarının biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). Kontrol grubunun biaksiyel bükme dayanımı değerlerinin ortalamaları sulu ortamda aşındırma işlemi uygulanmış tüm deney gruplarının biaksiyel bükme dayanımı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,0001$, $p=0,001$), Sulu ortamda diğer deney gruplarının biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 19).

4.2.2 Zirkozahn - Prettau

4.2.2.1 Zirkozahn (Prettau) Materyalinin 3 Farklı Frez ile Aşındırıldığında Sulu ve Susuz Ortamdaki Biaksiyel Bükme Dayanımlarının Birbiri ile Karşılaştırılması

Zirkozahn materyalinin susuz ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaları sonucundaki biaksiyel bükme dayanımı değerlerinin ortalamaları sulu ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaların biaksiyel bükme ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p= 0,026$) (Tablo18).

Zirkozahn materyalinin sulu ve susuz ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaları sonucunda istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p= 0,354$) (Tablo18).

Zirkozahn materyalinin susuz ortamda mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaları sonucunda biaksiyel bükme dayanımı değerlerinin ortalamaları, sulu ortamda mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaların biaksiyel bükme dayanımı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p= 0,011$) (Tablo18).

4.2.2.2 Susuz Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

Zirkonzahn materyalinin, kontrol grubunun biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları susuz ortamda aşındırma yapılmış tüm deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p= 0,0001$, $p= 0,002$) Susuz ortamda aşındırma yapılmış deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir($p> 0,05$)(Tablo 19).

4.2.2.3 Sulu Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Karşılaştırılması

Zirkonzahn materyalinin kontrol grubunun biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları, sulu ortamda aşındırma yapılmış tüm deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p= 0,017$, $p= 0,033$, $p= 0,046$). Sulu ortamda aşındırma yapılmış diğer deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir($p> 0,05$) (Tablo 19)

4.2.3 GC - İntial Zr Disk HT

4.2.3.1 GC (İntial Zr Disk HT) Materyalinin 3 Farklı Frez ile Aşındırıldığında Sulu ve Susuz Ortamdaki Biaksiyel Bükme Dayanımlarının Birbiri ile Karşılaştırılması Sulu ve Susuz Ortamların Karşılaştırılması

GC materyalinin sulu ve susuz ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak sulu ve susuz ortamda yapılan aşındırmaları sonucunda biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p= 0,082$) (Tablo 18)

GC materyalinin susuz ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalarının biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları sulu ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan grupların biaksiyel bükme dayanımı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p= 0,006$) (Tablo 18)

GC materyalinin susuz ortamda mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalarının sonucunda biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları sulu ortamda mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan grupların biaksiyel bükme dayanımı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p= 0,013$) (Tablo 18)

4.2.3.2 Susuz Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

GC materyalinin kontrol grubunun biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları susuz ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p= 0.02$) (Tablo 18)

GC materyalinin kontrol grubunun biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları susuz ortamda mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p= 0.023$) (Tablo 18)

GC materyalinin susuz ortamda aşındırma yapılmış diğer deney gruplarının biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir (Tablo 18).

4.2.3.3 Sulu Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

GC materyalinin kontrol grubunun biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları ile diğer deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir. Sulu ortamda aşındırma yapılmış hiçbir deney grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir. ($p= 0,169$) (Tablo 19)

4.2.4 Tüm Monolitik Zirkona Bloklarının Birbiri ile Karşılaştırılması

Tablo 20: 3 farklı monolitik zirkonya bloğunun biaksiyel bükme dayanımı ortalamalarının karşılaştırılması ve istatistiksel değerlendirilmesi

Biaksiyel Bükme					
Dayanımı		Amann Girbach	Zirkonzahn	GC	p‡
Kontrol		535,66±91,23	899,52±111,98	783,78±112,63	0,0001
	Susuz	678,13±105,71	639,09±117,42	630,81±106,33	0,596
A + 881Z4	Sulu	750±42,8	755,62±95,9	722,77±116,64	0,690
	Susuz	618,28±39,47	729,32±72,73	696,8±94,73	0,006
M + Z732	Sulu	699,53±51,39	767,85±105,4	845,27±116,22	0,008
	Susuz	609,4±57,74	666,9±80,35	633,18±129,34	0,401
M + 640	Sulu	676,21±87,13	778,46±95,99	794,38±130,64	0,04

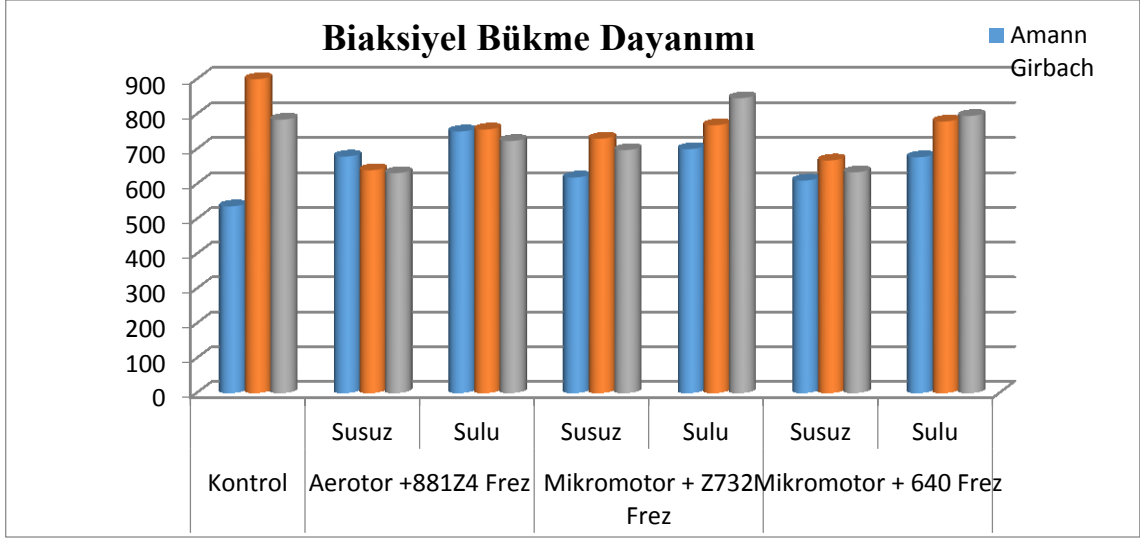
‡Tek Yönlü Varyans Analizi

Tablo 21: 3 farklı monolitik zirkonya bloğunun kontrol gruplarının istatistiksel değerlendirilmesi

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi		Kontrol
	Amann Girbach / Zirkonzahn	0,0001
	Amann Girbach / GC	0,0001
Biaksiyel Bükme Dayanımı	Zirkonzahn / GC	0,054

Tablo 21 : Farklı frez çeşitlerinin, monolitik zirkonya blokları üzerindeki biaksiyel bükme dayanımı etkisinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	Susuz			Sulu		
	A+881Z4	M+Z732	M+640	A+881Z4	M+Z732	M+640
Amann Girbach / Zirkonzahn		0,006		0,262		0,098
Amann Girbach / GC		0,057		0,006		0,049
Zirkonzahn / GC		0,582		0,183		0,940



Şekil 3 : Biaksiyel bükme dayanımı sonuçları grafiği

Amann Girbach, GC , Zirkozahn materyallerinin kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmiştir ($p= 0,0001$) (Tablo 20)

Amann Girbach materyalinin kontrol grubunun biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları Zirkozahn ve GC gruplarının biaksiyel bükme dayanımı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,0001$). Zirkozahn ve GC materyallerinin kontrol gruplarının biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0.054$) (Tablo 20)

Susuz ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılmış üç monolitik zirkonya materyali (Amann Girbach, Zirkozahn, GC) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir ($p= 0,596$) (Tablo 20)

Sulu ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılmış üç monolitik zirkonya materyali (Amann Girbach, Zirkozahn, GC) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir ($p= 0,690$) (Tablo 19, Tablo 21)

Susuz ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalarda Amann Girbach materyalinin biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları Zirkozahn materyalinin biaksiyel bükme dayanımı ortalamalarından istatistiksel olarak

anlamli derecede dusek bulunmustr. ($p= 0,006$) Diğer materyaller arasında istatistiksel olarak anlamli farklılık gözlenmemiştir. ($p> 0,05$) (Tablo 20, Tablo 21)

Sulu ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalarda Amann Girbach materyalinin biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları GC materyalinin biaksiyel bükme dayanımı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamli derecede dusek bulunmustr. ($p= 0,008$) Diğer materyaller arasında istatistiksel olarak anlamli farklılık gözlenmemiştir. ($p> 0,05$) (Tablo 20, Tablo 22)

Susuz ortamda mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılmış monolitik zirkonya materyallerinin (Amann Girbach, Zirkonzahn, GC) arasında istatistiksel olarak anlamli bir farklılık gözlenmemiştir ($p= 0,401$) (Tablo 20)

Sulu ortamda mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalarda Amann Girbach materyalinin biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları GC materyalinin biaksiyel bükme dayanımı ortalamalarından istatistiksel olarak anlamli derecede dusek bulunmustr. ($p= 0,049$) Diğer materyaller arasında istatistiksel olarak anlamli farklılık gözlenmemiştir. ($p> 0,05$) (Tablo 22)

4.3 Sıcaklık Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

Üç üretici firmaya ait monolitik zirkonya bloğunun susuz ortamda 3 farklı frezler ile aşındırılması sonucu elde edilen en yüksek sıcaklık değerleri, sulu ortamda 3 farklı frez ile aşındırılması sonucu elde edilen en yüksek sıcaklık değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir.

4.3.1 Susuz Ortamda Uygulanan Aşındırma İşlemi

Tablo 23: Deney ve kontrol gruplarının en yüksek sıcaklık ortalamaları ve istatistiksel değerlendirilmesi (Tabloda gösterilen değerler °C'dir.)

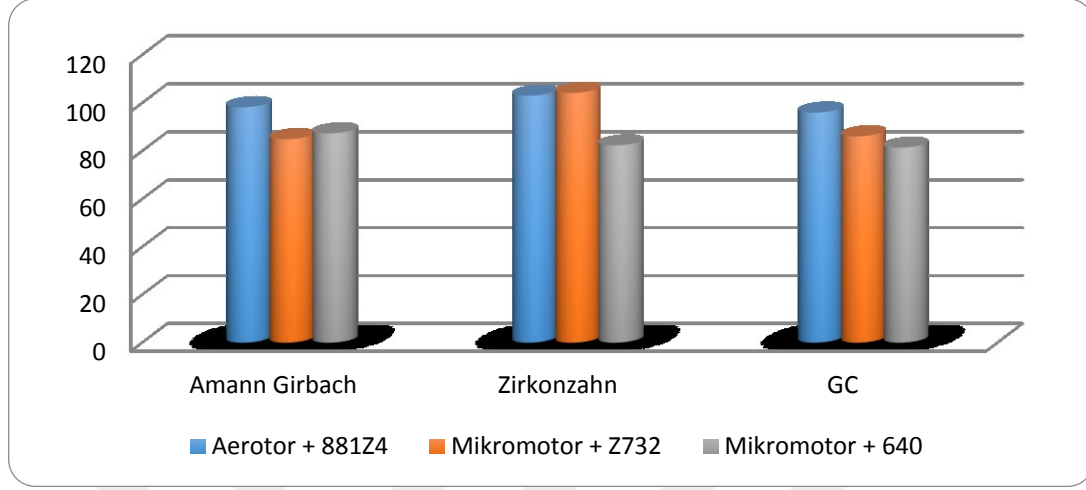
Monolitik Zirkonya Blokları	A+881Z4	M+Z732	M+640	p*
Amann Girbach	98,27±6,8	84,97±4,85	87,4±6,43	0,0001
Zirkonzahn	103,06±8,67	104,24±13,27	82,41±5,85	0,0001
GC	96,03±13,7	86,17±6,27	81,44±4,61	0,004
p‡	0,302	0,0001	0,058	

*Bağımsız t Testi ‡Tek Yönlü Varyans Analizi

Tablo 24 : Susuz ortamda deney gruplarının en yüksek sıcaklık değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Susuz	Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	Amann Girbach	Zirkonzahn	GC
A+881Z4 / M+Z732	0,0001	0,961	0,056	
A+881Z4 / M+640	0,001	0,0001	0,004	
M+ Z732 / M+640	0,649	0,0001	0,485	

4.3.1.1 Susuz Ortamda 3 Farklı Frez Çeşidinin Tüm Monolitik Zirkonya Bloklarına Uygulanması



Şekil 4 : Susuz ortamda ölçülen en yüksek sıcaklık sonuçları grafiği

4.3.1.1.1 Amann Girbach - Ceramill Zolid White

Susuz ortamda aerotor ile 881Z4 frezi kullanılarak yapılan aşındırılmalar ile oluşan en yüksek sıcaklık ortalamaları, mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırma ile oluşan en yüksek sıcaklık ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,001$)(Tablo24)

Susuz ortamda aerotor ile 881Z4 frezi kullanılarak yapılan aşındırılmalar ile oluşan en yüksek sıcaklık ortalamaları, mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırılmalar ile oluşan en yüksek sıcaklık ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo24)

Mikromotor ile aşındırma yapılmış her iki deney grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir. ($P= 0,649$) (Tablo24)

4.3.1.1.2 Zirkonzahn - Prettau

Aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar ile oluşan en yüksek sıcaklık ortalamaları ile mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar ile oluşan en yüksek sıcaklık ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,961$) (Tablo24)

Mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılan gruptaki en yüksek sıcaklık ortalamaları, diğer deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,0001$) (Tablo24)

4.3.1.1.3 GC - Initial Zr Disk HT

Aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar ile oluşan en yüksek sıcaklık ortalamaları, mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar ile oluşan en yüksek sıcaklık ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,004$) (Tablo 24) . Diğer deney gruplarının en yüksek sıcaklık ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir. ($p>0,005$)

4.3 2 Sulu Ortamda Uygulanan Aşındırma İşlemi

4.3.2.1 Sulu Ortamda 3 Farklı Frez Çeşidinin Tüm Monolitik Zirkonya Bloklarına Uygulanması

Tablo 25: Sulu ortamda deney gruplarının en yüksek sıcaklık ortalamaları ve istatistiksel değerlendirilmesi (Tabloda gösterilen değerler °C'dir.)

Monolitik Zirkonya Blokları	A+881Z4	M+Z732	M+640	p*
Amann Girbach	21,7±0,96	27,91±1,84	26,21±1,92	0,0001
Zirkonzahn	25,77±1,6	27,06±2,02	25,39±0,96	0,064
GC	21,3±0,64	27,02±1,4	25,02±1,2	0,0001
p‡	0,0001	0,457	0,178	

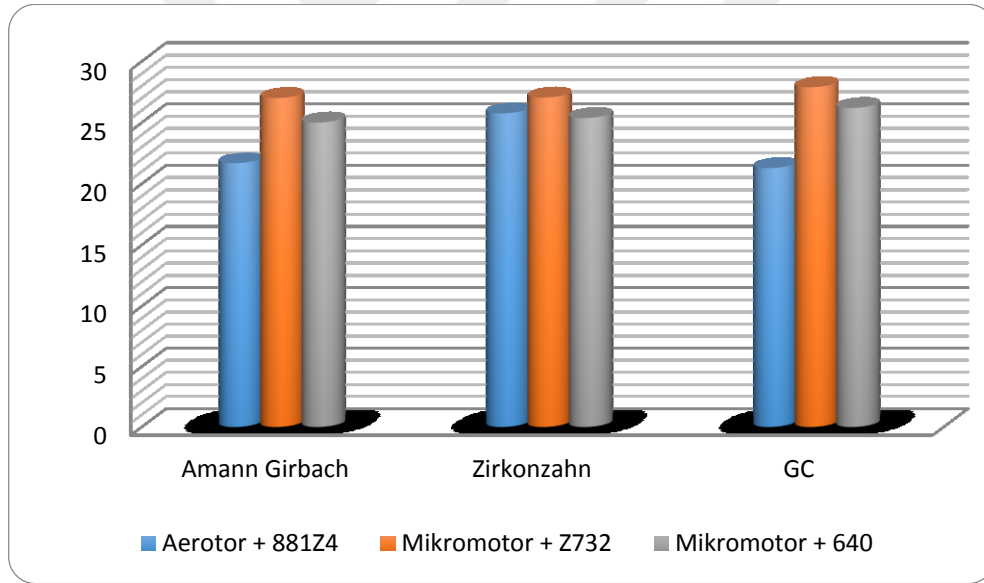
*Bağımsız t Testi ‡Tek Yönlü Varyans Analizi

Tablo 26: Sulu ortamda deney gruplarının en yüksek sıcaklık değerlerinin anlamlılığının değerlendirilmesi

Sulu	Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	Amann Girbach	Zirkonzahn	GC
	A+ 881Z4 / M+Z732	0,0001		0,0001
	A+881Z4 / M+ 640	0,0001		0,0001
	M+Z732 / M+640	0,068		0,001

Tablo 27: Sulu ortamda tüm frez çeşitlerinin, monolitik zirkonya bloklarındaki en yüksek sıcaklık değerlerinin anlamlılığının değerlendirilmesi

Sulu	A+881Z4	M+Z732	M+640
Amann Girbach / Zirkonzahn	0,0001		
Amann Girbach / GC	0,715		
Zirkonzahn / GC	0,0001		



Şekil 5: Sulu ortamda ölçülen en yüksek sıcaklık sonuçları grafiği

4.3.2.1.1 Amann Girbach - Ceramill Zolid Fx White

Sulu ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar ile oluşan en yüksek sıcaklık ortalamaları mikromotor ile aşındırma yapılmış diğer iki deney grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,0001$)(Tablo 25, Tablo 26)

Mikromotor ile iki ayrı frezin kullanıldığı diğer deney gruplarındaki en yüksek sıcaklık ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,068) (Tablo 26)

4.3.2.1.2 Zirkonzahn - Prettau

Sulu ortamda aşındırma yapılmış hiçbir deney grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir. (p= 0,064) (Tablo 25)

4.3.2.1.3 GC - Initial Zr Disk HT

Sulu ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar ile oluşan en yüksek sıcaklık ortalamaları mikromotor ile aşındırma yapılmış diğer iki deney grubundan istatistiksel olarak anlamlı derece düşük bulunmuştur (p= 0,0001)(Tablo 25, 26).

Sulu ortamda, mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar ile oluşan en yüksek sıcaklık ortalamaları, mikromotor ile Z732 frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar ile oluşan en yüksek sıcaklık ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur)(Tablo 25, 26)

4.3.3 Susuz Ortamda 3 Farklı Monolitik Zirkonya Bloğunun Karşılaştırılması

Tablo 28 : Susuz Ortamda 3 Farklı Monolitik Zirkonya Bloğunun Karşılaştırılması

Susuz	Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi		
	A+881Z4	M+Z732	M+640
Amann Girbach / Zirkonzahn		0,0001	
Amann Girbach / GC		0,951	
Zirkonzahn / GC		0,0001	

4.3.4 Sulu Ortamda 3 Farklı Monolitik Zirkonya Bloğunun Karşılaştırılması

Tablo 29 : Sulu Ortamda 3 Farklı Monolitik Zirkonya Bloğunun Karşılaştırılması

Sulu	A+881Z4	M+Z732	M+640
Amann Girbach / Zirkonzahn	0,0001		
Amann Girbach / GC	0,715		
Zirkonzahn / GC	0,0001		

Susuz ortamda, aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar sonucunda, üç monolitik zirkonya materyali (Amann Girbach, Zirkonzahn, GC) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,302$)(Tablo28)

Susuz ortamda Zirkonzahn materyalinin mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaları sonucunda oluşan en yüksek sıcaklık ortalamaları Amann Girbach ve GC grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur($p=0,0001$). Susuz ortamda, Amann Girbach ve GC gurubunun mikromotor ile Z732(medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaları sonucunda oluşan en yüksek sıcaklık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir. ($p=0,951$)(Tablo 29)

Susuz ortamda mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar sonucunda Amann Girbach, Zirkonzahn ve GC materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo28).

Sulu ortamda Zirkonzahn materyalinin, aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaları sonucunda oluşan en yüksek sıcaklık ortalamaları Amann Girbach ve GC grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Sulu ortamda, Amann Girbach ve Zirkonzahn grubunun aerotor ile 881Z4(medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaları sonucunda oluşan en yüksek sıcaklık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir($p=0,715$)(Tablo 29)

Sulu ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalar sonucunda, üç monolitik zirkonya materyali (Amann Girbach, Zirkozahn, GC) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir.(p=0,457)(Tablo 28)

Sulu ortamda mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırma sonucunda, üç monolitik zirkonya materyali (Amann Girbach, Zirkozahn, GC) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir(p=0,178)(Tablo 29).



4.3 Vickers Mikrosertlik Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Tablo 30: Deney ve kontrol gruplarının vickers mikrosertlik ortalamaları ve istatistiksel değerlendirilmesi

Vickers Mikrosertlik		Susuz	Sulu	p*
Amann Girbach	Kontrol	1407,13±8,35	1407,13±8,35	-
	A+881Z4	1564,33±32,56	1565±38,62	0,967
	M+ Z732	1335,93±6,77	1359,2±8,94	0,0001
	M+640	1327,1±4,75	1340,97±4,48	0,0001
	p‡	0,0001	0,0001	
Zirkonzahn	Kontrol	1530,07±7,63	1530,07±7,63	-
	A+881Z4	1488,17±7,41	1468,7±16,22	0,003
	M+ Z732	1408,8±5,13	1358,27±9,73	0,0001
	M+640	1236,73±4,35	1288,8±12,8	0,0001
	p‡	0,0001	0,0001	
GC	Kontrol	1444,03±8,12	1444,03±8,12	-
	A+881Z4	1380,63±18,22	1406,63±10,66	0,001
	M+ Z732	1317,57±5,26	1356,3±12,85	0,0001
	M+640	1345,3±5,31	1368±4,29	0,0001
	p‡	0,0001	0,0001	

*Bağımsız t testi ‡Tek Yönlü Varyans Analizi

Tablo 31 : Farklı frez çeşitlerinin sulu ve susuz ortamda monolitik zirkonya blokları üzerindeki vickers sertlik değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesi

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	Susuz			Sulu		
	Amann Girbach	Zirkonzahn	GC	Amann Girbach	Zirkonzahn	GC
Kontrol / A+881Z4	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
Kontrol / M+Z732	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
Kontrol / M+640	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
A+881Z4 / M+Z732	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
A+881Z4 / M+640	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
M+Z732 / M+640	0,667	0,0001	0,0001	0,207	0,0001	0,044

4.4.1 Amann Girbach - Ceramill Zolid Fx White

Amann Girbach (Ceramill Zolid Fx White) Materyalinin 3 Farklı Frez ile Aşındırıldığında Sulu ve Susuz Ortamdaki Vickers Sertlik Ortalamalarının Birbiri ile Karşılaştırılması

4.4.1.1 Sulu ve Susuz Ortamların Karşılaştırılması

Amann Girbach materyalinin, aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak sulu ve susuz ortamda yapılan aşındırmalarının vickers mikrosertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,967$)(Tablo 30).

Amann Girbach materyalinin susuz ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalarının vickers mikrosertlik ortalamaları, sulu ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaların vickers mikrosertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,001$) (Tablo 30).

Amann Girbach materyalinin susuz ortamda mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalarının vickers mikrosertlik ortalamaları, sulu ortamda mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmaların vickers mikrosertlik ortalamalarından gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. ($p=0,001$) (Tablo 30).

4.4.1.2 Susuz Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

Amann Girbach materyalinin kontrol grubunun, vickers mikrosertlik ortalamaları ortalamaları , susuz ortamda aerotor ile 881Z4(medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. ($p=0,0001$)(Tablo 31). Amann Girbach materyalinin kontrol grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları, mikromotor ile aşındırma yapılan deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$)(Tablo 31).

Amann Girbach materyalinin, susuz ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalarının vickers mikrosertlik ortalamaları mikromotor ile 640 (medium) frezi ve Z732 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan diğer iki deney gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 31).

Amann Girbach materyalinin susuz ortamda mikromotor ile Z732 (medium) ve 640 (medium) frezleri kullanılarak aşındırma yapılan deney gruplarının vickers mikrosertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,667$) (Tablo 31).

4.4.1.3 Sulu Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

Amann Girbach materyalinin, kontrol grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları , sulu ortamda aerotor ile 881Z4 frezi kullanılarak aşındırma yapılan deney grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük, mikromotor ile Z732 (medium) ve 640 (medium) frezleri kullanılarak aşındırma yapılan deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$)(Tablo 31).

Amann Girbach materyalinin sulu ortamda aerotor ile 881Z4 frezi kullanılarak aşındırma yapılan deney grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları mikromotor ile Z732 (medium) ve 640 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan diğer iki deney grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur($p=0,0001$) (Tablo 31).

Amann Girbach materyalinin sulu ortamda mikromotor ile Z732 (medium) ve 640 (medium) frezleri kullanılarak aşındırma yapılan deney gruplarının vickers mikrosertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,207$) (Tablo 31).

4.4.2 Zirkonzahn - Prettau

Zirkonzahn - Prettau Materyalinin 3 Farklı Frez ile Aşındırıldığında Sulu ve Susuz Ortamdaki Vickers Sertlik Ortalamalarının Birbiri ile Karşılaştırılması

4.4.2.1 Sulu ve Susuz Ortamların Karşılaştırılması

Zirkonzahn materyalinin susuz ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan gruplarının vickers mikrosertlik ortalamaları, sulu ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan gruplarının vickers sertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,003$) (Tablo 30).

Zirkonzahn materyalinin susuz ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan gruplarının vickers mikrosertlik ortalamaları sulu ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan gruplarının vickers sertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$) (Tablo 30).

Zirkonzahn materyalinin susuz ortamda mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan gruplarının vickers mikrosertlik ortalamaları, sulu ortamda mikromotor 640 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan gruplarının vickers mikrosertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,0001$) (Tablo 30).

4.2.2.2 Susuz Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

Zirkonzahn materyalinin kontrol grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları , susuz ortamda aşındırma yapılan diğer deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur($p=0,0001$) (Tablo 31).

Zirkonzahn materyalinin susuz ortamda aerotor ile 881Z4 frezi kullanılarak aşındırma yapılan grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları mikromotor ile Z732 (medium) ve 640 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan diğer iki deney grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 31).

Zirkonzahn materyalinin susuz ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları, mikromotor ile 640 (medium) frez kullanılarak aşındırma yapılan grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 31).

4.4.2.3 Sulu Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

Zirkonzahn materyalinin kontrol grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları , sulu ortamda aşındırma yapılan diğer deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 31).

Zirkonzahn materyalinin sulu ortamda aerotor ile 881Z4 frezi kullanılarak aşındırma yapılan deney grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları mikromotor ile Z732 (medium) frezi ve 640 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan diğer iki deney

grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 31).

Zirkonzahn materyalinin sulu ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 31).

4.4.3 GC - Initial Zr Disk HT

GC (Initial Zr Disk HT) Materyalinin 3 Farklı Frez ile Aşındırıldığında Sulu ve Susuz Ortamdaki Vickers Sertlik Ortalamalarının Birbiri ile Karşılaştırılması

4.4.3.1 Sulu ve Susuz Ortamların Birbiri ile Karşılaştırılması

GC materyalinin susuz ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalarının vickers sertlik ortalamaları sulu ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalarının vickers mikrosertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 30).

GC materyalinin susuz ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalarının vickers mikrosertlik ortalamaları sulu ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak yapılan aşındırmalarının vickers mikrosertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,0001$) (Tablo 30).

GC materyalinin susuz ortamda mikromotor ile 640 frezi kullanılarak aşındırma yapılan grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları sulu ortamda aşındırma yapılan grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,0001$) (Tablo 30).

4.4.3.2 Susuz Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

GC materyalinin kontrol grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları , susuz ortamda aşındırma yapılan diğer deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 31).

GC materyalinin susuz ortamda aerotor ile 881Z4 frezi kullanılarak aşındırma yapılan grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları mikromotor ile Z732 (medium) frezi ve 640 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan diğer iki deney grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 31).

GC materyalinin susuz ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları mikromotor ile 640 (medium) frez kullanılarak aşındırma yapılan grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. ($p=0,0001$)(Tablo 31).

4.4.3.3 Sulu Ortamda Tüm Frez Çeşitlerinin Birbiri ile Karşılaştırılması

GC materyalinin kontrol grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları , sulu ortamda aşındırma yapılan diğer deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 31)

GC materyalinin sulu ortamda aerotor ile 881Z4 frezi kullanılarak aşındırma yapılan grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları mikromotor ile Z732 (medium) frezi ve 640 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan diğer iki grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 31)

GC materyalinin sulu ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan grubun vickers mikrosertlik ortalamaları mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. ($p=0,0001$) (Tablo 31)

4.4.4 Tüm Monolitik Zirkonya Bloklarının Birbiri ile Karşılaştırılması

Tablo 32 : 3 Farklı Monolitik Zirkonya Bloğunun Vickers Mikrosertlik Ortalamalarının Karşılaştırılması ve İstatistiksel Değerlendirilmesi

Vickers Sertlik	Amann Girbach	Zirkonzahn	GC	p‡
Kontrol	1407,13±8,35	1530,07±7,63	1444,03±8,12	0,0001
Susuz	1564,33±32,56	1488,17±7,41	1380,63±18,22	0,0001
A+881Z4	Sulu 1565±38,62	1468,7±16,22	1406,63±10,66	0,0001
Susuz	1335,93±6,77	1408,8±5,13	1317,57±5,26	0,0001
M+Z732	Sulu 1359,2±8,94	1358,27±9,73	1356,3±12,85	0,825
Susuz	1327,1±4,75	1236,73±4,35	1345,3±5,31	0,0001
M+640	Sulu 1340,97±4,48	1288,8±12,8	1368±4,29	0,0001

‡Tek Yönlü Varyans Analizi

Tablo 33: Farklı Monolitik Zirkonya Bloğunun Kontrol Gruplarının İstatistiksel Değerlendirilmesi

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	Kontrol
Amann Girbach / Zirkonzahn	0,0001
Amann Girbach / GC	0,0001
Vickers Sertlik	Zirkonzahn / GC 0,0001

Tablo 34 : Farklı Frez Çeşitlerinin, Monolitik Zirkonya Blokları Üzerindeki Vickers Mikrosertlik Ortalamalarının İstatistiksel Değerlendirilmesi

TukeyÇoklu Karşılaştırma Testi	Susuz			Sulu		
	A+881Z4	M+ Z732	M+640	A+881Z4	M+Z732	M+640
AmannGirbach/ Zirkonzahn	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001		0,0001
Amann Girbach / GC	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001		0,0001
Zirkonzahn / GC	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001		0,0001

Kontrol grubunda, Amann Girbach materyalinin vickers mikrosertlik ortalamaları Zirkozahn ve GC gruplarının vickers mikrosertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,0001$)(Tablo 32). Zirkozahn grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları GC grubunun vickers mikrosertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$)(Tablo 32).

Susuz ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan Amann Girbach grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları Zirkozahn ve GC gruplarının vickers sertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$)(Tablo 32). Susuz ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan Zirkozahn grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları GC grubunun vickers mikrosertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$)(Tablo 32).

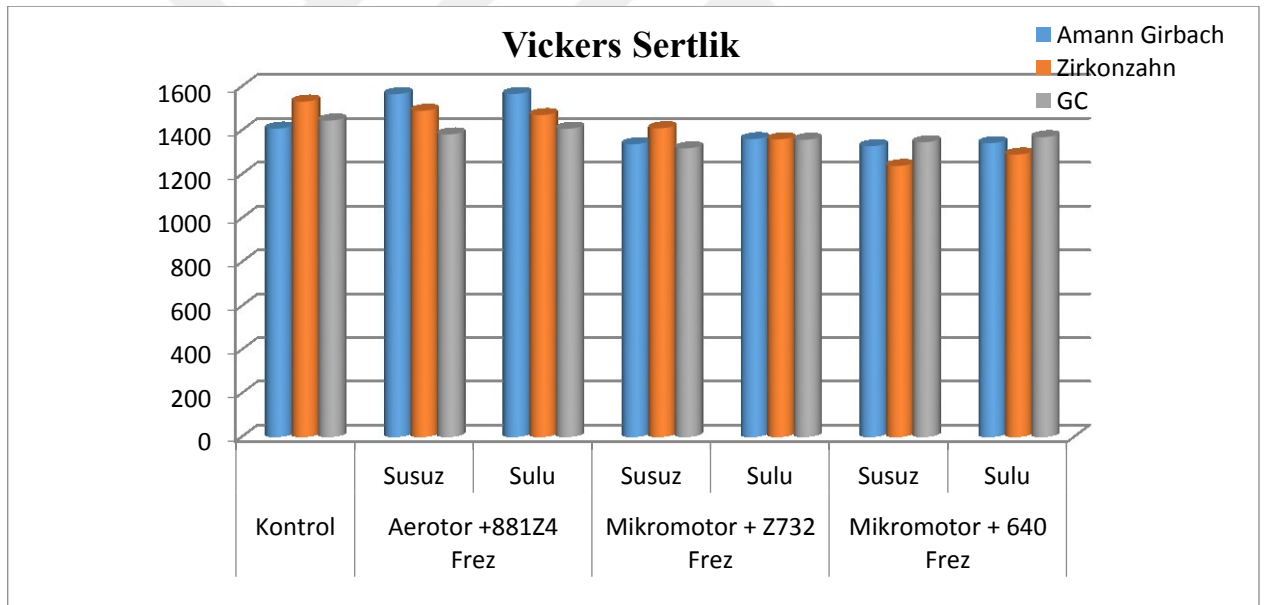
Sulu ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan Amann Girbach grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları Zirkozahn ve GC gruplarının vickers sertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$)(Tablo 32). Sulu ortamda aerotor ile 881Z4 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan Zirkozahn grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları GC grubunun vickers mikrosertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$)(Tablo32).

Susuz ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan Zirkozahn grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları Amann Girbach ve GC gruplarının vickers mikrosertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$) (Tablo32), Susuz ortamda mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan Amann Girbach grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları GC grubunun vickers mikrosertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$) (Tablo32)..

Sulu ortamda, mikromotor ile Z732 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan Amann Girbach, Zirkozahn ve GC materyallerinin vickers mikrosertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,825$) (Tablo32)..

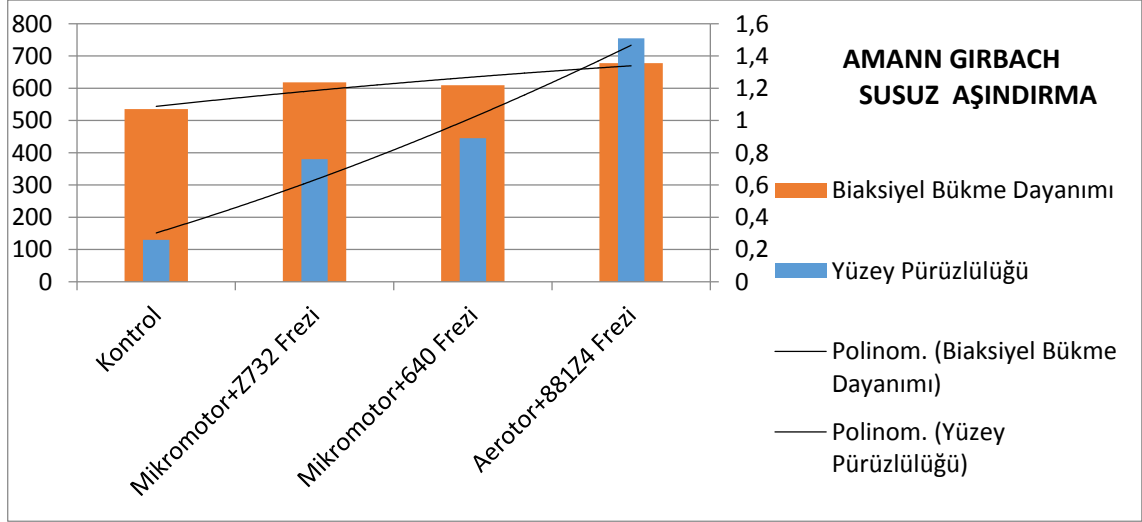
Susuz ortamda, mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan GC grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları Amann Girbach ve Zirkozahn gruplarının vickers sertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$) (Tablo32), Amann Girbach grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları Zirkozahn grubunun vickers mikrosertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$) (Tablo32).

Sulu ortamda, mikromotor ile 640 (medium) frezi kullanılarak aşındırma yapılan GC grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları Amann Girbach ve Zirkozahn gruplarının vickers mikrosertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$) (Tablo32), Amann Girbach grubunun vickers mikrosertlik ortalamaları Zirkozahn grubunun vickers mikrosertlik ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$) (Tablo32)

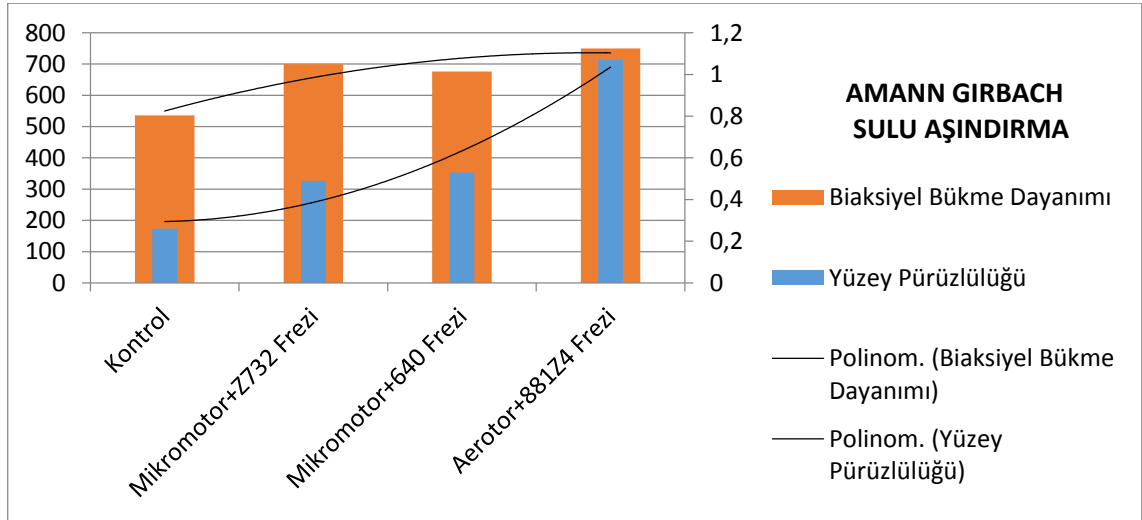


Şekil 6 : Vickers Mikrosertlik Sonuçları Grafiği

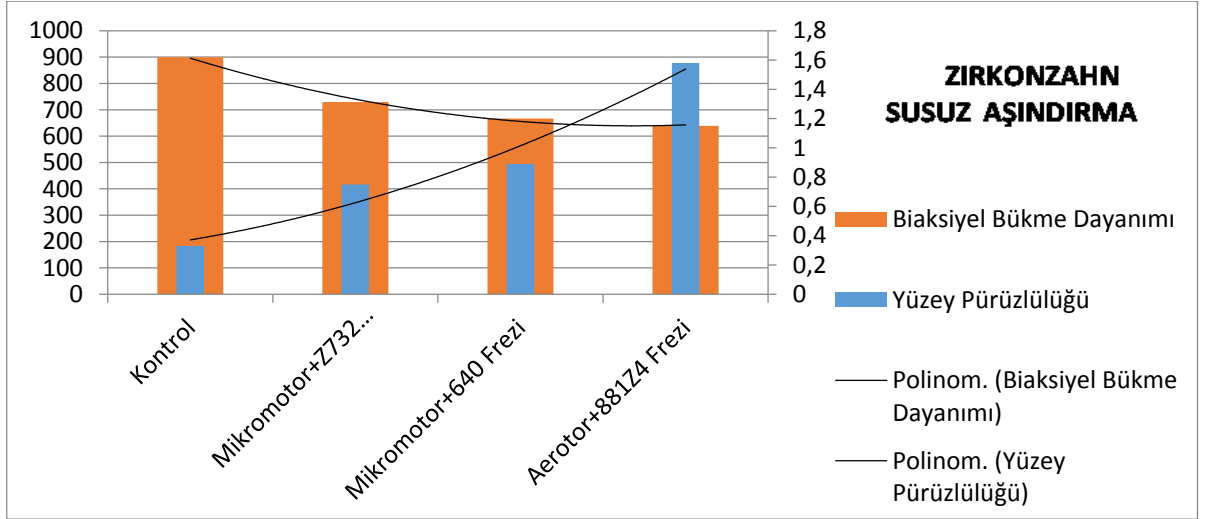
4.5 Yüzey Pürüzlülüğü ve Biaksiyel Bükme Dayanımı Sonuçlarının Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi



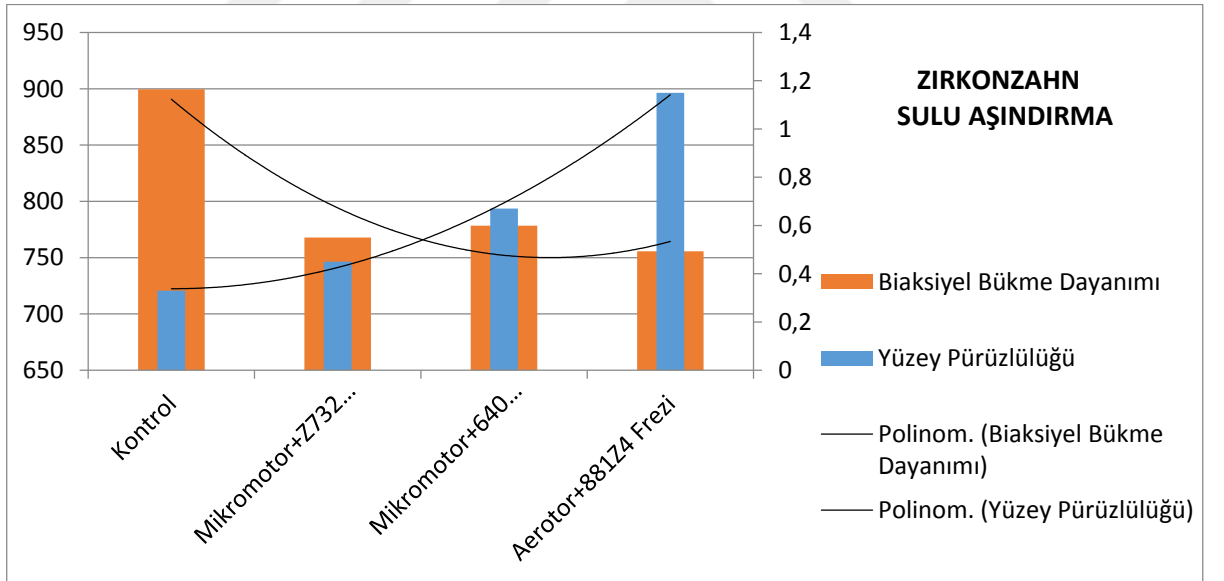
Şekil 7 : Amann Girbach farklı frez çeşitleri ile susuz aşındırıldığında yüzey pürüzlülüğü ve biaksiyel bükme dayanımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi



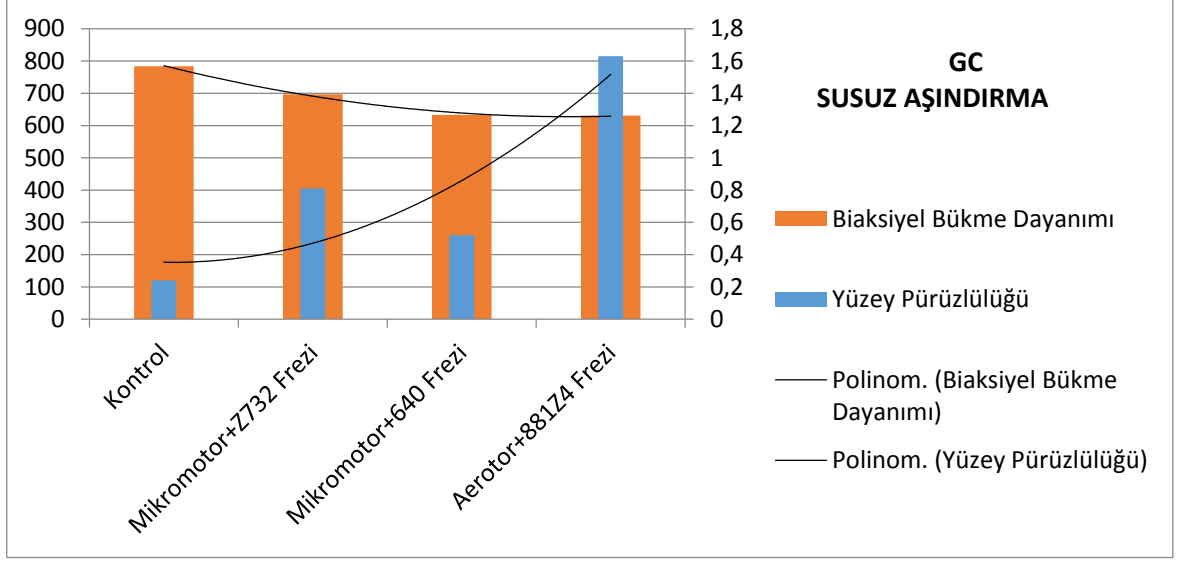
Şekil 8 : Amann Girbach farklı frez çeşitleri ile sulu aşındırıldığında yüzey pürüzlülüğü ve biaksiyel bükme dayanımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi



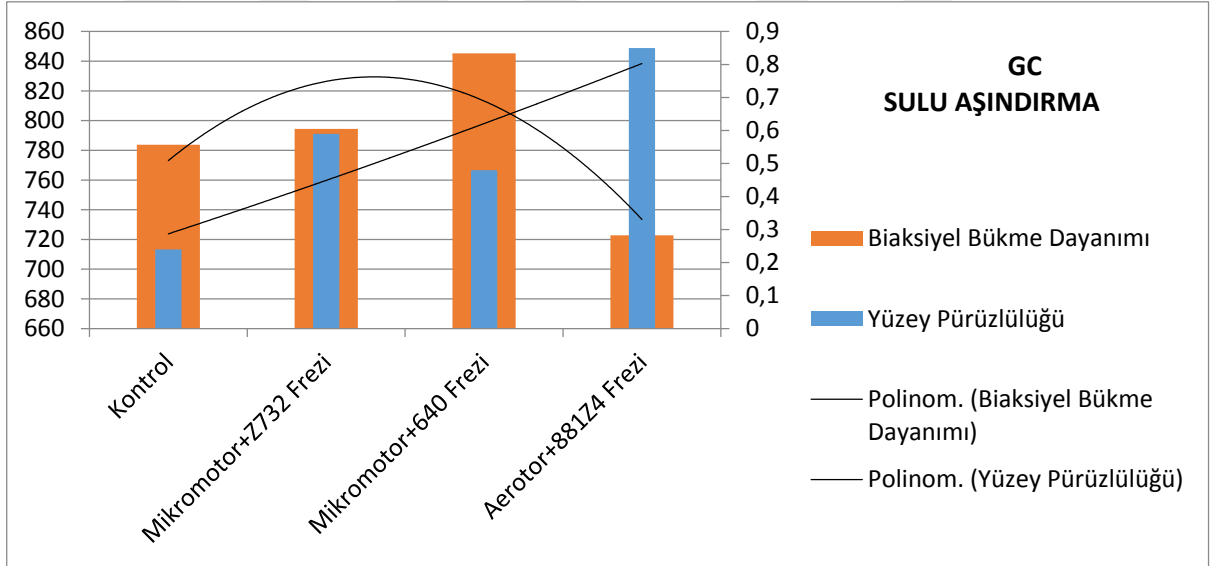
Şekil 9 : Zirkonzahn farklı frez çeşitleri ile susuz aşındırıldığında yüzey pürüzlülüğü ve biaksiyel bükme dayanımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi



Şekil 10 : Zirkonzahn farklı frez çeşitleri ile sulu aşındırıldığında yüzey pürüzlülüğü ve biaksiyel bükme dayanımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi



Şekil 11 : GC farklı frez çeşitleri ile susuz aşındırıldığında yüzey pürüzlülüğü ve biaksiyel bükme dayanımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi

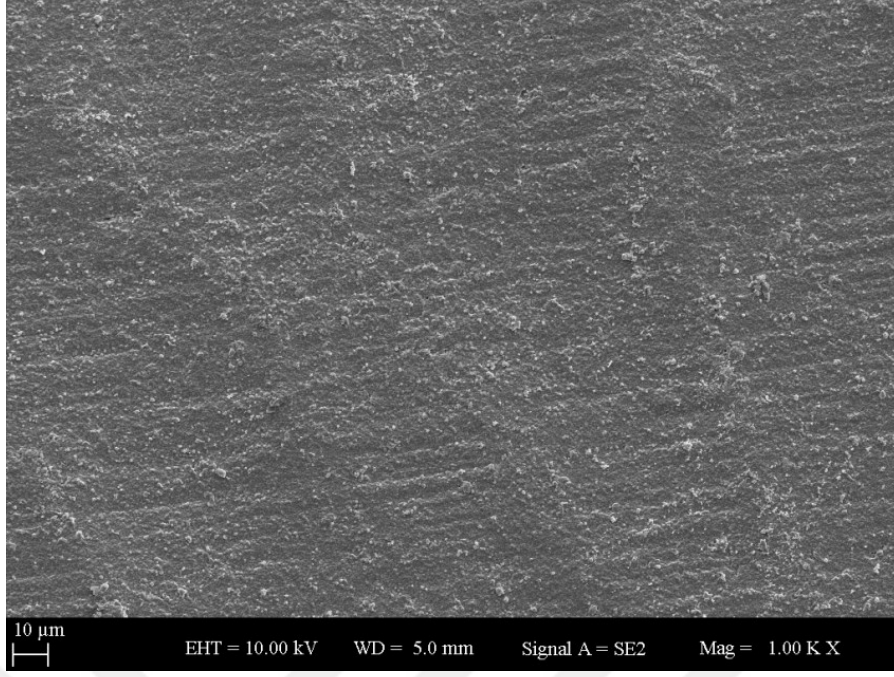


Şekil 12 : GC farklı frez çeşitleri ile sulu aşındırıldığında yüzey pürüzlülüğü ve biaksiyel bükme dayanımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi

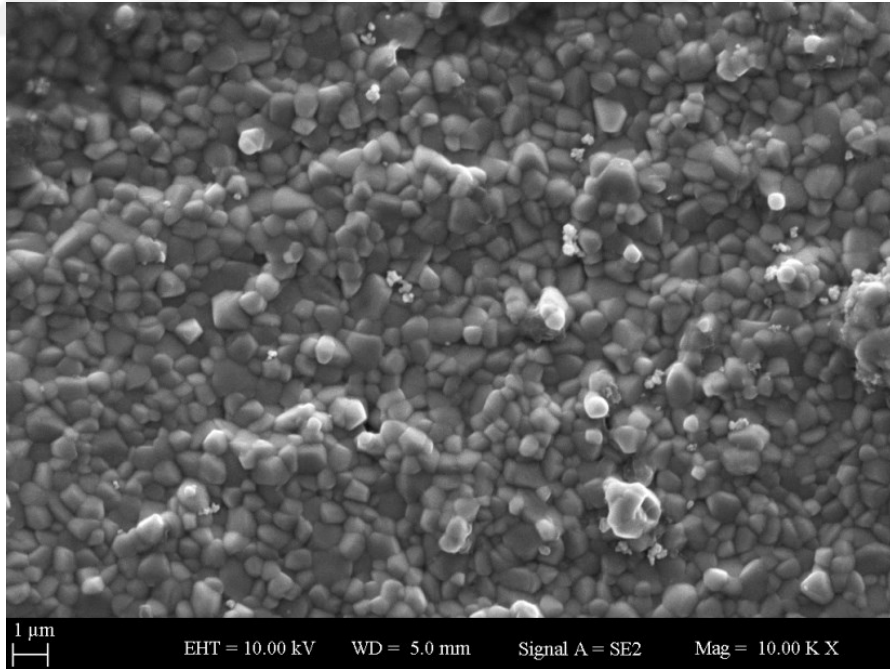
4.6 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları

Çalışmamızda farklı frezlerle ve farklı ortamlarda 3 farklı monolitik zirkonya materyali üzerinde aşındırma işlemi uygulanması sonrasında, değişen yüzey özellikleri çeşitli büyütmelemlerle çekilen SEM görselleri ile incelenmiştir.

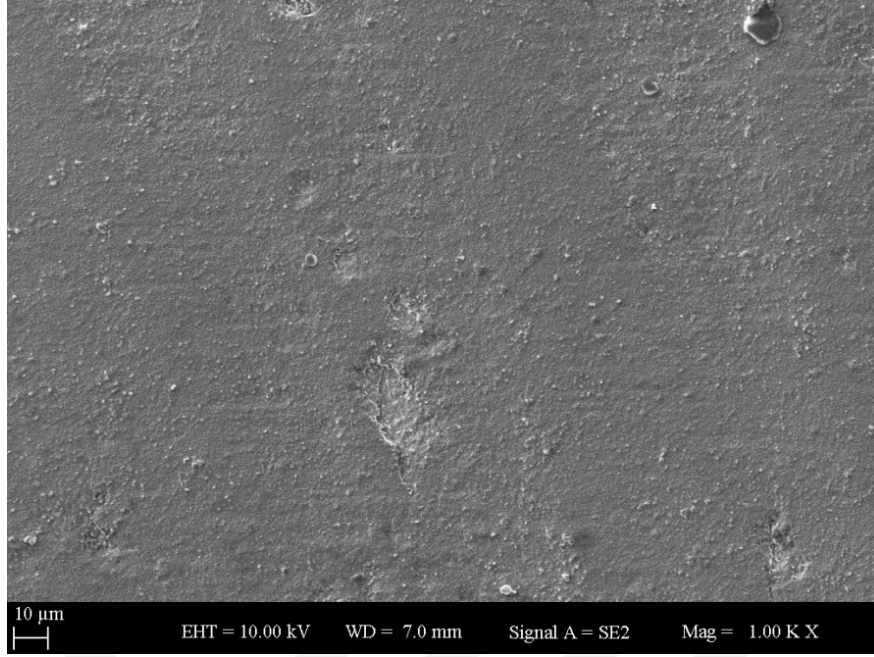
İşlem uygulanmamış kontrol gruplarında homojen görüntüler gözlenirken, aşındırma işlemi uygulanması sonrasında yüzey defektlerinin oluştuğu gözlenmiştir. Aşındırma işleminin sulu veya susuz ortam fark etmeksizin yüzeyde debris tabakasının oluşmasına neden olduğu, pürüzlü yüzeyler meydana getirdiği gözlemlenmiştir. Frezin hareket yönüne bağlı olarak çizgiler meydana gelmiş olup, yüzey özelliklerini bozmuştur. Aşındırma işlemi uygulanması sonucunda monolitik zirkonya materyallerinin kontrol gruplarına kıyasla homojenitesini kaybettiği tespit edilmiştir.



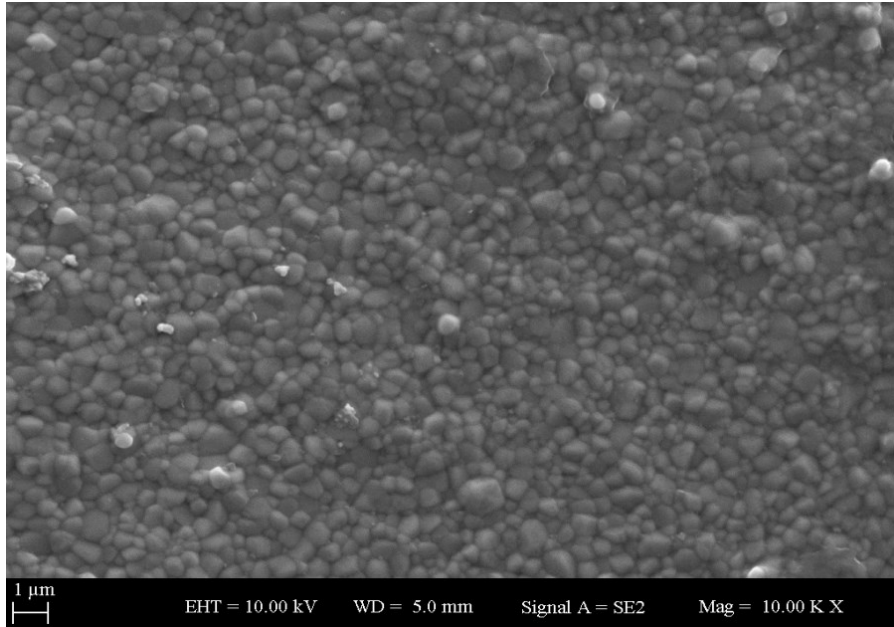
Şekil 13: Zirkonzahn (Kontrol grubu) örneğinin 1.000 büyütmeli SEM görüntüsü



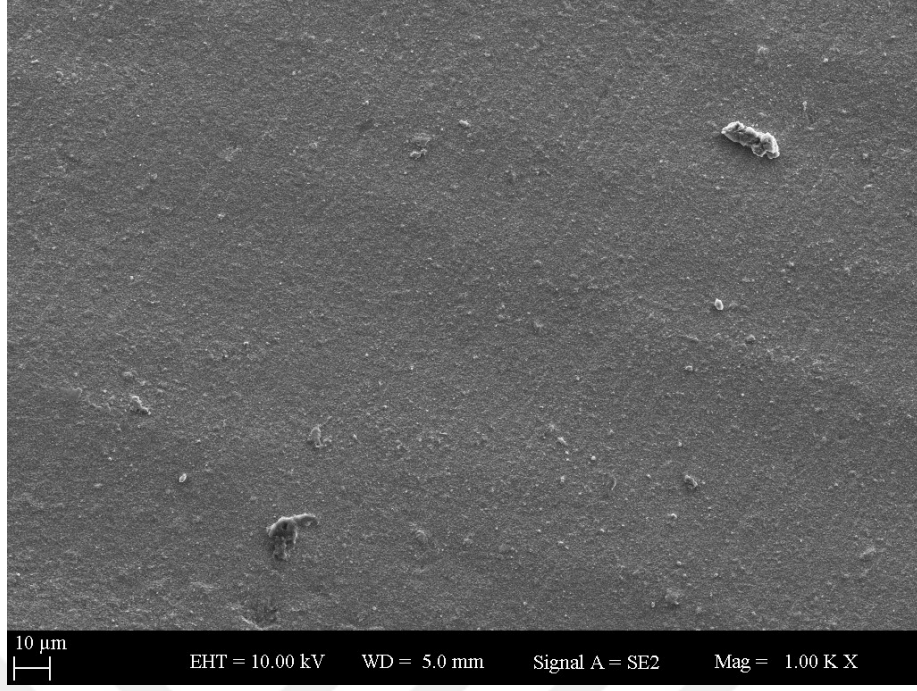
Şekil 14: Zirkonzahn (Kontrol grubu) örneğinin 10.000 büyütmeli SEM görüntüsü



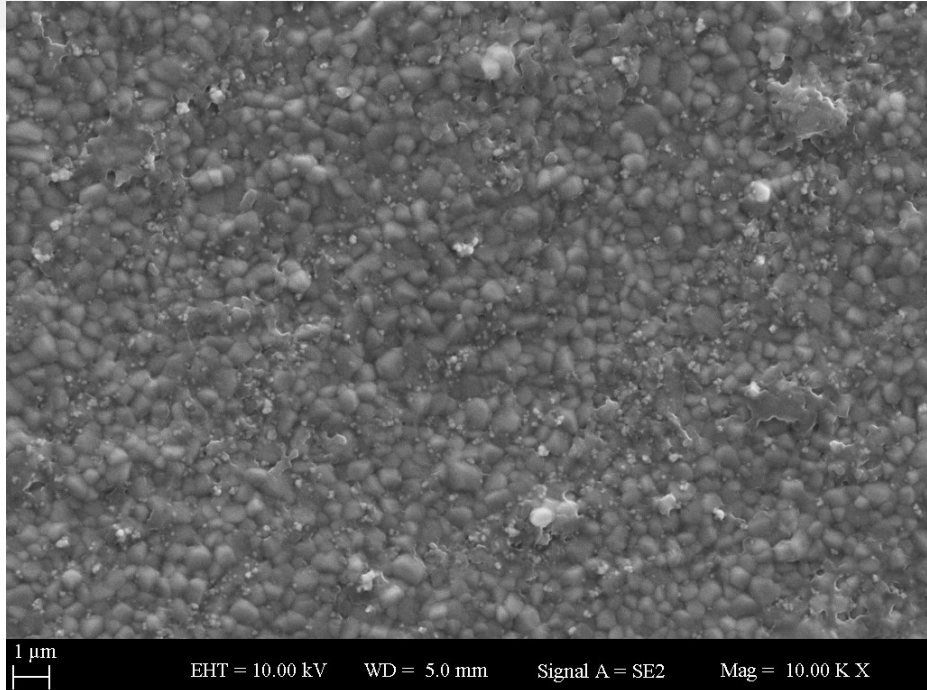
Şekil 15 : Amann Girbach (Kontrol grubu) örneğinin 1.000 büyütmeli SEM görüntüsü



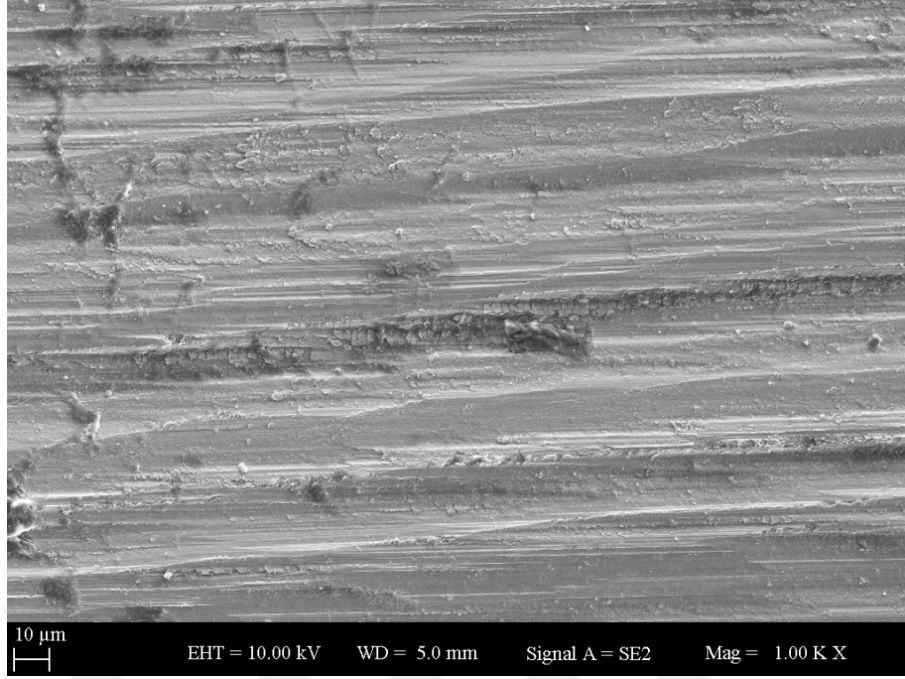
Şekil 16: Amann Girbach (Kontrol grubu) örneğinin 10.000 büyütmeli SEM görüntüsü



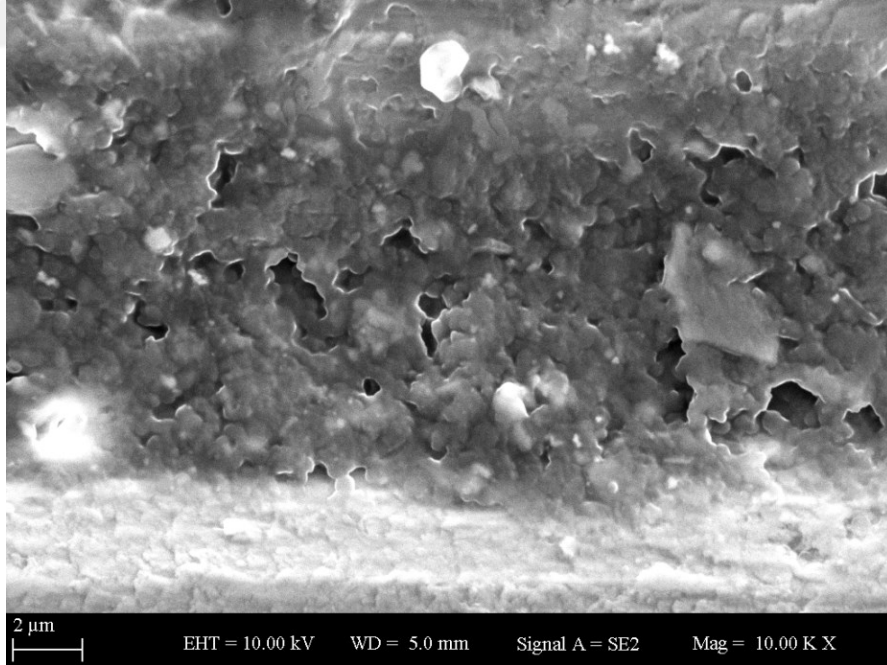
Şekil 17 : GC (Kontrol grubu) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü



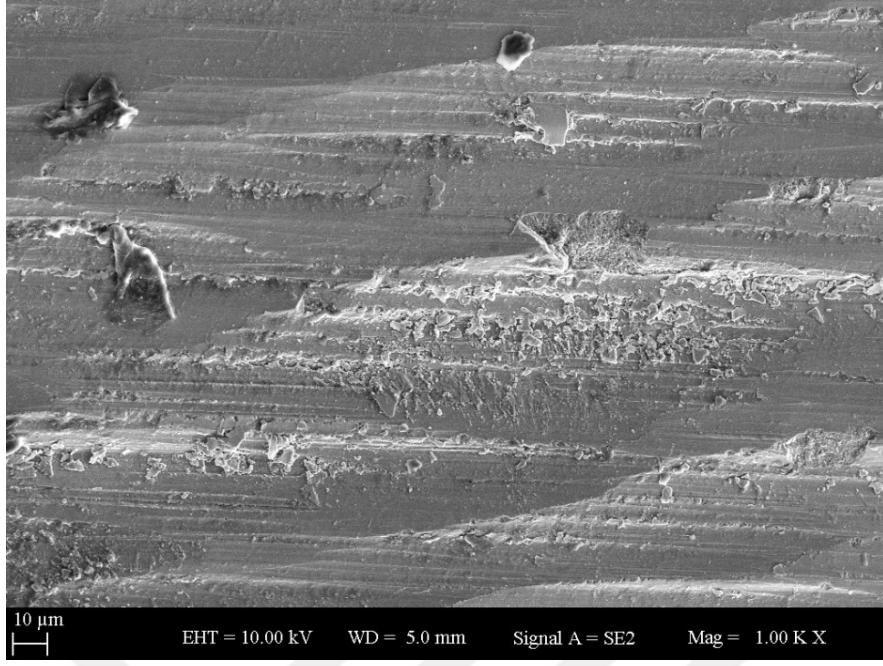
Şekil 18: GC (Kontrol grubu) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü



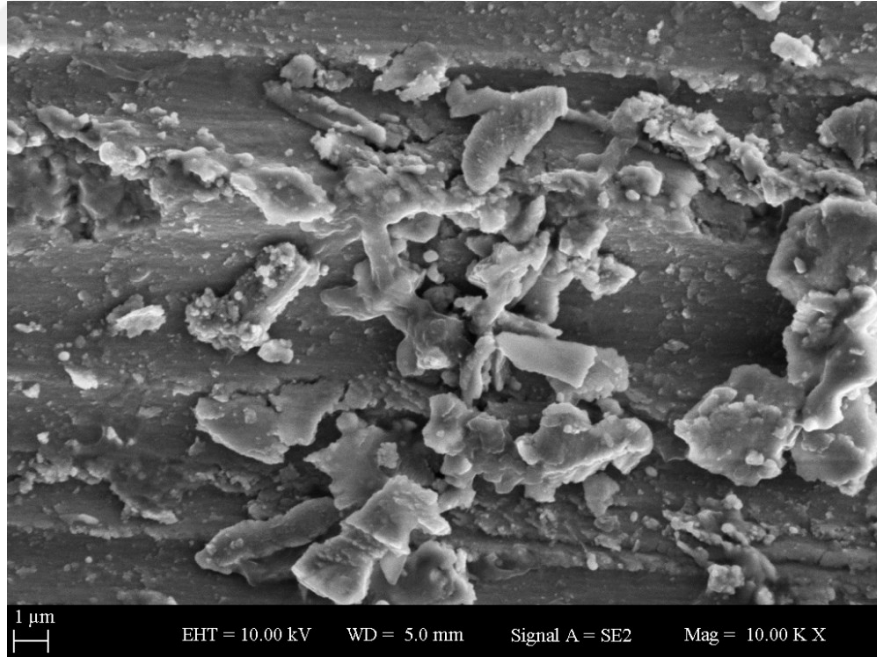
Şekil 19 : Zirkonzahn (Aerotor + 881Z4 frezi + sulu) örneğinin 1.000 büyütmeli SEM görüntüsü



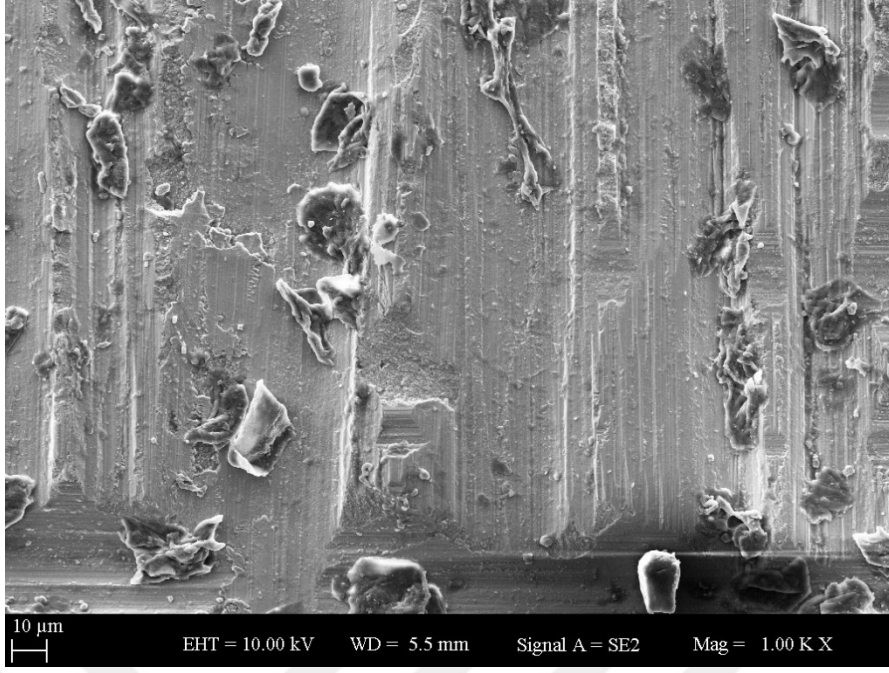
Şekil 20 : Zirkonzahn (Aerotor + 881Z4 frezi + sulu) örneğinin 10.000 büyütmeli SEM görüntüsü



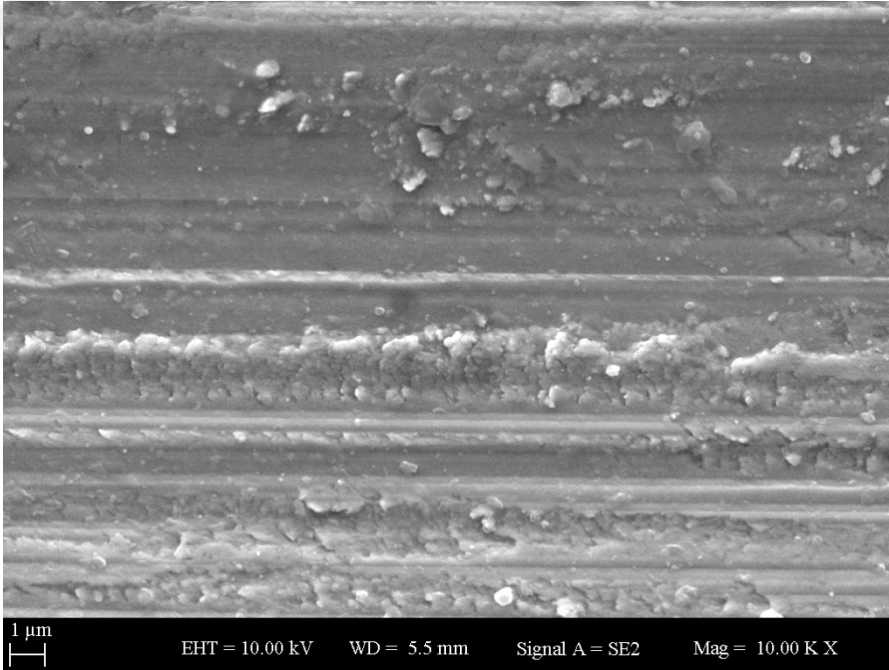
Şekil 21 : Zirkonzahn (Aerotor + 881Z4 frezi + susuz) örneğinin 1.000 büyütmeli SEM görüntüsü



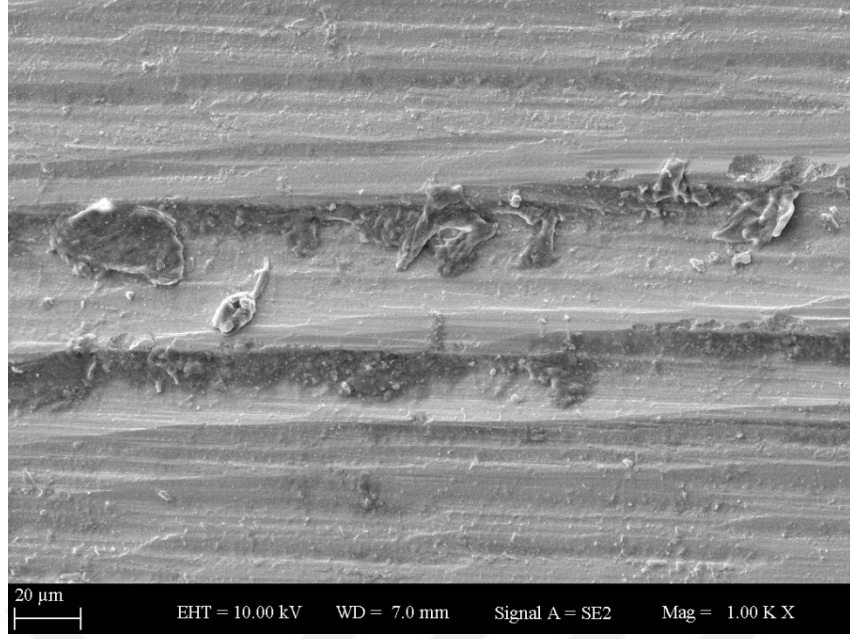
Şekil 22 : Zirkonzahn (Aerotor + 881Z4 frezi + susuz) örneğinin 10.000 büyütmeli SEM görüntüsü



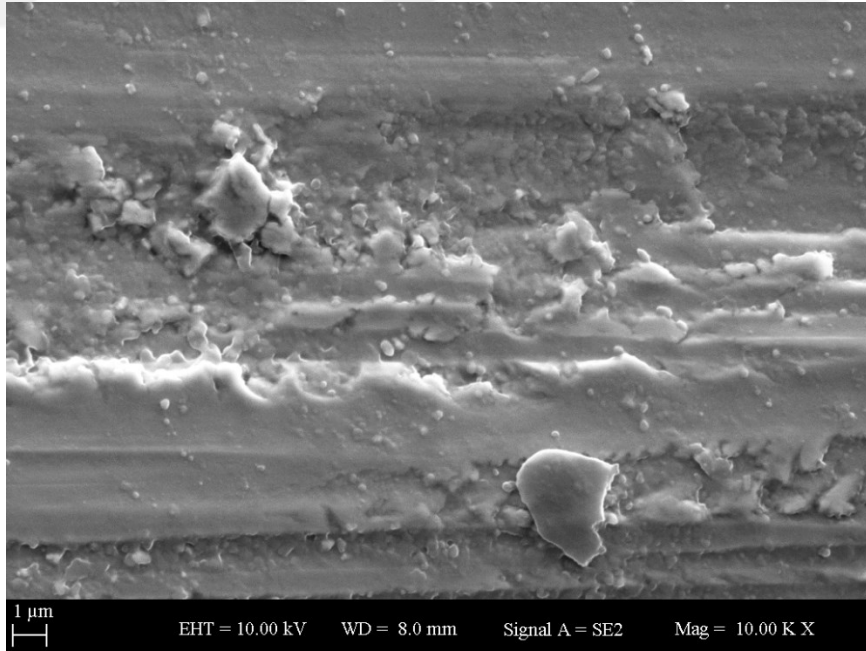
Şekil 23: Amann Girbach (Aerotor + 881Z4 frezi + sulu) örneğinin 1.000 büyütmeli SEM görüntüsü



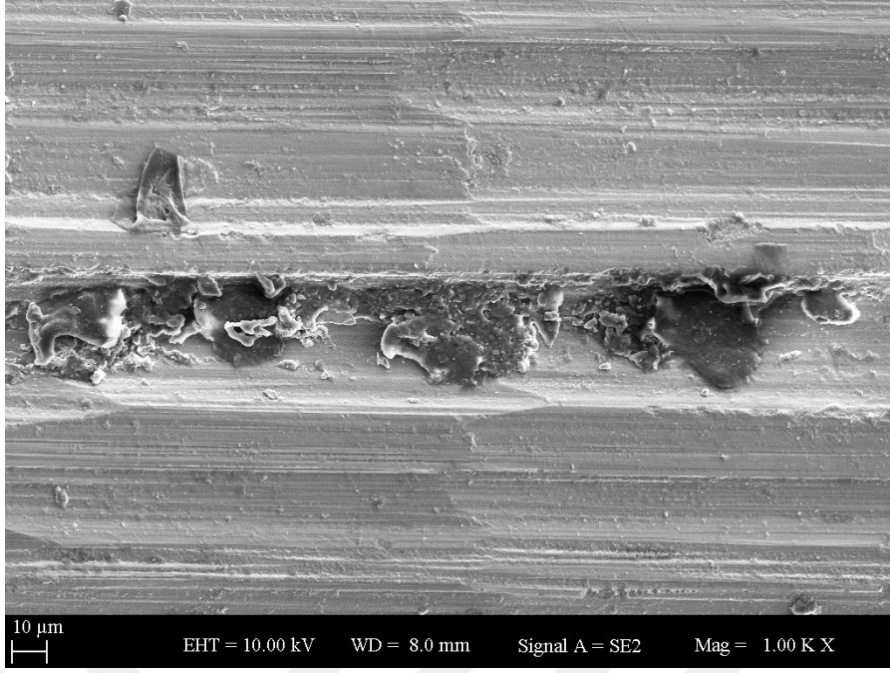
Şekil 24 : Amann Girbach (Aerotor + 881Z4 frezi + sulu) örneğinin 10.000 büyütmeli SEM görüntüsü



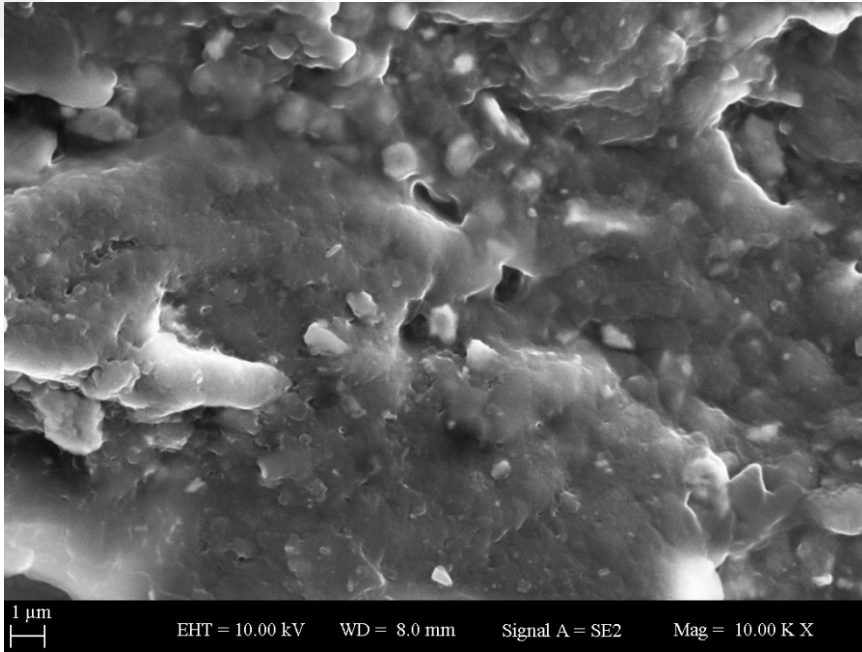
Şekil 25 : Amann Girbach (Aerotor + 881Z4 frezi + susuz) örneğinin 1.000 büyütmeli SEM görüntüsü



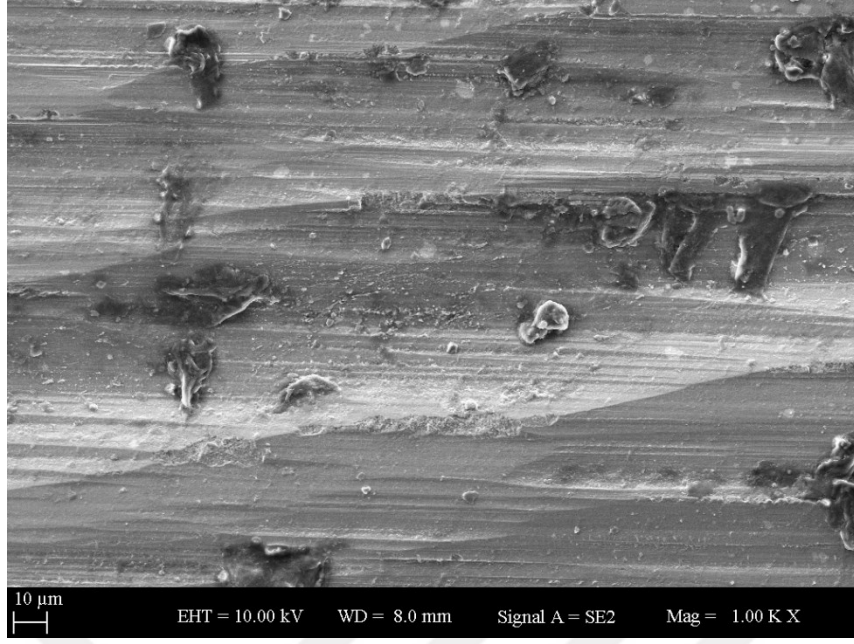
Şekil 26 : Amann Girbach (Aerotor + 881Z4 frezi + susuz) örneğinin 10.000 büyütmeli SEM görüntüsü



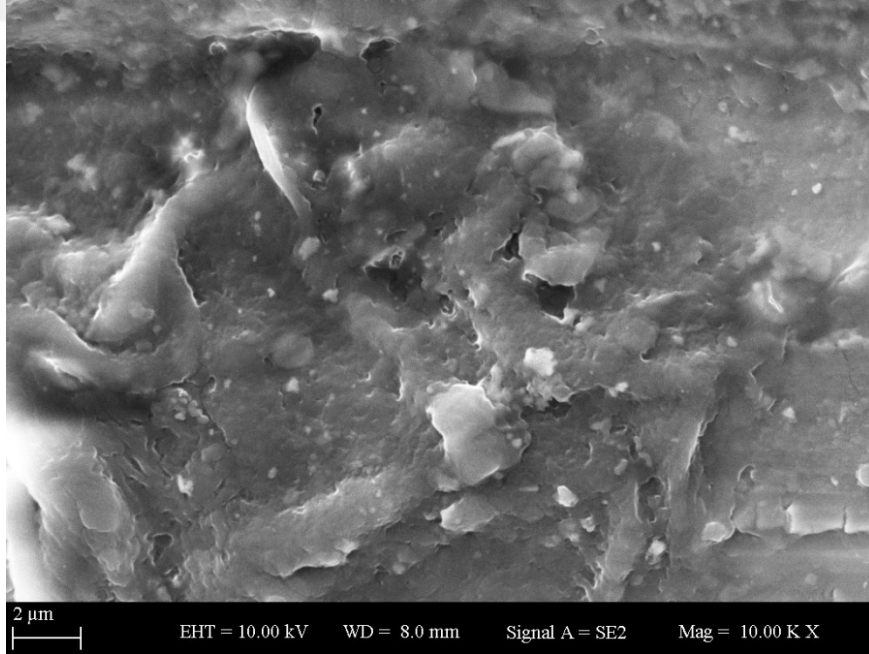
Şekil 27: GC (Aerotor + 881Z4 frezi + sulu) örneğinin 1.000 büyütmeli SEM görüntüsü



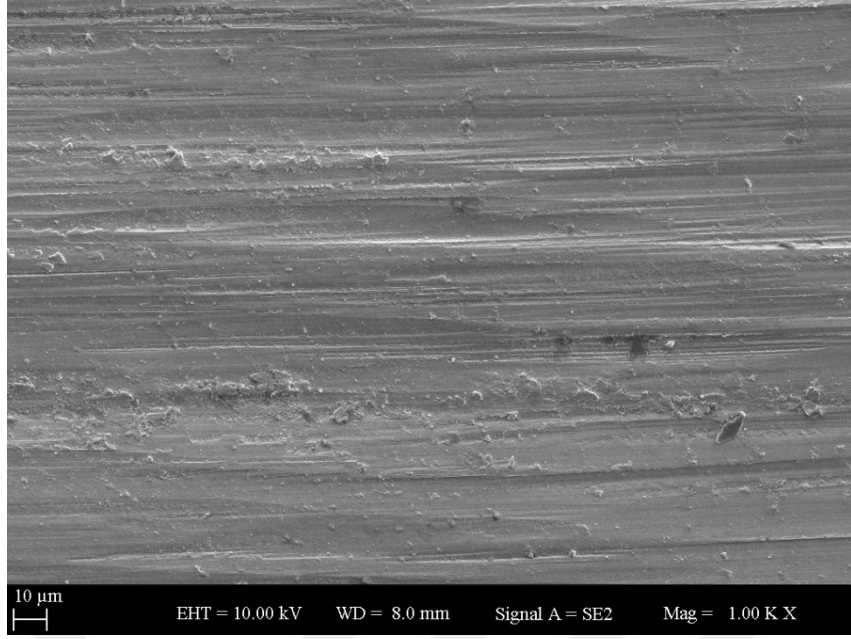
Şekil 28: GC (Aerotor + 881Z4 frezi + sulu) örneğinin 10.000 büyütmeli SEM görüntüsü



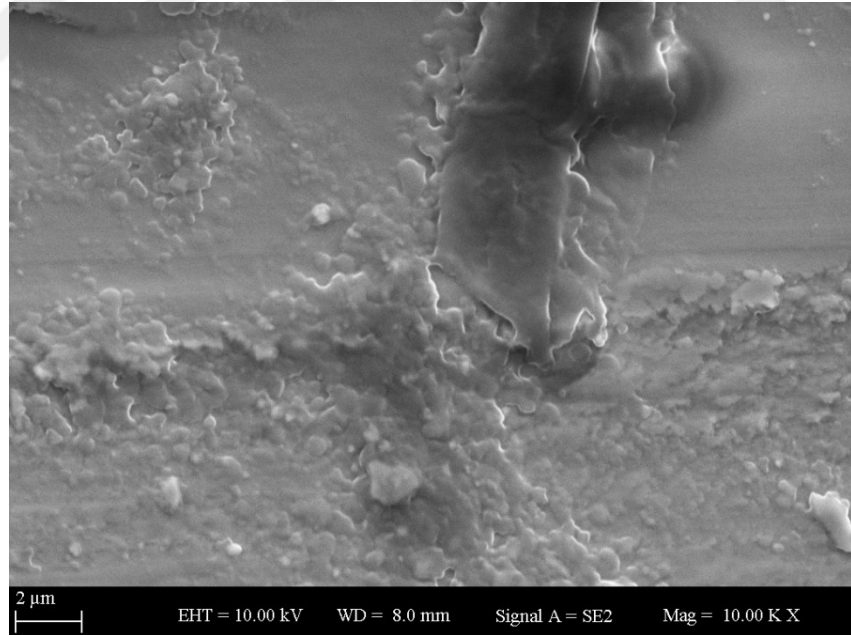
Şekil 29: GC (Aerotor + 881Z4 frezi + susuz) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü



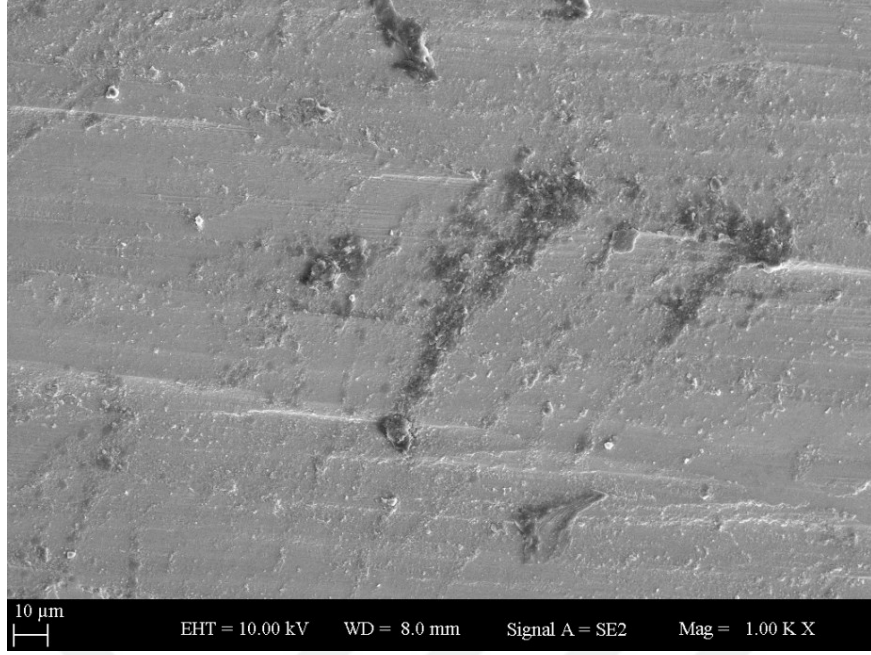
Şekil 30 : GC (Aerotor + 881Z4 frezi + susuz) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü



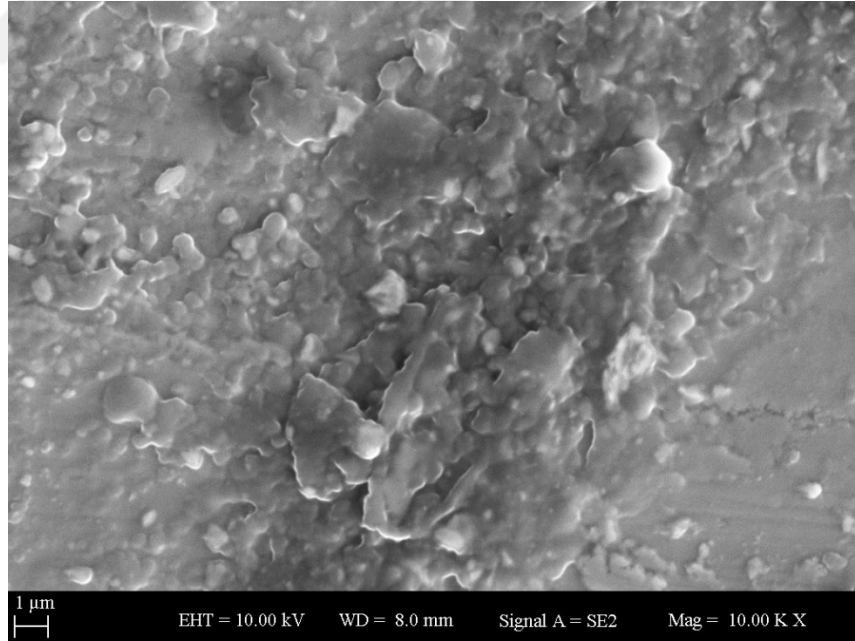
Şekil 31: Zirkonzahn (Mikromotor + Z732 frezi + sulu) örneğinin 1.000 büyütmeli SEM görüntüsü



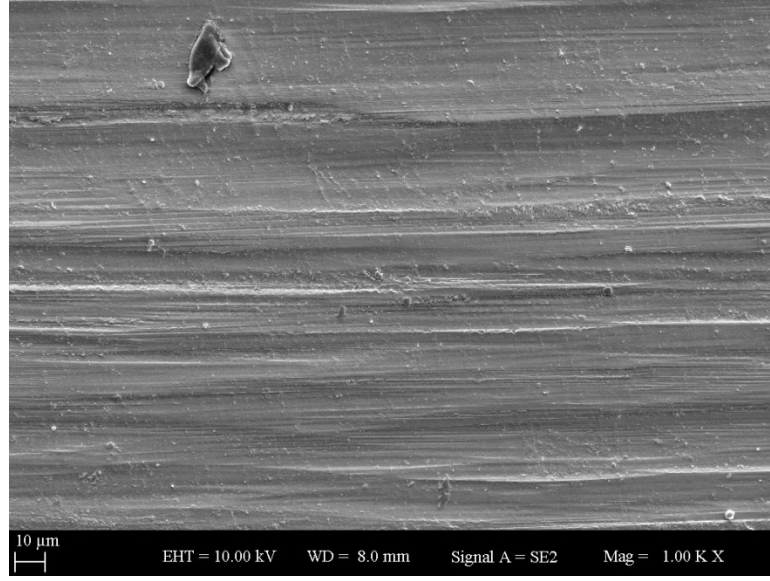
Şekil 32 : Zirkonzahn (Mikromotor + Z732 frezi + sulu) örneğinin 10.000 büyütmeli SEM görüntüsü



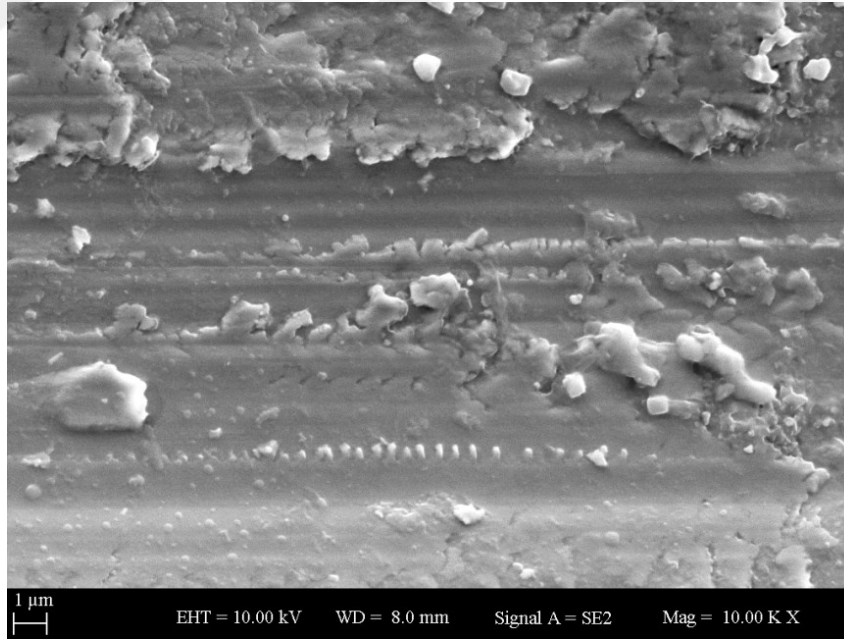
Şekil 33 : Zirkonzahn (Mikromotor + Z732 frezi + susuz) örneğinin 1.000 büyütmeli SEM görüntüsü



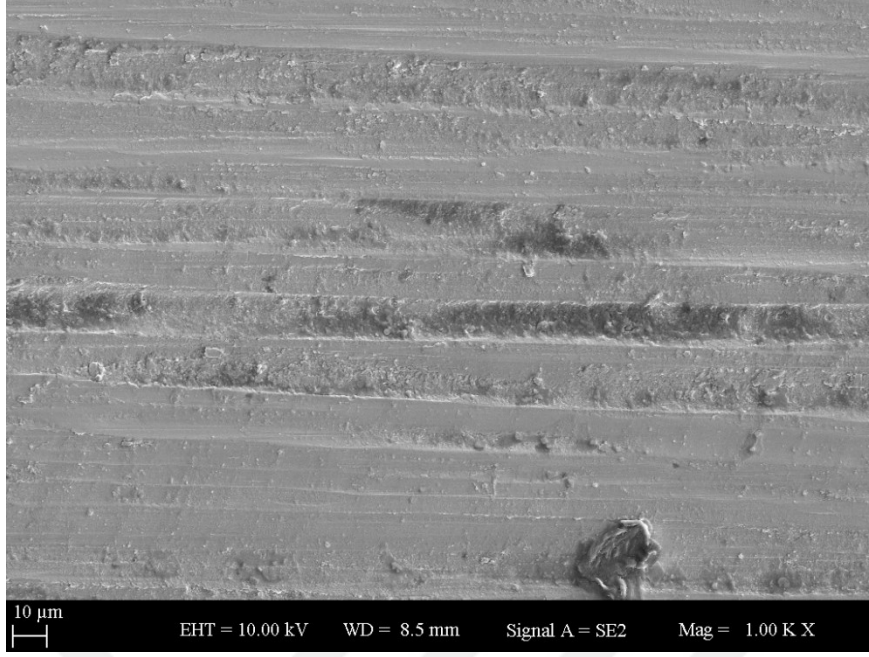
Şekil 34 : Zirkonzahn (Mikromotor + Z732 frezi + susuz) örneğinin 10.000 büyütmeli SEM görüntüsü



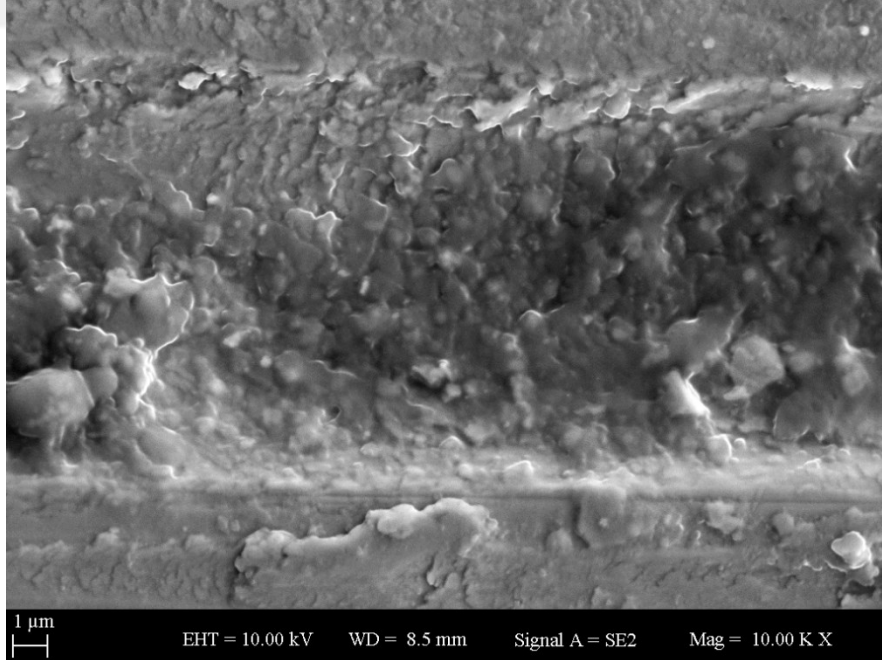
Şekil 35: Amann Girbach (Mikromotor + Z732 frezi + sulu) örneğinin 1.000 büyütmeli SEM görüntüsü



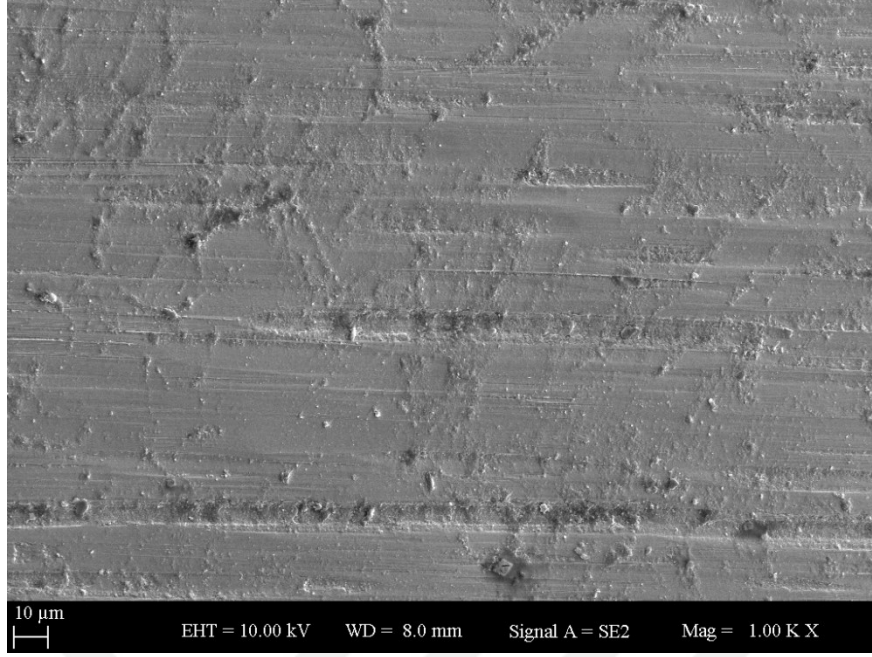
Şekil 36 : Amann Girbach (Mikromotor + Z732 frezi + sulu) örneğinin 10.000 büyütmeli SEM görüntüsü



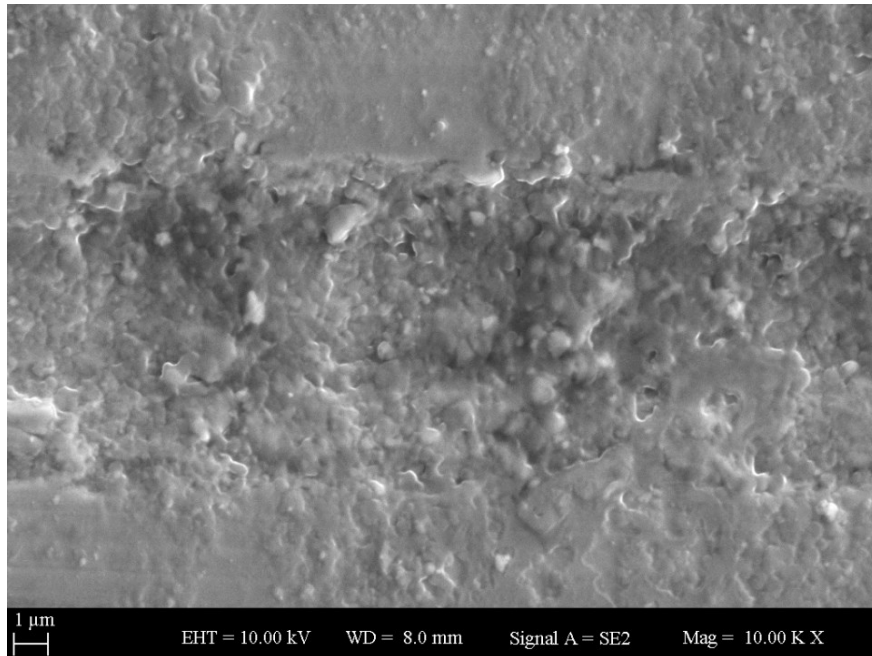
Şekil 37: Amann Girbach (Mikromotor + Z732 frezi + susuz) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü



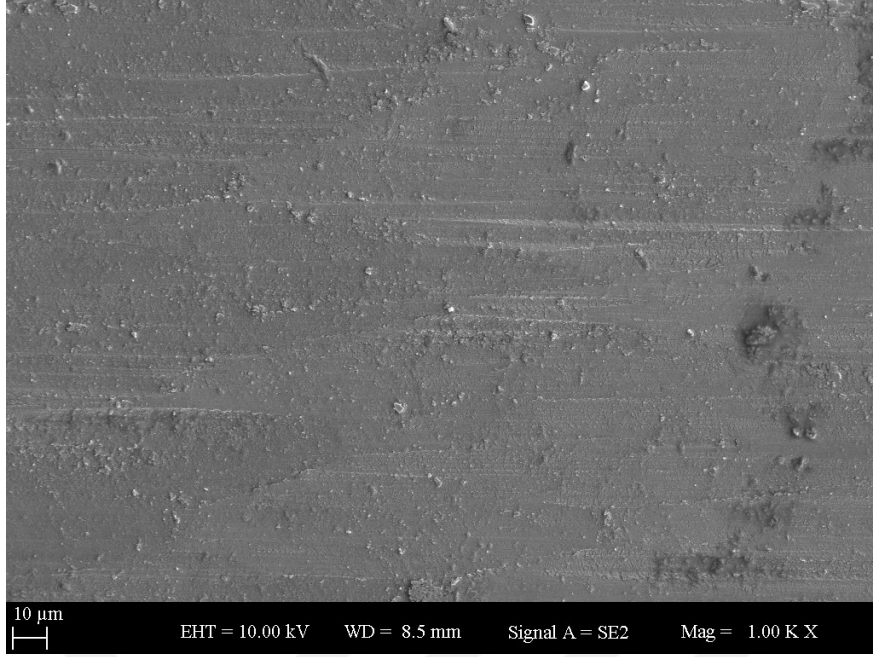
Şekil 38: Amann Girbach (Mikromotor + Z732 frezi + susuz) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü



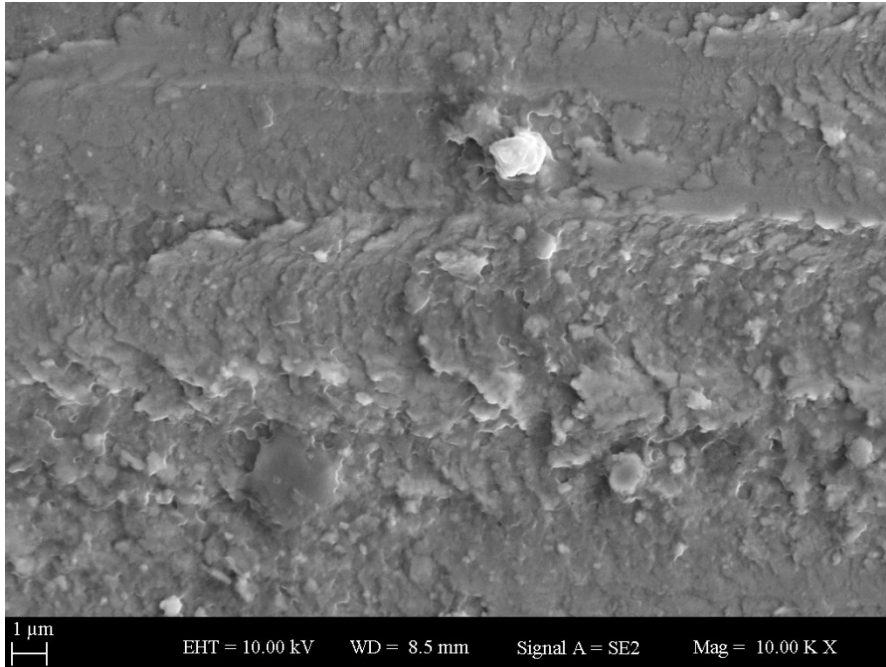
Şekil 39: GC (Mikromotor + Z732 frezi + sulu) örneğinin 1.000 büyütmeli SEM görüntüsü



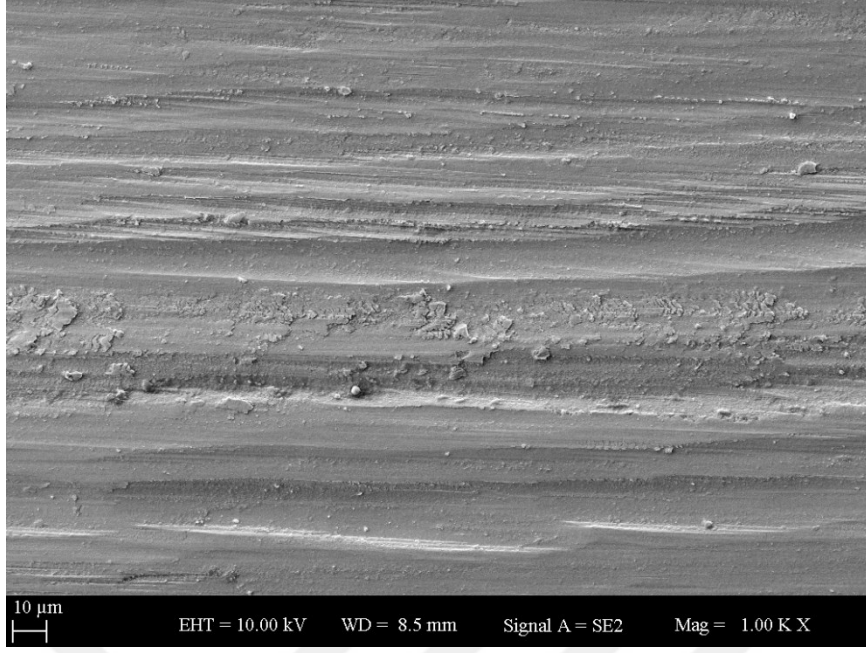
Şekil 40: GC (Mikromotor + Z732 frezi + sulu) örneğinin 10.000 büyütmeli SEM görüntüsü



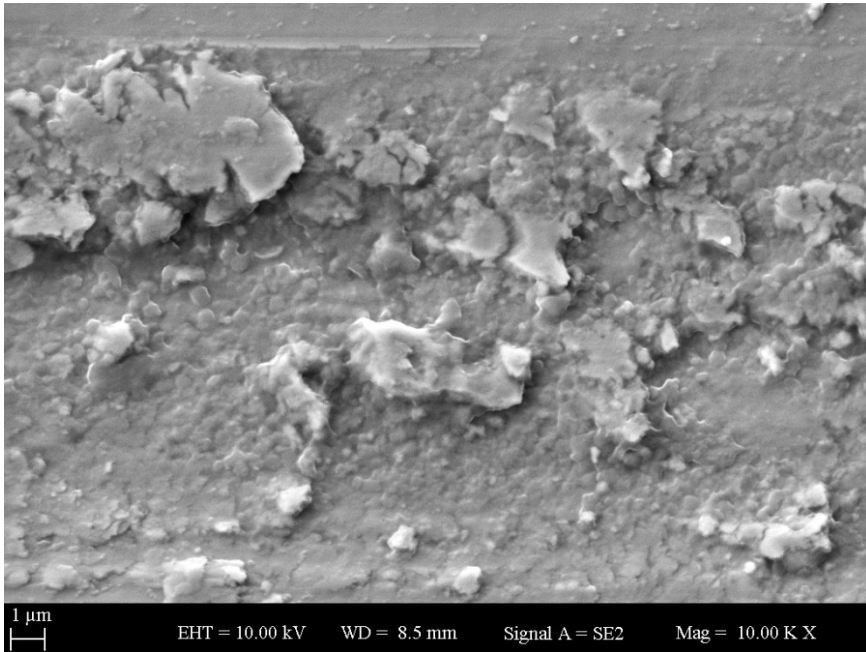
Şekil 41 : GC (Mikromotor + Z7323 frezi + susuz) örneğinin 1.000 büyütmeli SEM görüntüsü



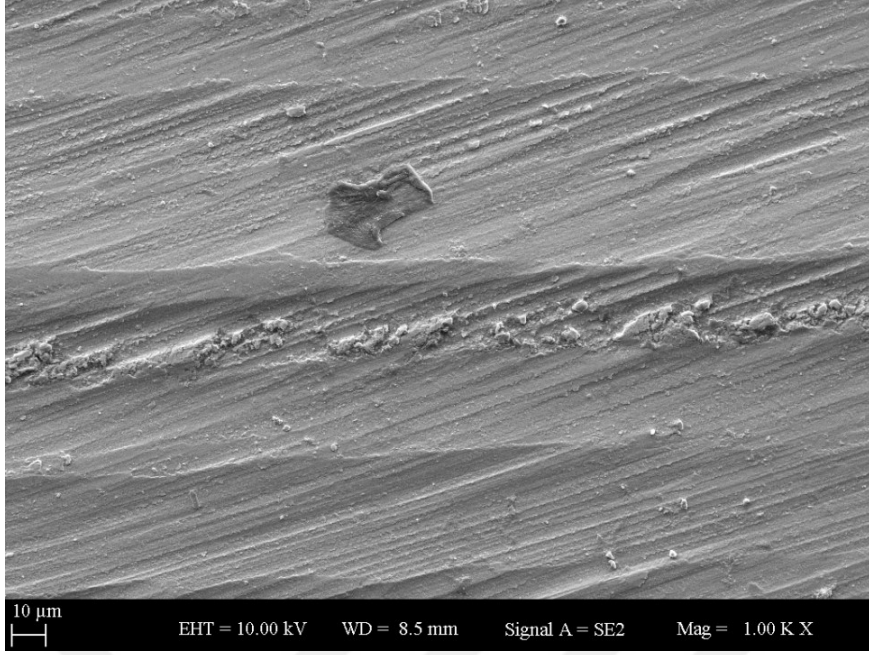
Şekil 42 : GC (Mikromotor + Z7323 frezi + susuz) örneğinin 10.000 büyütmeli SEM görüntüsü



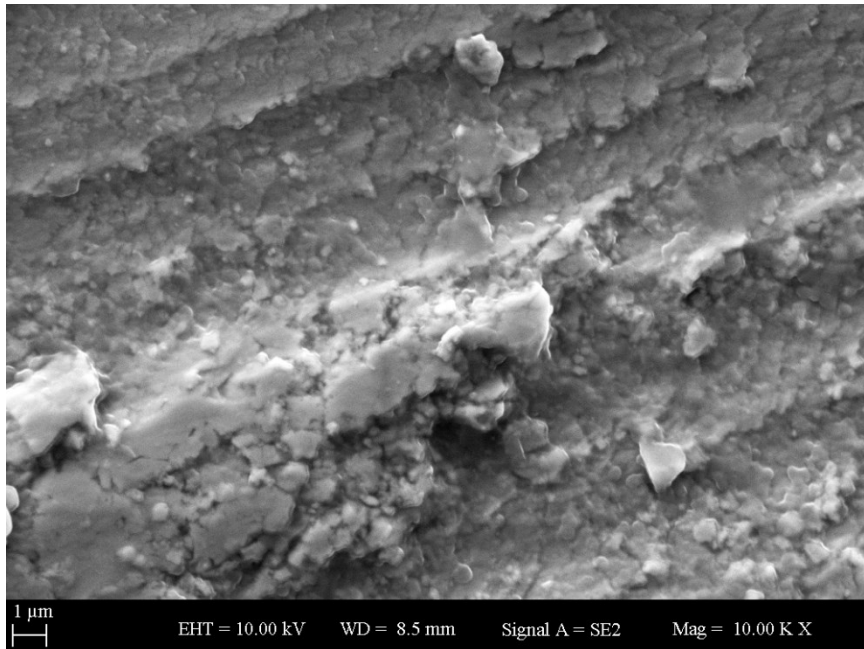
Şekil 43 : Zirkonzahn (Mikromotor + 640 frezi + sulu) örneğinin 1.000 büyütmeli SEM görüntüsü



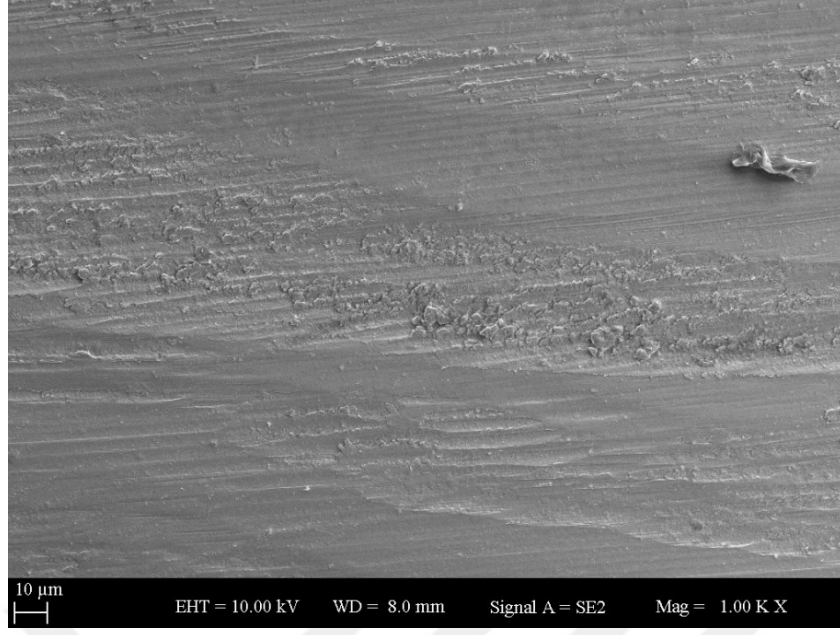
Şekil 44: Zirkonzahn (Mikromotor + 640 frezi + sulu) örneğinin 10.000 büyütmeli SEM görüntüsü



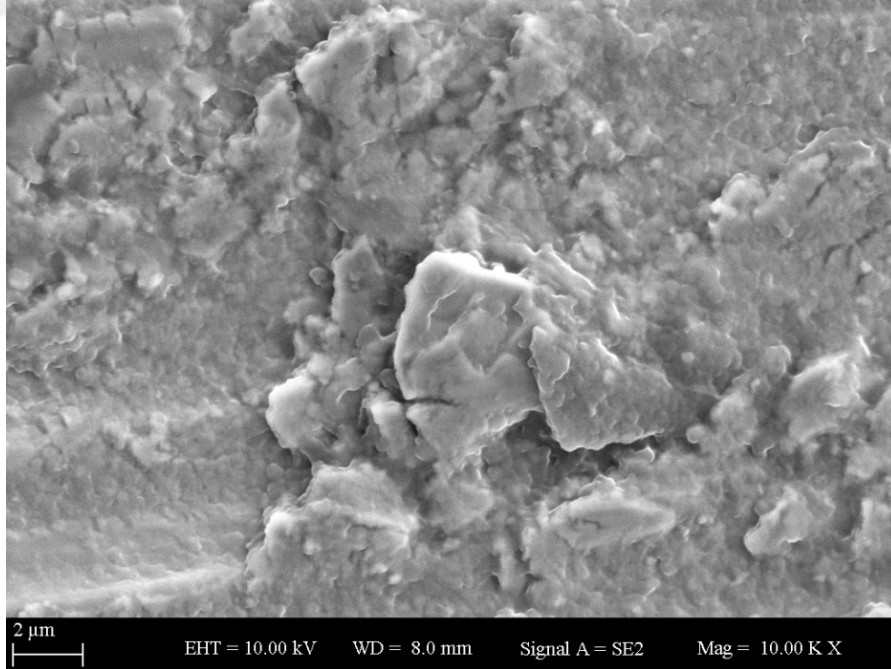
Şekil 45 : Zirkonzahn (Mikromotor + 640 frezi +susuz) örneğinin 1.000 büyütmeli SEM görüntüsü



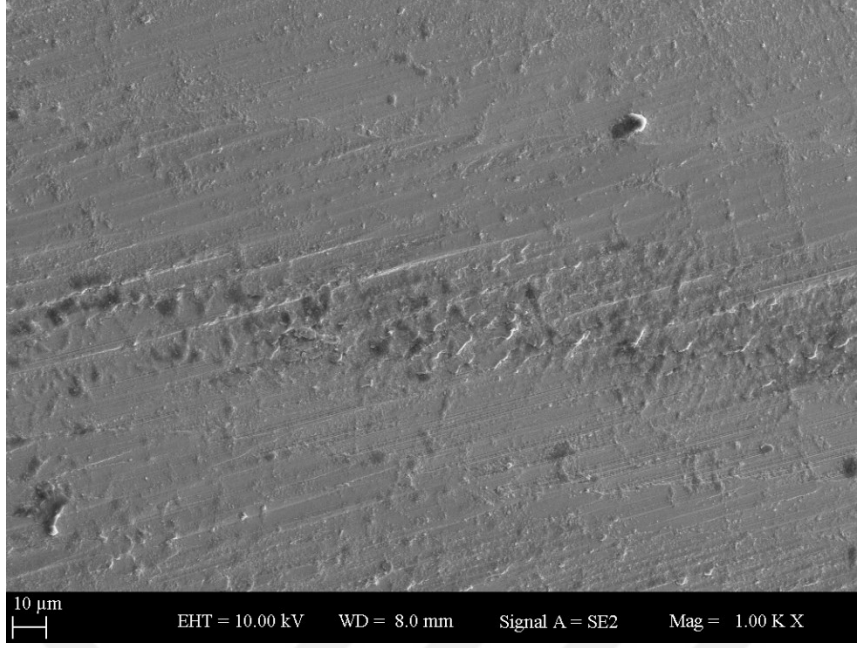
Şekil 46: Zirkonzahn (Mikromotor + 640 frezi +susuz) örneğinin 10.000 büyütmeli SEM görüntüsü



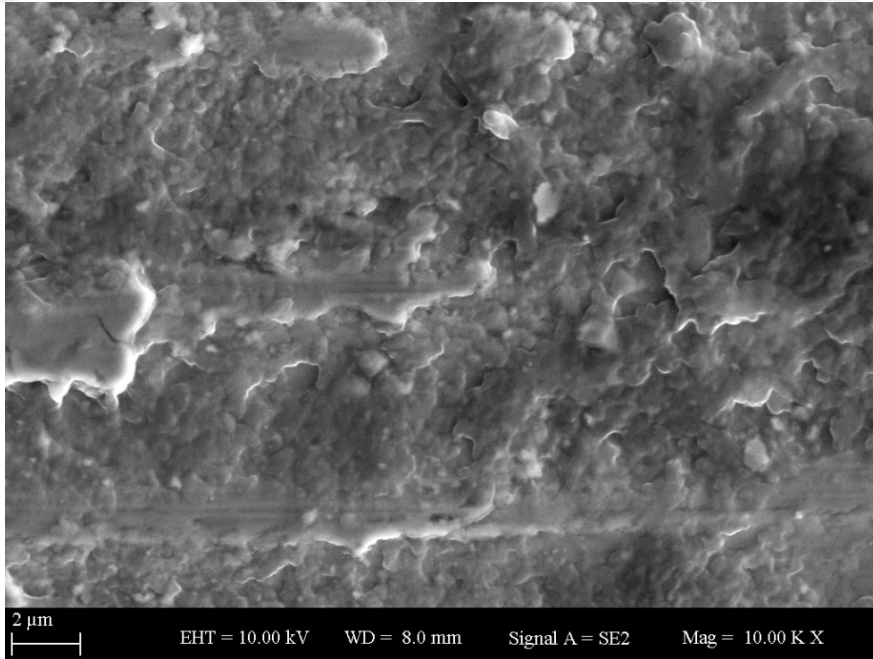
Şekil 47 : Amann Girbach (Mikromotor + 640 frezi +sulu) örneğinin 1.000 büyütmeli SEM görüntüsü



Şekil 48: Amann Girbach (Mikromotor + 640 frezi +sulu) örneğinin 10.000 büyütmeli SEM görüntüsü



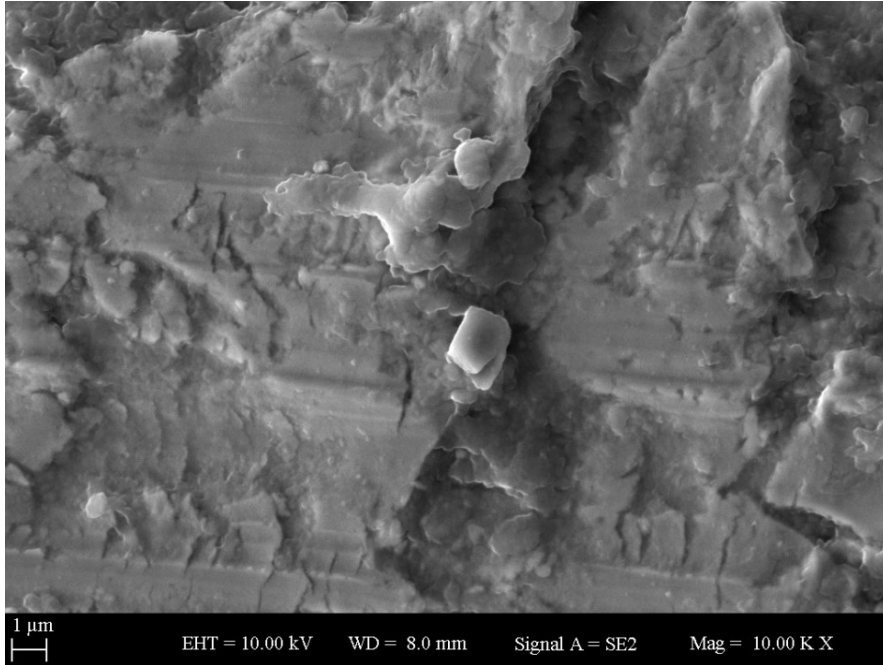
Şekil 49 : Amann Girbach (Mikromotor + 640 frezi +susuz) örneğinin 1.000 büyütme SEM görüntüsü



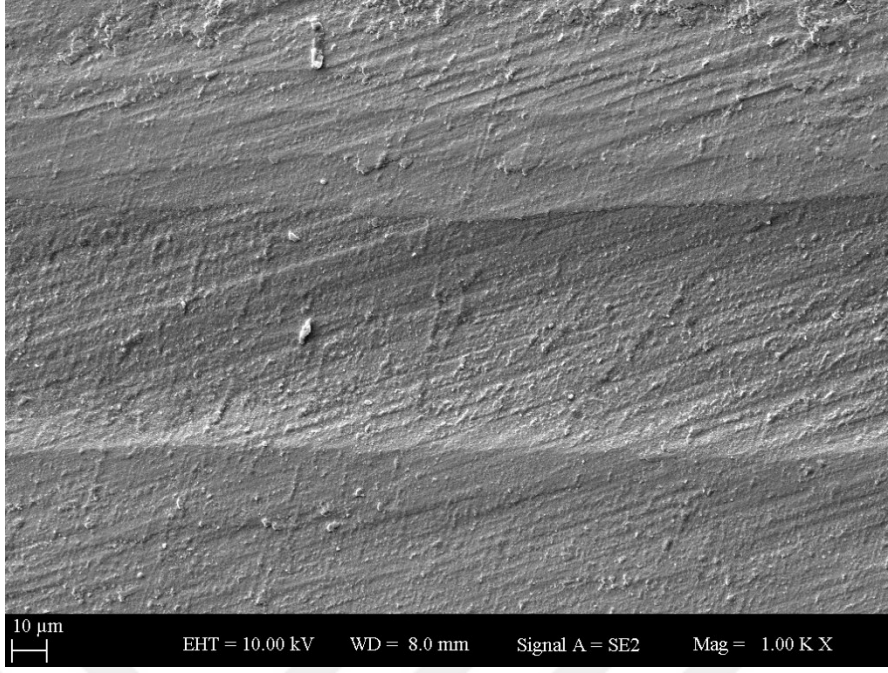
Şekil 50 : Amann Girbach (Mikromotor + 640 frezi +susuz) örneğinin 10.000 büyütme SEM görüntüsü



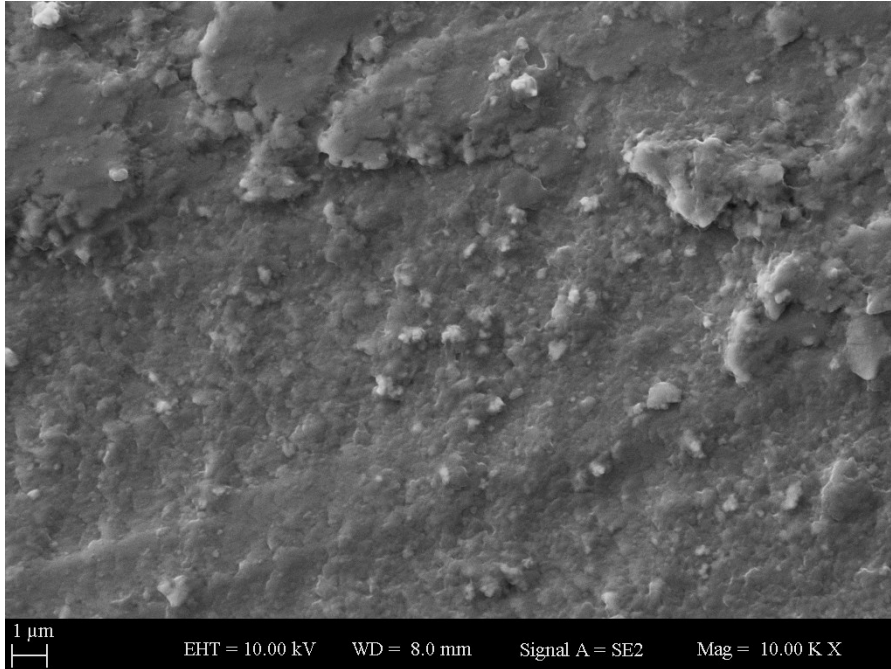
Şekil 51: GC (Mikromotor + 640 frezi +sulu) örneğinin 1.000 büyütmeli SEM görüntüsü



Şekil 52 : GC (Mikromotor + 640 frezi +sulu) örneğinin 10.000 büyütmeli SEM görüntüsü



Şekil 53 : GC (Mikromotor + 640 frezi +susuz) örneğinin 1.000 büyütmeli SEM görüntüsü



Şekil 54 : GC (Mikromotor + 640 frezi +susuz) örneğinin 10.000 büyütmeli SEM görüntüsü

4.TARTIŞMA

Araştırmacılar, zirkonyanın klinikte uygulanan uyumlandırma prosedürleri sonrası mekanik özelliklerinde meydana gelen değişimleri incelemişlerdir. Klinikte kullanılan döner aletler (aerotor ve mikromotor) ve farklı frez çeşitlerinin sulu ve susuz ortamda uygulanmasının zirkonya yüzeyinde yarattığı etkiler değerlendirilmiştir.

Araştırmacıların bir kısmı, yüksek devirde dönme özelliğine sahip döner aletin (aerotor) sulu ortamda kullanıldığında zirkonyanın biaksiyel bükme dayanımı ortalamalarını değerlendirirken (73,147,148,149,150), bir kısmı ise susuz ortamda aşındırma işlemi uygulandığında biaksiyel bükme dayanımı ortalamalarını değerlendirmişlerdir (73,88,102,150,151). Ayrıca araştırmacılar klinikte kullanılan düşük devirli el aleti (mikromotor) ile sulu ortamda (75,78,101,103,106) ve susuz ortamda (147,152) aşındırma işlemi uygulandığında, zirkonyanın biaksiyel bükme dayanımlarını da değerlendirmişlerdir.

Farklı frez çeşitlerinin, zirkonya materyallerinin mekanik özelliklerini değiştirmede etkili olduğu bilinmektedir. Zirkonyanın aşındırılmasında kullanılan birçok frez çeşidi mevcuttur. Elmas partiküllü frezler (6,73,75,78,88,101,102,103,147,148,149, 150,151,153), silikon karbid içerikli frezler (102,147,154) ve zirkonya için özel üretilmiş aşındırıcı frezler (154) kullanılmaktadır.

Yapılan literatür incelemelerinde, farklı döner el aletlerini, farklı frezleri, farklı ortamları ve farklı monolitik zirkonya markalarını değerlendiren sınırlı sayıda çalışmanın mevcut olduğu görülmüştür. Bu nedenle birçok aşındırma prosedürünün, zirkonya materyalindeki etkilerinin bir arada değerlendirilmesi için çalışmamız planlanmıştır.

Zirkonya materyalinin bükme dayanımında meydana gelen azalma, aşındırma sonucunda oluşan yüzey hasarlarından kaynaklanmaktadır (147). Yüzey hasarlarına bağlı meydana gelen çatlak oluşumu, yüzeydeki taneciklerin ayrılmasına, yüzey pürüzlülüğü ve stres konsantrasyon alanlarının artmasına neden olmaktadır. Meydana gelen bu durum materyalin mekanik özelliklerinin bozulmasına yol açar (106).

Zirkonyanın aşındırılması sonrası mekanik özelliklerinin değerlendirildiği çalışmalarda yüzey pürüzlülüğü de incelenen parametrelerden biridir

(6,75,78,101,103,147,148 150,151,153,154,155). Bu sebeple farklı ölçüm yöntemleri kullanılmaktadır. Yüzey profilometresi, yüzey pürüzlülüğünün nicel değerlendirmelerinin yapılabilmesi için kullanılan bir test yöntemidir. Ancak bazı durumlarda, yüzey profilometresinin kullanımı, seramiklerin asıl yüzey topografisini belirlemek için yeterli gelmemektedir. Bu sebeple taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanımı daha kapsamlı sonuçlar elde etmek için kullanılmaktadır (148). Hem yüzey profilometresi, hem de taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile değişen yüzey özelliklerinin incelendiği birçok çalışma mevcuttur (73,75,78,88,101,103,150,151,153,155). Bu sebeple, çalışmamızda her iki değerlendirme yöntemi birlikte kullanılmıştır.

Aşındırmaya bağlı yüzeyde meydana gelen defektler ile faz dönüşümüne bağlı dönüşüm tokluğu mekanizması arasındaki denge Y-TZP'nin mekanik özelliklerini belirlemektedir (156). Zirkonya yüzeyindeki hasarı belirlemek için bükme dayanımı ve pürüzlülük arasındaki korelasyonun önemli bir faktör olduğu ve incelenmesi gerektiği belirtilmektedir (101,103,106,148,153,155, 183).

Araştırmacılar, aşındırma sırasında açığa çıkan ısı miktarının değerlendirilmesi gereken diğer bir faktör olduğunu belirtmektedirler (148). Yapılan araştırmalar incelendiğinde, klinikte uygulanan aşındırma prosedürleri sırasında meydana gelen sıcaklık değişimlerinin incelendiği sınırlı sayıda çalışma mevcuttur (102). Bu sebeple, zirkonyanın klinik ortamda aşındırılması sırasında açığa çıkan sıcaklık değişimleri ve en yüksek sıcaklık değerleri ölçülmüştür, çalışmamıza dahil edilmiştir.

Biaksiyel bükme dayanımı sonuçları yorumlanırken, pürüzlülük ve sıcaklık değişimlerinin de değerlendirilmesi daha doğru ve detaylı sonuçlar ortaya çıkarmaktadır. Bu sebeple çalışmamızda biaksiyel bükme dayanımı değerlendirilirken, pürüzlülük ve sıcaklık değişimlerinde değerlendirilmiştir.

Pereire ve ark. (156), yaptığı sistemik analiz de , aşındırma protokollerinin, aşındırma cihazlarının, frezlerin gren boyutlarının, sulu veya susuz ortamda aşındırmaların yapılıp yapılmamasının Y-TZP seramiklerinde meydana gelen değişimleri etkilediğini belirtmektedirler. Küçük gren boyutuna sahip frezler (<50 µm), su soğutması altında aşındırma işleminin uygulanması dönüşüm tokluğu mekanizmasının devreye girmesini sağlayabilmektedir.

Araştırmalar göstermiştir ki, Y-TZP'nin t-m nin faz donuşumune duyarlılığı materyal içeriğine bağlıdır. Tetragonal-monoklinik faz donuşumu için materyallerin içerikleri, stabilize edici oksit miktarı, sinterlenme şartları ve materyalin tanecik buyuklukleri etkili parametrelerdir. Bu faktörler materyalin faz donuşumunde etkili olmalarına rağmen, klinikte uygulanan aşındırma prtokolleri de materyallerin mekanik özelliklerini belirleyen bir diğer faktördür (156).

CAD / CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli İşleme) frezeleme sistemlerinin hassasiyetinde önemli ilerlemeler kaydedilmesine rağmen yeterli bir çıkış profili elde etmek, adaptasyonu sağlamak, okluzuonu iyileştirilmek ve protezleri nihai olarak ayarlamak gerekli olmaktadır (75,102,103,156,157). Zirkonya protezlerinin, uyumunu artırmak veya üretim sırasında veya klinik uygulama aşamasında okluzuonu ayarlamak için klinisyen veya teknisyen tarafından bir aşındırma işlemi uygulanmaktadır (158). Araştırmalarda, zirkonyanın aşındırılması ile ilgili ortaya çıkan sonuçlarla ilgili farklı goruşler mevcuttur. Seramiklerin aşındırılması sonucunda iki farklı etki gözlemlenebilmektedir. Bu etkilerden bir tanesi; seramiklerin ortalama bükme dayanımını önemli olude arttırabilecek olan yüzey basınç gerilimleri sonucunda materyalin direnç kazanmasıdır. Bir diğeri ise, derin yüzey çatlakları meydana gelmesi ve bu çatlakların aşındırma ile indüklenen yüzey sıkıştırma tabakasının derinliğini buyuk oranda aşması sonucu materyalin direnç kaybetmesidir (73). İşlem görmemiş materyaller ile kıyaslandığında mekanik olarak aşındırma işlemi uygulanmiş yttria-stabilize zirkonya da faz kompozisyonu değişim göstermektedir. Bu durum hucre yapısındaki kristal birimlerin strese maruz kaldığında şekil değiştirip tetragonalden monoklinik yapıya donuştuğunu göstermektedir (6,7).

Birçok araştırmacı donuşum tokluğu mekanizmasının devreye girip zirkonya materyalinin direnç kazandığını ve materyalin pozitif yönde etkilendiğini belirtmişlerdir (71,75,77,155). Aşındırmanın, t-m donuşumunu aktive ettiği, yüzeydeki taneciklerin etrafında yaklaşık % 4'lük bir hacim genişlemesi meydana getirdiği, kompresif stres konsantrasyonunu başlatıp çatlak yayılmasını engellediği belirtilmektedirler (159). Bir diğer goruş ise, zirkonya yüzeyinin uyumlandırılması prosedürleri sonrasında, tetragonalden monoklinik faz transformasyonun ve hasar oluşumunun başlamasıdır. Aşındırma işleminin yüzeyde zararlı kusurların oluşmasını başlattığı, mekanik özellikleri zayıflattığı ve katastrofik yıkımların oluşmasındaki riski arttırdığı

belirtilmiştir (6,102,156,160).

Meydana gelen yüzeydeki defektler ve dönüşüm tokluğu mekanizması arasındaki denge, aşındırmanın Y-TZP'nin mekanik özellikleri üzerindeki en son etkiyi belirlemektedir. Bu durumun belirlenmesinde birçok aşındırma protokolü etkilidir. Yapılan araştırmalarda, uyumlandırma ve aşındırma işlemlerinin materyalin direncinde düşüşe sebep olduğu ve pürüzlülükte artış yarattığı gözlemlenmiştir. (6,75,78,103,106,150,161,162). Pürüzlülükteki bu artış, seramiklerin direncinde kritik rol oynamaktadır ve genellikle, bükme dayanımı ile aralarında negatif korelasyonun (yüksek pürüzlülük, düşük bükülme dayanımı) mevcut olduğu belirtilmiştir (101,156) .

Preira ve ark. (78), yaptıkları araştırmada, aşındırmanın yüksek oranda t-m dönüşümünü başlattığını belirtmiş olsalar bile, materyalin mekanik özelliklerini etkilemek için tek parametre olmadığına karar vermişlerdir. Materyalin yüzey özelliklerinin ve pürüzlülüğünde göz önünde bulundurulması gerektiğini belirtmektedirler. Aşındırma prosedürleri sonucunda meydana gelen yüzey hasarları, pürüzlülükte de artış oluşmasına neden olmaktadır. Birçok araştırmacı, aşındırıcı frezlerin tanecik boyutları arttığında, aşındırılmış materyal yüzeyindeki pürüzlülüğünde arttığını belirtmektedir (71,101,103,150,162). Yüzey pürüzlülüğü seramiklerin direncini belirlemede kritik rol oynamaktadır (101).

Yapılan çalışmalarda, uyarana uzun süre maruz kalmak (özellikle su ve sıcaklık) materyalin yüzeyinde t-m faz dönüşümünün doygunluğuna neden olur ve bu durum materyalin iç yüzeyine doğru yayılır. Bu ilerleme sonucunda pürüzlülük artışı, grenlerin ayrılması ve kopması, materyalin dayanıklılığının ve kırılma dayanımının azalması gibi negatif etkiler gözlemlenebilmektedir (80,81,82,83,163,164). Yapılan araştırmalarda zirkonya yüzeyinde yapılan aşındırmalar sonucunda, işlem görmemiş kontrol grubuna göre pürüzlülükte artış meydana geldiği belirtilmektedir. Ayrıca okluzal uyumlandırma prosedürleri sırasında yüksek devirde dönme özelliğine sahip el aletleri kullanılarak elmas partiküllü frez ile monolitik zirkonya yüzeyinde yapılan aşındırmalar sonucunda pürüzlü yüzeylerin meydana geldiği belirtilmektedir (124). Araştırmalar pürüzlülük artışına bağlı olarak bükme dayanımının azaldığını, bu sebeple restorasyonların uzun dönem prognozunun etkilendiğini göstermektedir (165). Çalışmamızda da aşındırma

işlemi uygulanmış deney gruplarının pürüzlülük ortalamaları, kontrol gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Karakoca ve Yılmaz (6), pre-sinterize iki farklı üretici firmaya ait kor zirkonya materyalini (Cercon, Zirkozahn) 100 µm gren boyutundaki frezle susuz ortamda mikromotor ile elmas partiküllü frez kullanarak aşındırmışlardır ve yüzey pürüzlülüklerini, monoklinik faz içeriklerini ve biaksiyel bükme dayanımlarını değerlendirmişlerdir. İşlem görmemiş kontrol gruplarında, Cercon grubu için 0,373 µm, Zirkozahn grubu için 1,724 µm yüzey pürüzlülüğü değerleri ölçülmüştür. Aşındırma sonrasında ise Cercon grubunda 1,070 µm pürüzlülük değeri ölçülmüştür ve kontrol grubuna kıyasla yüzey pürüzlülüğünün arttığı belirtilmektedir. Araştırmacılar, farklı üretici firmalara ait olması, farklı milledme prosedürlerine maruz kalması ve sinterleme koşullarının birbirinden farklı olması sebebi ile, farklı pürüzlülük değerlerinin ölçüldüğünü belirtmektedirler. Çalışmamızda ise, aşındırma işlemi uygulanmamış kontrol grubunda Amann Girbach için 0,26±0,1 µm, Zirkozahn için 0,33±0,08 µm ve GC için 0,24±0,11 µm pürüzlülük değerleri ölçülmüştür ancak sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı değildir ancak, Karakoca ve Yılmaz'ın çalışmalarında işlem görmemiş kontrol grupları birbirinden farklı pürüzlülük değerleri göstermişlerdir ve istatistiksel olarak anlamlıdır. Çalışmamızın kontrol gruplarındaki pürüzlülük değerlendirmeleri Karakoca ve Yılmaz'ın (6) çalışmasından farklıdır, bunun sebebinin çalışmalarda farklı üretici firmalara ait materyallerin kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Biaksiyel bükme dayanımı sonuçları değerlendirildiğinde ise, Cercon materyalinin kontrol grubunda 917,27 MPa, aşındırma işlemi uygulanmış grupta ise 874,29 MPa değerleri ölçülmüştür. Zirkozahn materyalinin kontrol grubunda 785,27 MPa, aşındırma işlemi uygulanmış grupta ise 668,45 MPa'dır. Aşındırma işlemi sonrasında tüm gruplarda biaksiyel bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı derecede azalma meydana gelmiştir. Çalışmamızda da Zirkozahn materyalinin mikromotor ile susuz ortamda aşındırma yapılan tüm deney grupları, kontrol gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür. GC materyalinin ise mikromotor ile 640 frezi kullanılarak aşındırma yapılan deney gruplarında biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük iken, Z732 frezi ile aşındırılan deney grupları kontrol gruplarından düşük değerlerde olmalarına rağmen istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu farklılıkların kullanılan frez çeşitlerinin farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Hjerpe ve ark. (147), aşındırma sonrası pürüzlülük değişimleri ve biaksiyel bükme dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında susuz ortamda mikromotor ile kullanılan zirkonya için özel bitim frezi ile, sulu ortamda aerotor ile elmas partiküllü frez ve silikon karbid içerikli kağıt zımpara ile kor zirkonya (Ice Zirkon, Zirkozahn) materyalini aşındırma işlemine tabi tutmuşlardır. Aşındırma sonrasında tüm gruplarda kontrol grubundan daha pürüzlü yüzeyler gözlemlenmiştir ancak aerotor ile aşındırma yapılan grupta mikromotor ile aşındırma yapılan gruba göre daha pürüzlü yüzey gözlemlenirken, en az pürüzlü yüzey silikon karbid içerikli zımpara kağıdında gözlemlenmiştir. Çalışmamızda da aerotor ile aşındırma işlemi uygulanmış deney gruplarının yüzey pürüzlülüğü, mikromotor ile aşındırma işlemi uygulanmış deney gruplarından yüksektir. Çalışmamızın sonuçları bu açıdan benzerlik göstermektedir. Biaksiyel bükme dayanımları kıyaslandığında ise; kontrol grubunda 941 ± 198 MPa değeri, mikromotor ile aşındırma yapılmış grupta, 769 ± 88 MPa değeri, aerotor ile aşındırma işlemi uygulanmış grupta 920 ± 128 MPa, silikon karbid kağıt ile aşındırılmış grupta 1239 ± 90 MPa değerleri ölçülmüştür. Aerotor ile yapılan aşındırmada kompresif stres tabakası aşılmadığı için kontrol grubuna kıyasla biaksiyel bükme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir. Mikromotor ile susuz ortamda yapılan aşındırmalar derin yüzey defektleri oluşturduğu için biaksiyel bükme dayanımı kontrol gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür. Ancak silikon karbid kağıt ile yapılmış aşındırma neticesinde mekanik direncin arttığı bu durumda aşındırmanın tetragonalden monoklinik taneciklere dönüşümünü başlatması sebebi ile meydana geldiği, kompresif stres tabakasının oluşmasından kaynaklı olduğu belirtilmiştir (147). Çalışmamızda Zirkozahn ve GC materyallerinin susuz ortamda aerotor ve mikromotor ile aşındırılan deney gruplarının biaksiyel bükme dayanımı kontrol gruplarına göre azalma göstermiştir ve Hjerpe ve ark.(147) çalışması ile benzer özellikler göstermektedir.

Lee ve ark. (154), yaptığı çalışmada, mikromotor ile 20.000 rpm de susuz ortamda Zirkozahn (Prettau) materyali zirkonya için özel üretilmiş frez ile ve silikon karbid frez ile aşındırma işlemine tabi tutulmuştur. Yüzey pürüzlülükleri ve biaksiyel bükme dayanımları değerlendirilmiştir. İşlem görmemiş kontrol grubunda $0,97 \pm 0,24$ μm ortalama değeri ile en az pürüzlülük değeri gözlemlenmiştir. Zirkonya için özel üretilmiş frezler olan All-Ceramic Supermax'da $1,87 \pm 0,41$ μm değeri, zirkonya için özel üretilmiş diğer bir frez olan Dura Green D1a'da $1,82 \pm 0,189$ μm değeri, silikon

karbid frez olan Dura Green'de $1,02 \pm 0,07$ μm değerlerini ölçülmüştür (154). Zirkonya için özel üretilen frezler, diğer frez çeşitlerine ve kontrol gruplarına kıyasla daha pürüzlü yüzeyler meydana getirmiştir ancak silikon karbid içerikli frezin meydana getirdiği pürüzlülük değerleri kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı değildir. İşlem görmemiş kontrol grubunun biaksiyel bükme dayanımı $945,86 \pm 49,05$ MPa, All-Ceramic Supermax frezinin $870,5 \pm 101,60$ MPa, Dura Green Dia $815,54 \pm 149,84$ MPa, Dura Green frezinin ise, $670,16 \pm 103,42$ MPa 'dır. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığıda, zirkonya için özel üretilmiş frezler ile aşındırma yapılan deney gruplarının biaksiyel bükme dayanımları daha düşüktür ancak istatistiksel olarak anlamlı değildir. Silikon karbid içerikli frez ile aşındırma yapılan deney grubunun biaksiyel bükme dayanımı, kontrol grubuna ve zirkonya için özel üretilmiş frezler ile aşındırma yapılan gruplara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür.

Çalışmamızda, her üç monolitik zirkonyanın da (Amann Girbach, Zirkonzahn , GC) susuz ortamda zirkonya için özel frez çeşidi olan Z732 nolu frez kullanılarak aşındırma yapılan deney gruplarının pürüzlülük değerleri, kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. Üç monolitik zirkonya materyalinde de (Amann Girbach, Zirkonzahn, GC) zirkonya için özel üretilmiş frez çeşidi olan Z732 frezinin kullanıldığı deney gruplarının biaksiyel bükme dayanımı, silikon karbid içerikli frez olan 640 frezin kullanıldığı deney gruplarından daha yüksektir, ancak istatistiksel olarak anlamlı değildir. Ayrıca Zirkonzahn ve GC materyallerinin deney gruplarının biaksiyel bükme dayanımı, kontrol gruplarından düşüktür. Bu bulgular Lee ve ark (154), yaptığı çalışma ile benzerlik göstermektedir.

Lee ve ark, yaptıkları çalışmada kullanılan zirkonyaya özel frezler, kesici özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla elmas partiküller ihtiva etmektedirler (154). Ancak bizim çalışmamızda kullandığımız zirkonya için özel frez çeşitlerinin içeriğinde elmas partiküller mevcut değildir. Bizim çalışmamızda en pürüzlü yüzeyler elmas partikül içeren aerotor frezlerinde gözlemlenmiştir. Her iki çalışmada da farklı döner aletler kullanılmış olsa da en pürüzlü yüzeyler elmas partikül içeren frezler ile yapılan aşındırmalarda meydana gelmiştir. Frez çeşitlerinin içeriklerinin yarattığı etkiler sebebi ile Lee ve ark. (154) yaptığı çalışma ile benzerlik göstermektedir.

İşeri ve ark. (102), yttrium stabilize zirkonyum oksit bloklarının (Zirkonzahn) farklı aşındırma protokolleri sonrası biaksiyel bükme dayanımlarını karşılaştırmıştır. Düşük devirde dönme özelliğine sahip mikromotor ile silikon karbid frez, yüksek devirde dönme özelliğine sahip aerotor ile elmas partiküllü frez kullanarak susuz ortamda aşındırma işlemi uygulamışlardır. Aşındırma işlemi uygulanmamış kontrol grubunda, $1080,3 \pm 151,7$ MPa, aerotor ile aşındırma yapılan grupta $823,1 \pm 180,5$ MPa, mikromotor ile aşındırma yapılan grupta $755,8 \pm 78,8$ MPa biaksiyel bükme dayanımı değerleri ölçülmüştür. Kontrol grubunun biaksiyel bükme dayanımı sonuçları, deney gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir, aşındırma işlemi materyal direncini negatif yönde etkilemiştir. Deney gruplarının biaksiyel bükme dayanımı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir.

Çalışmamızda biaksiyel bükme dayanımları değerlendirildiğinde, Zirkonzahn materyalinin işlem görmemiş kontrol grubunun biaksiyel bükme dayanımı $899,52 \pm 111,98$ MPa, GC materyalinin ise $783,78 \pm 112,63$ MPa'dır. Susuz ortamda mikromotor ile silikon karbid frez kullanılarak aşındırılması neticesinde Zirkonzahn grubunun biaksiyel bükme dayanımı $666,9 \pm 80,35$ MPa, GC grubunun ise $633,18 \pm 129,34$ MPa'dır. Susuz ortamda aerotor ile elmas partiküllü (881Z4) frez kullanıldığında Zirkonzahn materyalinin biaksiyel bükme dayanımı $639,09 \pm 117,42$ MPa, GC materyalinin ise $630,81 \pm 106,33$ MPa'dır. Aşındırma işlemi uygulanması sonucunda Zirkonzahn ve GC materyallerinde direnç kaybı gözlemlenmiştir. Kontrol grubunun biaksiyel bükme dayanımı, Zirkonzahn ve GC materyallerinin deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür, ancak deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Çalışmamızın sonuçları İşeri ve ark.(102) sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Botelho ve ark. (151), yaptığı çalışma da, yttria ile parsiyel stabilize zirkonya (Cercon), aerotor ile susuz ortamda ince ve kaba grenli elmas partiküllü frezler ile aşındırılmıştır. Kontrol gruplarının pürüzlülük ortalamaları $0,52 \pm 0,09$ μm , ince grenli frez ile aşındırılan grubun $2,24 \pm 0,12$ μm , kaba grenli frez ile aşındırılan grubun $4,29 \pm 0,74$ μm 'dir ve sonuçlar istatistiksel olarak anlamlıdır. Biaksiyel bükme dayanımları kontrol grubunda $864,90 \pm 95,21$ MPa, ince grenli frez ile aşındırılan grubun $737,44 \pm 103,58$ MPa, kaba grenli frez ile aşındırılan grubun $801,17 \pm 119,99$ MPa'dır. SEM görselleri incelendiğinde aerotor ile yapılan aşındırmaların sonucunda

materyal yüzeyinde debrisler meydana gelmiştir. Meydana gelen bu yüzey hasarları, çatlak ilerlemesini hızlandırıp, materyali zayıflatmaktadır. Aşındırma sonrasında materyal direnç kaybetmiştir ancak sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Çalışmamızda aerotor ile susuz ortamda aşındırma işlemi uygulanması Zirkozahn ve GC materyallerinin dirençlerini negatif yönde etkilemiştir. Her iki materyalde işlem görmemiş kontrol grubuna kıyasla deney gruplarının biaksiyel bükme dayanımları istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür. Aşındırma sonucunda meydana gelen yüzey hasarları, çatlak ilerlemesini arttırmıştır ve materyaller direnç kaybetmiştir. Çalışmamızda Zirkozahn ve GC materyallerinin sonuçları diğer çalışmaların sonuçları ile benzerlik göstermektedir (88,102,151).

Çalışmamızda susuz ortamda aşındırma işlemi uygulanmış tüm deney gruplarının pürüzlülük ortalamalarında, kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede artış gözlemlenmiştir. Çalışmamızın sonuçları susuz ortamda aerotor ve mikromotor kullanılarak aşındırma işlemi uygulanmış diğer çalışmaların sonuçları ile benzerlik göstermektedir (6,147,151,154). Yapılan çalışmaların sonuçları değerlendirildiğinde, sulu ortamda aerotor ve mikromotor ile yapılan aşındırmaların pürüzlülük ortalamaları, kontrol grubuna kıyasla daha yüksek ortalama değerlere sahiptir. Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde ise, işlem görmemiş kontrol gruplarına göre, aşındırma işlemi uygulanmış tüm deney gruplarının pürüzlülük değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. Diğer çalışmaların bulguları ile benzer özellik göstermektedir (75,78,101,103,147,152,153).

Mevcut yüzey kusurları (milleme sırasında meydana gelen) ile aşındırma ile oluşan derin yüzey çatlakları arasında oluşan denge, yüzey pürüzlülüğü ve dayanıklılığı arasındaki korelasyonu belirlemektedir. Aşındırma ile oluşan yüzey hasarlarının derinliği, materyalde mevcut olan yüzey kusurlarına benzer olduğu durumlarda pürüzlülük ve materyalin direnci arasında korelasyon beklenemez. Eğer oluşan yüzey hasarları, mevcut olan yüzey kusurlarını geçerse, kuvvetli bir korelasyon gözlenir (183). Restorasyonlardaki başarısızlıklar, çatlak ucundaki stres yoğunluk faktörü kritik düzeye ulaştığında meydana gelmektedir. Bu faktör çatlağın uzunluğuna, uygulanan strese, uygulanan stresin türüne materyalin yoğunluğuna ve çatlak geometrisine bağlıdır (166, 183). Tekrarlayan uyaranlara bağlı olarak (yorgunluk), stres iç yüzeydeki defektlerin etrafında konsantre olur ve çatlak ucundaki enerji konsantrasyonunun artmasına,

çatlağın ilerlemesine sebep olur. Bu durumun sonucunda katastrofik yıkım olasılığı artmaktadır (167)

Elmas partiküllü frezlerle yapılan aşındırmanın yarattığı etkiler ile ilgili farklı görüşler mevcuttur. Elmas partiküllü frezin monoklinik faz içeriğinin artmasını teşvik ettiği materyal yüzeyinde şiddetli defektler oluşturduğu ve mekanik özelliklerin bozunmasına sebep olduğu düşünülmektedir (73,88).

Susuz ortamda aşındırma işlemi uygulandığında değişen biaksiyel bükme dayanımını değerlendiren çalışmalardan farklı olarak, Amann Girbach materyalinin susuz ortamda aşındırma işlemi uygulanmış tüm deney gruplarının biaksiyel bükme dayanımı değerleri incelendiğinde, kontrol grubuna göre daha yüksek değerler gözlemlenmiştir, ancak sadece aerotor ile aşındırma işlemi uygulanmış grubunun biaksiyel bükme dayanımı değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. Aşındırma işlemine bağlı olarak kompresif stres tabakasının aşılması olup materyalin direnç kazandığı düşünülmektedir. Zirkozahn ve GC materyallerinde ise, susuz ortamda yapılan aşındırılmalar sonucunda, materyalde mevcut olan yüzey hasarlarının derinliğini aştığı ve materyalin direnç kaybettiği düşünülmektedir. Bu durumun literatürde (183) belirtilen pürüzlülük ve direnç arasında denge sebebiyle ve aşındırma sonucunda materyaldeki monoklinik faz içeriğinin artışına bağlı olarak (73,88) meydana geldiği düşünülmektedir. Zirkozahn ve GC materyallerinde, kontrol gruplarına göre, deney gruplarında meydana gelen biaksiyel bükme dayanımındaki düşüş diğer çalışmalarla benzerlik göstermektedir (6,102,147,151,154)

En fazla yüzey pürüzlülüğü ve değişen biaksiyel bükme dayanımı sonuçları değerlendirildiğinde; çalışmamızda en pürüzlü yüzeyler her üç monolitik zirkonya materyalinde de aerotor ile elmas partikül içeren 881Z4 frezinin kullanıldığı deney gruplarında gözlemlenmiştir. Biaksiyel bükme dayanımları incelendiğinde ise; Amann Girbach grubunda en yüksek ortalama değerler aerotor ile aşındırma yapılan deney gruplarında gözlemlenmiştir. Zirkozahn ve GC gruplarında ise; en düşük ortalama değerler aerotor ile aşındırma yapılan deney gruplarında gözlemlenmiştir. Elmas partiküllü frez ile yapılan aşındırma sonucunda meydana gelen pürüzlülükteki artışa bağlı olarak Amann Girbach grubunda kompresif stres tabakasının devreye girip, materyalin direnç kazandığı düşünülmektedir. Zirkozahn ve GC gruplarında ise; elmas partiküllü frez ile yapılan aşındırmaların meydana getirdiği çatlak oluşumunun,

kompresif stresleri başlatmak için yeterli olmadığı düşünülmektedir.

Dönüşüm tokluğu mekanizmasının avantajları olduğu belirtilse de, bilimsel araştırmalar, t-m dönüşüm oranının zaman içerisinde materyalin mekanik özelliklerini azalttığını belirtmektedir. Daha önce belirtildiği gibi, aşındırma işlemi dönüşebilen tanecik sınırlarında mikroçatlaklar oluşturmaktadır. Bu mikroçatlaklar, materyale suyun penetrasyonu için bir yol oluşturmaktadır ve LTD'ye olan duyarlılığı arttırmaktadır (78,83,156). Su varlığında, yapılan aşındırmaların materyalin direncinde meydana getirdiği değişimlerin değerlendirildiği birçok araştırma mevcuttur. Bazı araştırmacılar ise su varlığında yapılan aşındırmaların tetragonalden(t)-monoklinik(m) faz dönüşümünü başlattığı, bu durumda yüzey kompresif dayanımını arttırdığını da belirtmektedirler (148,149).

Preire ve ark. (75), 2 farklı üretici firmanın (Lava Frame- 3M ESPE ve Zirluc FC-Ivoclar Vivadent) monolitik zirkonya bloğundan hazırlanmış disk şeklinde örnekleri, sulu ortamda düşük devirde dönen el aleti ile elmas partiküllü frez kullanılarak aynı oranda aşındırmışlardır. Pürüzlülük değerleri ve biaksiyel bükme dayanımları test edilmiştir. İşlem görmemiş Lava Frame grubunun pürüzlülük değerleri $0,29 \pm 0,18 \mu\text{m}$, Zirluc FC grubunun pürüzlülük değerleri $0,27 \pm 0,08 \mu\text{m}$ ölçülmüştür. Aşındırma işlemi uygulandıktan sonra ise, Lava Frame grubunda $1,11 \pm 0,22 \mu\text{m}$, Zirluc FC grubunda ise $1,04 \pm 0,27 \mu\text{m}$ değerleri ölçülmüştür ve kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede artış gözlemlenmiştir. İşlem görmemiş Lava Frame grubunun biaksiyel bükme dayanımı $577,5 \pm 57,2 \text{ MPa}$, Zirluc FC grubunda ise; $542,2 \pm 25,6 \text{ MPa}$ ölçülmüştür. Aşındırma işlemi uygulandıktan sonra ise; Lava Frame grubunda $706 \pm 62,1 \text{ MPa}$, Zirluc FC grubunda ise; $652,1 \pm 83,9 \text{ MPa}$ 'dir ve kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede artış gözlemlenmiştir.

Guilardi ve ark. (101), pre-sinterize Y-TZP zirkonya (VITA In-ceram) materyallerini 170.000 rpm de $30 \mu\text{m}$ (ince grenli frez) ve $151 \mu\text{m}$ (kaba grenli frez) gren büyüklüğündeki elmas partiküllü frezler ile sulu ortamda aşındırmışlardır. Kontrol grubunun yüzey pürüzlülüğü $0,20 \pm 0,05 \mu\text{m}$, ince grenli frez ile yapılan aşındırmalarda meydana gelen yüzey pürüzlülüğü $0,82 \pm 0,29 \mu\text{m}$, kaba grenli frez ile yapılan aşındırmalarda meydana gelen yüzey pürüzlülüğü ise $1,33 \pm 0,14 \mu\text{m}$ 'dir ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık mevcuttur. Biaksiyel bükme dayanımı sonuçları

değerlendirildiğinde, kontrol grubunda $889,63 \pm 99,97$ MPa, ince grenli frez ile aşındırılmış grupta $1116,2 \pm 171,03$ MPa, kaba grenli frez ile aşındırılan grupta ise $1084,4 \pm 104,51$ MPa değerleri ölçülmüştür. Aşındırma işlemi dönüşüm tokluğu mekanizmasının devreye girmesine sebep olmuştur ve deney gruplarının biaksiyel bükme dayanımı, kontrol gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir.

Ramos ve ark. (155), yaptığı çalışma da, pre-sinterize Lava Frame (Y-TZP) bloklardan disk şeklinde hazırlanan örnekler, su soğutması altında $200 \mu\text{m}$ (en kalın gren), $160 \mu\text{m}$ (kalın gren), $25 \mu\text{m}$ (en ince gren) gren boyutunda ki, elmas partiküllü disklerle aşındırılmıştır. Yüzey pürüzlülüğü, ve biaksiyel bükme dayanımı testleri uygulanmıştır. İşlem görmemiş kontrol grubunun pürüzlülük değerleri $0,28 \mu\text{m}$, biaksiyel bükme dayanımı $817,18 \pm 18$ MPa'dır. $200 \mu\text{m}$ gren boyutunda disk ile aşındırılan grubun pürüzlülük değeri $0,29 \mu\text{m}$, biaksiyel bükme dayanımı $995,30 \pm 104,6$ MPa'dır, $160 \mu\text{m}$ gren boyutunda disk ile aşındırılan grubun pürüzlülük değeri $0,29 \mu\text{m}$ biaksiyel bükme dayanımı $1019,3 \pm 182,4$ MPa, $25 \mu\text{m}$ gren boyutunda disk ile aşındırılan grubun pürüzlülük değeri $0,11 \mu\text{m}$, biaksiyel bükme dayanımı $991,45 \pm 121,7$ MPa'dır. Yüzeyde oluşan pürüzlülük artışının, materyallerin bükme dayanımını doğrudan etkilemediği belirtilmektedir. Bunun sebebinin ise, aşındırma veya cilalama işlemleri ile, üretim esnasında oluşan yüzey kusurlarının elimine edilmesi, böylelikle direncin artmasına bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmalar göstermiştir ki, aşındırma esnasında derin yüzey defektleri ve çatlakları oluşmaktadır. Bu defektler kompresif stres tabakasından daha büyük olduğu durumlar da stres konsantrasyonu yaratırlar ve katastografik yıkımların miktarını arttırırlar, bu durumda materyalin kaybına neden olmaktadır (73,168). Çalışma da, aşındırılmış bütün grupların biaksiyel bükme dayanımları kontrol gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Pereira ve ark. (78), su soğutması altında düşük devirde dönme özelliğine sahip el aletleri ile ince grenli ($181 \mu\text{m}$) ve kaba grenli ($25 \mu\text{m}$) iki farklı frez ile pre-sinterize Y-TZP seramiklerine aşındırma işlemi uygulamışlardır. Bunun sonucunda; kontrol grubundaki pürüzlülük değerleri $0,67 \pm 0,27 \mu\text{m}$ iken ince grenli frezde $0,86 \pm 0,15 \mu\text{m}$, kaba grenli frezde ise $1,41 \pm 0,3 \mu\text{m}$ 'tür. Biaksiyel bükme dayanımları değerlendirildiğinde; kontrol grubunda $917,58$ MPa, ince grenli frez ile yapılan aşındırmada $1171,33$ MPa, kaba grenli frez ile yapılan aşındırmada $1136,32$ MPa

sonuçları bulunmuştur. Y-TZP yüzeyi incelendiğinde, işlem görmemiş gruptaki monoklinik faz içeriği %0, dönüşüme uğramış olan tabaka 0 µm'dir. İnce grenli frezlerle yapılmış aşındırmada monoklinik faz içeriği, %9, kaba grenli frez de ise, %12.78'dir. Dönüşüme uğramış tabaka, ince grenli frez de 0,48 µm, kaba grenli frezde ise 0,69 µm'dir. Bu durum aşındırma işleminin gerilim bariyerini arttırdığını, çatlak ilerlemesine karşı koyup, dönüşüm tokluğunu aktive ettiğini göstermektedir. Aşındırma işlemine bağlı olarak pürüzlülük ve biaksiyel bükme değerlerinde artış gözlemlenmiştir. Çalışmamızda, sulu ortamda düşük devirde dönme özelliğine sahip mikromotor ile yapılan aşındırmalar sonucunda, 3 farklı markaya ait monolitik zirkonya materyalinin pürüzlülük değerlerinde, kontrol gruplarına kıyasla artış gözlemlenmiştir. Amaann Girbach materyalinin aşındırma yapılan gruplarının biaksiyel bükme dayanımı değerleri, kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı bir artış göstermiştir ve Preire ve ark. (78) yaptığı çalışma ile benzerlik göstermektedir.

Preire ve ark. (103), monolitik zirkonya (Zirlux) materyalini, 181-25 µm gren boyutundaki elmas partiküllü frezler ile 170.000 rpmde sulu ortamda aşındırma işlemine tabi tutmuşlardır. Aşındırma işlemi sonucunda bütün gruplarda pürüzlülük değerlerinde artış gözlemlenmiştir. X-Ray difraksiyon analizinde görülmüştür ki, frezlerin gren boyutlarına (ince ve kaba grenli) bağlı olmaksızın aşındırma işlemi monoklinik faz içeriğinde artış oluşturmaktadır. Monoklinik faz içeriğinde artış sonucunda ,dönüşüm tokluğu mekanizması devreye girmiştir.

Çalışmamızda Amann Girbach materyalinin sulu ortamda mikromotor ile aşındırma yapılan tüm deney gruplarının biaksiyel bükme dayanımlarında kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede artış gözlemlenmiştir. Dönüşüm tokluğu mekanizmasının devreye girdiği bu sebeplede bu etkilerin gözlemlendiği düşünülmektedir. Çalışmamızın bulguları diğer araştırmacıların bulguları (75,78,101,103) ile benzerlik göstermektedir.

Qeblawi ve ark. (149), yaptıkları araştırma da, su varlığında yüksek devirde dönme özelliğine sahip el aleti ile yapılan aşındırmanın, işlem görmemiş kontrol grubuna kıyasla meydana getirdiği etkilerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Parsiyel stabilize %3 mol Y-TZP (IPS-emax) ZirCAD B40 Blocks, Ivoclar Vivadent) 30 µm gren boyutunda frez ile su soğutması altında yüksek devirde dönen el aleti ile 10 saniye boyunca aşındırılmıştır. Kontrol grubunda, bükme dayanımı ($571 \pm 79,2$ MPa) değerinde,

aşındırma işlemi uygulanmamış grupta ise, (1727±112.7 MPa) değerindedir. Zirkonya yüzeyinde yapılan aşındırma sonucunda kompresif stres alanı oluşturmuştur, bu sebeple bükme dayanımında da artış gözlemlenmiştir.

Bassir ve ark. (148), yaptığı çalışma da, yttrium ile stabilize zirkonyum oksit materyallerini, su soğutması varlığında, aerotor ile elmas partiküllü frez kullanılarak aşındırmışlardır. Bükülme dayanımlarının değerlendirildiği çalışma da, kontrol grubunda 935,58±3,91 MPa, aşındırma işlemi uygulanmış grupta 1189,2±152,78 MPa değerleri gözlemlenmiştir. Aşındırma işlemi, sonucunda materyalin bükülme dayanımında artış gözlemlenmiştir. Araştırmacılar, kompresif stres tabakasının derinlerindeki dönüşüme uğramış zirkonya taneciklerinin bu etkiyi yarattığını belirtmektedirler.

Wongkamhaeng ve ark. (153), yaptığı çalışmada monolitik pre-sinterize zirkonyayı (BruxZİR HT) su soğutması altında elmas partiküllü frez ile aşındırılmıştır. İşlem görmemiş kontrol grubunun pürüzlülük değeri 0,5±0,1 µm, biaksiyel bükme dayanımı 1202,3±141,9 MPa'dır. Aşındırma işlemi uygulanmış grubun pürüzlülük değeri 1,0±0,4 µm, biaksiyel bükme dayanımı 1357±196,7 MPa'dır. Uygulanan işlem sonrasındaki biaksiyel bükme dayanımı değerlerinde artış gözlemlenmiştir ancak sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Çalışmamızda Amann Girbach materyalinin kontrol grubunun biaksiyel bükme dayanımı 533,66±91,23 MPa, aerotor ile sulu ortamda aşındırma yapılan grubunun ise 750±42,8 MPa'dır. Amann Girbach materyalinde aşındırma sonucunda materyalin direnci istatistiksel olarak anlamlı derecede artmıştır. Dönüşüm tokluğu mekanizmasının devreye girdiği düşünülmektedir ve diğer çalışmaların bulguları ile benzerlik göstermektedir (148,149,153).

Çalışmamızda Zirkozahn materyalinin işlem görmemiş kontrol grubunun biaksiyel bükme dayanımı 899,52±111,98 MPa, GC materyalinin ise 783,78±112,63 MPa'dır. Sulu ortamda aerotor ile aşındırma işlemi uygulanmış Zirkozahn materyalinin biaksiyel bükme dayanımı 755,62±95,9 MPa, GC materyalinin ise 722,77±116,64 MPa'dır. Kontrol grubuna kıyasla her iki materyalde aşındırma sonucunda dayanıklılık azalmıştır.

Çalışmamızda sulu ortamda Amann Girbach materyalinde tüm deney gruplarda dönüşüm tokluğu mekanizması devreye girmiştir ve biaksiyel bükme dayanımında

istatistiksel olarak anlamlı artış gözlemlenmiştir. Ancak susuz ortamda sadece aerotor ile aşındırma yapılan deney gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış gözlemlenmiştir. Bu sonuçlar sulu ortamın daha az çatlak oluşumunu ve direnç kaybı yarattığını doğrulamaktadır.

Araştırmaların sonuçları göstermektedir ki, aşındırmaya bağlı oluşan defektlerin yarattığı katastrofik yıkımların miktarı, kompresif stres tabakasından büyük olduğu durumlarda materyal direnç kaybetmektedir (33,88,153). Ancak, yüzey hasarları, stres ile indüklenen kompresif stres tabakasından daha sığ olduğu durumlarda, çatlak ilerlemesi baskılanır ve katastrofik yıkımların oranı azalmaktadır (83,153,168).

Kosmoc ve ark. (100), yüksek devirde dönen el aleti ile 150.000 rpm de disk şeklinde hazırlanmış Y-TZP bloklarını ince (50 μm) ve kalın (150 μm) gren boyutundaki frezlerle sulu ve susuz ortamda aşındırmışlardır. Gren boyutları aynı olan frezlerle sulu ortamda aşındırma yapılması, susuz ortamda yapılan aşındırmalara kıyasla, aşındırma sonucu oluşan girintilerin derinliğini düşürmüştür ve daha az debris ortaya çıkmasına sebep olmuştur. Ayrıca dental aşındırma işlemleri, aşındırmaya bağlı derin oluklar ve stres konsantrasyon alanları olarak işlem gören radial yüzey çatlakları meydana getirmektedir. Fraktografik değerlendirme sonuçları göstermiştir ki, materyallerin aşındırılması sonucu oluşan başarısızlığın malzemelerin iç hacmine kadar ilerleyen radial çatlaklardan kaynaklandığı ortaya koyulmuştur. Bu radial çatlakların, aşındırma sırasında başladığı ve fonksiyon esnasında daha çok uzadığı ve başarısızlık başlaması için kritik uzunluğa ulaştığı varsayılmaktadır. Radyal çatlakların başlaması ve uzaması da, aşındırma işleminin su soğutması altında yapılıp yapılmamasına bağlı olmaktadır.

Pereira ve ark. (156), yaptığı meta-analiz de sulu ve susuz ortamda yapılan aşındırmaları değerlendirmişlerdir. Sulu ortamda yapılan çalışmalar da aşındırılmış gruplar ile kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlenmemiştir. Sulu ortamda aşındırma uygulanması, dönüşüm tokluğu mekanizmasının devreye girmesine sebep olmaktadır. Eğer aşındırma işlemi, susuz ortamda uygulanırsa, materyalin direncinde net bir şekilde azalma gözlemlenmektedir. Bu da oluşan defektlerin, dönüşüm tokluğu mekanizmasını aştığını göstermektedir.

Kosmoc ve ark. (73), %3 mol yttria içerikli Y-TZP seramiklerini yüksek devirde

dönen el aleti ile susuz ortamda aşındırma işlemine tabi tutmuşlardır. Biaksiyel bükme dayanımının değerlendirildiği çalışma da, aşındırma işlemi ortalama direnci azaltmıştır. Su soğutması yapılmadan yüksek devirde dönen el aletleri ile yapılan aşındırma yüksek streslere ve sıcaklık artışına sebep olan ciddi bir prosestir. Aşındırma sırasında oluşan materyal yüzeyinde oluşan derin çatlaklar, stres konsantrasyon alanları olarak hareket ederler (88). Araştırmacılar su soğutması altında yapılan aşındırma işlemlerinin susuz ortamda yapılan aşındırmalara göre daha az stres oluşturduğunu belirtmektedirler.

Yaptığımız çalışmada, her markada ve aşındırıcı frezin kullanıldığı her grupta susuz ortamda yüzey işlemi uygulanması sulu ortama göre daha pürüzlü yüzeyler oluşturmuştur. Susuz ortamda pürüzlü yüzey daha fazla gözlendiği için sulu aşındırmaya göre daha dirençsiz yapılar meydana gelmektedir. SEM görsellerinde görüldüğü üzere, pürüzlülük artışı zirkonya yüzeyinde mikroçatlakların oluşmasında ve daha fazla direnç kayıplarının meydana gelmesine neden olmaktadır. Çalışmamızdaki üç üretici firmaya ait monolitik zirkonya bloğunda, tüm frezlerde sulu ortamda yapılan aşındırmaların biaksiyel bükme dayanımları susuz ortamdakilere göre daha yüksek ortalama değerlere sahiptir. Araştırmacılarla benzer şekilde, derin çatlakların, stres konsantrasyon alanlarının, susuz aşındırma sonucunda daha çok artmasına bağlı olarak bu sonuçların oluştuğu düşünülmektedirler ve çalışmamızın sonuçları, diğer çalışmaların sonuçları ile benzer özellikler göstermektedir (100,156).

Çalışmamızda sulu ve susuz ortamda Zirkozahn ve GC gruplarında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcut olmasa da aerotor ile aşındırma işlemi uygulanmış grupların biaksiyel bükme dayanımları mikromotor ile aşındırma işlemi uygulanmış diğer iki deney gruplarından daha düşük değerlerdedir. Amann Girbach grubunda ise, farklı olarak sulu ve susuz ortamda aerotor ile aşındırılan grupların biaksiyel bükme dayanımları, mikromotor ile aşındırma işlemi uygulanmış diğer iki deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek ortalama değerlere sahiptir. Bunun sebebinin düşük ve yüksek devirde dönme özelliğine sahip el aletlerinin yarattığı farklı etkiler sonucu ortaya çıktığı düşünülmektedir.

Yapılan araştırma da, iki farklı devirde dönme özelliğine sahip el aletli (10.000, 20.000) ile cilalama işlemi uygulayan araştırmacılar yüksek devirde dönen el aletleri ile yapılan aşındırmaların materyalin mekanik özellikleri için daha zararlı olduğunu belirtmektedirler (169). Ayrıca, araştırmacılar yüksek devirde dönen el aletleri ile

yapılan aşındırmalar sonucunda materyalde kırılma, plastik deformasyon ve SEM görsellerinde daha çok debris oluştuğunu gözlemlemiştir (170) .

Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde , sonuçların birbirinden farklı olmasının sebebinin iki farklı döner aletin dönme hızlarındaki farklılıklar sonucu materyal yüzeyinde yarattığı değişimler olduğu düşünülmektedir.

Y-TZP seramiklerinde, içerik, üretim ve sinterleme gibi farklılıkların mevcut olması, aşındırma sonucunda materyallerde meydana gelen değişimlere olan duyarlılığını etkilemektedir (103). Bu sebeple çalışmamızda kullandığımız farklı üretici firmalara ait materyallerin aynı frez çeşitleri ile aynı ortamda aşındırılrsa bile farklı reaksiyonlar göstermesinin sebebinin içerik, üretim sinterleme gibi farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Zirkonya materyallerinin estetik ve mekanik özelliklerini materyalin içeriğine eklenen katkı maddeleri etkilemektedir. Silika ya da alümina gibi katkı maddelerinin doğrudan zirkonya'nın tane yapısı, mikroyapısı ve stabilitesini etkilediği bilinmektedir (171). Alumina gibi katkı maddeleri, zirkonyanın yoğunluğunu arttırmada verimli olmalarına rağmen, malzeme yarı-saydamlığını azaltmaktadır. Bu sebeple monolitik zirkonya geliştirilmiştir. Bu zirkonya türünde, alümina oranının düşürülmesi, materyalin yarı-saydamlığını doğru orantılı olarak etkilese, mekanik özelliklerini zayıflatmaktadır. Optimizasyonun sağlanabilmesi için, alümina oranları düşürülmüş, tanecik boyutları buna karşın küçültülerek, mekanik özellikler olarak tatmin edici sonuçlar elde edilmesi amaçlanmıştır (93,107,117). Yttria oranının düşük olması zirkonyanın transformasyonunu etkileyen parametrelerden biridir (56,57). Y_2O_3 içeriği ZrO_2 içindeki serbest enerjinin değişimini iki farklı yönde etkilemektedir. Yüksek yttria içeriğine sahip materyallerde soğuma esnasında serbest enerji değişimi daha küçük orandadır. Yttria içeriğinin azaldığı durumlarda termal ilerleme anizotropisine bağlı oluşan stres de artmaktadır (57). Degredasyondan kaçınmak için, gren boyutlarını küçültüp, yttria içeriği artırılmalıdır (172). Yttria oranları % 4,5-5,5 gibi yüksek oranlara sahip zirkonya materyallerinde, yttria taneciklere yüksek oranda tutunmaktadırlar, böylelikle yttria'nın materyalin içeriğinden ayrılması olasılığı azalmaktadır (73,147,173).

Samodurvo ve ark. (92), alumina varlığının tanecik şekillerini değiştirmese de tanecik boyutlarını arttırıp, bükme dayanımı arttırdığını belirtmektedirler. Aluminanın su buharı ile oluşan t-m dönüşümünü ve tanecik sınırındaki lokal stresleri azalttığını belirtmektedirler.

Harada ve ark. (96), yaptığı çalışma da, 3 farklı üretici firmaya ait Y-TZP materyalleri farklı yaşlandırma prosedürlerine (kontrol grubu, 5 saat-134⁰C, 100 saat-134⁰C, 5 saat-180⁰C, 20 saat-180⁰C) maruz bırakılmıştır ve vickers mikrosertlik değerlerinde ve kırılma dayanımlarında meydana gelen değişimler kaydedilmiştir. Lava (3MEspe), %94.8 ZrO₂, % 5 Y₂O₃, %0.2 Al₂O₃ içeriğine sahip iken, Everest Zirconium Soft; Kavo, %94.75 ZrO₂, %4,95 Y₂O₃, %0,3 Al₂O₃ içeriğine , ZirTough (Kuraray Noritake Dental) Y-TZP, %91 ZrO₂, % 4,5 Y₂O₃, %4 Al₂O₃ içeriğine sahiptir. Çalışmanın sonuçlarına göre; Lava ve Everest grubunda, yaşlandırma işlemi sonucunda faz dönüşümü olduğu düşünülmektedir. Ancak ZirTough grubunda hidrotermal yaşlandırma koşulları sonucunda faz dönüşümü meydana gelmemiş olup, istatistiksel olarak anlamlı bir fark meydana gelmemiştir. 10.000 büyütmedeki SEM görselleri incelendiğinde, en az çatlak oluşumu ZirTough grubunda gözlemlenmiştir. İçerik farklılıkları kıyaslandığında ZirTough grubunun %4'lük en yüksek alumina içeriğine sahip olması sebebi ile kırılma tokluğunun arttığı ve faz dönüşümünün sınırlandırıldığı düşünülmektedir.

Çalışmamızda Amann Girbach materyalinin Al₂O₃ oranı < %0.5, yttria oranı %4.5-5.6 'dır Zirkonzahn materyalinin Al₂O₃ oranı <%1 , yttria oranları ise %4-6 'dır. GC materyalinin Al₂O₃ oranı % 0.15 - 0.35, yttria oranı ise % 4.95 - 5.35 değer aralığındadır. Materyallerdeki bu içerik farklılıkları materyallerin mekanik özelliklerini belirlemede etkilidir. Materyallerin içerikleri ile ilgili üretici firmalar değer aralıkları vermektedir, net bir sayısal değer mevcut değildir. Aşındırma işlemi sonrasında Amann Girbach materyalinde dönüşüm tokluğu mekanizması etkili olup materyal kontrol gruplarına göre direnç kazanmıştır. Bunun sebebinin materyallerin alumina ve yttria oranlarındaki farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Düşük ısı bozunması, spontan , zamana bağlı gelişen bir dönüşüm mekanizmasıdır ve ayrıca t-m faz dönüşüm mekanizması ile ilgilidir. Bu durum seramik yüzeylerine ve yüzeylerinin altına doğru ilerlemektedir ve bu durum taneciklerin ayrılmasına, taneciklere komşu alanlarda mikroçatlakların oluşmasına, yüzey pürüzlülüğünün

artmasına neden olmaktadır. Materyalin mekanik ve fiziksel özellikleri, dayanıklılığı, kırılma tokluğu ve yoğunluğu etkilenmektedir (78,83).

Dental aşındırma cihazları ile kuru ortamda aşındırma yapılmasının zarar verici , sert bir uygulama olduğu düşünülmektedir. Bu durum yüksek streslere ve sıcaklıkta artışa neden olmaktadır. Aşındırmaya bağlı keskin girintiler, stres konsantrasyon alanları olarak hareket eder (88). Birçok araştırmacı, zirkonyanın aşındırılmasının yüzeydeki çatlakları ortaya çıkardığını, ince ve yüzeysel bir kompresif stres tabakasını oluşturduğunu belirtmişlerdir (73,102). Aşındırma, frezin gren boyutuna, uygulanan yük ve aşındırma hızına bağlı olarak derin yüzey çatlaklarına neden olabilir (102). Bu derin yüzey çatlakları stres konsantrasyon alanları oluşturmaktadır ve bu stres alanları transformasyonla indüklenen kompresif stres tabakasını aştığı durumlarda seramiklerin bükme dayanımı etkilenmektedir (5). Ayrıca, yüksek devirde dönen ve yüksek kuvvetlerin uygulandığı, su soğutması altında yapılmayan aşındırma protokollerinin yüzeydeki sıcaklıklarda artış meydana getirdiği belirtilmektedir (88,102,156,174).

Aşındırmanın etkisi sonucu oluşan bükme dayanımının değişimi, aşındırmanın şiddetine ve lokal olarak artan sıcaklığa bağlıdır (102) ve uzun uygulama süreleri tetragonalden monoklinik yapıya dönüşümün başlamasına neden olmaktadır (78,175).

İşeri ve ark., susuz ortamda yapılan aşındırma sırasında döner aletin ileri, geri hareketi sırasında kıvılcımların gözle görülebildiğini ve bu durumun lokal sıcaklığın yükselmesine neden olduğunu belirtmektedir (102). Ancak sulu ortamda bu durumun aksine aşındırma sırasında kıvılcımların gözlenmediği ve daha az sıcaklık değerlerinin ölçüldüğü bildirilmiştir (100).

İşeri ve ark. (102), yaptıkları çalışma da yttrium ile stabilize zirkonyum oksit bloklarını (Zirkonzahn) susuz ortamda iki farklı frez ile aşındırmışlardır. Zirkonya disklerine elmas partiküllü aşındırıcı aerotor frezi ile 320.000 rpm de ve silikon karbid mikromotor frezi ile 22.000 rpm aşındırma işlemi uygulamışlardır. Materyallerin aşındırma sırasındaki sıcaklık değerlerinin ve biaksiyel bükme dayanımlarına olan etkilerini değerlendirmişlerdir. Maksimum sıcaklık değerleri incelendiğinde; mikromotor ile aşındırma yapılan grupta 127°C , aerotor ile aşındırma yapılan grupta 63°C sıcaklık değerleri ölçülmüştür. Çalışmamızda Amann Girbach ve GC materyallerinin susuz ortamda aerotor ile aşındırılması sonucu açığa çıkan en yüksek

sıcaklık ortalamaları, mikromotor ile aşındırılması sonucu açığa çıkan en yüksek sıcaklık ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Zirkonzahn grubunda ise aerotor ile aşındırılan deney grubunun en yüksek sıcaklık değeri ile Z732 nolu frez ile aşındırılan deney grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcut değildir, ancak 640 nolu frez ile aşındırılan gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. Döner aletlerin devirlerinin ve kullanılan frez çeşitlerinin birbirlerinden farklı olmasından dolayı çalışmamız ile İşeri ve ark. (102). yaptığı çalışma ile farklı sonuçlar ortaya çıktığı düşünülmektedir.

Chavali ve ark. (176), Y-TZP seramiklerine (Zenostar Zr Translucent) 5000, 15000, 40000 rpm de farklı hızlarda dönen el aletleri ile cilalama işlemi uygulamışlardır ve uygulama esnasında açığa çıkan en yüksek sıcaklık değerlerini kaydetmişlerdir. Cilalama işleminde CeraMaster Coarse, CeraMaster, Dialite ZR Medium, Dialite ZR Fine olmak üzere farklı gren boyutunda 4 farklı cilalama frezi kullanılmıştır. Cilalama frezlerinin gren boyutları değişse de en yüksek sıcaklıklar 40,000 rpm de uygulanan cilalama işlemlerinde ölçülmüştür. 40,000 rpm uygulanan CeraMaster Coarse (40.9 °C), Ceramaster (38,3 °C), Dialite ZR Medium (34,1°C) Dialite ZR Fine (35,9 °C) en yüksek sıcaklık değerleri kaydedilmiştir. En düşük sıcaklık değerleri ise 5,000 rpm de kullanılan CeraMaster Coarse (27.1 °C), CeraMaster (29,1 °C), Dialite ZR Medium (29C), Dialite ZR Fine (28,2C) frezlerinde gözlemlenmiştir. Yapılan araştırmalarda yüksek devirde dönme özelliğine sahip el aletleri ile yapılan araştırmalarda açığa çıktığı belirtilmektedir (124,176).

Çalışmamızda kullanılan döner aletlerin dönme hızları birbirinden farklılık göstermektedir. Aerotor ile aşındırma işlemi uygulanan deney gruplarında meydana gelen en yüksek sıcaklık değerleri, mikromotor ile aşındırma işlemi uygulanmış tüm deney gruplarından daha yüksek değerdedir. Döner aletlerin dönme hızlarının farklılığından kaynaklanan sıcaklık değişimleri Chavali ve ark. (176), yaptığı çalışma ile benzerdir ve bizim çalışmamızda da yüksek devirde dönen el aletlerinde daha yüksek sıcaklık değerleri gözlemlenmiştir.

Zirkonya, nemli ortama, su buharına ve diğer sıvı ortamlara daha duyarlıdır, ancak sulu ortamlarda ve düşük sıcaklıklarda, kısa süre de yıkıcı etki daha fazla olmaktadır (57). Kobayashi ve ark. (177), yaptıkları araştırmalarda Y-TZP'nin nemli ortamda 150-

400°C derecelik sıcaklıklar da düşük ısı degradasyonuna maruz kaldığını belirtmektedirler.

Düşük ısı degradasyonuna bağlı olarak su tanecikleri zirkonya taneciklerine nüfuz eder ve oksijen boşluklarını doldurur (90). Yarı-kararlı tetragonal faz nemli ortamlarda, mekanik stresler olmasa bile, monoklinik faza dönüşür. Yüzeyde başlar ve materyalin tamamına yayılır, mikroçatlaklar oluşur ve materyalde direnç kaybı meydana gelir. Bu durum düşük ısılarda bozunma fenomeni veya yaşlanma fenomeni olarak adlandırılır.

Swain ve Hannink (174), aşındırma sonucu oluşan lokal sıcaklık değerlerinin m-t faz dönüşümüne sebep olan sıcaklık değerini aşarsa ters etki göstererek t-m dönüşümünü başlattığını bildirmişlerdir. Bu sebeple derin defektlerin dönüşüm sertleşmesine sebep olan kompresif stres tabakasına karşı koyamadığını ve stres konsantrasyon bölgeleri olarak hareket ettiğini ve seramiklerin dayanıklılığının negatif yönde etkilendiğini bildirmişlerdir. Kosmoc ve ark., 350 °C' lerden daha yüksek sıcaklık değerlerinin varlığında monoklinik içeriğinin azalmaya başladığını ve 900°C lerin üzerinde ise %2'nin altına düştüğünü belirtmektedir, böylece tersine faz dönüşümü başlamaktadır. Bu durum zirkonyanın düşük ısı iletkenliği ile ilgilidir (88,174).

İşeri ve ark, yaptıkları çalışma da aşındırma sonucunda açığa çıkan en yüksek sıcaklık değeri 135°C 'dir. Araştırmacılar, bu sıcaklık değerinin tersine faz dönüşümünü başlatmak için yeterli olmadığını belirtmektedirler (102).

Çalışmamızdaki susuz ortamda aşındırma uygulanmış tüm gruptaki maksimum sıcaklık ortalamalarına bakıldığında en yüksek sıcaklık 104,24±13,27 °C dereceye kadar yükselmektedir. Y-TZP seramikler, uzun süreler yüksek sıcaklıklarda, nemli ortamda ve su varlığında yaşlanmaya yatkındırlar (88). Sıcaklık değerlerinin litertaürde belirtilen sıcaklık değerlerine ulaşmaması ve susuz ortamdaki aşındırmaların nemli bir yüzey ihtiva etmemesi dolayısıyla bu sıcaklık değeri tersine faz dönüşümünü başlatmak için yeterli değildir. Biaksiyel bükme dayanımındaki değişimlerin, sıcaklık artışına bağlı olmayıp, aşındırma sonucu materyal yüzeyinde meydana gelen yüzey değişimlerinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çalışmamızda sulu ortamda aşındırma sırasında açığa çıkan en yüksek sıcaklık

değeri $27,91 \pm 1,84$ °C derece olarak ölçülmüştür. Çalışmamızda sulu ortamda aşındırma yapıldığında oluşan sıcaklık değerleri tersine faz dönüşümü başlatmak için gerekli olan minimum sıcaklık değerlerinden daha düşüktür (168).

Dental aşındırma işlemlerinin, materyallerin mekanik özelliklerinde değişim yarattığı bir diğer parametre de sertliktir (156). Sertlik, klinikte sıklıkla kullanılan dental malzemelerin başarısını etkileyen mekanik bir özelliktir. Düşük yüzey sertliğine sahip materyaller kolayca bozulabilir ve yüzeydeki bozulma malzemeye yorgunluk verir; bu da hayatta kalma oranını azaltır (178). Aşındırma öncesi ve sonrası zirkonyanın vickers sertlik parametrelerinin değerlendirildiği sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Materyallerin aşındırma işlemi sonrasında, sertliğinde meydana gelen değişimlerin faz dönüşümünden kaynaklandığı düşünülmektedir (156). Araştırmacılar, vickers mikrosertlik değişiminin oluşan strese bağlı faz dönüşümü sebebi ile gerçekleştiğini ve sertliğin monoklinik faz miktarının artışına bağlı olarak azaldığını belirtmektedirler (179).

Curtis ve ark. (150), yaptığı çalışma da aerotor ile iki farklı gren boyutunda aşındırıcı frez kullanarak sulu ve susuz ortamda Y-TZP (Lava 3M ESPE) seramiklerine aşındırma işlemi uygulamışlardır. Aşındırma işlemi sonrasında, vickers sertlik ortalamalarında meydana gelen değişimler değerlendirilmiştir. Kontrol grubunda 1590 ± 91 HV, susuz ortamda ince grenli frez ile yapılan aşındırma da 1729 ± 249 HV, susuz ortamda kaba grenli frez ile yapılan aşındırma da 1674 ± 301 HV, sulu ortamda ince grenli frez ile yapılan aşındırma da 1661 ± 234 HV, sulu ortamda kaba grenli frez ile yapılan aşındırma da 1640 ± 403 HV değerleri ölçülmüştür. Susuz ortamda ve sulu ortamda yapılmış aşındırmaların vickers sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir. Sulu ve susuz ortamda aşındırma yapılan deney gruplarının vickers sertlik ortalamaları, kontrol gruplarına göre daha yüksek değerdedir; ancak istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Çalışmamızda sadece Amann Girbach materyalinin sulu ve susuz ortamda aerotor ile elmas partiküllü frez kullanılarak aşındırma işlemi uygulanmış deney gruplarının vickers sertlik ortalamaları, kontrol gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir, ve Curtis ve ark. (150) yaptığı çalışma ile benzer bulgular gözlemlenmiştir. Diğer üretici firmalara ait materyallerde benzer sonuçlar gözlemlenmemiştir, bu durumun farklı üreticilere ait monolitik zirkonyanın içeriklerindeki farklılıklar sebebi ile meydana geldiği düşünülmektedir.

Pittayachawan ve ark. (180), yaptığı çalışma da, Lava (3M ESPE) zirkonya disklerinin bir yüzeyine işlem uygulanmamış, diğer yüzeyine ise 9 mm gren boyutundaki elmas partiküllü frez ile 20 dakika, 3mm gren boyutundaki elmas partiküllü frez ile 10 dakika cilalama işlemi uygulanmıştır. Zirkonya disklerin her iki yüzeyinde vickers sertlik ortalamaları değerlendirilmiştir. Tüm gruplarda , işlem uygulanmış yüzeyin vickers sertlik ortalamaları, işlem uygulanmamış yüzeyin vickers sertlik ortalamalarından daha düşüktür; ancak istatistiksel olarak anlamlı değildir. Çalışmamızda da Zirkozahn ve GC materyallerinin tüm deney gruplarının vickers sertlik ortalamaları, kontrol gruplarında istatistiksel olarak anlamlı derece de düşük bulunmuştur. Amann Girbach materyalinde ise, mikromotor ile aşındırma işlemi uygulanmış her iki deney grubunun vickers sertlik ortalamaları, kontrol gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Pittayachawan ve ark. (180), yaptığı sonuçlar ile benzer bulgular çalışmamızda da gözlemlenmiştir.

Ozdogan ve Duymus (178), Zirkozahn (Prettau) marka monolitik zirkonya materyalini elmas partiküllü frez ile düşük devirli el aleti ile aşındırmışlardır ve vickers sertlik değişimlerini değerlendirmişlerdir. İşlem görmemiş kontrol grubunda 1219.83 ± 94.11 HV, aşındırma işlemi uygulanmış deney grubunda 2150.75 ± 988.24 HV değerleri ölçülmüştür. Aşındırma işlemi sonrasında materyalin sertliğinde artış meydana gelmiştir. Çalışmamızda Zirkozahn (Prettau) materyalini tüm frez çeşitleri ile sulu ve susuz ortamda yapılan aşındırmaları, işlem görmemiş kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Her iki çalışmada da Zirkozahn (Prettau) monolitik zirkonya materyali kullanılmış olmasına rağmen, kullanılan aşındırıcı frezlerin, aşındırma işleminin ve deneyin uygulanmasındaki farklılıkların, Ozdogan ve Duymus' un (178) çalışmasından farklı sonuçlar ortaya çıkmasına neden olduğu düşünülmektedir.

Araştırmacılar, materyalin sertliğinde meydana gelen artışın veya azalmanın materyalin yüzeyindeki kompresif streslerin değişimine ve dönüşüm tokluğu mekanizmasına bağlı olduğunu belirtmektedirler (180). Çalışmamızda, sadece Amann Girbach materyalinin sulu ve susuz ortamda aerotor ile aşındırma işlemi uygulanmış gruplarının vickers mikrosertlikleri istatistiksel olarak anlamlı derecede artış göstermiştir, bu durum aerotor ile aşındırma yapılması sonucu dönüşüm tokluğu mekanizmasının devreye girdiğini göstermektedir.

Yüksek sinterleme sıcaklıkları ve süreleri dental zirkonya seramiklerinin yoğunluğunu ve faz kompozisyonunu etkilemektedir. Sinterleme şartları, zirkonyanın mikroyapısını, mekanik özelliklerini ve LTD'ye karşı davranışlarını etkilemektedir. Inokoshi ve ark, yaptıkları çalışmanın sonucunda ,sinterleme koşullarının ZrO_2 gren boyutlarını ve faz kompozisyonunu etkilediğini belirtmektedirler. Sinterleme sıcaklıklarının ve sürelerinin artması kübik grenlerin yüksek fraksiyonuna, stabilize edici içeriğinin azalmasına neden olur. Bu durumda düşük ısılarda degradasyona duyarlı hale gelmesine neden olmaktadır. Bu sebeple ideal sinterleme koşullarının $1450\text{ }^{\circ}\text{C}$ de 1 saat olduğunu belirtmektedirler (127).

Trunec (181), sinterlenmiş Y-TZP'lerin yoğunluğunun $1650\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'ye kadar sabit olduğunu ve $1650\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'de Y-TZP seramiklerinin yoğunluğunun artan sinterleme süresiyle azaldığını belirtmişlerdir. Yaptıkları çalışmada materyalin kırılma dayanımının yaklaşık $0.4\text{ }\mu\text{m}$ tanecik boyutuna kadar sabit olduğunu ve bu durumun yaklaşık $1650\text{ }^{\circ}\text{C}$ lik bir sinterleme sıcaklığına karşılık geldiğini belirtmektedirler.

Ebeid ve ark. (182), translusent özellikte monolitik zirkonya (Bruxzir) blokları 1,2, 4 saat süre ile $1460\text{ }^{\circ}\text{C}$, $1530\text{ }^{\circ}\text{C}$, $1600\text{ }^{\circ}\text{C}$ de sinterlenmişlerdir. Sinterleme sürelerinin atırıldığı durumlar, zirkonyanın ortalama gren boyutunun artmasına yol açmıştır, ancak gren boyutları ve sinterleme süreleri ve sıcaklıkları arasında direkt bir ilişki bulunmamaktadır. Sinterleme parametrelerinin değişmesi yüzey pürüzlülüğünü ve biaksiyel bükme dayanımını etkilememektedir.

Stawarczyk ve ark. (129), yaptığı çalışmada, farklı sinterleme sıcaklıklarında farklı üretici firmalara ait zirkonya blokları değerlendirilmiştir. Farklı sinterleme sürelerine bağlı olarak değişen gren boyutları ve kontrast oranları değerlendirilmiştir. $1600\text{ }^{\circ}\text{C}$ de sinterlenen monolitik zirkonya materyali (Prettau) diğer tüm gruplar içinde en yüksek tanecik boyutuna ($0,35\text{ }\mu\text{m}$) sahiptir. En düşük tanecik boyutu ($0,17\text{ }\mu\text{m}$) ise $1500\text{ }^{\circ}\text{C}$ de sinterlenen ZENO Zr Bridge monolitik zirkonya materyalinde gözlemlenmiştir. Sinterleme sürelerinin gren boyutlarındaki değişime olan etkileri kabul edilmiş olsa bile, zirkonya matriks içine alüminanın dağılımı ve oranı gibi diğer parametrelerde gren boyutu üzerinde etkili olmaktadır.

Çalışmamızda, kullanılan markaların sinterleme sıcaklıkları birbirinden farklılık göstermektedir. Farklı sinterleme sıcaklıklarına sahip materyallerin literatür

araştırmalarında da belirtildiği gibi, materyalin biaksiyel bükölme dayanımında negatif etki yaratmak için tek parametre olmadığı (182) 1600 °C ye çıktığı durumlarda da biaksiyel bükölme dayanımında negatif etki yaratmadığı belirtilmiştir (129).

Araştırmacıların, zirkonya seramiklerinin farklı el aletleri, farklı frezler ve farklı ortamlarda yapılmış aşındırmalarının sonucunda elde ettikleri SEM görsellerinde çalışmamızdaki bulgularla benzer sonuçlar görölmektedir. Aşındırma işlemi uygulanmamış zirkonya seramiklerinde, yoğun ve birbirinin aynısı mikroyapılar gözlemlenmiştir (73). Ancak araştırmacıların ortak görüşü aşındırma işlemi sonrasında işlem görmemiş kontrol gruplarına kıyasla materyallerin yüzey özellikleri değişmekte ve yüzey hasarları meydana gelmektedir (75,176). Araştırmacılar aşındırma uygulanması sonucunda, düzensiz yüzey özelliklerinin pürüzlölüğün artmasına sebep olduğunu (154) derin girintilerin ve olukların gözlendiğini ve bu girintilerin stres konsantrasyon alanları olarak hareket ettiğini belirtmişlerdir (73,160) Pereira ve ark, yaptığı çalışma da, SEM analizleri, göstermiştir ki, ince ve kaba grenli frez kullanımı fark etmeksizin benzer yüzey özellikleri görölmüştür ve frezin hareket yönüne bağlı olarak paralel çizgiler gözlemlenmiştir (75,103). İnce ve kaba grenli frezlerle sulu veya susuz ortamda yapılan aşındırmalar sonucunda, yüzey çatlaklarının ortaya çıktığı ve bu durumun kritik defekt boyutunu aştığı SEM görsellerinde gözlemlenebilmektedir (73).

Çalışmamızda, işlem görmemiş Amann Girbach, Zirkonzahn ve GC monolitik zirkonya disklerinin 10.000x büyütmesinde, yüzey bütönlüğünün bozulmadığı, homojen yapıların mevcut olduğu gözlemlenmiştir. Ancak aşındırma işlemi uygulanmış gruplarda yüzey bütönlüğu bozulmuş olup, yüzey pürüzlölüğünün arttığı, ve yüzeyde hasarların olduğu gözlemlenmiştir. 1000x büyütme altında alınan görüntülerde frezin hareket yönüne bağlı meydana gelen paralel çizgiler gözlemlenmiştir. Aşındırma işleminin yüzey hasarlarına neden olduğu ve bu hasarların pürüzlölüğu arttırıp stres konsantrasyon alanları oluşturduğu yüzey profilometresi ile yapılan ölçümlerde de gözlemlenmiştir. Çalışmamızda SEM görselleri incelendiğinde, susuz ortamda yapılan aşındırmaların, sulu ortama göre yüzeyde daha çok hasar oluşturduğu gözlemlenmiştir. SEM görsellerindeki bu durum yüzey profilometresi ile yapılan ölçümleri doğrular niteliktedir. Literatür incelemelerinin sonucunda aşındırma işleminin zirkonya yüzeyinde değişimlere sebep olup, dayanımını etkilediği çalışmamızda gözlemlenmiştir.

Zirkonyanın aşındırılması ile ilgili Preira ve ark. (156), yaptığı sistematik derleme ve meta analizde de belirtildiği gibi, materyalin tanecik boyutu, içeriği ve sinterleme koşulları gibi faktörler değişkenlik gösterebilmektedir. Materyallerin içeriklerindeki farklılıklar dönüşüm tokluğu mekanizmasını etkilese de, aşındırma protokolleri materyalin nihai mekanik özelliklerini belirlemede ana faktördür. Bu sebeptir ki; çalışmamızda ortaya çıkan sonuçlar birçok parametreye bağlıdır. Sadece sinterleme sıcaklıkları ve sürelerinin materyalin direnç kaybetmesi veya kazanmasındaki ana parametre olmadığı yapılan araştırmalarda gözlemlenmiştir. Çalışmamızda zirkonyanın aşındırılması sırasında meydana gelen sıcaklık değişimleri de materyalin mekanik özelliklerinde değişime neden olacak sıcaklık aralıklarında değildir. Bu sebeple; çalışmamızda aşındırma sırasında meydana gelen çatlaklara, materyalin verdiği cevabın mekanik özellikleri belirlediği düşünülmektedir. Uyarılara verdiği cevap ise materyal ile ilgilidir. Materyal içeriği, stabilizatör içeriği, tanecik boyutu ve materyalin üretim protokolleri materyallerin nihai durumunu belirlemede etkili parametrelerdir (78,83).

6. SONUÇLAR

1. Tüm monolitik zirkonya materyallerinin (Amann Girbach, Zirkozahn, GC) kontrol gruplarının pürüzlülük ortalamaları, deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür. Aşındırma işlemi uygulanması her koşulda materyalin yüzey pürüzlülüğünü arttırmaktadır.
2. Susuz ortamda monolitik zirkonya materyallerinin (Amann Girbach, Zirkozahn, GC) aşındırılması, sulu ortamdaki aşındırma işlemine göre daha pürüzlü yüzeyler meydana getirmektedir.
3. En pürüzlü yüzeyler, hem sulu, hem susuz ortamda aertor ile 881Z4 frezinin kullanıldığı gruplarda meydana gelmiştir.
4. Frez çeşidi farketmeksizin susuz ortamda aşındırılan monolitik zirkonya bloklarının (Amann Girbach, Zirkozahn, GC) biaksiyel bükme dayanımları, sulu ortamda aşındırma yapılmış gruplardan daha düşüktür.
5. Amann Girbach materyalinde, susuz ortamda aertor ile 881Z4 frezinin kullanılması, işlem görmemiş kontrol gruplarına göre biaksiyel bükme dayanımının istatistiksel olarak anlamlı derece de artmasına neden olmuştur. Susuz ortamda kullanılan diğer frez çeşitleri istatistiksel olarak anlamlı fark yaratmamaktadır.
6. Amann Girbach materyalinin kontrol grubunun biaksiyel bükme dayanımı, sulu ortamda aşındırma işlemi uygulanmış tüm gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür.
7. Zirkozahn materyalinin sulu ve susuz ortamda aşındırılması, kontrol gruplarına göre biaksiyel bükme dayanımında azalmaya neden olmuştur.
8. GC materyalinin, sulu ortamda aşındırılan tüm gruplarının biaksiyel bükme dayanımı ortalamaları ile kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık mevcut değildir.

9. GC materyalinin susuz ortamda aerotor ile 881Z4 frezi ve mikromotor ile 640 frezi kullanılarak aşındırılan gruplarının biaksiyel bükme dayanımı, kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür. Mikromotor ile Z732 frezinin kullanıldığı deney grubu ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.
10. Üç monolitik zirkonya bloğunda, tüm frez çeşitlerinde susuz ortamda aşındırma işlemi uygulanması sonucunda meydana gelen en yüksek sıcaklık ortalamaları, sulu ortamda aşındırma işlemi uygulanmasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir.
11. Amann Girbach materyalinde susuz ortamda en yüksek sıcaklık ortalamaları aerotor ile 881Z4 frezi kullanılarak aşındırma yapılan deney gruplarında gözlemlenmiştir. Mikromotor ile aşındırma yapılan deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.
12. Zirkozahn materyalinde susuz ortamda en düşük sıcaklık ortalamaları mikromotor ile 640 frezinin kullanılarak aşındırma yapılan deney gruplarında gözlemlenmiştir. Diğer deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.
13. GC materyalinde susuz ortamda en yüksek sıcaklık ortalaması, aerotor ile 881Z4 frezi kullanılarak aşındırma yapılan deney gruplarında gözlemlenmiştir ve mikromotor ile 640 frezi kullanılarak aşındırma yapılan deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. Diğer deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.
14. Üç monolitik zirkonya materyalinde (Amann Girbach, Zirkozahn, GC) sulu ortamda yapılan aşındırmalarda en yüksek sıcaklık ortalaması, mikromotor ile Z732 frezi kullanılan gruplarda gözlemlenmiştir.
15. Her üç monolitik zirkonya materyallerinin (Amann Girbach, Zirkozahn, GC) aşındırılması sonucunda, biaksiyel bükme dayanımları değerlendirildiğinde, materyallerin üretim ve içerik farklılıkları sebebi ile farklı sonuçlar ortaya çıkmaktadır.

16. Amann Girbach materyalinin, kontrol gruplarının vickers mikrosertlik ortalamaları sulu ve susuz ortamda aerotor ile aşındırma işlemi uygulanmış deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük iken, mikromotor ile aşındırma işlemi uygulanmış deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir.
17. Amann Girbach materyalinin, aerotor ile 881Z4 frezi ile aşındırma işlemi uygulanmış deney gruplarının vickers mikrosertlik ortalamaları, mikromotor ile aşındırma işlemi uygulanmış deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. Diğer deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.
18. Zirkozahn ve GC materyallerinin, kontrol gruplarının vickers sertlik ortalamaları sulu ve susuz ortamda aşındırma işlemi uygulanmış deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Sulu ve susuz ortamda aerotor ile 881Z4 frezi kullanılan grubun vickers mikrosertlik ortalaması, mikromotor ile aşındırma işlemi uygulanmış tüm deney gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir.

7. KAYNAKLAR

1. Malkondu, Ö., Tinastepe, N., Akan, E. & Kazazoğlu, E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology and Biotechnological Equipment* 30, 644–652 (2016).
2. Aboushelib, M. N. & Wang, H. Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. *J. Prosthet. Dent.* 104, 98–104 (2010).
3. Canneto, J. J., Cattani-Lorente, M., Durual, S., Wiskott, A. H. W. & Scherrer, S. S. Grinding damage assessment on four high-strength ceramics. *Dent. Mater.* 32, 171–182 (2016).
4. Mochales, C. *et al.* Monoclinic phase transformations of zirconia-based dental prostheses, induced by clinically practised surface manipulations. *Acta Biomater.* 7, 2994–3002 (2011).
5. Luthardt, R. G., Holzhüter, M. S., Rudolph, H., Herold, V. & Walter, M. H. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent. Mater.* 20, 655–662 (2004).
6. Karakoca, S. & Yilmaz, H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.* 91, 930–937 (2009).
7. Piconi, C. & Maccauro, G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20, 1–25 (1999).
8. Anusavice, K. J. & A. Harrison, R. H. Philips' Science of Dental Materials 11th edition. in *Journal of Dentistry*, 20, 370–374 (1992).
9. Pollington S & Van Noort R. An update of ceramics in dentistry. *Int. J. Clin. Dent.* 2, 283–307 (2011).
10. Kim, J. W., Covell, N. S., Guess, P. C., Rekow, E. D. & Zhang, Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM Zirconia. *J. Dent. Res.* 89, 91–95 (2010).
11. Denry, I. & Holloway, J. A. Ceramics for dental applications: A review. *Materials (Basel)*. 3, 351–368 (2010).
12. Datla, S. R. *et al.* Dental Ceramics: Part II – Recent Advances in Dental Ceramics. *Am. J. Mater. Eng. Technol.* 3, 19–26 (2015).
13. Kelly, J. R., Nishimura, I. & Campbell, S. D. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J. Prosthet. Dent.* 75, 18–32 (1996).

14. Babu, P. J., Alla, R. K., Alluri, V. R., Datla, S. R. & Konakanchi, A. Dental Ceramics: Part I – An Overview of Composition, Structure and Properties. *Am. J. Mater. Eng. Technol.* 3, 13–18 (2015).
15. Bhat, V., Shenoy, K., Dandekeri, S. & Reddy, H. A Literature Review Cad-Cam Ceramics -A Literature Review. *Off. Publ. Int. J. Recent Sci. Res.* 7, (2016).
16. Kenneth J. Anusavice & A. Harrison, R. H. Philips' Science of Dental Materials 12th edition. in *Journal of Dentistry*, 20, 370–374 (1992).
17. Ho, G. W. & Matinlinna, J. P. Insights on Ceramics as Dental Materials. Part I: Ceramic Material Types in Dentistry. *Silicon* 3, 109–115 (2011).
18. Kelly, J. R. & Benetti, P. Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Aust. Dent. J.* 56, 84–96 (2011).
19. Giordano, R. & McLaren, E. A. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend. Contin. Educ. Dent.* 31, 682–684,686,688 (2010).
20. Fasbinder, D. J. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 23, 911–6, 918, 920 (2002).
21. Conrad, H. J. ., Seong, W.-J. . & Pesun, I. J. . Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J. Prosthet. Dent.* 98, 389–404 (2007).
22. Denry, I. L. Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine* 7, 134–143 (1996).
23. Li, R. W. K., Chow, T. W. & Matinlinna, J. P. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J. Prosthodont. Res.* 58, 208–216 (2014).
24. Cattell, M. J., Knowles, J. C., Clarke, R. L. & Lynch, E. The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. *J. Dent.* 27, 183–196 (1999).
25. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P. & Swain, M. V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent. Mater.* 20, 441–448 (2004).
26. Höland, W., Schweiger, M., Frank, M. & Rheinberger, V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress®2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *J. Biomed. Mater. Res.* 53, 297–303 (2000).

27. Sener, I. D. & Türker, Ş. B. Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim. Fakültesi Derg.* 19, 61–67 (2009).
28. Scotti, R., Catapano, S. & D'Elia, A. A clinical evaluation of In-Ceram crowns. *Int. J. Prosthodont.* 8, 320–3 (1995).
29. Haselton, D. R., Diaz-Arnold, A. M. & Hillis, S. L. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J. Prosthet. Dent.* 83, 396–401 (2000).
30. Sundh, A. & Sjögren, G. 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, 682–688 (2004).
31. Magne, P. & Belser, U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int. J. Prosthodont.* 10, 459–466 (1997).
32. Raigrodski, A. J. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry* 92, 557–562 (2004).
33. Guazzato, M., Albakry, M., Quach, L. & Swain, M. V. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent. Mater.* 21, 454–463 (2005).
34. Brunton, P. a, Smith, P., McCord, J. F. & Wilson, N. H. Procera all-ceramic crowns: a new approach to an old problem? *Br. Dent. J.* 186, 430–4 (1999).
35. Zeng, K., Odén, A. & Rowcliffe, D. Flexure tests on dental ceramics. *Int. J. Prosthodont.* 9, 434–9 (1996).
36. Heffernan, M. J. *et al.* Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *J. Prosthet. Dent.* 88, 10–15 (2002).
37. Borba, M. *et al.* Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dent. Mater.* 27, 710–721 (2011).
38. Griggs, J. A. Recent Advances in Materials for All-Ceramic Restorations. *Dental Clinics of North America* 51, 713–727 (2007).
39. Liu, P.-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend. Contin. Educ. Dent.* 26, 507–8, 510, 512 passim; quiz 517, 527 (2005).
40. Martin, N. & Jedynekiewicz, N. M. Clinical performance of CEREC ceramic inlays: A systematic review. *Dental Materials* 15, 54–61 (1999).

41. Beuer, F., Schweiger, J. & Edelhoff, D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br. Dent. J.* 204, 505–511 (2008).
42. Miyazaki, T. & Hotta, Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust. Dent. J.* 56, 97–106 (2011).
43. Alghazzawi, T. F. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research* 60, 72–84 (2016).
44. Galhano, G. A. P., Pellizzer, E. P. & Mazaro, J. V. Q. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J. Craniofac. Surg.* 23, (2012).
45. Zimmermann, M., Mehl, A. & Reich, S. Intraoral scanning systems – a current overview. *Int. J. Comput. Dent.* 18, 101–129 (2015).
46. Davidowitz, G. & Kotick, P. G. The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dental Clinics of North America* 55, 559–570 (2011).
47. Ting-shu, S. & Jian, S. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J. Prosthodont.* 24, 313–321 (2015).
48. Vult Von Steyern, P., Carlson, P. & Nilner, K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon® technique. A 2-year clinical study. *J. Oral Rehabil.* 32, 180–187 (2005).
49. Denry, I. & Kelly, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent. Mater.* 24, 299–307 (2008).
50. Piwowarczyk, A., Ottl, P., Lauer, H. C. & Kuretzky, T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava™ all-ceramic system. *J. Prosthodont.* 14, 39–45 (2005).
51. Kokubo, Y., Sakurai, S., Tsumita, M., Ogawa, T. & Fukushima, S. Clinical evaluation of Procera AllCeram crowns in Japanese patients: Results after 5 years. *J. Oral Rehabil.* 36, 786–791 (2009).
52. May, K. B., Russell, M. M., Razzoog, M. E. & Lang, B. R. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J. Prosthet. Dent.* 80, 394–404 (1998).
53. Vagkopoulou, T., Koutayas, S. O., Koidis, P. & Strub, J. R. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur. J. Esthet. Dent.* 4, 130–151 (2009).
54. Evans, A. G. & Heuer, A. H. Review—Transformation Toughening in Ceramics: Martensitic Transformations in Crack-Tip Stress Fields. *J. Am. Ceram. Soc.* 63, 241–248 (1980).

55. Deville, S., Chevalier, J. & Gremillard, L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 27, 2186–2192 (2006).
56. Chevalier, J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 27, 535–543 (2006).
57. Lawson, S. Environmental degradation of zirconia ceramics. *Journal of the European Ceramic Society* 15, 485–502 (1995).
58. Abd El-Ghany, O. S. & Sherief, A. H. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review. *Futur. Dent. J.* 2, 55–64 (2016).
59. Lughfi, V. & Sergo, V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials* 26, 807–820 (2010).
60. Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Shahramian, K. & Lassila, L. Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *J. Prosthet. Dent.* 118, 216–220 (2017).
61. A. Sulaiman, T. *et al.* The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *Dent. Mater. J.* 34, 605–610 (2015).
62. Sundh, A. & Sjögren, G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent. Mater.* 22, 778–784 (2006).
63. Hannink, R. H. J., Howard, C. J., Kisi, E. H. & Swain, M. V. Relationship between Fracture Toughness and Phase Assemblage in Mg-PSZ. *J. Am. Ceram. Soc.* 77, 571–579 (1994).
64. AL-AMLEH, B., LYONS, K. & SWAIN, M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J. Oral Rehabil.* (2010).
65. Kohorst, P., Brinkmann, H., Li, J., Borchers, L. & Stiesch, M. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *Eur. J. Oral Sci.* 117, 319–325 (2009).
66. Sundh, A., Molin, M. & Sjögren, G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent. Mater.* 21, 476–482 (2005).

67. Huang, H. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. *Mater. Sci. Eng. a-Structural Mater. Prop. Microstruct. Process.* 345, 155–163 (2003).
68. Sonmazısık, G. *et al.* The effect of zirconia thickness on the biaxial flexural strength of zirconiaceramic bilayered discs. *Dent. Mater. J.* 34, 640–647 (2015).
69. Bultan, Ö., Öngül, D. & Ürkoğlu, P. T. ÜRETİŞekillerine Göre Siniflandırılması Fabrication Techniques and Microstructure Classifications of Zirconia. 197–204 (2010).
70. Blue, D. S., Griggs, J. A., Woody, R. D. & Miller, B. H. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J. Prosthet. Dent.* 90, 247–254 (2003).
71. Pereira, G. K. R. *et al.* Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 55, 151–163 (2015).
72. Kelly, P. M. & Rose, L. R. F. The martensitic transformation in ceramics - Its role in transformation toughening. *Progress in Materials Science* 47, 463–557 (2002).
73. Kosmač, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N. & Marion, L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent. Mater.* 15, 426–433 (1999).
74. Garvie, R. C., Hannink, R. H. & Pascoe, R. T. Ceramic steel? *Nature* 258, 703–704 (1975).
75. Pereira, G. K. R. *et al.* Fatigue limit of polycrystalline zirconium oxide ceramics: Effect of grinding and low-temperature aging. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 61, 45–54 (2016).
76. Hannink, R. H. J., Kelly, P. M. & Muddle, B. C. Transformation Toughening in Zirconia-Containing Ceramics. *J. Am. Ceram. Soc.* 83, 461–487 (2004).
77. Amaral, M., Valandro, L. F., Bottino, M. A. & Souza, R. O. A. Low-temperature degradation of a Y-TZP ceramic after surface treatments. *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.* 101, 1387–1392 (2013).
78. Pereira, G. K. R. *et al.* Effect of low-temperature aging on the mechanical behavior of ground Y-TZP. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 45, 183–192 (2015).
79. Ban, S., Sato, H., Suehiro, Y., Nakanishi, H. & Nawa, M. Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite and Y-TZP

- as dental restoratives. *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.* 87, 492–498 (2008).
80. Kim, H. T., Han, J. S., Yang, J. H., Lee, J. B. & Kim, S. H. The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics. *J Adv Prosthodont* 1, 113–117 (2009).
 81. Flinn, B. D., Degroot, D. A., Mancl, L. A. & Raigrodski, A. J. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *J. Prosthet. Dent.* 108, 223–230 (2012).
 82. Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P. K. & Lassila, L. V. J. Factors affecting the mechanical behavior of Y-TZP. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 37, 78–87 (2014).
 83. Chevalier, J., Gremillard, L. & Deville, S. Low-Temperature Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants. *Annu. Rev. Mater. Res.* 37, 1–32 (2007).
 84. Christel, P. *et al.* Biomechanical Compatibility and Design of Ceramic Implants for Orthopedic Surgery. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* 523, 234–256 (1988).
 85. Li, J. F. & Watanabe, R. Phase transformation in Y₂O₃-partially-stabilized ZrO₂ polycrystals of various grain sizes during low-temperature aging in water. *J. Am. Ceram. Soc.* 81, 2687–2691 (1998).
 86. Guo, X. On the degradation of zirconia ceramics during low-temperature annealing in water or water vapor. *J. Phys. Chem. Solids* 60, 539–546 (1999).
 87. Kelly, J. R. & Denry, I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dental Materials* 24, 289–298 (2008).
 88. Kosmač, T., Oblak, Č. & Marion, L. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J. Eur. Ceram. Soc.* 28, 1085–1090 (2008).
 89. Swab, J. J. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J. Mater. Sci.* 26, 6706–6714 (1991).
 90. Sato, T. & Shimada, M. Transformation of Yttria-Doped Tetragonal ZrO₂ Polycrystals by Annealing in Water. *J. Am. Ceram. Soc.* 68, 356–356 (1985).
 91. Yoshimura, M., Noma, T., Kawabata, K. & Somiya, S. Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. *J. Mater. Sci. Lett.* 6, 465–467 (1987).

92. Samodurova, A., Kocjan, A., Swain, M. V. & Kosmac, T. The combined effect of alumina and silica co-doping on the ageing resistance of 3Y-TZP bioceramics. *Acta Biomater.* 11, 477–487 (2015).
93. Hallmann, L. *et al.* The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.* 100 B, 447–456 (2012).
94. Lange, F. F., Dunlop, G. L. & Davis, B. I. Degradation during aging of transformation-toughened materials at 250 ° C. *J. Am. Ceram. Soc.* 69, 237–240 (1986).
95. Alghazzawi, T. F. *et al.* Influence of Low-Temperature Environmental Exposure on the Mechanical Properties and Structural Stability of Dental Zirconia. *J. Prosthodont.* 21, 363–369 (2012).
96. Harada, K. *et al.* Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *J. Prosthet. Dent.* 115, 215–223 (2016).
97. Burger, W. *et al.* New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 8, 113–118 (1997).
98. Ruiz, L. & Readey, M. J. Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y-TZP. *J. Am. Ceram. Soc.* 79, 2331–2340 (1996).
99. Lucas, T. J., Lawson, N. C., Janowski, G. M. & Burgess, J. O. Phase transformation of dental zirconia following artificial aging. *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.* 103, 1519–1523 (2015).
100. Kosmač, T., Dakskobler, A., Oblak, Č. & Jevnikar, P. The strength and hydrothermal stability of Y-TZP ceramics for dental applications. *Int. J. Appl. Ceram. Technol.* 4, 164–174 (2007).
101. Guilardi, L. F., Pereira, G. K. R., Gündel, A., Rippe, M. P. & Valandro, L. F. Surface micro-morphology, phase transformation, and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 65, 849–856 (2017).
102. Işeri, U., Özkurt, Z., Yalniz, A. & Kazazoglu, E. Comparison of different grinding procedures on the flexural strength of zirconia. *J. Prosthet. Dent.* 107, 309–315 (2012).

103. Pereira, G. K. R. *et al.* Mechanical behavior of a Y-TZP ceramic for monolithic restorations: Effect of grinding and low-temperature aging. *Mater. Sci. Eng. C* 63, 70–77 (2016).
104. Quinn, G. D., Ives, L. K. & Jahanmir, S. On the nature of machining cracks in ground ceramics: Part I: SRBSN strengths and fractographic analysis. *Mach. Sci. Technol.* 9, 169–210 (2005).
105. Malkin, S. & Hwang, T. W. Grinding Mechanisms for Ceramics. *CIRP Ann. - Manuf. Technol.* 45, 569–580 (1996).
106. Pereira, G. K. R. *et al.* Effect of grinding with diamond-disc and -bur on the mechanical behavior of a Y-TZP ceramic. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 37, 133–140 (2014).
107. Stawarczyk, B. *et al.* Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 59, 128–138 (2016).
108. Benetti, P., Kelly, J. R., Sanchez, M. & Della Bona, A. Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. *Dent. Mater.* 30, 554–563 (2014).
109. Tan, J. P., Sederstrom, D., Polansky, J. R., McLaren, E. A. & White, S. N. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *J. Prosthet. Dent.* 107, 163–169 (2012).
110. Flinn, B. D., Raigrodski, A. J., Mancl, L. A., Toivola, R. & Kuykendall, T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J. Prosthet. Dent.* 117, 303–309 (2017).
111. Rosentritt, M., Steiger, D., Behr, M., Handel, G. & Kolbeck, C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J. Dent.* 37, 978–983 (2009).
112. Nakamura, K. *et al.* Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol. Scand.* 73, 602–608 (2015).
113. Johansson, C., Kmet, G., Rivera, J., Larsson, C. & Vult Von Steyern, P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol. Scand.* 72, 145–153 (2014).

114. Sulaiman TA1, Abdulmajeed AA2, Donovan TE3, Cooper LF4, W. R. Fracture rate of monolithic zirconia restorations up to 5 years: A dental laboratory survey. *J Prosthet Dent* 2016 may 10, (2016).
115. Hmaidouch, R., Müller, W. D., Lauer, H. C. & Weigl, P. Surface roughness of zirconia for full-contour crowns after clinically simulated grinding and polishing. *Int. J. Oral Sci.* 6, 241–246 (2014).
116. Zhang, H. *et al.* Effect of alumina dopant on transparency of tetragonal zirconia. *J. Nanomater.* 2012, (2012).
117. Matsui, K., Yamakawa, T., Uehara, M., Enomoto, N. & Hojo, J. Mechanism of alumina-enhanced sintering of fine zirconia powder: Influence of alumina concentration on the initial stage sintering. *J. Am. Ceram. Soc.* 91, 1888–1897 (2008).
118. Ross, I. M., Rainforth, W. M., McComb, D. W., Scott, A. J. & Brydson, R. The role of trace additions of alumina to yttria-tetragonal zirconia polycrystals (Y-TZP). *Scr. Mater.* 45, 653–660 (2001).
119. Sun, T. *et al.* Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 35, 93–101 (2014).
120. Zarone, F., Russo, S. & Sorrentino, R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dent. Mater.* 27, 83–96 (2011).
121. Ferrari, M. *et al.* Short-term clinical performance of zirconia single crowns with different framework designs: 3-year clinical trial. *Am. J. Dent.* 28, 235–240 (2015).
122. Ferrari, M., Vichi, A. & Zarone, F. Zirconia abutments and restorations: From laboratory to clinical investigations. *Dent. Mater.* 31, e63–e76 (2015).
123. Nordahl, N., Vult von Steyern, P. & Larsson, C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J. Oral Sci.* 57, 255–261 (2015).
124. Huh, Y. H., Park, C. J. & Cho, L. R. Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *J. Prosthet. Dent.* 116, 440–449 (2016).
125. Steiner, R. *et al.* Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *J. Prosthet. Dent.* 113, 616–622 (2015).

126. Ghazal, M. & Kern, M. The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth. *J. Prosthet. Dent.* 101, 342–349 (2009).
127. Inokoshi, M. *et al.* Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. *Dent. Mater.* 30, 669–678 (2014).
128. Cotič, J., Jevnikar, P., Kocjan, A. & Kosmač, T. Complexity of the relationships between the sintering-temperature-dependent grain size, airborne-particle abrasion, ageing and strength of 3Y-TZP ceramics. *Dent. Mater.* 32, 510–518 (2016).
129. Stawarczyk, B. *et al.* Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dent. Mater. J.* 33, 591–598 (2014).
130. Wendler, M. *et al.* Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent. Mater.* 33, 99–109 (2017).
131. Ban, S. & Anusavice, K. J. Influence of Test Method on Failure Stress of Brittle Dental Materials. *J. Dent. Res.* 69, 1791–1799 (1990).
132. Hsueh, C. H., Luttrell, C. R. & Becher, P. F. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. *Dent. Mater.* 22, 460–469 (2006).
133. Fabris, D. *et al.* The bending stress distribution in bilayered and graded zirconia-based dental ceramics. *Ceram. Int.* 42, 11025–11031 (2016).
134. Glandus, J.-C. Meaning of the biaxial flexure tests of discs for strength measurements. *Le J. Phys. Colloq.* 47, 595–600 (1986).
135. Quinn, G. D. Weibull strength scaling for standardized rectangular flexure specimens. *J. Am. Ceram. Soc.* 86, 508–510 (2003).
136. Ritter, J. E. Critique of test methods for lifetime predictions. *Dent. Mater.* 11, 147–151 (1995).
137. Shetty, D. K., Rosenfield, A. R., McGuire, P., Bansal, G. K. & Duckworth, W. H. Biaxial Flexure Test For Ceramics. *Am. Ceram. Soc. Bull.* 59, 1193–1197 (1980).
138. Yilmaz, H., Aydin, C. & Gul, B. E. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J. Prosthet. Dent.* (2007). doi:10.1016/S0022-3913(07)60045-6
139. Wang, L., D’Alpino, P. H. P., Lopes, L. G. & Pereira, J. C. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J. Appl. Oral Sci.* 11, 162–167 (2003).

140. Chicot, D. *et al.* Comparison of instrumented Knoop and Vickers hardness measurements on various soft materials and hard ceramics. *J. Eur. Ceram. Soc.* 27, 1905–1911 (2007).
141. Mahoney, E., Holt, A., Swain, M. & Kilpatrick, N. The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: An ultra-micro-indentation study. *J. Dent.* (2000). doi:10.1016/S0300-5712(00)00043-9
142. Fischer, H. & Marx, R. Fracture toughness of dental ceramics: Comparison of bending and indentation method. *Dent. Mater.* (2002). doi:10.1016/S0109-5641(01)00005-7
143. Seymen, F., Gülhan, A. Arka grup dişlerde kullanılan çeşitli dolgu materyallerinin yüzey sertliklerinin incelenmesi. *İ.Ü. Dis Hek. Fak. Derg.*, 30 145–152 (1996).
144. Poskus, L. T., Placido, E. & Cardoso, P. E. C. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent. Mater.* (2004). doi:10.1016/j.dental.2003.10.006
145. ASTM. ASTM C1327: Standard Test Method for Vickers Indentation Hardness of Advanced Ceramics 1. *Test* (2003). doi:10.1520/C1327-08.2
146. Siegel, S. C. & Von Fraunhofer, J. A. Dental cutting with diamond burs: Heavy-handed or light-touch? *J. Prosthodont. Res.* 8, 3–9 (1999).
147. Hjerppe, J., Närhi, T. O., Vallittu, P. K. & Lassila, L. V. J. Surface roughness and the flexural and bend strength of zirconia after different surface treatments. *J. Prosthet. Dent.* 116, 577–583 (2016).
148. Mohammadi-Bassir, M., Babasafari, M., Rezvani, M. B. & Jamshidian, M. Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *J. Prosthet. Dent.* (2017). doi:10.1016/j.prosdent.2016.12.019
149. Qeblawi, D. M., Muñoz, C. A., Brewer, J. D. & Monaco, E. A. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J. Prosthet. Dent.* (2010). doi:10.1016/S0022-3913(10)60033-9
150. Curtis, A. R., Wright, A. J. & Fleming, G. J. P. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J. Dent.* 34, 195–206 (2006).

151. Botelho, M. G., Dangay, S., Shih, K. & Lam, W. Y. H. The effect of surface treatments on dental zirconia: An analysis of biaxial flexural strength, surface roughness and phase transformation. *Journal of Dentistry* (2018). doi:10.1016/j.jdent.2018.05.016
152. Bankoğlu Güngör, M., Yilmaz, H., Karakoca Nemli, S., Turhan Bal, B. & Aydın, C. Effect of surface treatments on the biaxial flexural strength, phase transformation, and surface roughness of bilayered porcelain/zirconia dental ceramics. *J. Prosthet. Dent.* (2015). doi:10.1016/j.prosdent.2014.12.002
153. Wongkamhaeng, K., Dawson, D. V., Holloway, J. A. & Denry, I. Effect of Surface Modification on In-Depth Transformations and Flexural Strength of Zirconia Ceramics. *Journal of Prosthodontics* (2018). doi:10.1111/jopr.12908
154. Lee, K.-R., Choe, H.-C., Heo, Y.-R., Lee, J.-J. & Son, M.-K. Effect of different grinding burs on the physical properties of zirconia. *J. Adv. Prosthodont.* 8, 137 (2016).
155. Ramos, G. F., Pereira, G. K. R., Amaral, M., Valandro, L. F. & Bottino, M. A. Effect of grinding and heat treatment on the mechanical behavior of zirconia ceramic. *Braz. Oral Res.* 30, 1–8 (2016).
156. Pereira, G. K. R. *et al.* The effect of grinding on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analyses. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 63, 417–442 (2016).
157. Preis, V., Grumser, K., Schneider-Feyrer, S., Behr, M. & Rosentritt, M. The Effectiveness of Polishing Kits: Influence on Surface Roughness of Zirconia. *Int. J. Prosthodont.* 28, 149–151 (2015).
158. Guess, P. C., Zhang, Y., Kim, J. W., Rekow, E. D. & Thompson, V. P. Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment. *J. Dent. Res.* 89, 592–596 (2010).
159. Garvie, R. C. & Nicholson, P. S. Phase Analysis in Zirconia Systems. *J. Am. Ceram. Soc.* 55, 303–305 (1972).
160. Curtis, A. R., Wright, A. J. & Fleming, G. J. P. The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. *J. Dent.* 34, 317–325 (2006).
161. Subaşı, M. G., Demir, N., Kara, Ö., Ozturk, A. N. & Özel, F. Mechanical properties of zirconia after different surface treatments and repeated firings. *J. Adv. Prosthodont.* (2014).

162. Flury, S., Peutzfeldt, A. & Lussi, A. Influence of Surface Roughness on Mechanical Properties of Two Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing (CAD/CAM) Ceramic Materials. *Oper. Dent.* (2012).
163. Lazar, D. R. R. *et al.* Y-TZP ceramic processing from coprecipitated powders: A comparative study with three commercial dental ceramics. *Dent. Mater.* 24, 1676–1685 (2008).
164. Flinn, B. D., Raigrodski, A. J., Singh, A. & Mancl, L. A. Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *J. Prosthet. Dent.* 112, 1377–1384 (2014).
165. Nakamura, Y., Hojo, S. & Sato, H. The effect of surface roughness on the Weibull distribution of porcelain strength. *Dent. Mater. J.* (2010).
166. Gonzaga, C. C., Cesar, P. F., Miranda, W. G. & Yoshimura, H. N. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent. Mater.* (2011).
167. Mitov, G. *et al.* Subcritical crack growth behavior and life data analysis of two types of dental Y-TZP ceramics. *Dent. Mater.* (2011).
168. Papanagiotou, H. P., Morgano, S. M., Giordano, R. A. & Pober, R. 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, 154–164 (2006).
169. Ahmad, R., Morgano, S. M., Wu, B. M. & Giordano, R. A. An evaluation of the effects of handpiece speed, abrasive characteristics, and polishing load on the flexural strength of polished ceramics. *J. Prosthet. Dent.* (2005).
170. Song, X. F., Yin, L., Han, Y. G. & Wang, H. In vitro rapid intraoral adjustment of porcelain prostheses using a high-speed dental handpiece. *Acta Biomater.* (2008).
171. Shah, K., Holloway, J. A. & Denry, I. L. Effect of Coloring with Various Metal Oxides on the Microstructure, Color, and Flexural Strength of 3Y-TZP. *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.* 87, 329–337 (2008).
172. Gremillard, L., Epicier, T., Chevalier, J. & Fantozzi, G. Microstructural study of silica-doped zirconia ceramics. *Acta Mater.* 48, 4647–4652 (2000).
173. Lai, X. *et al.* Effects of small-grit grinding and glazing on mechanical behaviors and ageing resistance of a super-translucent dental zirconia. *J. Dent.* 66, 23–31 (2017).

174. Swain, M. V. & Hannink, R. H. J. Metastability of the Martensitic Transformation in a 12 mol% Ceria-Zirconia Alloy: II, Grinding Studies. *J. Am. Ceram. Soc.* 72, 1358–1364 (1989).
175. Chevalier, J., Deville, S., Münch, E., Jullian, R. & Lair, F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 25, 5539–5545 (2004).
176. Chavali, R., Lin, C. P. & Lawson, N. C. Evaluation of Different Polishing Systems and Speeds for Dental Zirconia. *J. Prosthodont.* 26, 410–418 (2017).
177. Kobayashi, K., Kuwajima, H. & Masaki, T. Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing. *Solid State Ionics* 3–4, 489–493 (1981).
178. Ozdogan, A. & Yesil Duymus, Z. Investigating the Effect of Different Surface Treatments on Vickers Hardness and Flexural Strength of Zirconium and Lithium Disilicate Ceramics. *J. Prosthodont.* 1–7 (2018).
179. Tsukuma, K. & Shimada, M. Strength, fracture toughness and Vickers hardness of CeO₂-stabilized tetragonal. *J. Mater. Sci.* 20, 1178–1184 (1985).
180. Pittayachawan, P., McDonald, A., Young, A. & Knowles, J. C. Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.* 88, 366–377 (2009).
181. Trunec, M. Effect of grain size on mechanical properties of 3Y-TZP ceramics. *Ceram. - Silikaty* 52, 165–171 (2008).
182. Ebeid, K. *et al.* Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent. Mater.* 30, e419–e424 (2014).
183. Quinn, G.D. NIST recommended practice guide : fractography of ceramics and glasses. Nat. Inst. Stand. Technol.(2007).

Özgeçmiş

Kişisel Bilgiler

Adı	Ayça	Soyadı	ÇAŞUR
Doğum Yeri	Beykoz	Doğum Tarihi	17.03.1990

Öğrenim Durumu

Derece	Alan	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Yüksek Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Yeditepe Üniversitesi	2013
Lise	Fen Bilimleri	Burak Bora Anadolu Lisesi	2008