

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**FARKLI PH ORTAMLARINDA ZİRKONYA SERAMİKLERİNİN
SERTLİK VE KIRILMA MUKAVEMETİNİN MİKROYAPI
ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

VOLKAN TURP

**DANIŞMAN
PROF. DR. BETÜL TUNCELLİ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
KURON KÖPRÜ PROTEZLERİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2010

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kuron Köprü Protezi Programında Dok. Öğr. Volkan Turp tarafından hazırlanan Farklı pH Ortamlarının Zirkonya Seramiklerinin Sertlik ve Kırılma Mukavemetinin Mikroyapı Analize ile İncelenmesi başlıklı Doktora tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

15 / Eylül / 2010

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı)

İmzası

- 1.Prof. Dr. Betül TUNCELLİ (Danışman- İ.Ü. Dişhekimliği Fak./Protetik Diş Tedavisi A.B.D.)
- 2.Prof. Dr. Murat AYDIN (Asil üye- İ.Ü. Dişhekimliği Fak./Protetik Diş Tedavisi A.B.D.)
- 3.Prof. Dr. Deniz ŞEN (Asil üye- İ.Ü. Dişhekimliği Fak./Protetik Diş Tedavisi A.B.D.)
- 4.Prof.Dr.Gültekin GÖLLER (Asil Üye-İ.T.Ü.Kimya Met. Fak./Metalurji ve Malzeme Müh. B.)
- 5.Doç.Dr.Gökhan AKGÜNGÖR (Asil üye- İ.Ü.Dişhekimliği Fak./Protetik Diş Tedavisi A.B.D.)

BEYAN

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

Volkan Turp

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince benden değerli zamanını, sabrını, bilimsel ve mesleki tecrübelerini ve bilgisini esirgemeyen, başarılı bir akademisyen olma yolunda beni her zaman destekleyen ve bana yol gösteren değerli hocam ve danışmanım **Sayın Prof. Dr. Betül Tuncelli**'ye,

Doktora ve tez çalışmalarım sırasında değerli fikirlerine ve tecrübelerine başvurduğum **Sayın Prof. Dr. Deniz Şen**'e,

Doktora eğitimimde emeği geçen ve beni her zaman destekleyen, başta Kuron Köprü Protezleri Bilim Dalı Başkanı **Sayın Prof. Dr. Murat Aydın** olmak üzere kürsümüzün tüm değerli öğretim üyelerine,

İ.T.Ü. Kimya ve Metalurji Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü'nün olanaklarından faydalanmamı sağlayan ve mikroyapı analizlerinin değerlendirilmesi başta olmak üzere bana birçok konuda yardımcı olan **Sayın Prof. Dr. Gültekin Göller**'e,

İ.T.Ü Kimya ve Metalurji Fakültesi Metalurji Mühendisliği Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarında SEM ve XRD analizlerinde bana yardımcı olan ve her türlü kolaylığı sağlayan **Sayın Hüseyin Sezer**'e

İstatistiksel analizlerde bana yardımcı olan İ.Ü.Tıp Fakültesi öğretim üyelerinden **Sayın Prof. Dr. Halim İşsever**'e,

Tüm eğitim ve öğretim hayatım boyunca bana maddi ve manevi her türlü desteği gösteren sevgili **aileme**,

Doktora çalışmalarım süresince beni sabır ve anlayışla destekleyen, tezin hazırlanmasında çok değerli emekleri bulunan sevgili eşim **Işıl'a**,

Teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 3042

İÇİNDEKİLER

| | |
|------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------|
| TEZ ONAYI | HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ. |
| BEYAN..... | İİİ |
| İTHAF | İV |
| TEŞEKKÜR..... | V |
| İÇİNDEKİLER | VI |
| TABLolar LİSTESİ..... | X |
| ŞEKİLLER LİSTESİ | Xİİ |
| SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ | XVİ |
| ÖZET | XVİİ |
| ABSTRACT | XVİİİ |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER | 2 |
| 2.1. Diş Hekimliği Seramiklerinin Tarihçesi..... | 2 |
| 2.2. Diş Hekimliği Seramiklerinin Yapısı ve Özellikleri..... | 3 |
| 2.3. Diş Hekimliği Seramiklerinin Dayanıklılıklarını Artırma Yöntemleri..... | 4 |
| 2.3.1. Seramiğin Metal Altyapı Üzerine Uygulanması | 5 |
| 2.3.1.1. Metal – Seramik Kuron..... | 5 |
| 2.3.1.2. Platin Folyo ile Güçlendirilen Seramik Kuronlar | 6 |
| 2.3.2. Yüzeyde Baskı Gerilimlerinin Oluşturulması..... | 6 |
| 2.3.3. Camın Kristal Bir Faz ile Güçlendirilmesi | 7 |
| 2.3.4. Camın Kontrollü Kristalizasyonu | 7 |
| 2.3.5. Cam infiltrasyonu ile Seramiğin Güçlendirilmesi | 8 |
| 2.4. Dönüşüm Tokluğu (Transformation Toughening) | 8 |
| 2.5. Cam Seramikler | 9 |
| 2.5.1. Lössit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler | 9 |
| 2.5.2. Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler..... | 9 |
| 2.5.3. Feldspatik Seramikler | 10 |
| 2.6. Alumina Esaslı Seramikler | 10 |
| 2.6.1. In-Ceram Alumina | 10 |
| 2.6.2. In-Ceram Spinell..... | 11 |

| | |
|----------------------------------------------|----|
| 2.6.3. In-Ceram Zirconia | 11 |
| 2.6.4. Procera AllCeram | 12 |
| 2.6.5. Synthoceram | 12 |
| 2.7. Zirkonya Esaslı Seramikler | 13 |
| 2.7.1. Lava Sistemi..... | 13 |
| 2.7.2. Procera Sistemi | 13 |
| 2.7.3. Everest Sistemi..... | 14 |
| 2.7.4. Hint-Els Sistemi | 14 |
| 2.7.5. Cercon Sistemi | 14 |
| 2.7.6. DC-Zirkon Sistemi | 15 |
| 2.7.7. Cerec InLab..... | 15 |
| 2.7.8. Vita Celay Sistemi | 16 |
| 2.7.9. ZENO Tec Sistemi | 17 |
| 2.7.10. Zirkonzahn Sistemi | 17 |
| 2.8. CAD/CAM Sistemleri..... | 17 |
| 2.8.1. Tanımı ve Tarihsel Gelişimi | 17 |
| 2.8.2. CAD/CAM Bileşenleri | 18 |
| 2.8.3. CAD/CAM Materyalleri | 19 |
| 2.9. Zirkonya | 19 |
| 2.9.1. Uygulama Alanları | 19 |
| 2.9.2. Yapısı ve Özellikleri | 20 |
| 2.9.3. Zirkonya Materyalleri | 22 |
| 2.9.4. HIP ve Non-HIP Zirkonya..... | 23 |
| 2.9.5. Zirkonya'ya Üstyapı Uygulanması | 24 |
| 2.9.6. Isı Genleşme Katsayısı | 25 |
| 2.9.7. Adhezyon..... | 26 |
| 2.9.8. Çekme Dayanımı..... | 28 |
| 2.9.9. Kırılma Şekilleri..... | 29 |
| 2.9.10. Yavaş Çatlak İlerleyişi | 29 |
| 2.9.11. Elastik Modülüsü | 30 |
| 2.9.12. Zirkonyanın Biyolojik Uyumu | 30 |
| 2.9.13. İzoelektrik Nokta..... | 31 |
| 2.9.14. Zirkonyanın Yaşlanması (Aging) | 31 |

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.9.15. Yüzey İşlemlerinin ve Sıcaklığın Y-TZP'ye Etkisi | 32 |
| 2.10. X-Işını Difraksiyon Analizi(XRD) | 36 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM | 39 |
| 3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması | 39 |
| 3.2. Deney Örneklerinin Elde Edilmesi | 40 |
| 3.2.1. Zirkozahn Sistemi | 41 |
| 3.2.2. Cercon Sistemi | 43 |
| 3.2.3. Everest Sistemi..... | 46 |
| 3.3. Örnek Yüzeylerinin Hazırlanması | 49 |
| 3.4. Üstyapı Porselenlerinin Uygulanması | 50 |
| 3.5. Farklı pH Değerlerine Sahip Çözeltilerin Elde Edilmesi | 51 |
| 3.6. Örneklerin Saklanması | 52 |
| 3.7. Biaksiyel Eğme Testi..... | 52 |
| 3.8. Vickers Mikrosertik Testi ve Kırılma Tokluğu Ölçümü | 55 |
| 3.9. Mikroyapı Analizi..... | 57 |
| 3.10. X-Işını Difraksiyon Analizi | 58 |
| 3.11. İstatistiksel Değerlendirme..... | 60 |
| 4. BULGULAR | 61 |
| 4.1. Biaksiyel Eğme Deneyi Bulguları | 61 |
| 4.1.1. Zirkozahn Grubu | 61 |
| 4.1.2. Cercon Grubu | 64 |
| 4.1.3. Everest Grubu..... | 66 |
| 4.1.4. Biaksiyel Eğme Deneyi Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması ... | 68 |
| 4.2. Vickers Mikrosertlik Testi Bulguları..... | 72 |
| 4.2.1. Zirkozahn Grubu | 72 |
| 4.2.2. Cercon Grubu | 74 |
| 4.2.3. Everest Grubu..... | 76 |
| 4.2.4. Vickers Mikrosertlik Testi Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması | 78 |
| 4.3. Kırılma Tokluğu Bulguları | 82 |
| 4.3.1. Zirkozahn Grubu | 82 |
| 4.3.2. Cercon Grubu | 84 |
| 4.3.3. Everest Grubu..... | 86 |
| 4.3.4. Kırılma Tokluğu Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması | 88 |

| | |
|-------------------------------------------------|-----|
| 4.4. X-Işını Difraksiyon Analizi Bulguları..... | 92 |
| 4.5. Mikroyapı Analizi Bulguları..... | 97 |
| 5. TARTIŞMA..... | 105 |
| KAYNAKLAR | 121 |
| ÖZGEÇMİŞ | 142 |

TABLOLAR LİSTESİ

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tablo 3-1: Üstyapı porselenlerinin fırınlama dereceleri | 51 |
| Tablo 4-1: Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkonzahn grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı değerleri..... | 62 |
| Tablo 4-2: Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkonzahn grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı farklarının istatistiksel değerlendirmesi | 63 |
| Tablo 4-3: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı değerleri | 64 |
| Tablo 4-4: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı farklarının istatistiksel değerlendirmesi..... | 65 |
| Tablo 4-5: Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı değerleri | 66 |
| Tablo 4-6:Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı farklarının istatistiksel değerlendirmesi..... | 67 |
| Tablo 4-7: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının biaksiyel eğme dayanımlarının istatistiksel karşılaştırması..... | 68 |
| Tablo 4-8: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının biaksiyel eğme dayanımlarının istatistiksel karşılaştırması..... | 69 |
| Tablo 4-9: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının biaksiyel eğme dayanımlarının istatistiksel karşılaştırması..... | 70 |
| Tablo 4-10: Biaksiyel eğme dayanımı (MPa) istatistiksel değerlendirmesi..... | 71 |
| Tablo 4-11: Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkonzahn grubu örneklerin Vickers mikrosertlik değerleri | 72 |
| Tablo 4-12: Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkonzahn grubu örneklerin Vickers mikrosertlik değerleri farklarının istatistiksel değerlendirmesi | 73 |
| Tablo 4-13: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin Vickers mikrosertlik değerleri..... | 74 |
| Tablo 4-14: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin Vickers mikrosertlik değerleri farklarının istatistiksel değerlendirmesi..... | 75 |
| Tablo 4-15: Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin Vickers mikrosertlik değerleri..... | 76 |

| | |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tablo 4-16: Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin Vickers mikrosertlik değerleri farklarının istatistiksel değerlendirmesi..... | 77 |
| Tablo 4-17: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının Vickers mikrosertlik değerlerinin istatistiksel karşılaştırması | 78 |
| Tablo 4-18: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının Vickers mikrosertlik değerlerinin istatistiksel karşılaştırması | 79 |
| Tablo 4-19: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının Vickers mikrosertlik değerlerinin istatistiksel karşılaştırması | 80 |
| Tablo 4-20: Vickers mikrosertlik değerleri (VHN) istatistiksel değerlendirmesi.. | 81 |
| Tablo 4-21: Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkonzahn grubu örneklerin kırılma tokluğu değerleri..... | 82 |
| Tablo 4-22: Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkonzahn grubu örneklerin kırılma tokluğu değerleri farklarının istatistiksel değerlendirmesi..... | 83 |
| Tablo 4-23: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin kırılma tokluğu değerleri..... | 84 |
| Tablo 4-24: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin kırılma tokluğu değerleri farklarının istatistiksel değerlendirmesi..... | 85 |
| Tablo 4-25: Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin kırılma tokluğu değerleri..... | 86 |
| Tablo 4-26: Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin kırılma tokluğu değerleri farklarının istatistiksel değerlendirmesi..... | 87 |
| Tablo 4-27: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının kırılma tokluğu değerlerinin istatistiksel karşılaştırması..... | 88 |
| Tablo 4-28: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının kırılma tokluğu değerlerinin istatistiksel karşılaştırması | 89 |
| Tablo 4-29: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının kırılma tokluğu değerlerinin istatistiksel karşılaştırması..... | 90 |
| Tablo 4-30: Kırılma tokluğu değerleri (MPa•m ^{1/2}) istatistiksel değerlendirmesi . | 91 |
| Tablo 4-31: X-ışını difraksiyon analizi sonuçları..... | 92 |
| Tablo 4-32: Farklı gruplarda EDS ile analiz edilen Y ₂ O ₃ stabilizatör miktarı | 97 |

ŞEKİLLER LİSTESİ

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 3-1: Deney gruplarının elde edilmesi | 40 |
| Şekil 3-2: Paslanmaz çelik diskler | 40 |
| Şekil 3-3: Non-HIP Zirkonzahn blok..... | 41 |
| Şekil 3-4: ZR Dental tarayıcı | 41 |
| Şekil 3-5: ZR Dental yazılımı ile düzenlenen örnek tasarım | 42 |
| Şekil 3-6: ZR Dental aşındırma ünitesi | 42 |
| Şekil 3-7: Sinterleme fırını | 43 |
| Şekil 3-8: Cercon Brain ünitesi..... | 44 |
| Şekil 3-9: Sinterlenmemiş Cercon blok..... | 44 |
| Şekil 3-10: Metal disklerin Cercon çerçevelerine yerleştirilmesi..... | 45 |
| Şekil 3-11: Cercon fırını (Cercon Heat) | 45 |
| Şekil 3-12: Kavo Everest ZS blok..... | 46 |
| Şekil 3-13: Taranan örneğin düzenlendiği Kavo Everest bilgisayar yazılımı..... | 47 |
| Şekil 3-14: Everest Engine | 48 |
| Şekil 3-15: Everest Therm | 48 |
| Şekil 3-16: Tamamlanmış Everest altyapı..... | 49 |
| Şekil 3-17: Standart aşındırma elde etmek amacı ile kullanılan pirinç kalıp | 49 |
| Şekil 3-18: Struers LaboPol-5 zımpara cihazı | 50 |
| Şekil 3-19: Standart üstyapı porselen kalınlığı elde etmek amacıyla kullanılan paslanmaz çelik kalıp | 51 |
| Şekil 3-20: Örneklerin depolandığı inkübatör | 52 |
| Şekil 3-21: Biaksiyel eğme testi için kullanılan alt sabit parça | 53 |
| Şekil 3-22: Biaksiyel eğme testi için kullanılan üst hareketli parça | 53 |
| Şekil 3-23: Biaksiyel eğme testi düzeneği..... | 54 |
| Şekil 3-24: Vickers mikrosertlik ölçüm cihazı..... | 55 |
| Şekil 3-25: Vickers çentiğinin köşelerinde oluşan radyal çatlakların SEM görüntüsü..... | 56 |
| Şekil 3-26: Alan Saçılmalı Tarama Elektron Mikroskobu (SEM) | 57 |
| Şekil 3-27: Karbon kaplama ve platin kaplama cihazı | 58 |
| Şekil 3-28: X-Işını Difraksiyon Analizi cihazı | 59 |

| | |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 4-1:Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkozahn grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği | 62 |
| Şekil 4-2: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği | 65 |
| Şekil 4-3: Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği | 67 |
| Şekil 4-4: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının biaksiyel eğme dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği | 68 |
| Şekil 4-5: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının biaksiyel eğme dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği | 69 |
| Şekil 4-6: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının biaksiyel eğme dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği | 70 |
| Şekil 4-7: Farklı pH ortamlarında saklanan deney örneklerinin biaksiyel eğme dayanımı ortalama değerleri grafiği..... | 71 |
| Şekil 4-8: Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkozahn grubu örneklerin Vickers mikrosertlik ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği | 73 |
| Şekil 4-9: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin Vickers mikrosertlik ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği | 74 |
| Şekil 4-10: Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin Vickers mikrosertlik ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği | 77 |
| Şekil 4-11: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının Vickers mikrosertlik ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği | 78 |
| Şekil 4-12: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının Vickers mikrosertlik ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği | 79 |
| Şekil 4-13: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının Vickers mikrosertlik ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği | 80 |
| Şekil 4-14: Farklı pH ortamlarında saklanan deney örneklerinin ortalama Vickers mikrosertlik değerleri grafiği | 81 |
| Şekil 4-15: Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkozahn grubu örneklerin kırılma tokluğu ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği | 83 |
| Şekil 4-16: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin kırılma tokluğu ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği..... | 84 |

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 4-17: Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin kırılma tokluğu ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği..... | 87 |
| Şekil 4-18: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının kırılma tokluğu ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği | 88 |
| Şekil 4-19: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının kırılma tokluğu ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği..... | 89 |
| Şekil 4-20: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının kırılma tokluğu ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği | 90 |
| Şekil 4-21: Farklı pH ortamlarında saklanan deney örneklerinin ortalama kırılma tokluğu değerleri (MPa•m ^{1/2}) grafiği | 91 |
| Şekil 4-22: İşlem görmemiş Zirkozahn örneğin X-ışını difraksiyon analizi | 93 |
| Şekil 4-23: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan Zirkozahn örneğin X-ışını difraksiyon analizi..... | 93 |
| Şekil 4-24: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Zirkozahn örneğin X-ışını difraksiyon analizi..... | 93 |
| Şekil 4-25: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Zirkozahn örneğin X-ışını difraksiyon analizi..... | 94 |
| Şekil 4-26: İşlem görmemiş Cercon örneğin X-ışını difraksiyon analizi | 94 |
| Şekil 4-27: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan Cercon örneğin X-ışını difraksiyon analizi..... | 94 |
| Şekil 4-28: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Cercon örneğin X-ışını difraksiyon analizi..... | 95 |
| Şekil 4-29: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Cercon örneğin X-ışını difraksiyon analizi..... | 95 |
| Şekil 4-30: İşlem görmemiş Everest örneğin X-ışını difraksiyon analizi..... | 95 |
| Şekil 4-31: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan Everest örneğin X-ışını difraksiyon analizi..... | 96 |
| Şekil 4-32: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Everest örneğin X-ışını difraksiyon analizi..... | 96 |
| Şekil 4-33: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Everest örneğin X-ışını difraksiyon analizi..... | 96 |
| Şekil 4-34: İşlem görmemiş Zirkozahn örneğin SEM görüntüsü (X 10000) | 98 |
| Şekil 4-35: İşlem görmemiş Cercon örneğin SEM görüntüsü (X 10000) | 98 |

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Şekil 4-36: İşlem görmemiş Everest örneğinin SEM görüntüsü (X 10000)..... | 99 |
| Şekil 4-37: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Zirkonzahn örneğinin SEM görüntüsü (X 10000)..... | 99 |
| Şekil 4-38: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Cercon örneğinin SEM görüntüsü (X 10000)..... | 100 |
| Şekil 4-39: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Everest örneğinin SEM görüntüsü (X 10000)..... | 100 |
| Şekil 4-40: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Zirkonzahn örneğinin arayüz SEM görüntüsü (X 400)..... | 101 |
| Şekil 4-41: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Zirkonzahn örneğinin arayüz SEM görüntüsü (X 400) | 101 |
| Şekil 4-42: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Zirkonzahn örneğinin arayüz SEM görüntüsü (X 1000) | 102 |
| Şekil 4-43: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Cercon örneğinin arayüz SEM görüntüsü (X 1000) | 102 |
| Şekil 4-44: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Cercon örneğinin arayüz SEM görüntüsü (X 1000) | 103 |
| Şekil 4-45: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Everest örneğinin arayüz SEM görüntüsü (X 1000) | 103 |
| Şekil 4-46: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Everest örneğinin arayüz SEM görüntüsü (X 1000) | 104 |
| Şekil 4-47: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Everest örneğinin arayüz SEM görüntüsü (X 5000) | 104 |

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

Y-TZP: Yttrium ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali

PSZ: Yarı stabilize zirkonya

CAD/CAM: (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing)-
Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim

(t→m): Tetragonal – monoklinik faz değişimi

HIP: (Hot Isostatic Pressed) sıcak izostatik presleme işlemi

Non-HIP: (non Hot Isostatic Pressed) sıcak izostatik presleme işlemi
uygulanmamış malzeme

XRD: (X-ray Diffraction) X-ışını difraksiyonu

SEM: (Scanning Electron Microscope) Tarama Elektron Mikroskobu

EDS: (Energy Dispersive Spectrometry) Enerji Dağılım Spektrometresi

ÖZET

Turp V, Farklı pH Ortamlarında Zirkonya Seramiklerinin Sertlik ve Kırılma Mukavemetinin Mikroyapı Analizi ile İncelenmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi A.B.D. Kuron Köprü Protezleri Doktora Programı, Doktora Tezi, İstanbul 2010

Yttrium ile stabilize zirkonya (Y-TZP) seramikleri, kuron ve köprü protezlerinde metal altyapı yerine, üstün dayanım ve estetik özellikleri nedeniyle kullanılmaktadır. Yüksek bükülme dayanımı özelliklerinin yanı sıra ileri teknoloji CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) (Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) üretim teknikleriyle hazırlanabilmeleri, çok üyeli ve arka bölge köprü protezlerinin yapımında elde edilen hassasiyet ve kolaylıklar, bu materyallerin kullanımına olan ilgiyi arttırmaktadır. Malzemenin yüksek eğme dayanımı, baskı kuvvetleri altında kristal yapının değişim göstermesiyle meydana gelen faz değişimi ile açıklanmaktadır. Tüm bu olumlu özelliklerine karşılık, Y-TZP seramiklerin diş hekimliği protetik uygulamalarında kullanılmasının çok yeni olması nedeniyle, uygulanan kuvvetler ve ağız ortamındaki değişimler karşısındaki davranışları konusunda bilimsel çalışmalarla desteklenmiş yeterli kanıt bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı, ağız ortamındaki pH değişimlerinin zirkonya altyapılar ve bu yapılar üzerine uygulanmak üzere üretilen seramik materyallerinin, uygulama sonrası bu değişimlerden etkilenme şekilleri ve dayanımları üzerindeki etkilerinin incelenmesi ve değerlendirilmesidir.

Anahtar Kelimeler: Y-TZP, Düşük Isı Bozunması, XRD, Korozyon

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 3042

ABSTRACT

Turp V, The Evaluation of Hardness and Fracture Toughness of Zirconia Ceramics Stored in Environments with Different pH Values Using Microstructural Analysis, Istanbul University Institute of Health Science, Department of Prosthodontics, PhD. Thesis, Istanbul 2010

Yttrium stabilized zirconia (Y-TZP) ceramics are used in fixed prosthodontics instead of metal substructure due to their superior mechanical and esthetic properties. The general interest the usage of Y-TZP materials increased because of their high flexural strength, high technology CAD-CAM(Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) productions methods and ease & precision achieved in fabrication of posterior crowns and bridges. The material's advanced mechanical properties are explained by phase transformation which occurs by changes in the crystal matrix under compressive forces.

Despite all the positive aspects of the material stated above, usage of Y-TZP ceramics in dentistry is relatively new and support of scientific data about behavior of the material in oral environment is scarce.

The aim of this study is to investigate and evaluate the effects of the pH changes in the oral cavity on zirconia and feldspathic ceramic materials

Key Words: Y-TZP, Low Temperature Degredation, XRD, Corrosion

The present work is supported by Reseach Fund of Istanbul University.
Project No: 3042

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Protetik diş hekimliğinde kuron ve köprü protezlerinin altyapılarında zirkonya esaslı malzemelerin kullanımı gelişmiş mekanik özellikleri ve biyolojik uyumlarının yüksek olması nedeni ile gün geçtikçe artmaktadır (48). Zirkonya malzemesinin popülerliğinin bir diğer nedeni metal altyapılara kıyasla çok daha estetik sonuçlar vermesidir. Üretici firmalar tarafından metal alaşımlarının pek çok dezavantajlarını ortadan kaldıran bir malzeme olarak kullanıma sunulan zirkonyanın (81, 93, 106, 151, 204, 220) biyolojik uyum, yüksek mekanik dayanım, doğal diş rengini taklit edebilme gibi özelliklerini incelemiş birçok araştırma mevcuttur (148).

Zirkonya, kristal yapısının uygulanan kuvvetler karşısında faz değişimi göstermesi ve hacimsel olarak küçük tetragonal fazın, hacimsel olarak daha büyük olan monoklinik faza dönüşmesi ile yapısında varolan çatlakların ilerleyişini durdurmakta ve bu dönüşüm tokluğu mekanizması çiğneme kuvvetlerine yüksek dayanım gösterebilmektedir. Buna karşılık aynı faz değişimi mekanizmasının yüksek oranda tekrarlanması ile yapıda fiziksel olarak zayıflamanın meydana geldiğini bildiren araştırmalar da mevcuttur (31, 34). Ayrıca zirkonyanın nem varlığında düşük ısıya sahip ortamlarda (65°C – 500°C) mekanik bozunma gösterdiği de bildirilmektedir (34).

Bir protetik restorasyondan uzun süre hizmet vermesi beklenmektedir. Zirkonyanın; çiğneme kuvvetlerine, sıcak soğuk-asit baz döngülerine ve neme maruz kalacağı klinik ağız ortamında uzun dönemde ne tür davranışlar göstereceğini inceleyen araştırmaların sayısı günümüzde az sayıda ve yetersizdir (48, 96).

Bu tez çalışmamızda ağız ortamındaki pH değişimlerinin zirkonya altyapılar ve bu yapılar üzerine uygulanmak üzere üretilen seramik materyallerinin, uygulama sonrası bu değişimlerden etkilenme şekilleri ve dayanımları üzerindeki etkilerinin incelenmesi ve değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Hekimliği Seramiklerinin Tarihçesi

Seramik, Yunanca 'topraktan yapılmış' anlamına gelen 'keramikos' kelimesinden türemiştir. Seramik kullanımı günümüzden 10000 yıl öncesine, taş devrine kadar uzanmaktadır. Mezopotamya uygarlığında ve Asurlarda yapı malzemesi olarak kullanılmıştır. M.Ö. 50 yıllarında Çinliler tarafından geliştirilerek kiremit, tuğla, fayans olarak yapılarda ve Çin porseleni adıyla sanat eserlerinde kullanılmıştır. XVI. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir. Anadolu uygarlıklarında dekorasyon ve çinicilikte geniş bir uygulama alanı bulmuştur. Çeşitli ev ve süs eşyalarının yapımında kullanılan ilk seramikler opak, oldukça zayıf ve poröz yapıda oldukları için diş hekimliğinde kullanılmaya uygun bulunmamıştır. Daha sonraları diş hekimliğinde kullanılan porselen, seramiğin özel bir tipi olarak geliştirilmiştir. Bu tür porselenler, şeffaflık ve dayanıklılık açısından diş hekimliği alanında kullanılmaya uygun bir malzeme olarak kabul edilmiştir (10, 128).

'Diş hekimliği seramikleri' ifadesi daha geniş bir materyal grubunun tanımlanmasında kullanılırken, 'diş hekimliği porselenleri' deyimini alt gruplardan birini ifade etmektedir. 'Porselen', İtalyanca küçük deniz kabuğu anlamına gelen 'porcellana' kelimesinden türetilmiştir. Bu deyim geleneksel olarak, içinde farklı kristal partiküllerinin serpiştirildiği cam matris içeren, dayanıklı ve camsı seramik materyaller için kullanılmaktadır. Camsı yapı, düzensiz bağlar içerir, zayıf, amorf ve tamamen transparandır. Kristal yapı ise daha düzenli bir atomik dizilişe sahiptir ve daha dayanıklıdır (203).

Porselen, dişhekimliğinde 200 yıldan fazla bir zamandır kullanılmaktadır. İlk olarak 18. yüzyılda tümü porselen olan bir protezde kullanılmıştır. 18. yüzyılda eksik dişlerin tedavisinde insan-hayvan dişleri, fildişi, mineral ve nadiren porselen dişler kullanılmıştır. 1723'te Piere Fauchard, diş ve çevre dokuların rengini taklit eden porselenlerle ilgili araştırmalarını başlatmıştır. 1774'te Alexis Duchateau ve Nicholas Dubois de Chemant ilk başarılı porselen yapay dişleri üretmiştir. Porselen formülasyonunu geliştiren Nicholas Dubois de

Chemant, Fransız ve İngiliz patentlerini almıştır. 1808'de Paris'te, Giuseppangelo Fonzi, kişiye özel hazırlanan ve platin pinlerin gömüldüğü porselen dişleri üretmiştir. Bunların estetik ve mekanik özellikleri protetik diş hekimliğinde büyük avantaj sağlamıştır (98).

19. Yüzyılın sonlarında 'caket kuron' adıyla adlandırılan tam seramik restorasyonlar, platin yaprak ile hazırlanmış yalancı kökler üzerine feldspatik seramik materyalinin fırınlanması ile üretilmiştir. Bu restorasyonların estetik avantajlarına rağmen, zayıf mikrosızıntı direnci, düşük mekanik dayanım ve yüksek kırık riski nedeniyle başarısız olmuş ve zamanla yaygın kullanımını kaybetmiştir. 1965 yılında da McLean ve Hughes, porseleni metal destek olmaksızın alümina ile kuvvetlendirerek yüksek dayanıma sahip porselenlerin gelişimini başlatmıştır. Özellikle 1960'larda daha dayanıklı porselenlerin üretilmesi ve fırınlama tekniklerinin geliştirilmesi ile porselen restorasyonların ön bölgede kullanımında kabul edilebilir başarı sağlanmıştır (10, 71).

2.2. Diş Hekimliği Seramiklerinin Yapısı ve Özellikleri

Protez Terimleri Sözlüğü'ne göre seramik, bir veya birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir. Bu birleşimde büyük oksijen atomları bir matris görevi görür ve küçük metal atomları arasına sıkışır. Seramik kristalindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent bağ özelliğindedir. Bu güçlü bağlar seramiğe stabilite, sertlik, sıcağa ve kimyasal maddelere karşı direnç özellikleri kazandırır (5, 193).

Diş hekimliğinde kullanılan porselen % 12 - 22 kuartz (silika, kum), % 3 - 5 kaolen(kil), % 75 - 85 feldspar'dan meydana gelir. Ayrıca porcelene renk vermesi için metal ve metal oksit pigmentleri de yapıya eklenir. Diş hekimliği porselenlerinde kil çok az oranda bulunur. Bu yüzden kullanılan porselen cama yakın fiziksel özelliktedir. Kaolen ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) hidrate alümina silikat'tır. Porcelene opaklık verir ve porselen hamurunun şekil almasını sağlar. Feldspar, potasyum alümina silikat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alümina silikat ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımıdır. Porcelene şeffaflık kazandıran bir eriticidir. Porcelende en düşük erime derecesine sahip olan feldspar, pişirme esnasında eriyerek diğer kısımları birleştirir. Silika SiO_2 'dir. Porcelen kitlesine stabilite kazandırır.

Porselen tozlarına katılan metal ve metal oksit pigmentleri ise, doğal diş görüntüsü elde edebilmek için gerekli renklenmeyi sağlar (41, 140).

Seramik sert, katı ve aynı zamanda kırılğan bir materyaldir. Diş hekimliğinde kullanımının esas nedeni doğal diş yapısını taklit edebilen yüksek estetik özelliklere sahip olmasıdır. Doğal diş dokusunu, rengini ve translusentlik derinliğini taklit etme potansiyeline sahiptir. Kimyasal olarak stabildir. Ağız ortamında iyi bir aşınma direnci ve renk stabilitesi gösterir. Isı genleşme ve iletkenlik özelliklerinin mine ve dentine yakın olması, mikrosızıntı ve hassasiyet riskini azaltmaktadır. Metal alaşımlarda gözlenebilen toksik ve alerjik etkiler porselenlerde görülmemektedir. Glazürlü porselen, bakteri plağının kolaylıkla uzaklaştırılabildiği tek restoratif materyaldir (22, 91, 198).

Seramiğin başlıca olumsuz özelliği düşük çekme dayanımıdır. Diş hekimliğinde kullanılan porselenler, baskı kuvvetlerine karşı dirençli, çekme kuvvetlerine karşı ise zayıftır. Çekme dayanımı ortalama 20 - 60 MPa iken, baskı dayanımı ortalama 350 - 550 MPa'dır. Materyal, atomları arasındaki yüksek bağlanma kuvvetine rağmen, % 0,1'den büyük boyutsal değişimlerde deformasyona uğrayıp kırılır. Porselenin kırılğanlığı, çekme ya da makaslama kuvvetlerine maruz kaldığında, plastik deformasyon gösteremeyen güçlü kovalent bağlardan kaynaklanmaktadır. Materyalin elastik kapasitesini aşan yükler uygulandığında porselenin yapısındaki moleküller, metalin aksine, atomik yüzey boyunca kayamaz. Bu tip yükler, genelde stres yoğunluğunun en yüksek olduğu mikroyapısal çatlak noktalarında kırıklarla sonuçlanır (212).

2.3. Diş Hekimliği Seramiklerinin Dayanıklılıklarını Artırma Yöntemleri

Seramiğin üstün estetik başarısı, baskı gerilimine karşı dayanımı, sertlik, kimyasal etkilere direnç ve mükemmel biyolojik uyum gibi avantajlarına karşılık, düşük çekme dayanımı ve kırılğanlık gibi olumsuz özellikleri yapısının güçlendirilmesine gereksinim duyulmasına yol açmıştır.

McLean seramiğin güçlendirilmesi için beş yöntem bildirmiştir (127):

- 1 - Seramiğin metal altyapı üzerine uygulanması
- 2 - Yüzeyde baskı gerilimlerinin oluşturulması
- 3 - Camın kristal bir faz ile güçlendirilmesi
- 4 - Camın kontrollü kristalizasyonu
- 5 - Cam infiltrasyonu ile seramiğin güçlendirilmesi

2.3.1. Seramiğin Metal Altyapı Üzerine Uygulanması

2.3.1.1. Metal – Seramik Kuron

Kuron köprü protezlerinde metal altyapı, seramik için bir dayanak oluşturmaktadır. Metallerin seramiklere kıyasla daha yüksek çekme dayanımına sahip oldukları için ilk olarak seramiklerin metal altyapıyla desteklenmesi düşünülmüştür. Metal altyapı çekme gerilimlerinin oluşmasını engelleyerek, yüzeydeki çatlak ilerleyişini önlemektedir. 1950’li yıllarda yapının lösit kristalleri ile güçlendirilmesi ve feldspatik seramiklerin ısı genleşme katsayılarının, altın alaşımlarına yaklaştırılması ile seramiğin metal ile kullanılması mümkün olmuştur. Böylece güçlü bir malzemenin altyapıda kullanılması ile seramiğin kırılması ancak bu altyapının deformasyonuna bağlı olarak gelişmektedir (10, 127, 140).

Metal – seramik restorasyonlarında ışık geçirgenlik özelliği, metal altyapının, ışığın geçişini ve yansımaları engellemesi nedeni ile olumsuz etkilenmektedir.

Bunun yanı sıra dişetinde oluşan renk değişimi metal ve seramiğin ısı genleşme katsayılarının farklı olması, metal alaşımlarındaki bazı moleküllerin iyonize olarak seramiğin içine renk vermesi ve korozyon gibi dezavantajlar metal altyapının kullanımını sınırlandırmaktadır (10, 11, 98, 207).

2.3.1.2. Platin Folyo ile Güçlendirilen Seramik Kuronlar

Folyoların kullanım ile; metal kalınlığının inceltilmesi, böylece dışın daha az aşındırılması, metal için gerekli olan mum modelaj ve döküm işlemlerinin ortadan kaldırılması ile maliyetin düşürülmesi amaçlanmıştır (84).

McLean ve Sceed 1976'da çift platin folyo tekniği ile platin folyonun bir tabakasının kuronun iç yüzünde bırakılarak alümina caket kuronların güçlendirilmesini sağlamışlardır. Bu teknikte alçı model üzerine iki kat platin folyo adapte edilir ve üstteki folyo 2 µm kalay ile kaplanır. Porselen fırınlanması sonrasında en içteki bir tabaka folyo çıkartılır ve diğer platin folyo ise porselenin iç yüzeyi ile kimyasal bir bağlantı sağlar. Platin folyonun porselen içinde kalması yapısal sağlamlığını artırır, fakat ışık geçirgenliğini azaltarak gri bir renklenmeye neden olarak estetik dezavantaj oluşturur (126, 127).

Daha sonradan geliştirilen folyo sistemleri olan Renaissance / Ceplatec (Williams Gold Refining Co., Inc., Buffalo, N. Y.), Sunrise (Tanaka Dental, Skokie ILL, Japan), Flexebond (Elephant Edelmetal, Hoorn, The Netherlands), Plati-deck (Schone Edelmetal, Degussa, Amsterdam, The Netherlands) ilk folyo sisteminin modifikasyonlarıdır (84, 125).

2.3.2. Yüzeyde Baskı Gerilimlerinin Oluşturulması

Camın ve seramiklerin güçlendirilmesi amacıyla en sık kullanılan yöntem, seramiğin yapısında var olan baskı gerilimlerini malzemenin yüzeyine çıkartmaktır. Güçlendirme; uygulanan kuvvetin bu iç gerilimlerle karşılanması ve böylece yapının içerisinde çekme gerilimlerinin ortaya çıkmasının önlenmesidir. Bu amaçla çeşitli teknikler uygulanmaktadır (11):

- 1 - Kimyasal yolla 'iyon değişimi'
- 2 - Fiziksel yolla 'temperleme'

İyon değişimi, sodyum ve potasyum gibi farklı büyüklükteki iyonların yer değiştirmesi ile yüzeyde baskı kuvvetine dayanıklı ince bir tabaka oluşturulması işlemidir. Sodyum içeren cam yapı, potasyum nitrat banyosunda bekletildiğinde, yüzeyindeki sodyum iyonları %35 daha büyük olan potasyum iyonları ile yer değiştirmektedir. Daha önce sodyum tarafından kaplanan yerin potasyum iyonu ile doldurulması ile yüzeyde yaklaşık 700MPa'lık baskı gerilimi oluşması

sağlanmaktadır. Bu işlem kimyasal güçlendirme (kimyasal temperleme) olarak da tanımlanmaktadır (98, 127, 149).

Fiziksel yolla temperleme yönteminin temelinde, camın yumuşama derecesinin biraz altındaki sıcaklığa kadar ısıtılarak, aniden oda sıcaklığına soğutulmasıdır. Bu ani soğutma işlemi ile iç tabaka daha yavaş soğurken büzülme eğilimi göstermekte, dış tabaka ise rijit olarak kalmaktadır. Böylece dıştaki daha erken sertleşmiş yüzey tabakası ile içyapı arasında gerilimler oluşmakta ve içyapıda çekme gerilimleri, yüzeyde ise kalıcı baskı gerilimleri ortaya çıkmaktadır. Bu yöntem genellikle sıcak cam fazındaki porselen yapının silikon yağı ve eriyik tuz içine batırılması ya da hava ile gerçekleştirilmektedir (12, 41, 98, 138).

2.3.3. Camın Kristal Bir Faz ile Güçlendirilmesi

Üç grup altında toplanmaktadır:

- 1- Seramiğin içerisine alümina kristallerinin eklenmesi ile güçlendirilmesi
- 2- Seramiğin, içerisindeki feldspar'ın 'lösit' kristallerine dönüşümü ile güçlendirilmesi
- 3- Seramiğin kristalize magnezyum alüminyum oksit kristalleri ile güçlendirilmesi (127, 209)

2.3.4. Camın Kontrollü Kristalizasyonu

Cam seramiklerin esası, kaybolan mum tekniği ile dökümü yapılan camın ısıtılıp işlemler uygulanarak seramiğe dönüştürülmesidir. Bu işlem, cam matris içinde çekirdeklerin oluşması ve bu çekirdeklerin çevresinde kristal büyümesi şeklinde iki aşamada gerçekleşmektedir. Böylece amorf yapı yerine kontrollü kristal büyüklüğü elde edilmiş, homojen, porözitesi olmayan ve eşit büyüklükte yüksek dayanıklılığa sahip mikroyapılar ortaya çıkmaktadır. Dicor, Cerapearl ve Cerestore sistemlerinde kullanılan seramikler, bu teknikle güçlendirilen cam seramiklere örnek oluşturmaktadır (11, 138, 207).

2.3.5. Cam infiltrasyonu ile Seramiğin Güçlendirilmesi

Sinterlenmiş alüminyum oksit üzerine cam infiltrasyonu ile seramiğin yapısındaki poröziteler giderilmekte, restorasyona yüksek ısılarda stabilite ve akma direnci gibi üstün özellikler kazandırılmaktadır. In-Ceram sisteminde uygulanan bu teknikte alüminyum oksit ve cam iki kademeli bir işlemde geçirilerek normalden daha dirençli bir yapı elde edilmiştir.

In-Ceram'da tanecik boyutu çok küçük olan Sinterlenmiş alüminyum oksit kristalleri ince bir tabaka halinde düşük viskozitedeki lantan oksit (La_2O_3) camı ile cam infiltrasyonu uygulanmaktadır (127, 175, 207).

2.4. Dönüşüm Tokluğu (Transformation Toughening)

Tokluk (toughening) genel anlamda, çatlak ilerlemesi sırasında absorbe edilen enerjinin bir ölçüsü olarak tanımlanır. Dönüşüm tokluğu ise bir malzemede var olan çatlakları ilerleten itici gücü azaltan ve gerilmenin neden olduğu bir faz dönüşümü esasına dayanan bir süreçtir. Dönüşüm tokluğu mekanizması zirkonya esaslı seramiklerde gözlenmektedir. Zirkonya esaslı seramiklerin yüksek kırılma dayanımı, tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne bağlıdır (62).

Bu mekanizma, zirkonyanın allotropik doğası, yani üç fazlı olması sonucu meydana gelmektedir. Bu fazlar kübik, tetragonal ve monoklinik fazlardır (157).

Materyale kuşlama ya da aşındırma işlemlerinde olduğu gibi dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, tetragonal taneciklerin bir kısmı, hacimce daha büyük olan monoklinik taneciklere dönüşür ($t \rightarrow m$) (148). Bu faz dönüşümü, materyal içinde % 3 - 5'lik bir hacim artışına neden olur. Bu hacim artışı da, var olan çatlak uçlarında lokalize baskı gerilimlerinin oluşmasını tetikler (33, 114, 115). Oluşan bu baskı gerilimleri materyal içindeki mikroçatlakların ilerlemesine engel olur ve seramiğin dayanımını artırır (49, 62, 69, 76, 102, 123, 124, 198). Materyal içinde t- ve m- taneciklerinin bir arada olmaları sonucu, temas noktalarında elektron yoğunluğu artar ve yüksek enerjili bölgeler oluşur. Yapıda var olan mikroçatlaklar, bu yüksek enerjili alanı aşamaz ve ilerleyemez. Zirkonyada adı geçen 'çatlak durdurucu' ya da 'çatlak hapsedici' mekanizma bu şekilde açıklanmaktadır. Bu mekanizma, çelikte görülen martensitik özelliğe benzer faz dönüşümü esasına dayanır ve başka hiçbir dış hekimliği seramiğinde

gözlenmez. İşte bu mekanizmadan dolayı zirkonya esaslı seramiklerin kırılma dayanımı diğer seramiklerden yüksektir (49, 54, 148).

2.5. Cam Seramikler

2.5.1. Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler

IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve **Optec OPC** (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Almanya) bu gruba dahildir. Bu altyapı materyallerinde cam seramik yapıyı güçlendirmek için lösit kristalleri kullanılmaktadır. Altyapılar ısı ile presleme ya da CAD/CAM teknolojisi ile üretilebilirler. Yüksek estetik özelliklere sahip restorasyonlar elde edebilmek için oldukça translusenttir (78, 79). Dolayısıyla renkleşmiş destek dişlerde, metal altyapılarda ve metal implant abutmentlarda kullanımı tavsiye edilmemektedir. Eğme dayanımı ortalama 105 - 120 MPa ve kırılma tokluğu 1,5 - 1,7 MPa·m^{1/2}'dir (167, 168).

Restorasyonların dayanımı, diş dokusuna olan başarılı bağlanmaya bağlıdır ve adeziv simantasyon gerektirmektedir. Endikasyonları, ön bölge kuron ve laminalarla sınırlıdır. 11 yıl sonunda klinik başarı oranı %95 olarak bildirilmiştir (60). **IPS ProCAD** ise IPS Empress'e benzer, ancak daha küçük partikül boyutlarına sahiptir. 1998 yılında Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Almanya) sisteminde kullanılmak üzere tasarlanmıştır (56).

2.5.2. Lityum Disilikat Kristalleri ile Güçlendirilmiş Seramikler

IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bu gruba dahildir. IPS Empress'in geliştirilmiş halidir. Camsı matris içinde 4 µm uzunluğunda ve 0,5 µm çapında lityum disilikat kristalleri yoğun bir şekilde yer almaktadır. Altyapılar mum eliminasyonu, ısı ile presleme ya da prefabrike bloklardan aşındırma tekniği ile üretilebilirler. Eğme dayanımı 300 - 400 MPa (Empress' in 3 katı), kırılma tokluğu 2,8 - 3,5 MPa·m^{1/2}'dir (153). Empress II ile yapılan restorasyonların direncini ve hizmet süresini arttırmak için adeziv simantasyon tavsiye edilmektedir. Altyapı üzerine florapatit esaslı bir üstyapı porseleni olan IPS Eris uygulanır. Endikasyonu, Empress'lerde olduğu gibi sadece ön bölge kuron protezleriyle sınırlı değildir. Bağlantı çapı okluzo-gingival olarak minimum 4 - 5 mm, bukkolingual olarak minimum 3 - 4 mm olacak

şekilde hazırlanmalıdır (173). İkinci premolara kadar uzanan ve maksimum bir premolar genişliğinde gövdeye sahip olan arka bölge köprü protezlerinin başarı oranı 2 yıl sonunda % 93'tür (53). 5 yıl sonunda tek kuron protezlerinde başarı oranı % 100 iken, ikinci premolara kadar olan köprülerde bu oran % 70'tir (119).

IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 2005 yılında geliştirilmiş, lityum disilikat esaslı preslenebilen bir seramiktir. IPS Empress II' ye kıyasla fiziksel özellikleri ve translusentliği geliştirilmiştir (179).

2.5.3. Feldspatik Seramikler

Vitablocs Mark I feldspatik bir porselendir. Yapısı, dayanıklılığı ve aşınma özellikleri metal-seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik porselene benzemektedir. Eğme dayanımı 93 MPa'dır.

Vitablocs Mark II 1991 yılında Cerec 1 sisteminde kullanılmak üzere geliştirilmiş, CAD/CAM sisteminde aşındırılabilen feldspatik bir porselendir. Vitablocs Mark I' e kıyasla dayanıklılığı artırılmış ve tanecik boyutu 4 µm' a küçültülmüştür. % 60 - 64 SiO₂ ve % 20 - 23 Al₂O₃ içerir. HF asit ile pürüzlendirilerek mikromekanik retansiyon sağlanır ve adeziv simantasyon yapılır. Dezavantajı monokromatik olmasıdır. Bu dezavantajdan dolayı estetiği arttırmak için renk seçeneği daha fazla olan Vita Triluxe Block üretilmiştir. **Vita Triluxe Block** 3 tabaka halindedir; 1. tabaka opak altyapı, 2. tabaka nötral zon bölgesi, 3.tabaka ise translusent tabakadır. Cerec CAD/CAM sisteminde aşındırılarak kullanılmaya uygun olarak tasarlanmıştır. Feldspatik porselenlerin işlenmesinde kullanılan diğer bir sistem Celay'dır. Bu kopya-freze tekniğinde restorasyonların akrilik dizaynının Vita Triluxe bloklarından kopyalanmasıyla protez üretilir (39).

2.6. Alumina Esaslı Seramikler

2.6.1. In-Ceram Alumina

İlk olarak 1989 yılında üretilen In-Ceram Alumina(Vita, Bad Säckingen, Almanya), yüksek oranda sinterlenmiş poröz alümina altyapı materyaline, düşük viskoziteli sodyum lanthanyum camın infiltrasyonu ile elde edilmiştir. Altyapılar

slip-cast tekniği ya da CAD/CAM tekniği ile üretilebilmektedir. Slip cast tekniğinde, 'slip' olarak adlandırılan, su içinde dağılmış ince grenli alümina partikülleri (1 - 5 µm) alçı yalancı kök üzerine sürülür. Poröz yalancı kök likidi absorbe eder ve alümina partikülleri yalancı köke doğru yoğunlaşır. Slip 1120°C' de 10 saat süreyle sinterlenir ve poröz bir altyapı oluşur. Lanthanyum cam bu altyapı üzerine infiltre edilir ve ikinci bir fırınlama ile 1100°C' de 4 saat süreyle sinterlenir (98). Böylece porozite ortadan kalkar, dayanıklılık artar ve potansiyel çatlak ilerlemesi olan bölgeler sınırlandırılmış olur. Alümina ve camın ısı genleşme katsayıları farkından dolayı baskı gerilmeleri oluşur ve bu gerilmeler de dayanıklılığı arttırır (216). Bunun dışında altyapılar sinterlenmemiş prefabrike bloklardan aşındırma tekniği ile de üretilebilirler (Vita In-Ceram Alumina blokları, Bad Säckingen, Almanya). Eğme dayanımı 236 - 600 MPa (66, 74) ve kırılma tokluğu 3,1 - 4,61 Mpa·m^{1/2}, dir (167, 205). Ön ve arka bölgedeki kuronlarda ve üç üyeli ön köprülerde endikasyonu vardır (174). Bağlantı çapı okluzo-gingival olarak minimum 4 mm, bukko-lingual olarak minimum 3 mm olacak şekilde hazırlanmalıdır (124). Yarı opak görünümünden dolayı ışığın tam geçişine izin vermemesi estetik bir dezavantaj meydana getirir (78, 79).

2.6.2. In-Ceram Spinell

In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Almanya) 1994 yılında opak altyapıya sahip In-Ceram Alumina' ya alternatif olarak üretilmiştir. Üretim teknikleri In-Ceram Alumina ile aynıdır. In-Ceram tekniğinde kullanılan alüminyum oksit yerine, magnezyum alüminyum oksit (MgAl₂O₄) kullanılır. Sinterleme işleminden sonra "spinell" adı verilen gözenekli bir yapı oluşur. Bu yapıya daha sonra ışık geçirgenliği sağlayan cam infiltre edilir. Eğme dayanımının In-Ceram Alumina'dan yaklaşık % 25 daha düşük ve 283 - 377 MPa arasında olduğu bildirilmiştir (117, 124, 166). Transluserliği ise 2 kat daha fazladır. Işık geçirgenliğinin iyi olması sayesinde estetik beklentilerin fazla olduğu ön bölge restorasyonlarında endikasyonları mevcuttur (60).

2.6.3. In-Ceram Zirconia

In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Säckingen, Almanya), In-Ceram Alumina'nın bir modifikasyonudur. % 65 cam infiltre alümina ve % 35

sinterlenmemiş zirkonya içerir. Eğme dayanımı 421 - 800 MPa'dır ve kırılma tokluğu 6 - 8 MPa·m^{1/2}'dir (38, 74, 122). Altyapı fabrikasyonu geleneksel slip-cast tekniği ya da sinterlenmemiş prefabrike bloklardan aşındırma tekniği ile yapılır. Altyapının yüksek opasitesi, uygulamaları sadece arka bölgelerdeki köprülerle sınırlandırmaktadır (78, 79). Bağlantı çapı okluzo-gingival olarak minimum 4 - 5 mm, bukko-lingual olarak minimum 3 - 4 mm olacak şekilde hazırlanmalıdır (123).

2.6.4. Procera AllCeram

Procera, titanyumu işleyebilmek için 1986'da bir İsveç firması olan Nobel Biocare (Göteborg, İsveç) tarafından geliştirilmiştir. Titanyum altyapı üretimi için döküme alternatif bir yol araştırılırken Procera sistemi ortaya çıkmıştır. Procera sistemi ile uzun yıllar başarılı bir şekilde üretilen titanyum altyapılar, zamanla yerini alümina esaslı altyapılara bırakmıştır. 1993'te yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta % 99,9 oranında alüminyum oksit içeren seramik altyapılar, Procera AllCeram sistemi ile üretilmeye başlanmıştır. Procera AllCeram, zirkonyadan sonra en yüksek dayanıklılığa sahip alümina esaslı materyaldir (59, 141). Bükülme dayanımı 687 MPa'dır (205). İlk yıllarda bu sistemle ön ve arka bölgelerde tek diş restorasyonları için tam seramik kuronlar üretilirken günümüzde laminate veneer ve köprü restorasyonları da yapılabilmektedir. Laboratuvarlarda tarayıcı ve bilgisayar yazılımı vardır. CAM ünitesinin biri ABD'de, diğeri İsveç'tedir. Sistemin 2 farklı tarayıcısından birinde (Procera Piccolo, Procera Forte) model tarandıktan sonra altyapı tasarlanır. Hazırlanan tasarımlar internet yolu ile merkeze gönderilir. Üretim bölümünde model %20 daha büyük boyutlarda elde edilir. Bu geniş modelin üzerine yüksek saflıktaki alümina tozları mekanik olarak sıkıştırılır, 1550 °C 'de sinterlenir ve istenilen boyutlardaki altyapılar elde edilir (121). Merkez laboratuvarından gelen altyapı üzerine, alüminanın ısı genleşme katsayısına uygun bir düşük ısı üst yapı porseleni kullanılarak restorasyon bitirilir (59).

2.6.5. Synthoceram

İlk olarak Denissen ve ark. tarafından tanıtılan bir sistemdir (47). CICERO (Computer Integrated CEramic RecOnstruction) (CICERO, Hoorn,

Hollanda) teknolojisiyle üretilen, cam infiltre edilmiş yüksek dayanımlı alüminyum oksit seramiktir. Altyapılar lazerle tarama, bilgisayar destekli aşındırma ve sinterleme ile üretilmektedir. Diş kesimi, komşu ve karşıt dişler lazer tarayıcı ile 3 boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılır. Bilgisayarda tasarlanan protezler alüminyum oksit bloklardan aşındırılır ve sinterlenir (202). Daha sonra lösit içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Hollanda) ile üstyapı tamamlanır (46).

2.7. Zirkonya Esaslı Seramikler

2.7.1. Lava Sistemi

2002 yılında 3M ESPE (Seefeld, Almanya) tarafından piyasaya sürülmüştür. CAD/CAM tekniği ile üretim yapmaktadır. Sinterlenmemiş zirkonya blokları kullanılır ve % 20'lik polimerizasyon büzülmesini karşılamak için % 20 daha geniş aşındırılır. Sistemde Lava Scan optik tarayıcı, Lava Form aşındırma birimi ve Lava Therm sinterleme fırını bulunur. Laboratuvarında model elde edildikten sonra optik tarayıcı modeli tarar. Daha sonra özel olarak geliştirilmiş yazılım programı kullanılarak restorasyon bilgisayar ekranında tasarlanır. Bu bilgiler Lava Form birimine aktarılır. Sinterlenmemiş zirkonya bloklardan geniş bir şekilde aşındırılır ve Lava Therm sinterleme fırınında, 1500 °C 'de 11 saat sinterlenir. Optik ve mekanik özelliklerinden dolayı hem ön bölgede hem arka bölgede kullanılabilir. Altyapı 7 farklı tonda renklendirilebilir (106).

2.7.2. Procera Sistemi

Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak Procera AllTitan, Procera AllCeram ve Procera AllZirkon blokları işlenebilmektedir. Procera AllZirkon blokları 2001 yılında üretilmeye başlamıştır. Bu sistemde, laboratuvarlarda tarayıcı ve bilgisayar yazılımı vardır. CAM ünitesinin biri ABD'de, diğeri İsveç'tedir. Sistemin 2 farklı tarayıcısından birinde (Procera Piccolo, Procera Forte) model tarandıktan sonra altyapı tasarlanır. Hazırlanan tasarımlar internet yolu ile merkeze gönderilir. Köprü protezlerinde genellikle zirkonyum oksit esaslı Procera AllZirkon blokları tercih edilmektedir. Procera AllZirkon kullanılarak kuron veya 4 - 5 üyeli köprü protezleri yapılabilir. Merkez laboratuvarından gelen altyapı üzerine

zirkonya için özel olarak üretilmiş üst yapı porseleni (Nobel Rondo) kullanılarak protez bitirilir (151).

2.7.3. Everest Sistemi

Everest sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya) 3 üniteden oluşan bir CAD/CAM sistemidir. Tarayıcı ve tasarım programı (Everest Scan), aşındırma ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırınından (Everest Therm) oluşmaktadır. Aşındırma ünitesi çoğu sistemden farklı olarak 5 eksen teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Model, tarama ünitesinde taranarak altyapının tasarım aşamasına geçilir. Altyapı bilgisayar ortamında tasarlanır. Sistemin hem sinterlenmemiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZS-Blank), hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZH-Blank) bulunmaktadır. ZS bloklarından üretilmiş altyapılar 1500 °C'de sinterlenir. Altyapı, sinterlenmemiş zirkonya bloklarından üretilmiş ise, Vita renklendirme likidiyle 5 farklı tonda renklendirilebilir. Tam sinterlenmiş bloklardan hazırlanmış altyapılar ise sinterlenmez ve renklendirilemezler. Zirkonyadan başka lösitle güçlendirilmiş cam seramik (Kavo Everest G-Blank) ve titanyum bloklar (Kavo Everest T-Blank) da işlenebilmektedir (93).

2.7.4. Hint-Els Sistemi

Hint-Els sistemi (Digident, Griesheim, Almanya), 3 boyutlu tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı, aşındırma ünitesi (Hint-Els hiCut) ve sinterleme fırını (Hint-Els hiTherm) olmak üzere 3 farklı üniteden oluşur. Bu sistemde hem sinterlenmemiş (non-HIP) hem de tam sinterlenmiş (HIP) zirkonya blokları kullanılabilir. Zirkonyadan başka titanyum ve plastik bloklar da işlenebilir. Hint-Els ile sinterlenmemiş bloklardan en fazla 4 - 5 üyeli köprü protezleri yapılabilir. Tek kuronun tam sinterlenmiş bloklardan aşındırılması 2 saat, sinterlenmemiş bloklardan aşındırılması ise 30 dakika sürmektedir (81).

2.7.5. Cercon Sistemi

Cercon sistemi (DeguDent, Hanau, Almanya) 1999 yılında geliştirilmiştir. Diğer sistemlerden farklı olarak bilgisayar destekli tasarım yapılmaz. Diş teknisyeninin manuel olarak hazırlanmış olduğu mum modelaj tasarımı esas

alınarak, CAM sistemiyle altyapı üretimi yapılmaktadır. Cercon Brain ve Cercon Heat bölümlerinden oluşur. Cercon Brain lazer tarayıcı ve aşındırma birimi içerir. Mum modelaj taslak lazer tarayıcı tarafından taranır ve elde edilen yazılım aşındırma birimine taşınır. Altyapı, sinterlenmemiş homojen zirkonya bloklardan, özel tungsten karbid frezlerle hacimli bir şekilde aşındırılır. Değişik uzunluklarda bloklar mevcuttur. Bloklar prefabrike olarak 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm boyutlarında üretilmiştir. Aşındırma işlemi bittikten sonra altyapı Cercon Brain ünitesinden çıkartılır. Eğer gerekiyorsa manuel olarak son düzeltmeler tamamlanır. Büyütülmüş altyapılar % 25 - 30'luk sinterlenme büzülmesini karşılayacak şekilde 6 - 8 saat 1350 °C' de Cercon Heat fırınında sinterlenir ve istenilen boyutlar elde edilir. Sinterlenmemiş blokların aşındırma işlemi hızlıdır. Bu sistemlerde kullanılan aletler, tam sinterlenmiş blokların kullanıldığı aletlere göre daha az aşınır ve yıpranır (20, 58, 187).

2.7.6. DC-Zirkon Sistemi

DC-Zirkon materyali ve DCS sistemi (DCS-Precident, Allscwill, İsviçre) 1993 yılında geliştirilmiştir. Bu sistem üç bölümden oluşmaktadır: 1) Preciscan (tam otomatik, lazer projeksiyonu ile çalışan optik tarayıcı), 2) DCS Dentform (yazılım) ve 3) Precimill (Aşındırma Birimi). Lazer tarayıcı, alçı modelin tamamını ve tek tek yalancı kökleri tarar ve yaklaşık 300.000 noktadan ölçüm yapar. Ölçüm tamamlandıktan sonra toplanan bilgiler, tasarım yapılmak üzere bilgisayara aktarılır. Yazılım programı altyapı için gerekli olan bağlantı ve gövde boyutlarını belirler. Daha sonra bu bilgiler aşındırma birimine iletilir. Altyapı, tam sinterlenmiş prefabrike HIP zirkonya bloklarından, doğrudan istenilen son boyutlarda aşındırılır (170). Aşındırılma sonrası herhangi bir fırınlama işlemi ve sinterleme büzülmesi yoktur (65). Bazı çalışmalarda tam sinterlenmiş blokların aşındırılması sırasında mikro çatlakların oluştuğunu iddia edilirken (113), bazıları da bu sistemde büzülme olmamasından dolayı çok iyi bir kenar uyumu elde edildiğini bildirmektedir (20).

2.7.7. Cerec InLab

Cerec InLab sisteminde (Sirona, Bensheim, Almanya) hekimlerin klinikte ölçü işlemini ortadan kaldırabilmesi için sistemle uyumlu intraoral kamerası,

bilgisayar yazılımı içeren aşındırma birimi ve sinterleme fırını (Zyrcomat) mevcuttur. Cerec InLab hem mum modelajı, hem de modeli tarayabilir. Taranan model üzerinde bilgisayar ortamında altyapılar tasarlanır. Altyapılar, CAM ünitesine yerleştirilmiş zirkonya bloklardan aşındırılarak elde edilir. Zyrcomat' ta yapılan sinterleme sonucunda altyapı yaklaşık % 20 oranında bir büzümeye uğrar ve istenilen boyuta ulaşılır. Firmanın piyasada olan blokları Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Dicor MGC, Cerec ProCAD, Cerec Vitablocks InCeram-alümina ve Cerec Vitablocks InCeram-Zirkonya'dır. Diğer sistemlerle karşılaştırıldığında daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan başka blokları da işleyebilmesi ve zirkonya altyapıyı 6 farklı tonda renklendirebilmesi bu sistemin avantajlarından. Ancak Cerec In-Lab ile 3 üyeden uzun bir köprü protezi yapılamaz ve oklüzal yüzey şekillendirmesinin bugün için yeterli olmadığı bildirilmiştir (80).

2.7.8. Vita Celay Sistemi

Celay sistemi (Vita, Bad Säckingen, Almanya) bilgisayar destekli yöntemlere karşı bir alternatif olarak 1987'de, kopya-freze tekniği esaslı ile çalışmak üzere geliştirilmiştir. Sistemde hazır seramik bloklar kullanılır ve restorasyon herhangi bir bilgisayar desteği olmaksızın aşındırma tekniği ile elde edilir. Vita firması tarafından üretilen feldspatik bloklar (Vita Celay Blanks), alümina bloklar (Vita Celay Alumina Blanks), spinell bloklar (Vita Celay Spinell Blanks) ve zirkonya bloklar (Vita Celay Zirconia Blanks) kullanılabilir.

Celay cihazı iki bölmeden oluşmaktadır. Sol taraftaki bölmede mavi renkli ışıkla polimerize olan kompozit materyalinden hazırlanmış modelaj (Celay Tech), sağ taraftaki bölmede ise aşındırılacak Vita Celay Zirconia blok bulunmaktadır. Kopyalama bölmesindeki aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar kompozit modelaj yüzeyinde dolaştırılırken, aşındırma bölmesindeki frezler de zirkonya bloğu şekillendirmektedir. Aşındırılmış zirkonya altyapı 1120 °C' de sinterlenir, cam infiltre edilerek 1140 °C' de tekrar fırınlanır. Üstyapı porseleni olarak Vitadur Alpha seramiği kullanılarak restorasyon bitirilir (204).

2.7.9. ZENO Tec Sistemi

Bu sistemde tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), aşındırma birimi (ZENO 4030) ve sinterleme fırını (ZENO Fire) bulunur (Wieland, Pforzheim, Almanya). Ölçü sonrası elde edilen modeller lazer kesit alma tekniği ile taranır. Taranan obje 3 boyutta hareket ettirilerek ZENO CAD'de tasarım yapılır. Aşındırma biriminde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan altyapılar ortalama % 20 oranında fazla hacime sahiptir. 12 saatlik sinterleme işleminden sonra altyapı gerçek boyut ve sertliğe ulaşır. Firmanın zirkonya bloklarından başka alümina ve plastik blokları da vardır (220).

2.7.10. Zirkozahn Sistemi

Zirkozahn sistemi (Steger, Ahrntal, İtalya) bir CAD/CAM sistemi değildir. Mekanik yöntemle üretim yapılır. Aşındırma işlemi teknisyen tarafından manuel olarak gerçekleştirilir. Yalnızca sinterlenmemiş homojen zirkonya blokları kullanılır. Altyapı ışıkla polimerize olan kompozit kullanılarak tasarlanır. Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit taslak makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirkozahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa konumlandırılır. Makinenin okuyucu ucu kompozit taslak üzerinde hareket ettirilerek, işleme ünitesine yerleştirilmiş olan sinterlenmemiş homojen non-HIP zirkonya bloğun işlenmesi sağlanır. Hacim olarak % 25 daha büyük aşındırılan restorasyon yaklaşık 1500 °C'de 16 saat sinterlenir ve orijinal boyutlarına ulaşır (222).

2.8. CAD/CAM Sistemleri

2.8.1. Tanımı ve Tarihsel Gelişimi

CAD/CAM, 'Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing' (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) kelimelerinin kısaltılmış halidir. Çalışılan parçanın üç boyutlu planı bilgisayar ekranında tasarlanır ve bilgisayar kontrolündeki makinede otomatik olarak üretim yapılır (197).

CAD/CAM teknolojisi diş hekimliği alanında ilk kez 1971 yılında Francois Duret tarafından kullanılmıştır (52). Duret esas amacını, bu endüstriyel teknolojiyi kolaylıkla diş hekimliğine transfer etmek ve bir diş hekimliği

restorasyonu için harcanan manuel eforu azaltarak maliyeti düşürmek olarak bildirmiştir. CAD/CAM' in endüstriyel kullanımı ile istenilen sayıda ve birbirinin aynısı ürünler, daha kısa sürede ve daha az işgücü harcanarak üretilir. Ancak bu yaklaşımı diş hekimliğinde uygulamak mümkün değildir, çünkü her restorasyon hastaya özgü tasarlanır ve kişiseldir (197).

2.8.2. CAD/CAM Bileşenleri

Tüm CAD/CAM sistemleri 3 fonksiyonel bileşen içermektedir:

Tarayıcı (Scanner)

Diş hekiminin yaptığı diş hazırlığını, komşu dişleri ve oklüzyondaki dişlerin geometrisini ağız içinden ya da ağız dışından tarayabilen birimlerdir. İnleyler ve tek kuronlar için sadece hazırlanacak diş yüzeyinin taranmasına ihtiyaç vardır. Köprüler veya ilave oklüzal karakterizasyonlar için, komşu dişler ve antagonist dişlerle ilgili daha fazla bilgiye ihtiyaç vardır ve bu bölgelerin de taranması gerekir (180, 197). Diş hekimliği kullanımı için 3 tip 3-boyutlu tarayıcı cihazı bulunmaktadır:

- Mekanik tarayıcıda yer alan bir küre, iğne ucu ya da pin aracılığı ile yalancı kök üzerinden tarama yapılır.
- İntraoral tarayıcıda kesilmiş ve komşu dişlerin anatomik yapılarının görünümü kaydedilerek dijital bir görüntü elde edilir.
- Optik tarayıcıda ise lazer projeksiyonu, beyaz ışık ya da renkli ışık ile yalancı kök yüzeyi optik olarak taranır (215).

Yazılım (Software)

Bilgisayar ekranında restorasyonun üç boyutlu tasarlanması ve planlamasının yapılabilmesi için bir bilgisayar ünitesi içerir. Kişiyeye özgü adapte edilmiş restorasyonun tasarımına ve üretilmesine izin veren yazılım programları geliştirilmiştir. CAD komponenti içermeyen sistemler CAD/CAM sistemi olarak adlandırılmaz, (CAD-)/CAM sistemi olarak adlandırılırlar. Örneğin Cercon (DeguDent, Hanau, almanya) sistemi CAD komponenti içermez ve restorasyon geleneksel yöntemlerle yapılan mum modelajla tasarlanır (215).

Donanım (Hardware)

Bilgisayar kontrolünde olan aşındırma makinelerini ifade eder. Restorasyon, materyal bloklarından aşındırılarak elde edilir. Kural olarak CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, son cilalamalar, renklendirmeler ve üstyapı uygulamaları diş teknisyeni tarafından yapılır (180, 197).

2.8.3. CAD/CAM Materyalleri

CAD/CAM sisteminde kullanılmaya elverişli materyal grubu şunlardır (59):

- silikat seramikler
- cam infiltre alüminyum oksit seramikleri
- yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit seramikleri
- yoğun sinterlenmiş zirkonyum oksit seramikleri
- titanyum
- kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar
- dayanıklılığı arttırılmış ve dökülebilir akrilikler

2.9. Zirkonya

2.9.1. Uygulama Alanları

Zirkonyum metali ilk kez 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, bazı cevherlerin ısıtılmasından sonra oluşan reaksiyon ürünlerinden elde edilmiştir. 1824 yılında Jons Berzelins tarafından potasyumla işlenerek izole edilmiştir. Uzun yıllar nadir toprak elementleri ile karıştırılarak seramik pigmentleri olarak kullanılmıştır. Üstün mekanik özellikleri ve biyolojik uyumu sayesinde, 80'li yılların sonunda biyomedikal alanda ortopedik kalça eklemi protezlerinin yapımında kullanılmıştır (31). Ortopedide ilk kullanımı Christel'in zirkonya total kalça protezlerini üretmesiyle gerçekleşmiştir (35). Ancak 2001 yılından sonra bir seri başarısızlıktan dolayı biyomedikal kullanımı % 90 azalmıştır (31). Çünkü bu alanda kullanılan Mg ile stabilize zirkonyanın tanecik çapı büyük (30 - 60 µm) ve poröz bir yapıda olduğundan, aşınmalara neden olduğu görülmüştür (148). Diş hekimliğinde ise ortodontik braket (95, 100, 189), endodontik post (14, 130, 218), implant abutmenti (67) ve CAD-CAM

teknolojisinin geliştirilmesiyle tam seramik kuron ve köprülerde alternatif bir altyapı materyali olarak kullanılmaktadır (20, 58, 115, 187).

Kemik içi implant materyali olarak da hayvanlar üzerinde test edilmiş ve başarılı sonuçlar alındığı bildirilmiştir (3, 4).

Tıbbi kullanım dışında zirkonyum metali korozyona dayanıklılığı nedeniyle nükleer reaktörlerin yapı malzemesi olarak, yanıcı özelliğinden dolayı silah sanayisinde ve düşük sıcaklıklarda süper iletken özelliği nedeniyle mıknatıs yapımında kullanılmaktadır. Genellikle uçuş sektöründe ve ergime noktasının yüksek olmasından dolayı yüksek sıcaklıklara dayanabilen nükleer sanayide kullanılan sağlam ve hafif bir maddedir (148).

2.9.2. Yapısı ve Özellikleri

Zirkonyum, sembolü 'Zr' olan kimyasal bir elementtir. 'Altın renginde' anlamına gelen 'zargon' kelimesinden türetilmiştir. 'Zargon' kelimesi ise Pers dilinde 'Zar' (altın) ve 'Gun' (renk) kelimelerinden oluşmuştur. Atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22'dir. Periodik tablonun D grubuna ait bir geçiş elementidir. Yoğunluğu 6,49 g/cm³, ergime noktası 1852 °C, kaynama noktası 3580 °C'dir. Doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır. Heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir. Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı çok dirençlidir. Birçok farklı bileşik halinde bulunabilir. Zirkonyumun bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (Zirkon, ZrSiO₄) ve zirkonyum oksittir (ZrO₂). Zirkonyum silikatın diğer adı 'zirkon'dur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise 'zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleyit' tir. Baddeleyit ismi 1892 yılında Sri Lanka'da zirkonyayı keşfeden Joseph Baddeley'in isminden gelmektedir. Zirkon (ZrSiO₄) madenleri başlıca Avustralya, Brezilya, Hindistan, Rusya ve A.B.D.'de bulunur. Zirkonyum bileşiklerinin içerisinde her zaman 1/50 oranında hafniyum (Hf) elementi bulunur ve zirkonyum metalinin saflaştırılması sırasında elde edilir. Zirkonyum metalinin yüzeyini kaplayan oksit tabakası havaya karşı inaktif olmasına neden olur. Buna rağmen havada yakılması ile zirkonyum oksit bileşimini oluşturur. Zirkonyum metali normal koşullar altında su ile reaksiyon göstermez. Metalin yüzeyini kaplayan oksit tabakası, asitlere karşı inaktif olmasına neden olur. Sadece

hidroflorik asit içerisinde çözünerek floro bileşenleri oluşturur. Normal koşullar altında alkali çözeltilerle reaksiyona girmediği bildirilmektedir (148).

Zirkonya (Zirkonyum dioksit, ZrO_2), oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir ($<0,5 - 0,6\mu m$) (13). Üç farklı kristal yapıya sahiptir. Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır. Monoklinik faz $1170^\circ C$ 'ye kadar stabildir ve bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür. Tetragonal faz $2370^\circ C$ 'ye kadar stabildir ve bu sıcaklığın üzerinde kübik faza dönüşür. Ergime noktası olan $2680^\circ C$ ' ye kadar ise kübik fazda bulunur (96, 148). Zirkonyum dioksit fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır (97). Fırınlamanın ardından soğuma sırasında $t \rightarrow m$ faz dönüşümü gerçekleşir. Bu sırada % 3 - 5'lik hacim artışı meydana gelir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan baskı gerilmeleri ile dayanıklılık artsa da, $t \rightarrow m$ faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, aksi takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir (62). Ancak tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir. Oda sıcaklığında stabil olabilmeleri için kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yttrium veya seryum gibi metal oksitler ilave edilmektedir (97, 148). Yttrium oksit, saf zirkonyayı oda sıcaklığında, tetragonal fazda stabilize eder ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonya materyalini oluşturur (115, 130, 148). Ancak her ne kadar tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilse de, bu faz aslında 'metastabil'dir. Faz dönüşümü geri dönebilen (reversibl) bir olgudur. Yani materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur (97, 198).

Zirkonyanın elastik modülüsü yaklaşık $200 MPa$ 'dır. Vickers sertliği ise diş hekimliği alaşımların 4 - 5 katıdır ($1000 - 1300$ Vickers) (70). Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyanın eğme dayanımı ortalama $900 - 1200 MPa$, kırılma tokluğu ise $9 - 10 MPa \cdot m^{1/2}$ olarak bulunmuştur. Bu da neredeyse alümina esaslı seramiklerin 2 katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin (Empress II) 3 katıdır (35, 72, 112, 148).

Cam içerikli tam seramiklerde, tükürük içindeki su cam ile reaksiyona girerek camsı yapıyı ayrıştırır ve çatlak ilerlemesini artırır. Bu da seramiklerin uzun dönem stabilitesini etkiler. Fakat zirkonya esaslı seramikler cam

içermediğinden bu olumsuzluğu göstermezler ve uzun dönem stabiliteleri daha fazladır (172). Ancak zirkonya, özellikle suyun varlığında daha da etkili olan, 'düşük ısı bozunması' (low temperature degradation) özelliğine sahiptir (33). 900 - 1000°C' deki 1 dakikalık kısa süreli ısı uygulamalarında bile tersine dönüşümün (m→t) tetiklendiği belirtilmiştir. Özellikle üstyapı porseleni fırınlanması sırasındaki olası m→t dönüşümü ile baskı gerilimleri serbestlenir ve dayanıklılık azalır (185).

Zirkonyanın yüksek bir biyolojik uyuma sahip olduğu bildirilmiştir. Yapılan in vitro ve in vivo çalışmalarda, herhangi bir lokal ya da sistemik yan etki bildirilmemiştir (40, 86, 164). Ayrıca termal iletileri azdır, dolayısıyla potansiyel pulpa irritasyonlarını azaltırlar (155).

Diş hekimliği restorasyonlarında özellikle paladyum ve nikel gibi metal alaşımlara karşı aşırı duyarlılık gözlenebilir. Metal alaşımları içermeyen tam seramik restorasyonlar bu problemi ortadan kaldırır (77, 133). Zirkonya altyapılar metal benzeri bir radyoopaklık gösterir ve böylece restorasyonun radyografik değerlendirilmede doğal dişlerden ve çevre dokulardan ayrılmasına izin verir (3, 4, 154).

2.9.3. Zirkonya Materyalleri

Stabilize Zirkonya

Saf zirkonyaya CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃ gibi stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir (35, 148). Tam stabilize ya da parsiyel (yarı) stabilize zirkonya olmak üzere iki tipi vardır. Tam stabilize zirkonya, zirkonyaya % 16 mol CaO, % 16 mol MgO ve % 8 mol Y₂O₃ ilavesi ile elde edilir. Kübik form içerir. Sertliğinin ve termal şok direncinin yüksek olmasından dolayı seramik endüstrisinde aşındırıcı bir araç olarak ve ateşe dayanıklı bir ürün olarak kullanılabilir. Parsiyel stabilize zirkonya materyali ise daha kullanışlı mekanik özelliklere sahiptir. Multifaz formunda olup PSZ olarak adlandırılan yarı stabilize zirkonyadır (62). PSZ, saf zirkonyaya daha düşük oranlarda stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir. Oda sıcaklığında majör faz olarak genelde kübik faz içerir, minör faz olarak da monoklinik ve tetragonal fazlar içerir. Ancak tanecik çapının, TZP (Tetragonal Zirkonya Polikristalleri)

materyallerine göre büyük olması (30 - 40 μm) ve dolayısıyla porözitesinin ve sinterleme derecesinin daha yüksek olması, bu malzemelerin kullanımını azaltmıştır(148).

Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (Y-TZP)

Oda sıcaklığında tetragonal fazdaki zirkonya ve stabilize edici oksit olarak % 2 - 3'lük Y_2O_3 içerir (35). Zirkonyayı oda sıcaklığında t-fazında tutan faktörler, işlem sıcaklığı, Y_2O_3 içeriği ve tanecik boyutudur. Ayrıca materyalin mekanik özellikleri de bu parametrelere bağlıdır (148). Oda sıcaklığında metastabil bir tetragonal yapı elde etmek için tanecik boyutu 0,8 μm 'den küçük olmalıdır (194). Kendiliğinden oluşan t \rightarrow m faz dönüşümünün gerçekleşebilmesi için, Y_2O_3 konsantrasyonuna bağlı olarak var olan kritik bir tanecik boyutu vardır ve faz dönüşümü bu tanecik boyutunun üzerindeyken gerçekleşir. Bu dönüşümün, çok küçük tanecikli yapıda inhibe olduğu bildirilmektedir. (148).

2.9.4. HIP ve Non-HIP Zirkonya

HIP kelimesi 'Hot Isostatic Pressing' kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır. Seramik endüstrisinde kullanılan özel bir sinterleme tekniğidir ve pahalı cihazlar ve malzemeler gerektirir. Materyali yoğunlaştırmak için kapalı bir sistemde yüksek ısı ve basınç uygulanır ve böylece Non-HIP zirkonyaya nazaran, dayanıklılığında yaklaşık % 20'lik bir artış olur. HIP zirkonya özel ve farklı bir materyal değildir, sadece bir sinterleme tekniğidir. Kimyasal kompozisyonu tamamen Non-HIP zirkonya ile aynıdır. Yoğun sinterlenmiş seramik blokların aşındırılması sırasında, seramik üzerinde istenmeyen yüzeysel ve yapısal hataların oluşma riski vardır. Elmas frezler, seramiğin dayanıklılığı üzerine olumsuz etki eder. HIP zirkonyadan üretim yapılması daha uzun zaman alır ve aşındırma biriminin daha kolay eskimesine neden olur (105).

Non-HIP zirkonyanın üretilmesinde, sinterleme işlemi aşındırma işleminden sonra yapıldığından, stresin başlattığı t \rightarrow m dönüşümü ve buna bağlı olarak yüzeyde serbest monoklinik fazın bulunması engellenir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, birçok üretici zirkonya üzerinde aşındırma ve kumlama işlemlerinin yapılmasını tavsiye

etmemektedir. Bunun aksine HIP zirkonya ile üretilen restorasyonlarda zirkonya yüzeyi, fazla miktarda monoklinik faz içerir. Bu da yüzey mikroçatlaklarının oluşmasına, düşük ısılarda bozunmalara ve güvenilirliğin azalmasına neden olur (70).

2.9.5. Zirkonya'ya Üstyapı Uygulanması

Günümüz teknolojisi zirkonya esaslı altyapıyı doğal dişe yakın translüsentlikte üretmediğinden, restorasyonun estetiğini arttırmak için feldspatik seramiklerle ya da zirkonya altyapı için özel olarak geliştirilmiş çeşitli üstyapı seramikleriyle kaplanmaktadır (2, 185, 186, 211). Yüksek dayanımlı zirkonya materyali, estetik üstyapı seramiği ile birlikte biyolojik olarak daha uyumlu bir restorasyon yapılmasını sağlamaktadır (107). Üstyapı seramiğindeki stresler restorasyonun hizmet süresini belirleyen önemli bir faktördür (44).

Kelly ve ark. klinik olarak başarısızlığa uğramış alumina altyapılı köprü protezlerini inceledikleri araştırmalarında kırıkların çoğunlukla gövde bağlantı noktalarından, altyapı ve üstyapı porseleninin arayüz bölgesinden başladığını bildirmişlerdir (99). Arayüz bölgesinden başlayan bir çatlak, üstyapı-altyapı porselenleri arasındaki elastik modulus farklarına bağlı olarak ilerleyecek ve restorasyonun kırılmasına yol açacaktır. Bütün bu tartışmaların klinik sonucu olarak, altyapı malzemesinin köprü bağlantı bölgelerinde üstyapı porseleni ile kaplanmaması ve açıkta bırakılması tavsiye edilmektedir (72). Böyle bir tasarım da, zirkonya altyapıların ağız ortamının dinamik etkilerine açık olması anlamına gelecektir.

Feldspatik Seramik ile Kaplamanın Zirkonya Altyapı Üzerine Etkisi

Üstyapı uygulanması işleminde zirkonya esaslı altyapı neme ve ısıya maruz kaldığından, zirkonyanın mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bu işlem sırasında zirkonya, kendiliğinden gelişen t→m faz dönüşümünden dolayı stabil değildir. Bu da mekanik özelliklerde azalmalara neden olabilir. Isı, buhar, tanecik boyutu, mikro ve makro çatlaklar, stabilize edici oksitin tipi ve konsantrasyonu t→m faz dönüşümünü etkileyebilmektedir (34, 148). t→m faz dönüşümü için en kritik sıcaklık 200 - 300°C' dir ve bu dönüşüm suda veya buharda daha da hızlanabilmektedir (148). Üstyapı materyali esas olarak estetik nedenlerle uygulansa da, restorasyonun mekanik özellikleri üzerinde önemli rol

oyunarak köprü protezinde stres dağılımını direkt olarak etkileyebilmektedir. Buna ek olarak altyapı-üstyapı bileşimi, altyapı-üstyapı ara yüzündeki bağlanma kuvvetini ve ısı genleşme katsayısı uyumsuzluğunda oluşan termal stresleri belirlemektedir (183). Üstyapı seramiğinin altyapıyı yetersiz ıslatması, fırınlama sırasında büzülmesi, altyapı-üstyapı ara yüzündeki zirkonyum kristallerinin ısı ve yüklerden etkilenerek dönüşüme uğraması (45), altyapının yüzey pürüzlülüğü, ısı genleşme katsayısının uyumsuzluğu nedeniyle oluşan artık stresler ve altyapı-üstyapı ara yüzündeki yapısal defektler bağlanma kuvvetini etkileyen faktörlerdir (8, 87). Bu özellikler restorasyonun klinik başarı oranlarını etkilemektedir. İyi bir bağlanma kuvveti için daha dayanıklı üstyapı seramiklerinin tercih edilmesi, fonksiyon altında çentiklenme ve tabakalar halinde ayrılma riskini azaltabilmektedir (1). Aksi takdirde zayıf bir üstyapı seramiği, dayanıklı altyapı materyalinin klinik performansını düşürebilmektedir (73).

İki farklı malzemeden meydana gelen çift katmanlı yapılarda, arayüz bölgesinin de yapının kırılmasında önemli rol oynadığı birçok çalışmada bildirilmiştir (29, 37, 73). Arayüz bölgesindeki kırılma tokluğu, çekme kuvvetlerine maruz kalan yüzeydeki eğme gerilim yüksek olduğunda malzeme homojen bir yapı gibi davranacak ve çatlak üstyapı-altyapı arayüzünü aşarak kırığa yol açacaktır. Buna karşılık eğer eğme stresleri arayüz bölgesinin kırılma tokluğundan yüksekse çatlak arayüz boyunca ilerleyecek ve iki farklı malzemenin birbirinden ayrılmasıyla delaminasyon meydana gelecektir (195).

2.9.6. Isıl Genleşme Katsayısı

Isı genleşme katsayısı, birim hacimdeki bir maddenin birim sıcaklık değişiminde, hacmindeki değişim miktarı olarak tanımlanır. Kuron restorasyonlarında başarılı bir altyapı-üstyapı bileşimi için önemli bir faktördür. Metal-porselen restorasyonlarda metal altyapının ısı genleşme katsayısı porselene göre daha fazla olmalıdır. Böylece fırınlama sıcaklığından oda sıcaklığına geçildiğinde metal porselenden daha fazla büzülme olacaktır. Bu ısı genleşme katsayısı farkı, porseleni baskı altında tutmakta ve restorasyona ekstra dayanıklılık sağlamaktadır. Aynı mekanizma çok tabakalı tam seramik restorasyonlarda da başarılı bir şekilde uygulanmaktadır (10).

Altyapı ve üst yapı arasındaki ısıl uyumsuzluk, üstyapı seramiğinin ısı genleşme katsayısının altyapı seramiğinden düşük ya da yüksek olmasına bağlı olarak, üstyapıda baskı ya da çekme stresleri oluşturur. Seramikler baskı streslerine karşı dayanıklıyken çekme streslerine karşı dayanıksızdır. Üstyapı tabakasında küçük baskı streslerinin oluşması istenilen bir durumdur. Çünkü bu şekilde üstyapı seramik kuvvetlenir ve kırılma dayanımı artar. Üstyapı seramiğinin ısı genleşme katsayısının altyapıdan bir miktar düşük olması sayesinde, soğuma sırasında bu tip istenilen baskı stresleri oluşmaktadır (15). Üstyapı materyalinin ısı genleşme katsayısı değeri altyapı materyalinden yüksek olduğunda ise üstyapının delaminasyonu ve mikroçatlaklar gözlemlenmektedir (44).

Zirkonya, diğer seramiklere nazaran göreceli olarak daha düşük bir ısı genleşme katsayısına sahiptir. Dolayısıyla son yıllarda, zirkonya ile aynı ya da daha düşük ısı genleşme katsayısına sahip özel üstyapı seramikleri geliştirilmiştir. Örneğin, üretici firmalar zirkonya altyapıların ısı genleşme katsayısı değerlerini, DC-Zircon ve Lava için $10 \times 10^{-6} /K$, Cercon ve Vita YZ Cubes için $10,5 \times 10^{-6} /K$, Procera için $10,4 \times 10^{-6} /K$ ve InCeram- Zirconia için $7,7 \times 10^{-6} /K$ olarak belirlemişlerdir. Üstyapı seramiklerinin ise ısı genleşme katsayısı değerleri, IPS e-max Ceram için $9,5 \times 10^{-6} /K$, Vita VM9 için $8,8 - 9,2 \times 10^{-6} /K$, Triceram için $8,7 - 9,0 \times 10^{-6} /K$, Lava Ceram için $9,8 - 10 \times 10^{-6} /K$ ve Cercon Ceram için $9,2 \times 10^{-6} /K$ olarak bildirilmiştir.

2.9.7. Adhezyon

Birçok tam seramik sisteminin başarısı, altyapı-üstyapı bağlantı kuvvetine bağlıdır. Seramik altyapı üstyapıya nazaran anlamlı derecede dayanıklı olduğu için, bağlantı kuvveti başarıda önemli rol oynamaktadır (2). Üstyapı seramiğinin güvenilirliği ve başarılı performansı, altyapı materyaline olan adhezyonu ve mekanik bütünlüğü ile sınırlıdır. Uzun süreli bir bağlantı için altyapı ve üstyapının mekanik özellikleri birbirlerine uygun olmalıdır (7). Tam seramik restorasyonların başarısızlık oranlarını inceleyen literatürler derlemeleri, üstyapı seramiğinin delaminasyonunun yaygın bir başarısızlık tipi olduğunu göstermiştir (99). Delaminasyon, üstyapı seramiğinin altyapı materyalinden tabaka halinde ayrılması ya da bu iki tabaka arasındaki adeziv

başarısızlık olarak tanımlanabilir (7). Bu ayrılma zayıf bir üstyapı seramiğinin kullanılmasının ya da zayıf bir altyapı-üstyapı bağlantısının sonucudur (2).

Aboushelib ve ark. yaptıkları bir çalışmada, tek tip zirkonya altyapı (Cercon) ve 7 farklı üstyapı seramiği (Ceram S, Ceram Express, Rondo Dentine, Rondo Shoulder, Lava Dentine, Sakura Interaction ve deneysel preslenebilir seramik) arasındaki mikro-çekme bağlanma kuvvetini değerlendirmişlerdir. En yüksek değerleri Rondo Dentine (41,1 MPa) ve Ceram Express'in (38,6 MPa) gösterdiğini bildirmişlerdir. Bunun dışında altyapı ve üstyapı arasında tercihen kullanılan liner materyalinin de etkisini de araştırmışlardır (1). Liner materyali esas olarak zirkonyanın beyaz rengini maskelemek ve altyapı-üstyapı tabakaları arasındaki bağlanma kuvvetini arttırmak için kullanılmaktadır. Liner materyalinin uygulanması, Sakura Interaction, Ceram S ve Lava için tavsiye edilmektedir. Preslenebilir üstyapı seramikleri (Rondo Dentin, Ceram Express) için kullanıldığında ise bağlanma kuvvetini önemli derecede zayıflattığı ve üstyapının delaminasyon riskini dramatik bir şekilde arttırdığı ifade edilmektedir (198).

Aboushelib ve ark. yaptıkları diğer bir çalışmada Cercon altyapı yüzeyinin cilalanmasının, yüzeye liner uygulanmasının ve ısı genleşme katsayısı yüksek bir seramikle kaplanmasının bağlanmaya etkisini araştırmışlardır. Altyapı yüzeyinin cilalanmasının bağlanma kuvvetini artırıcı ya da azaltıcı herhangi bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Ancak liner uygulanmasının bağlanma kuvvetini neredeyse iki kat arttırdığını tespit etmişlerdir (16,9 MPa'dan 29 MPa'ya yükselmiştir). Isı genleşme katsayısı altyapıdan yüksek bir üstyapı seramiği kullanıldığında ise üstyapının tabaka halinde ayrıldığı ve büyük çatlakların oluştuğu gözlenmiştir. Zirkonyanın, yüksek çekme dayanımına sahip olmasına rağmen (340 MPa) üstyapı seramiği ile düşük bir bağlanma kuvveti göstermesi (29 MPa) ise bu çalışmanın ilginç bir sonucu olarak ifade edilmektedir (2).

Al-Dohan ve ark., farklı seramik altyapı materyalleri üzerine uygulanan farklı üst yapı porselenlerinin bağlanma kuvvetlerini inceledikleri çalışmalarında; IPS Empress 2/Eris, Procera AllCeram/AllCeram, Procera AllZircon/CZR ve DC-Zircon/Vita D altyapı/üst yapı bileşimlerinin bağlanma kuvvetlerini (shear

bond strength), metal seramik kontrol grubu ile karşılaştırarak incelemiştir. IPS Empress 2 için 30,86 MPa, Procera AllCeram için 22,40 MPa, Procera AllZircon için 28,03 MPa, DC-Zircon için 27,90 MPa ve metal seramik kontrol grubu için 30,16 MPa değerleri tespit edilmiştir. Sonuç olarak Procera AllZircon, IPS Empress 2 ve DC-Zircon grupları ile metal seramik kontrol grubunun bağlanma kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı ve bunların klinik davranışlarının da benzer olabileceği bildirilmiştir (7).

2.9.8. Çekme Dayanımı

Çekme dayanımı restorasyonların klinik başarısını etkileyen bir diğer önemli bir faktör olarak ifade edilmektedir. İki tabakalı restorasyonlarda, eğer çatlak üstyapının yüzeyinden başlıyorsa, eğme dayanımı ve kırılma tokluğunun, üstyapı tabakasına bağlı olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (85). Üstyapı tabakasındaki artık baskı gerilimleri, restorasyonların eğme dayanımını arttırsa da, gözlenen küçük çatlakların esas nedeni çekme gerilimleridir (191). Çok üyeli köprüler çiğneme sırasında, özellikle bağlantı alanının gingival kısmında yüksek çekme gerilimlerine maruz kalırlar. Dayanıklı altyapı materyalinin çekme kuvvetlerine karşı dayanımı, üstyapı seramik materyalinden daha fazladır. Dolayısıyla zirkonya esaslı köprü restorasyonlarında bağlantı alanının kaplanmaması önerilmektedir (182).

Çatlak başlangıç bölgesinin ve potansiyel kırıkların kontrolünde, altyapı-üstyapı kalınlık oranı baskın bir faktördür (206). Altyapı materyalinin kalınlığı arttıkça dayanım da artar. Köprü dizaynı, mümkün olduğunca kalın bir altyapı ve ince bir üstyapı tabakasına sahip olacak şekilde yapılmalıdır (211). Üstyapı porseleninin baskı gerilimleri altında, seramik altyapının ise çekme gerilimleri altında olduğundan emin olmak için, bu tabakaların kalınlıklarını optimize etmek gerekmektedir (219). Eğer bu çekme gerilimleri hesaba katılmadan bir tasarım yapılırsa, zayıf üstyapı seramiği dayanıklı zirkonya altyapı materyalinin klinik başarısını azaltabilir (72, 73). Ancak her ne kadar seramik altyapının kalınlığını arttırmak istenilen bir şey olsa da, estetiği bozmayacak şekilde, aşırı kontur oluşturmadan ve aşırı diş hazırlığı yapılmadan gerçekleştirilmelidir (152).

2.9.9. Kırılma Şekilleri

Studart ve ark. Empress 2/Eris, Cercon/Cercon S ve InCeram-Zirconia/Vita VM7 altyapı/üstyapı bileşimlerinin kırılma şekillerini yıprandırma apareyinde incelemişlerdir. Cercon S ve Vita VM7 feldspatik seramiklere nazaran Eris'in, çekme yükleri altındayken sudaki çözünürlüğünün fazla olmasından dolayı çatlak ilerlemesine daha hassas olduğu bildirilmiştir. Ayrıca Empress 2/Eris bileşiminde altyapı-üstyapı ara yüzünde, çatlağı durdurucu ve hapsedici bir mekanizmanın olmadığını, bu in vitro sonuçlara bağlı olarak bu bileşimin arka bölge köprülerinde uygun olmadığını bildirmişlerdir. Cercon/Cercon S ve InCeram-Zirconia/Vita VM7 bileşimleri ile yapılan 3 üyeli köprülerin, bağlantı alanları uygun bir şekilde tasarlandığında, 20 yıldan daha uzun bir hizmet süresi gösterebileceği bildirilmiştir (182).

Studart ve ark. yaptıkları diğer bir çalışmada, Empress 2/Eris, Cercon/Cercon S ve InCeram-Zirconia/Vita VM7 altyapı/üstyapı bileşimlerinin kırılma şekillerini mikroskopta incelemişler ve kırık orijinlerini gözlemlemişlerdir. Dayanıklı altyapı materyaline sahip bileşimlerde (Cercon/Cercon S ve InCeram-Zirconia/Vita VM7) üstyapı dış yüzeyinden başlayan çatlak, altyapı-üstyapı ara yüzüne doğru yön değiştirip üstyapının tabaka halinde ayrılmasına neden olduğunu belirtmişlerdir. Empress 2/Eris bileşiminde ise çatlağın, üstyapı yüzeyinde düz bir şekilde yayıldığını gözlemişlerdir. Zayıf bir altyapıya sahip altyapı-üstyapı bileşiminin mekanik özellikleri, esas olarak üstyapı tabakasının düşük kırılma dayanımı tarafından belirlenmektedir. Çünkü altyapı-üstyapı ara yüzünde çatlağı durdurucu ve hapsedici bir mekanizma bulunmamaktadır. Dolayısıyla arka bölge köprü restorasyonları için yüksek dayanımlı altyapı materyallerinin kullanılması önerilmektedir (183).

2.9.10. Yavaş Çatlak İlerleyişi

Dişhekimliği porseleni kırılğan bir malzemedir. Ağız boşluğunda restoratif amaçlı kullanılan bu porselenlerin kırılması, yapılarındaki küçük hatalar ve çatlakların, maruz kaldıkları çekme stresleri sonucunda plastik deformasyon göstermeksizin ilerlemesiyle meydana gelir. Seramik malzemedeki defektler, kritik eşik değerinin kuvvetler karşısında yavaş fakat kararlı bir şekilde ilerler. Bu kırık ilerleyişi, özellikle ağız boşluğu gibi nemli ortamlarda daha çabuk

gerçekleşir. Bu olaya “Yavaş Çatlak İlerleyişi” (Slow Crack Growth) adı verilir: Stres altındaki çatlağın ucunda su moleküllerinin varlığı, seramik malzemedeki metal oksit bağlarının çözülmesine ve yapıyı zayıflatan hidroksit iyonlarıyla yer değiştirmesine sebep olur. Bu “stres korozyonu”nun bir sonucu olarak, defekt “kritik boyut”a ulaşır ve malzeme kırılır. Cam seramiklerde olduğu kadar, zirkonya esaslı seramiklerde de bu mekanizma malzemenin başarısızlığında rol oynar. “Yavaş Çatlak İlerleyişi” malzemenin içinde bulunduğu ortamın ısısına ve kimyasal özelliklerine göre değişiklik gösterir (137). Ağız boşluğu, seramik restorasyonlarda yavaş çatlak ilerleyişini artıracak; tükürüğün içerisindeki su, simandan ve dentin tübüllerinden gelen su, çiğneme kuvvetlerinin meydana getirdiği stresler, restorasyonun yapısı içerisindeki termal genişleme katsayısı farkları, ısı değişimleri ve pH değişimleri gibi birçok faktörü içinde barındırır (135).

2.9.11. Elastisite Modülüsü

Elastiklik modülüsü malzemenin elastikliğinin bir ölçümüdür. Bir malzemeye gerilim ya da baskı kuvveti uygulandığında, materyalin elastiklik sınırları dahilindeki sertliği demektir; elastiklikten çok katılığı ifade eden bir özelliktir (41). Altyapı-üstyapı bileşimindeki stres dağılımında, altyapı materyalinin elastik modülüsünün etkili olduğu bildirilmiştir. Fazla yüke maruz kalan arak bölge restorasyonlarında elastiklik modülüsü materyal seçiminde rol oynamaktadır. Arka bölgedeki köprüler için yüksek elastik modülüsüne sahip zirkonya altyapılar tercih edilmektedir: Zirkonyanın, daha zayıf olan üstyapı tabakasındaki stresleri azalttığı ve yük taşıma kapasitesini arttırdığı, böylece restorasyonun kırılmasının geciktiği bildirilmiştir. Studart ve ark. araştırmalarında, altyapıların elastik modülüsü değerlerini Empress 2 için 124,6 GPa, Cercon için 219,8 GPa ve InCeram-Zirconia için 300,7 GPa olarak bildirmişlerdir (183).

2.9.12. Zirkonyanın Biyolojik Uyumu

Zirkonyanın dokularla uyumlu bir materyal olduğu bildirilmektedir (86). Satoh ve Niwa'nın ZrO_2 'ye Y_2O_3 ilavesi ile gerçekleştirdikleri in vitro karsinojenik ve teratojenik testler negatif sonuç vermişlerdir (47, 148). Covacci ve ark.

saflaştırılmış ve saflaştırılmamış tozdan elde edilen zirkonya seramiğin mutajenik ve karsinojenik etkilerini araştırmışlardır. Sonuç olarak, zirkonyanın hücre ile uyumlu olduğunu ve Y-TZP'nin mutajenik ve karsinojenik etkisinin olmadığını bildirmişlerdir (40).

2.9.13. İzoelektrik Nokta

“İzoelektrik nokta“ terimi, bir molekül veya yüzeyin net elektrik yükü taşımadığı, negatif ve pozitif yüklerin eşit olduğu pH değeri olarak tanımlanmaktadır. İçinde bulunulan ortamın pH değeri izoelektrik noktadan uzaklaştıkça, yüzeydeki moleküller ortamdaki H^+/OH^- iyonlarıyla reaksiyona girerek pozitif veya negatif yüke sahip olur. İzoelektrik nokta, bir molekülün belli bir pH değerinde çözünürlüğünü etkileyen bir değerdir. Moleküller izoelektrik noktalarına denk pH değerine sahip su ve tuz solüsyonlarında en düşük çözünmeyi gösterirler. İzoelektrik nokta değerlerinin tam olarak saptanmasının modern imkanlarla bile yüksek teknik hassasiyet gerektirdiği ve birçok molekül için kesin bir değer değil, bir pH değeri aralığı olarak hesaplandığı bildirilmektedir (26).

Diş hekimliği seramikleri için belli bir izoelektrik nokta yoktur, bunun sebebi olarak seramiğin çeşitli metal oksitler ve bazal silikadan meydana gelmiş komplike bir yapı olması gösterilmektedir. Fakat silikanın cam seramiklerin yapısındaki baskın molekül olmasından dolayı, silikanın izoelektrik noktası yaklaşık olarak cam seramikler için uygun bir değer olarak bildirilmiştir (83). SiO_2 'in izoelektrik noktası 1,7 – 3,5 aralığı olarak bildirilmiştir, yani 1,7 – 3,5 pH'a sahip bir ortamda en düşük çözünürlüğü göstermektedir; bu değer altında ve üstündeki pH değerine sahip ortamlarda ise çözünürlüğü artmaktadır (26).

2.9.14. Zirkonyanın Yaşlanması (Aging)

Zirkonyanın mekanik özelliklerinin onun ince grenli, metastabil yapısıyla ilişkili olduğu ve bu materyalden beklenen performansı elde etmede tetragonal fazın stabilitesinin anahtar faktör olduğu ifade edilmektedir. Zirkonyada 'yaşlanma' olarak bilinen mekanik özelliklerin bozulması, metastabil tetragonal fazın monoklinik faza devamlı olarak dönüşmesi sebebiyle meydana gelmektedir. Bu davranışın su buharı varlığında 200°C üzerindeki sıcaklıklarda

meydana geldiği bildirilmektedir (148). Swab Y-TZP'nin yaşlandırma aşamalarını aşağıdaki gibi özetlemiştir:

1) En kritik sıcaklık aralığı 200°C ile 300°C arasındadır.

2) Yaşlanma sonucunda dayanımı, doygunluğu ve yoğunluğu azalmakta, monoklinik faz içeriği ise artmaktadır.

3) Materyaldeki mikro ve makro çatlaklar sebebiyle yüzeyde meydana gelen t→m dönüşümü sonucunda mekanik özellikler olumsuz etkilenmektedir.

4) t→m dönüşümü materyalin yüzeyinde başlar ve materyalin içerisine doğru ilerler.

5) Tanecik büyüklüğünün azalması ve/veya stabilize edici oksit konsantrasyonunun artması dönüşüm oranını azaltır.

6) t→m dönüşümü suda ya da buharda artar.

Dayanımın azalması tüm Y-TZP seramikleri için aynı değildir. Swab, düşük sıcaklıkta su buharı varlığında test edilen 10 materyalde, uygulanan işlemler sonucunda sadece bir örnekte dayanıklılığın aynı kaldığını, diğer tüm örneklerde ise dayanımın farklı derecede bozulma gösterdiğini bildirmiştir (188). Yaşlanma davranışındaki bu değişkenlik test edilen örneklerdeki yttria konsantrasyonu ve dağılımı, tanecik büyüklüğü, çatlak varlığı ve dağılımı gibi yapısal parametrelerdeki farklılıklara bağlı olduğu açıklanmıştır(148). Ayrıca Y-TZP'nin stabilitesinde kübik fazın varlığının da etkili olduğu bildirilmiştir (32). Yaşlanma sonucunda yüzeyde pürüzlenme ve mikro çatlak oluşumu gözlenebilmektedir (31). Yaşlanmanın materyalin mekanik özelliklerini olumsuz etkilediği bildirilmektedir (118).

2.9.15. Yüzey İşlemlerinin ve Sıcaklığın Y-TZP'ye Etkisi

Aşındırma

Zirkonyaya aşındırma ve kumlama gibi dış kuvvetler uygulandığında tetragonal faz monoklinik faza dönüşür (69). Aşındırmanın iki şekilde etkisi olabilir: Birincisi yüzeyde artık baskı gerilimleri oluşabilir ve bunlar zirkonya

destekli seramiklerin eğme dayanımını arttırabilir. İkincisi de aşındırma sonucunda yüzeyde derin çatlaklar oluşur ve bunlar materyaldeki stresi artırır. Bu çatlakların uzunluğunun, yüzeyde aşınma sonucu oluşan baskı tabakasını aşarsa dayanıklılığı azaltacağı ifade edilmektedir (102). Curtis ve ark. zirkonya örnekleri ince ve kalın grenli frezlerle aşındırarak örneklerin eğme dayanımlarını incelemişlerdir. Sonuçta kalın grenli frezle aşındırmanın eğme dayanımını azalttığı, ince grenli frezle aşındırmanın ise eğme dayanımında bir değişiklik meydana getirmediğini bildirmişlerdir (43).

Cilalama

Cilalamanın zirkonyanın yaşlanmasına etkisi inceleyen araştırmalarda farklı ifadeler mevcuttur. Papanagiotou ve ark. zirkonya örneklere lastikler ve döner aletler kullanarak cilalama yapıldığında uygulanan kuvvetin faz dönüşümünü başlatacak kapasitede olmadığını ve cilalama esnasında oluşan sıcaklık artışının da tersine dönüşüme sebep olabilecek kadar yüksek olmadığını belirtmişlerdir. Araştırmacılar yaptıkları çalışmada cilalamanın Y-TZP materyalinin dayanımında bozulmaya sebep olmadığını ve cilalamanın, üretim esnasında yüzeyde oluşan çatlakların büyüklüğünü azaltarak eğme dayanımını artırabileceğini bildirmişlerdir (145).

Deville ve ark. üretim ve/veya cilalama esnasında oluşan bazı derin mikroçatlakların, yüzeyin 20 µm altındaki bir derinliğe kadar iç streslere sebep olabileceğini ve sonuçta yaşlanmayı etkileyebileceği bildirilmişlerdir (51).

Kumlama

Guazzato ve ark. Y-TZP örnekler üzerinde çeşitli işlemler yaptıkları bir çalışmada kumlama yapılan grubun eğme dayanımının artmasının kumlamadan sonra monoklinik faz içeriğinin önemli derecede artmasına (% 9,5) bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Dönüşüme uğrayan monoklinik fazın yüzeyde baskı tabakası oluşturarak, kumlamayla indüklenen çatlakların dayanımı bozmasına engel olduklarını belirtmişlerdir (69). Papanagiotou ve ark. da yaptıkları bir çalışmada kumlamanın Y-TZP'nin eğme dayanımını önemli derecede artırdığını bildirmişlerdir (145). Kosmac ve ark. zirkonya örneklere aşındırma işlemi uyguladıklarında eğme dayanımının azaldığını, kumlama yaptıklarında ise eğme dayanımının arttığını bildirmişlerdir (102).

Sıcaklık

Sato ve ark. yaptıkları bir çalışmada Y-TZP örneklerine ısı işlem uyguladıklarında eğme dayanımının önemli derecede azaldığını bildirmişlerdir (161). Oilo ve ark. DC-Zirkon örnekleri 1 ve 5 defa fırınlayarak örneklerin eğme dayanımını incelemişler ve ısı uygulamasından sonra eğme dayanımının azaldığını bildirmişlerdir (142).

Sundh ve ark. zirkonya örnekleri üçer gruba ayırarak birinci gruba herhangi bir işlem uygulamadan, ikinci gruba üstyapı uygulama prosedürüne uygun şekilde ısı uygulayarak ve üçüncü grupları da Vita D (Vita Veneering Ceramic D) ile kaplayarak örneklerin eğme dayanımlarını incelemişlerdir. Denzir-M örneklerde ısı uygulaması ve üstyapı uygulamasının eğme dayanımını azalttığını, VITA-YZ örneklerde ise kontrol grubu ile ısı uygulanan grupta fark bulunmadığını, üstyapı uygulanan grupta ise eğme dayanımının anlamlı derecede arttığını bildirmişlerdir (184).

Sundh ve ark. başka bir çalışmada zirkonya örnekleri üçer gruba ayırarak birinci gruba herhangi bir işlem uygulamamışlar, ikinci gruba üstyapı uygulama prosedürüne uygun şekilde ısı işlemi (Vita için 900 - 1000°C, Eris için 700 - 760°C) uygulamışlar, üçüncü grubu da Vita D (feldspatik seramik) ya da Eris (cam seramik) ile kaplamışlardır. Sonuçta ısı uygulamasının ve üstyapı ile kaplamanın eğme dayanımını azalttığını bildirmişlerdir (185).

Guazzato ve ark. zirkonya örneklerine çeşitli yüzey işlemleri ve ısı uyguladıkları bir çalışmada kumlamadan ve aşındırmadan sonra örneklerle ısı uyguladıklarında örneklerin eğme dayanımının azaldığını bildirmişlerdir (69).

Kosmač ve ark. da yaptıkları bir çalışmada benzer sonuçlar bildirmişlerdir (101).

Wang ve ark. ise yaptıkları bir çalışmada zirkonya örneklerle kumlamadan önce ya da sonra ısı uygulamasının eğme dayanımında anlamlı bir etki yapmadığını bildirmişlerdir (208).

Ho ve ark. Y-TZP örneklerle aşındırmadan sonra ısı uygulandığında örneklerin eğme dayanımının azaldığını bildirmişlerdir (82).

Glazür Uygulaması

Ağız içerisinde optimum biyolojik uyumu elde etmek için restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü en aza indirgenmelidir. Yüzey pürüzlülüğü bir yapıda meydana gelen aşınmanın derecesini belirler (6). Seramikler, kristalin yapının cam matris içerisinde homojen olmayan dağılımı sebebiyle yapılarında birçok mikro çatlak barındırırlar. Ayrıca üretim esnasında da indüklenen çatlaklar sebebiyle yüzeyleri pürüzlüdür (116). Seramikler, doğal dişlerden daha sert olduğu için yüzey pürüzlülüğü en aza indirgenmezse, ağız ortamında çeşitli problemlere sebep olabilirler. Pürüzlü yüzeylerin komşu ya da karşıt dişlerin aşınmasına, plak birikimine, çevre yumuşak dokularda mekanik irritasyona ve dişeti iltihabına sebep olduğu bildirilmiştir (28, 89, 94, 134, 156, 217). Ayrıca estetiği olumsuz etkilediği ve kolaylıkla renkleşmeye sebep olabildiği ifade edilmektedir (18, 116). Porselen restorasyonların açıkta kalan tüm yüzeyleri, bu problemleri ortadan kaldırmak için glazürlenmelidir. Glazürleme, seramiğin yapısında üretimden ileri gelen çatlakların ilerlemesini engelleyen ve seramiğin dayanımını artıran bir güçlendirme yöntemi olarak da ifade edilmektedir (9, 25).

Diş hekimliği restorasyonlarının düzgün bir şekilde bitirilmesi ve cilalanması hem estetik açıdan hem de restorasyonun kullanım süresini artırması açısından önemlidir. Glazürlü porselen plak birikimini azaltan ve plağın kolaylıkla uzaklaştırılmasına izin veren restoratif bir materyaldir. Glazürlü porselen doğal dişin parlaklığını ve karakterizasyonunu da en iyi şekilde taklit eder. Porselen yapısında porlar içerir ve glazür kaldırıldığında bu porlar tekrar açılır ve pürüzlü bir yüzey oluştururlar. Yüzey pürüzlülüğünü azaltmak için oto-glazür, over-glazür ve cilalama gibi çeşitli teknikler önerilmektedir. Glazürün amacı fırınlanmış porselenin yüzeyindeki bu açıklıkları kapatmaktır. Glazürler camsı bir yüzey oluşturmak amacıyla fırınlanmış porselen yüzeyine uygulanan renksiz cam tozlarından oluşmaktadır (9, 25). Glazürleme, porseleni belirli bir sıcaklıkta bekleterek fırınlama esasına dayanan oto-glazür şeklinde ya da düşük ısı camıyla yüzeyi kaplayarak over-glazür şeklinde olabilir (30). Cam fazı içeren diş hekimliği seramiklerinin yüzeyinde, seramik belirli bir süre glazür sıcaklığına (yaklaşık 940°C) kadar ısıtıldığında camlaşmış bir tabaka oluşur.

Buna 'oto-glazür' (Self-Glazür, Natürel Glazür) denir (27). Seramik yüzeyinin seramikten daha düşük sıcaklıkta (650-700°C) kaynaşan, ince bir tabaka renksiz cam tozuyla kaplanarak uygun sıcaklıkta yeterli sürede ısıtıldığında diş hekimliği seramiğinin yüzeyinde pürüzsüz camsı bir tabaka oluşturulmasına da over-glazür (Add-on-glaze) denir. Oto-glazür fırınlanmasında cam fazı lokal olarak yumuşar ve yüzeye kristalin tanecikler yerleşerek ince bir camsı tabaka oluşur. Porselen yüzeyine uygulanan over-glazür materyali daha fazla cam modifiye edici ajanlar içerir. Bu sebeple over-glazür uygulamasında fırınlama sıcaklığı daha düşüktür. Ancak cam modifiye edici ajanların konsantrasyonunun fazla olmasının uygulanan glazürün ağız sıvılarında direncinin düşük olmasına sebep olacağı bildirilmiştir (10).

Yaşlandırma (Termal siklus)

Ağız içerisinde, rutin yeme, içme ve nefes alma sırasında sıcaklık değişimleri gözlenir. Herhangi bir ısı uygulaması olmadan ve ağız kapalı iken ağız içerisindeki sıcaklık ortalama 35°C ölçülmüştür. Yapılan araştırmalarda sıcak ve soğuk içeceklerle diş yüzeyindeki sıcaklıklar ölçülerek en düşük 4,5 °C ve en yüksek 50-55°C kaydedilmiştir. Termal siklus testleri en düşük 5°C ve en yüksek 55°C aralığında, ortalama 30 saniye bekletme süresinde gerçekleştirilmektedir. Ağız içerisindeki döngü sayısı ile ilgili çok kesin bilgi olmadığı için günde 20-50 döngü olabileceği düşünülerek 10000 döngünün 1 seneye denk gelebileceği bildirilmiştir (23, 144). Ban ve ark. Y-TZP örnekleri serum, asetik asit çözeltisinde ve otoklavda yaşlandırdıklarında eğme dayanımının azaldığını bildirmişlerdir (17).

2.10. X-ışınları Difraksiyon (XRD) Analizi

X-ışınları yüksek enerjili, düşük dalga boyuna sahip elektromagnetik ışımalardır. Yüksek hızlı elektronların hedef malzemenin atomlarına çarpmasıyla meydana gelirler. Hedef atomlar "sürekli" ve "karakteristik" ışınlar yayarlar. Sürekli x-ışınlarında bütün dalga boylarında enerji varken, karakteristik x-ışınlarında belirli dalga boylarında enerji mevcuttur. X-ışını difraksiyon analizinde karakteristik x-ışınları kullanılır. X-ışını difraksiyon analizi;

- Malzemenin içerdiği fazları belirlemekte,

- Nicel faz analizinde
- Sıcaklık, basınç vb. fiziksel parametrelere bağlı faz değişimlerinde,
- Tanecik boyutunu belirlemede,
- Kimyasal kompozisyonu belirlemede,
- Örgü sabitlerini bulmakta kullanılan bir tekniktir.

X-ışını difraksiyonu şu üç parametreye göre çeşitlenmektedir:

1. Işınım: Tek renkli veya değişken dalga boyu
2. Dedektör: Işınım sayacı veya fotoğraf filmi
3. Örnek fazı: tek kristal, toz veya katı parça

Bu değişkenlere bağlı olarak şu XRD teknikleri bulunmaktadır:

- Difraksiyon
- Debye - Scherrer
- Guinier
- Dönme – Salınım
- Weissenberg

X-ışını difraksiyon cihazı monokromatör, filtre ve yönlendirici bileşenlerinden meydana gelir. Monokromatörler; dalga boyu seçicileri olarak da adlandırılırlar. Işık kaynağından gelen polikromatik ışıktan tek bir dalga boyulu monokromatik ışık elde edilmesini sağlayan düzeneklerdir.

Filtre ile maddeye doğrudan gelen ışınımın istenmeyen dalga boyları absorbe edilir. Böylece difraksiyon deneyi için kullanılacak dalga boyuna sahip ışınımın geçmesi sağlanır.

Yönlendiriciler x-ışını demetini yönlendirir ve saçılmasını önler. X-ışını demetini mümkün olduğu kadar paralel tutar.

X-ışını difraksiyonunda çeşitli metotlar mevcuttur:

- Tek kristal metodu yapısı ve simetrisi bilinmeyen malzemelerin tanımlanmasında önemlidir, fakat birçok malzeme polikristal yapıda olduğu için tek bir kristal elde etme zorluğu bu metodun dezavantajıdır.
- Toz kristal metodu kristal analizinde kullanılan en güçlü tekniktir. Dalga boyu(λ) sabit, θ açısı değişkendir. Toz metodunda monokromatik X-ışını

demeti ince toz haline getirilmiş örnek üzerine gönderilir. Toz halindeki kristalcikler demet doğrultusuna göre gelişi güzel doğrultularda bulunurlar. Dalga boyu sabit olduğu için kristal düzlemi ile uygun açı denk geldiğinde maksimum yansıma meydana gelir. Bu teknik özellikle dağınık polikristal örnekler söz konusu olduğunda çok kullanışlıdır.

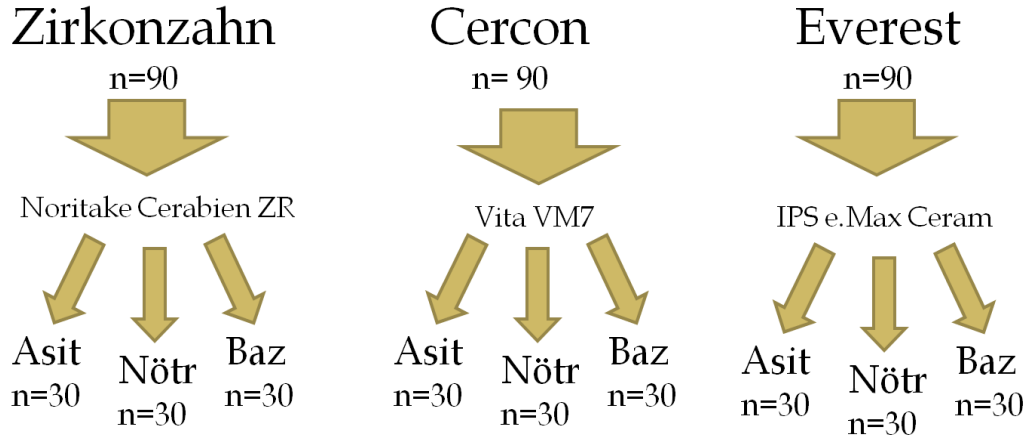
Difraktometre, katı bir kristal örneğinden x-ışını difraksiyonu için kullanılan bir cihazdır. Bilinmeyen bir malzemeyi tanımlamak için veya bilinen malzemenin atomik boyutlardaki yapısını tayin etmek için kullanılır. Toz Kristal difraktometresi katıların kristal yapısını incelemek için kullanılacak en güçlü sonucu veren araçtır (42, 61).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Zirkonyanın farklı pH ortamlarındaki davranışını değerlendirmeyi amaçladığımız çalışmamızda, zirkonyanın klinik kullanımını taklit edebilmek için, farklı zirkonya altyapıların üzerine feldspatik seramik üst yapılar uygulandı ve çift katmanlı örnekler elde edildi. Ortamdaki pH değişikliklerinin zirkonyanın mekanik dayanımına etkisinin değerlendirilmesi amacı ile örneklere biaksiyel eğme testi, Vickers mikrosertlik testi ve kırılma tokluğu analizi yapıldı. Malzemedeki stabilizatör miktarındaki değişimi incelemek amacı ile EDS analizi, faz değişimlerini değerlendirmek amacı ile de XRD analizi kullanıldı. SEM görüntüleri nitelik analizi için karşılaştırıldı ve değerlendirildi.

Çalışmanın çeşitli safhalarında standardizasyonu sağlamak amacıyla ISO TR 6872 Diş Hekimliği Seramik Malzemeleri Standardı'na başvuruldu. Çalışmada 3 farklı zirkonya sistemine ait blok ve bu sistemlerle uyumlu 3 farklı feldspatik üstyapı seramiği kullanıldı. Çalışmamızda Zirkozahn (Steger, Ahrntal, İtalya), Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya) ve Everest (Kavo, Biberach, Almanya) sistemlerine ait bloklardan, 90'ar tane olmak üzere 270 adet, 15 mm çapında, 1,3 mm kalınlığında zirkonya örnek hazırlandı. Örneklerin yüzeyi, 0,3 mm madde kaybı olacak şekilde; kalınlık 1,0 mm'ye inene kadar cilalandı. Zirkonya örneklerin üzerine, Zirkozahn için Noritake Cerabien ZR (Noritake Dental, Japonya), Cercon için Vita VM7 (Vita Zahnfabrik, Almanya) ve Everest için IPS e.Max Ceram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) üst yapı seramiklerinin 1,0 mm kalınlığında uygulanmasıyla çift katmanlı örnekler elde edildi. 3 zirkonya sisteminden her biri, 30'ar örnek içeren 3 alt gruba ayrıldı (Şekil 3-1).



Şekil 3-1: Deney gruplarının elde edilmesi

3.2. Deney Örneklerinin Elde Edilmesi

Elde edilecek deney örneklerinin kalınlık ve çaplarına uygun olarak paslanmaz çelikten 15 mm çapında ve 1,3 mm kalınlığında diskler üretildi. Disklerin üretimi için CNC makineleri kullanıldı. Bu diskler farklı sistemlerde üretilecek zirkonya deney örnekleri için şablon teşkil etti (Şekil 3-2).



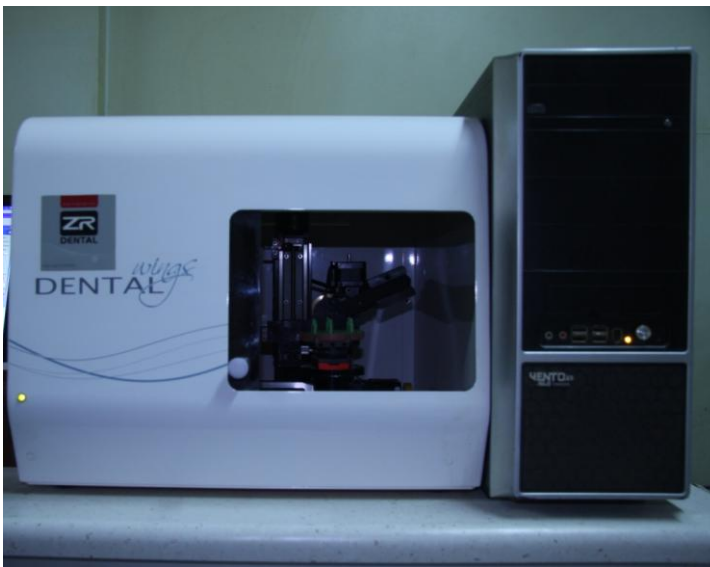
Şekil 3-2: Paslanmaz çelik diskler

3.2.1. Zirkozahn Sistemi

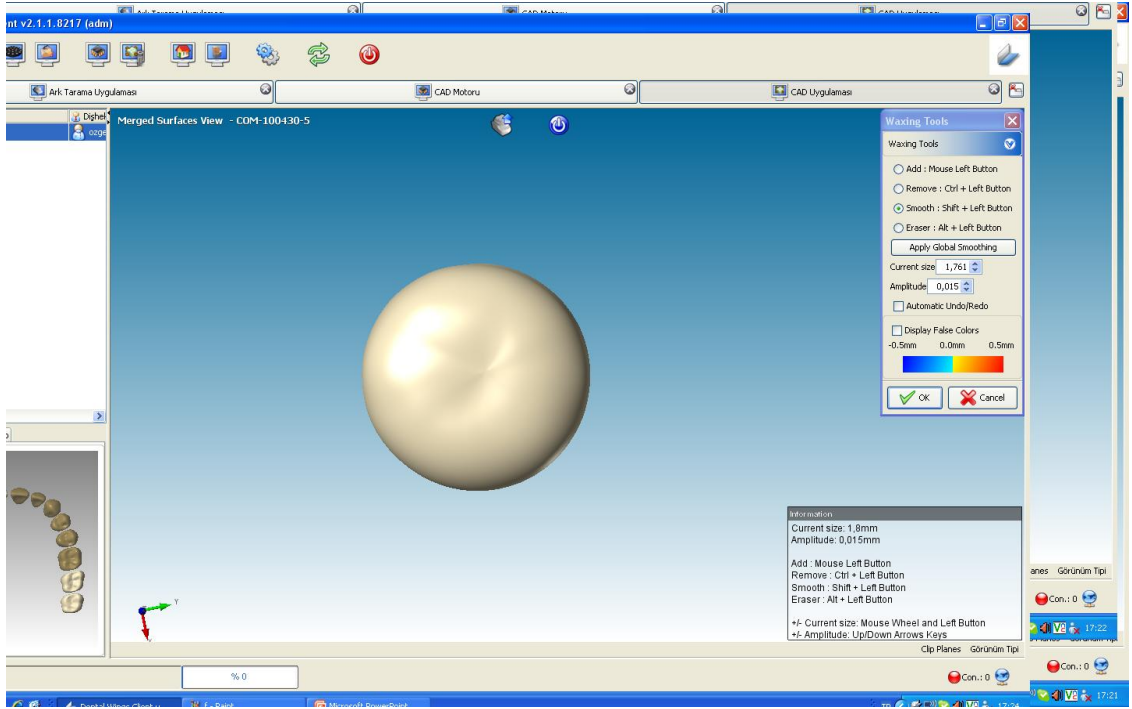
Zirkozahn örnekler, ZR Dental cihazında (ZR Dental, Türkiye) CAD/CAM yöntemi ile üretildi ve sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanıldı (Zirconia blank size 98H20) (Şekil 3-3) Paslanmaz çelik diskler ile hazırlanan altyapı dizaynları, sistemin tarama yapılacak ünitesine yerleştirildi (şekil 3-4). Altyapı dizaynları lazer tarayıcı aracılığı ile tarandı ve sistemin yazılımında düzenlenerek (Şekil 3-5) aşındırma birimine transfer edildi (Şekil 3-6). Hacimsel olarak % 20 daha büyük aşındırılan diskler 1500°C'da 16 saat sinterlendi (Şekil 3-7) ve istenilen boyutlarına ulaşması sağlandı.



Şekil 3-3: Non-HIP Zirkozahn blok



Şekil 3-4: ZR Dental tarayıcı



Şekil 3-5: ZR Dental yazılımı ile düzenlenen örnek tasarım



Şekil 3-6: ZR Dental aşındırma ünitesi



Şekil 3-7: Sinterleme fırını

3.2.2. Cercon Sistemi

Cercon örnekler, CAD/CAM tekniği ile çalışan Cercon Brain makinesi ile tarandı (Şekil 3-8). Sinterlenmemiş zirkonya bloklar kullanıldı (Cercon Base 38) (Şekil 3-9). Paslanmaz çelik diskler ile hazırlanan altyapı dizaynları, tarama ünitesine yerleştirildi (Şekil 3-10). Altyapı dizaynları lazer tarayıcı aracılığı ile tarandı ve daha sonra elde edilen bilgiler aşındırma ünitesine transfer edildi. Disk şeklindeki örnekler, bu zirkonya bloklardan özel tungsten karbid frezlerle üretildi. Aşındırma işlemi bittikten sonra diskler % 25 - 30'luk sinterlenme büzülmesini karşılayacak şekilde 7 saat 1350°C' de Cercon fırınında (Cercon Heat) sinterlendi (Şekil 3-11) ve istenilen son boyutlar elde edildi.



Şekil 3-8: Cercon Brain ünitesi



Şekil 3-9: Sinterlenmemiş Cercon blok



Şekil 3-10: Metal disklerin Cercon çerçevelerine yerleştirilmesi



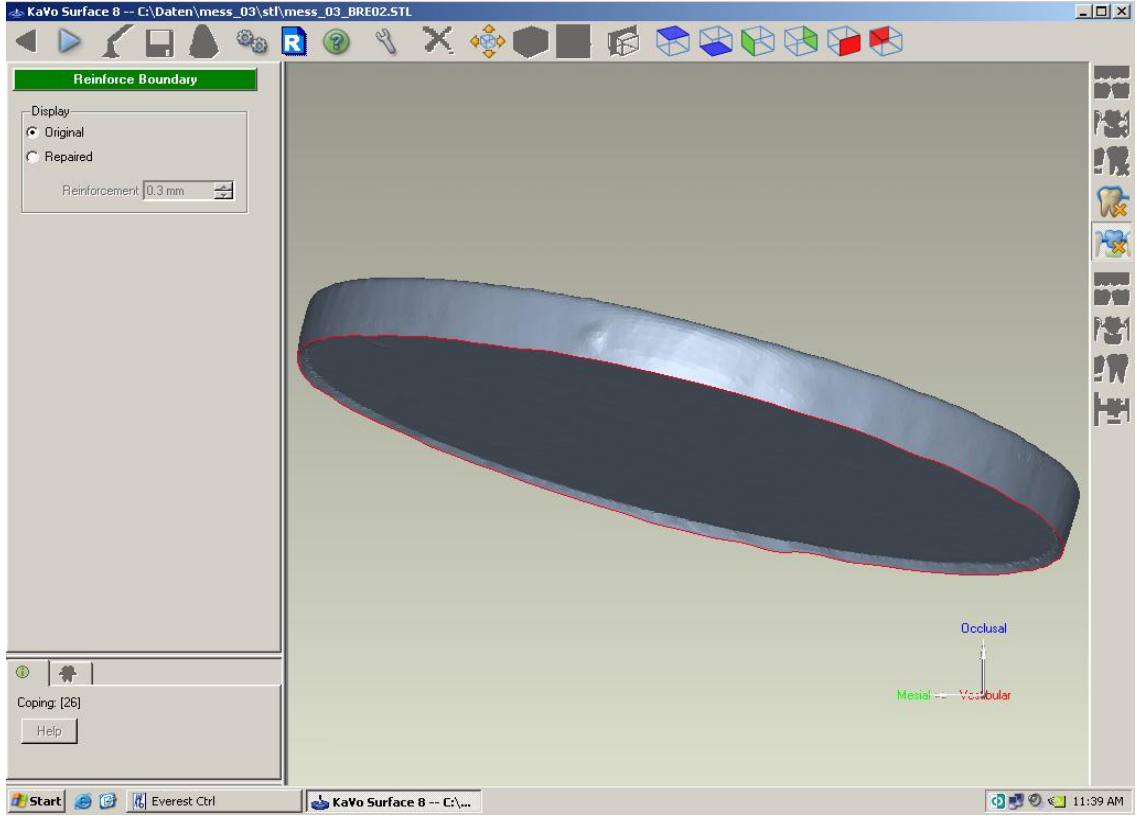
Şekil 3-11: Cercon fırını (Cercon Heat)

3.2.3. Everest Sistemi

Everest örneklerin hazırlanması için sinterlenmemiş Everest ZS zirkonya bloklar (Kavo HT 20x20) kullanıldı (Şekil 3-12). Paslanmaz çelik diskler ile hazırlanan altyapı tasarımları, Everest Scan Pro ünitesine yerleştirildi ve altyapı tasarımları tarandı (Şekil 3-13). Daha sonra elde edilen bilgiler Everest Engine aşındırma (Şekil 3-14) ünitesine transfer edildi ve blokların aşındırma işlemi gerçekleşti. Aşındırma işlemi bittikten sonra diskler % 25 - 30'luk sinterlenme büzülmesini karşılayacak şekilde 7 saat 1350°C' de Everest Therm (Şekil 3-15) fırınında sinterlendi ve istenilen son boyutlar elde edildi (Şekil 3-16).



Şekil 3-12: Kavo Everest ZS blok



Şekil 3-13: Taranan örneğin düzenlendiği Kavo Everest bilgisayar yazılımı



Şekil 3-14: Everest Engine



Şekil 3-15: Everest Therm



Şekil 3-16: Tamamlanmış Everest altyapı

3.3. Örnek Yüzeylerinin Hazırlanması

3 farklı zirkonya sisteminden elde edilen 15 mm çapında 1,3 mm kalınlığındaki deney örneklerini inceltmek ve cilalamak amacı ile çeşitli yüzey işlemleri uygulandı. Deney örnekleri öncelikle, piyasada hazır olarak bulunan 1,0 mm derinliğinde, 15 mm çapındaki pirinç kalıp (Şekil 3-17) kullanılarak, 60 grit SiC zımpara kağıdı ile (English abrasives, İngiltere), 1,0 mm kalınlığa kadar aşındırıldı. Bu işlemi takiben standart bir yüzey elde edebilmek için sırasıyla, 600, 800 ve 1200 grit SiC zımpara kağıdı (English abrasives, İngiltere) ile zımpara cihazında (LaboPol-5, Struer, Danimarka) (Şekil 3-18) 15'er saniye süreyle, su altında ve 300 devir/dakika hızında zımparalandı.



Şekil 3-17: Standart aşındırma elde etmek amacı ile kullanılan pirinç kalıp

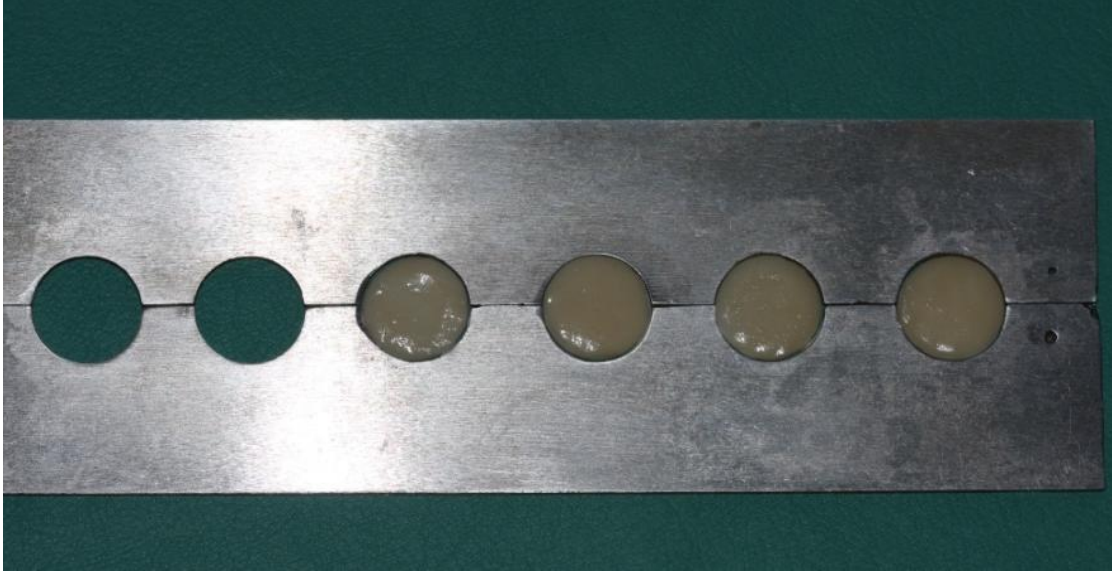


Şekil 3-18: Struers LaboPol-5 zımpara cihazı

3.4. Üstyapı Porselenlerinin Uygulanması

Üstyapı porseleni uygulamasından önce örnekler basınçlı sıcak buhar veren bir aygıtla (Triton SLA, BEGO, Almanya) 15 saniye süreyle temizlendi. Zirkonya diskler, standart porselen kalınlığı elde etmek amacıyla imal edilen metal kalıp içerisine yerleştirildi (Şekil 3-19). Her alt gruptaki altyapılar üzerine, çapı 15 mm ve yüksekliği 1,0 mm olacak şekilde farklı üstyapı porselenleri uygulandı. Her zirkonya grubuna, üretici firma tarafından önerilen üstyapı seramiği uygulandı: Zirkozahn için Noritake Cerabien ZR (Noritake Dental, Japonya), Cercon için Vita VM7 (Vita Zahnfabrik, Almanya) ve Everest için IPS e.Max Ceram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein).

Metal kalıp açılarak örnekler fırınlama için kalıptan çıkarıldı. Her üstyapı porseleninin liner ve dentin tabakaları, firma talimatlarına uygun olarak ve belirtilen fırınlama derecelerinde (Tablo 3-1) programlanabilen vakumlu porselen fırınında (Programat P500 Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) pişirildi. Altyapı porselenlerine oto-glazür işlemi uygulandı.



Şekil 3-19: Standart üstyapı porselen kalınlığı elde etmek amacıyla kullanılan paslanmaz çelik kalıp

Tablo 3-1: Üstyapı porselenlerinin fırınlama dereceleri

| | İlk Isı | Kurutma | Son Isı | Son Isıda Bekletme | Isı Artış Oranı | Vakum |
|-----------------|---------|---------|---------|--------------------|-----------------|----------|
| Noritake | | | | | | |
| Cerabien ZR | 600°C | 5 dak. | 930°C | 1 dak. | 45°C/dak. | - |
| Vita VM7 | 500°C | 2 dak. | 950°C | 1 dak. | 60°C/dak. | 7,5 dak. |
| IPS e.Max Ceram | 403°C | 4 dak. | 750°C | 1 dak. | 40°C/dak. | - |

3.5. Farklı pH Değerlerine Sahip Çözeltilerin Elde Edilmesi

Deney örneklerinin mekanik testler öncesinde depolanacağı farklı pH değerlerine sahip çözeltiler, tam donanımlı bir kimya laboratuvarında hazırlandı (Colgate – Palmolive, Türkiye). Öncelikle 7,0 pH değerinde, aşağıdaki kompozisyona sahip yapay tükürük çözeltisi hazırlandı: 100 mL KH_2PO_4 (2,5 mM); 100 mL Na_2PO_4 (2.4 mM); 100 mL KHCO_3 (1.5 mM); 100 mL NaCl (1.0

mM); 100 mL $MgCl_2$ (0.15 mM) ve 6 mL $C_6H_8O_7$ (0.002 mM). Çözeltinin pH değerini 3,5'e indirmek için 6 mL HCl (1.0 mM), 10,0'a yükseltmek için 10 mL NaOH (1.0 mM) eklendi (150).

3.6. Örneklerin Saklanması

Her gruptaki 90 disk örnek 3 eşit gruba ayrılarak 3 farklı pH'a sahip çözeltilerin bulunduğu 9 kapalı kaba yerleştirildi. Örnekler, inkübatörde (Incucell 111-Comfort, MMM Group, Almanya) 36,5°C'de 10 gün boyunca saklandı(Şekil 3-20).



Şekil 3-20: Örneklerin depolandığı inkübatör

3.7. Biaksiyel Eğme Testi

Biaksiyel eğme testi için İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan üniversal test cihazı (Shimadzu AG-IS, Shimadzu, Japonya) kullanıldı. Biaksiyel eğme testlerinden 'üç top üzerinde piston' (piston on three balls) yöntemi kullanıldı. Zirkonya örneklerin eğme testini gerçekleştirebilmek için cihazın üst ve alt bölümlerine bu test için tasarlanmış (ISO 6872 standardına uygun olarak) parçalar monte edildi (Şekil 3-21, 22).

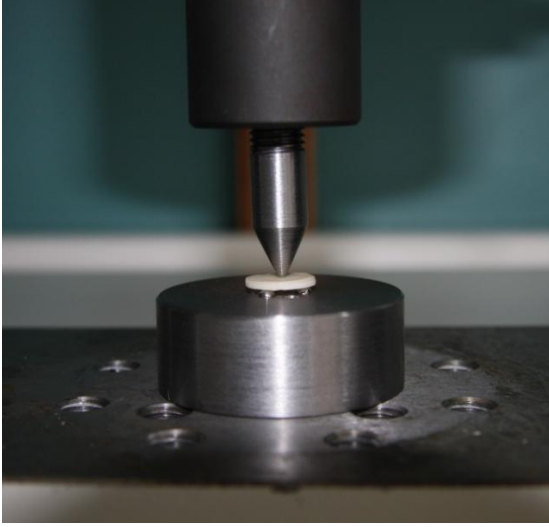


Şekil 3-21: Biaksiyel eğme testi için kullanılan alt sabit parça



Şekil 3-22: Biaksiyel eğme testi için kullanılan üst hareketli parça

Alt sabit bölüme; disk numunelerin yerleşeceği, iç çapı 12,0 mm olan, tabanında birbirine 120 derecelik açıda, 3 adet 3,2 mm çapında çelik bilyeler (top) bulunan parça yerleştirildi. Üst hareketli bölüme ise; uç kısmı 1,4 mm çapında, disk örneğe tam ortasından temas edecek şekilde ayarlanmış baskı ucu monte edildi. Tüm çift katmanlı zirkonya örnekler sırayla Instron cihazının alt bölümünde bulunan 3 çelik bilye (top) üzerine, feldspatik seramik yüzeyi üstte kalacak, zirkonya yüzeyi çelik bilyelere temas edecek şekilde yerleştirildi (Şekil 3-23). Üst hareketli parçadaki baskı ucu disk örneğinin tam merkezine gelecek şekilde ayarlandı ve 1mm/dak. hızla, örnek kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı.



Şekil 3-23: Biaksiyel eğme testi düzeneği

Örneğin kırıldığı andaki kuvvet 'Newton' cinsinden bilgisayar bağlantılı test cihazı tarafından kaydedildi. 'Newton' biriminde elde edilen biaksiyel eğme testi sonuçları uluslararası standartlara (ISO 6872) göre aşağıdaki formül kullanılarak megapaskal (MPa) birimine çevrildi (Denklem 3-1).

Denklem 3-1:

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

S: Megapaskal cinsinden maksimum gerilim kuvveti

P: Newton cinsinden kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı

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

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

(ν): Poisson oranı (Bilinmiyorsa 0.25, çalışmamızda da 0,25 olarak hesaplandı)

r_1 : milimetre cinsinden, çelik bilyeler (top) üzerinden geçen hayali destek çemberinin çapı.

r_2 : milimetre cinsinden, baskı ucunun çapı.

r_3 : milimetre cinsinden örneğin çapı.

d: milimetre cinsinden, numunenin kırılma merkezindeki kalınlığı.

3.8. Vickers Mikrosertlik Testi ve Kırılma Tokluğu Ölçümü

Zirkonya örneklerin Vickers mikrosertlik değerlerinin ölçümü için İstanbul Teknik Üniversitesi Kimya Metalurji Fakültesi'nde bulunan mikrosertlik ölçme cihazı (Leica VMHT, Leica Almanya) kullanıldı (Şekil 3-24). Bu test metodunda kare tabanlı, piramit şeklindeki elmas bir uç ile eğme testi uygulandı ve kırılmış çift katmanlı örneklerin zirkonya yüzeyine 0,015-0,070 mm/sn hız ile 1 kgf (9,8 N), 15 saniye uygulanarak diagonal bir çentik oluşturuldu. Uygulanan yük kaldırıldıktan sonra, oluşan çentik, cihaza bağlı mikroskop ile ölçüldü. Her bir örnek için ölçüm 3 defa tekrarlandı.



Şekil 3-24: Vickers mikrosertlik ölçüm cihazı

Elde edilen Vickers sertlik değeri aşağıdaki formül kullanılarak cihaz tarafından hesaplandı(Denklem 3-2).

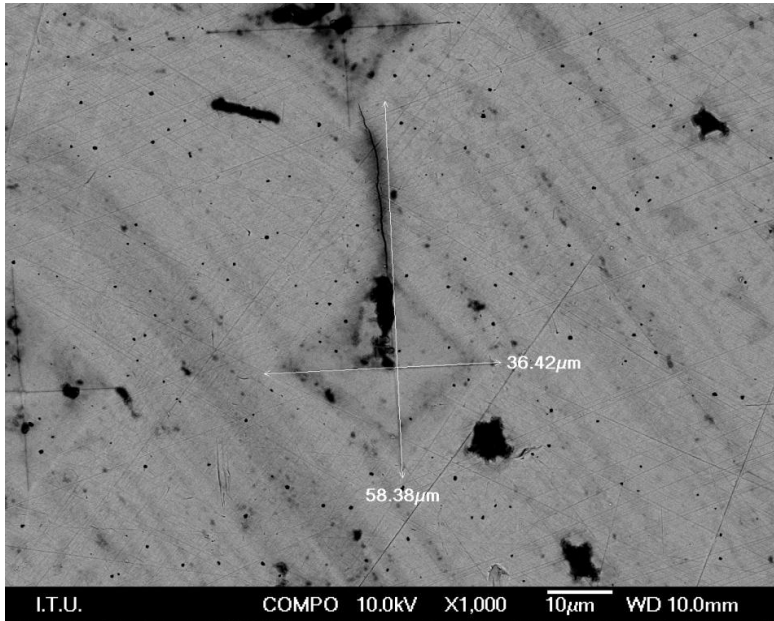
Denklem 3-2:

$$HV = 1.8544 (P/d^2)$$

P = Yük, kgf

d = çentiğin iki köşegeninin ortalama uzunluğu, μm

Kırılma tokluğu ölçümü için, her grubu temsil edecek ortalama Vickers sertlik değerine sahip örnekler seçildi ve örnekler üzerinde, 0,15-0,070 mm/sn hız ile 1 kgF (9,8 N), 15 saniye uygulanarak 6 adet Vickers çentiği oluşturuldu. Vickers çentiklerinin köşegenleri ve etrafındaki radyal çatlaklar (Şekil 3-25) Alan Saçılmalı Tarama Elektron Mikroskobu (JSM 7000F, JEOL, Japonya) kullanılarak ölçüldü (Şekil 3-26).



Şekil 3-25: Vickers çentiğinin köşelerinde oluşan radyal çatlakların SEM görüntüsü



Şekil 3-26: Tarama Elektron Mikroskobu (SEM)

Her gruba ait kırılma tokluğu değerleri aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı (Denklem 3-3):

Denklem 3-3

$$K_{Ic} = 0.203(c/a)^{-3/2}Ha^{1/2}$$

K_{Ic} : Kırılma tokluğu (MPa·m^{1/2})

a: çentiğin köşegen uzunluğunun yarısı (µm)

c: oluşan radyal çatlak uzunluğunun yarısı (µm)

H: Vickers sertlik değeri (VHN)

3.9. Mikroyapı Analizi

Mikroyapı analizi İ.T.Ü Kimya-Metalurji Fakültesi Metalurji Mühendisliği Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Zirkonya yüzeyinin ve üstyapı-zirkonya arayüzünün kalitatif mikroyapı analizi faz analizlerinin gerçekleştiği Enerji Dispersif Spektrometri (EDS) ünitesinin bağlı olduğu Tarama Elektron Mikroskobu ile çalışılarak elde edildi (Şekil 3-25).

Her gruptan, biaksiyel eğme deneyi sonucunda ortalama değere sahip örnekler seçildi. Mikroyapı analizinde ayrıca her grubu temsilen herhangi bir sıvı ortamında saklanmamış ve biaksiyel eğme testi uygulanmamış zirkonya örnekler kontrol grubu olarak kullanıldı. Tüm örneklerin iletkenliklerinin artması için “karbon kaplama ve platin kaplama” cihazında (Polaron CA7625, Quorum Technologies, İngiltere) platin kaplama işlemi uygulandı (Şekil 3-27). Örnekler x100, x1000 ve x10000 büyütmelemlerde incelendi ve kırık şekilleri ve gren boyutları değerlendirildi. Örneklerin zirkonya yüzeyindeki stabilizatör Y_2O_3 miktarı EDS ile analiz edildi.



Şekil 3-27: Karbon kaplama ve platin kaplama cihazı

3.10. X-Işını Difraksiyon Analizi

X-Işını Difraksiyon Analizi İ.T.Ü Kimya-Metalurji Fakültesi Metalurji Mühendisliği Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi (Şekil 3-28). X-ışını difraksiyon analizi için her gruptan ortalama değere sahip örnekler seçildi ve kırık zirkonya yüzeylerinde analiz gerçekleştirildi. Ayrıca her grubu temsilen herhangi bir sıvı ortamında saklanmamış ve biaksiyel eğme testi uygulanmamış zirkonya örnekler karşılaştırma amacıyla X-ışını difraksiyon analizi yapıldı. X-ışını $CuK\alpha$ kaynağı 40 kV'da, 40 mA'da, örnekten 250 mm uzaklıkta kullanıldı.



Şekil 3-28: X-Işını Difraksiyon Analizi cihazı

X'pert Pro PANalytical, Hollanda

Monoklinik ve tetragonal fazlarının miktarı Garvie ve Nicholson yöntemi (63) ile, aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı (Denklem 3-4):

Denklem 3-4

$$X_m = [I_m (-111) + I_m (111)] / [I_m (-111) + I_m (111) + I_t (101)]$$

X_m : monoklinik fazın tamamı şiddet oranı

$I_m (-111)$: 28.2°de monoklinik tepe noktasının şiddeti

$I_m (111)$: 31.5°de monoklinik tepe noktasının şiddeti

$I_t (101)$: 30.2°de tetragonal tepe noktasının şiddeti

Monoklinik ve tetragonal faz hacim oranı Toraya ve ark. yöntemi (200) ile aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı (Denklem 3-5):

Denklem 3-5

$$V_m = 1.311 X_m / (1 + 0.311 X_m)$$

$$V_t = 1 - V_m$$

X_m : monoklinik fazın tamamı şiddet oranı

V_m : monoklinik faz hacim oranı

V_t : tetragonal faz hacim oranı

3.11. İstatistiksel Değerlendirme

Deney gruplarının eğme deneyi ve mikrosertlik analizi sonrasında elde edilen değerlerin ortalamaları ve standart sapmaları hesaplandı. Farklı pH değerine sahip ortamlarda saklanan örneklerin ölçümlerinde tek yönlü varyans analizi (one-way ANOVA), ve çoklu grupların karşılaştırılmasında LSD (Least Significant Difference) çoklu karşılaştırma testi uygulandı. İstatistiksel anlamlılık $p < 0,05$ olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Biaksiyel Eğme Deneyi Bulguları

4.1.1. Zirkonzahn Grubu

Farklı pH'a sahip ortamlarda saklanan Zirkonzahn grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı değerleri Tablo 4-1'de gösterilmiştir. Zirkonzahn grubunda en yüksek eğme dayanımı nötr pH'a sahip ortamda saklanan grupta görülmüştür. Nötr pH'a sahip ortamda 37°C'ta 10 gün saklanan deney örneklerinin eğme dayanımı hem asidik hem de bazik pH'a sahip ortamda saklanan örnek gruplarına kıyasla daha yüksektir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$) (Şekil 4-1).

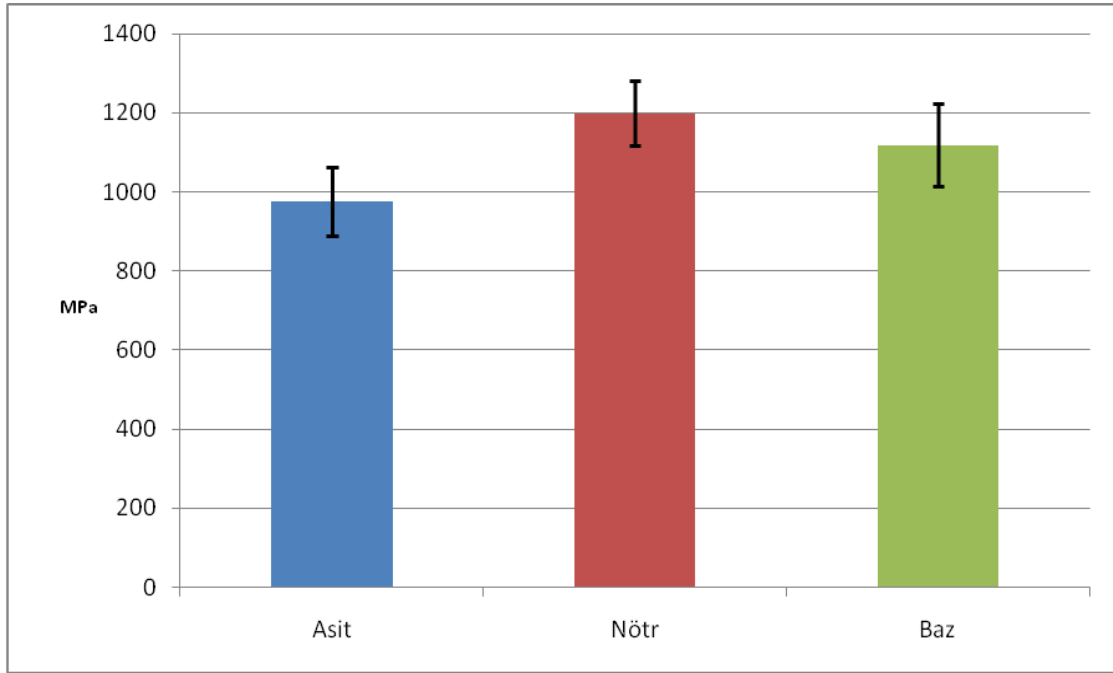
Asidik pH değerine sahip ortamda 37°C'ta 10 gün saklamak, nötr pH değerine sahip ortamda saklanan örneklerle kıyasla Zirkonzahn grubu örneklerin eğme dayanımını azaltmıştır ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

Bazik pH değerine sahip ortamda 37°C'ta 10 gün saklamak nötr pH değerine sahip ortamda saklanan örneklerle kıyasla Zirkonzahn grubu örneklerin eğme dayanımını azaltmıştır ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

Asidik pH değerine sahip ortamda saklanan Zirkonzahn grubu örnekleri, bazik pH değerine sahip ortamda saklanan örneklerle kıyasla daha düşük eğme dayanımına sahiptir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$) (Tablo 4-2).

Tablo 4-1: Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkonzahn grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı değerleri

| | n | m (MPa) | sd ± | Min(MPa) | Max(MPa) |
|-------------|----|---------|--------|----------|----------|
| Asit | 30 | 975,57 | 86,23 | 943,36 | 1007,77 |
| Nötr | 30 | 1198,53 | 81,84 | 1167,98 | 1229,09 |
| Baz | 30 | 1118,30 | 104,88 | 1079,14 | 1157,46 |



Şekil 4-1:Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkonzahn grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Tablo 4-2: Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkozahın grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı farklarının istatistiksel değerlendirmesi

| | Asit | Nötr | Baz |
|-------------|-------------|-------------|------------|
| Asit | - | * | * |
| Nötr | * | - | * |
| Baz | * | * | - |

(*) istatistiksel olarak anlamlı farkı ifade etmektedir ($p < 0,05$)

4.1.2. Cercon Grubu

Farklı pH değerine sahip ortamlarda saklanan Cercon grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı değerleri Tablo 4-3'te gösterilmiştir. Cercon grubunda en yüksek eğme dayanımı nötr pH'a sahip ortamda saklanan grupta görülmüştür (Şekil 4-2). Nötr pH'a sahip ortamda 37°C'ta 10 gün saklanan deney örneklerinin eğme dayanımı hem asidik hem de bazik pH'a sahip ortamda saklanan örnek gruplarına kıyasla daha yüksektir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

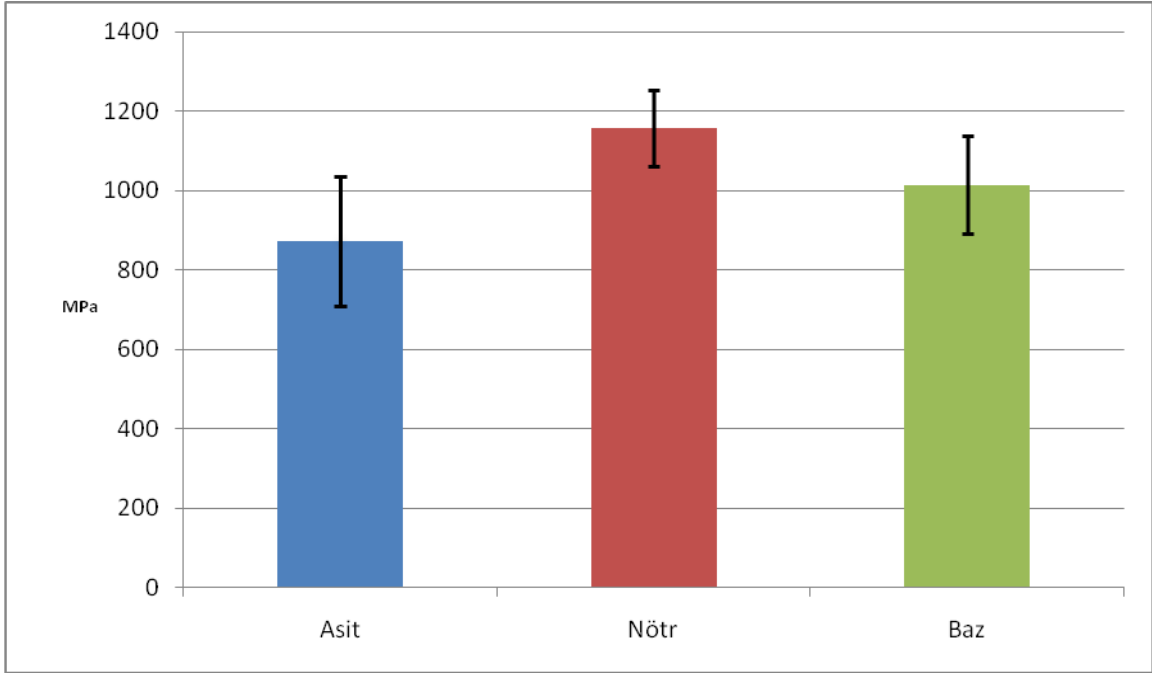
Asidik pH değerine sahip ortamda 37°C'ta 10 gün saklamak, nötr pH değerine sahip ortamda saklanan örneklere kıyasla Cercon grubu örneklerin eğme dayanımını azaltmıştır ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

Bazik pH değerine sahip ortamda 37°C'ta 10 gün saklamak nötr pH değerine sahip ortamda saklanan örneklere kıyasla Cercon grubu örneklerin eğme dayanımını azaltmıştır ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

Asidik pH değerine sahip ortamda saklanan Cercon grubu örnekleri, bazik pH değerine sahip ortamda saklanan örneklere kıyasla daha düşük eğme dayanımına sahiptir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$) (Tablo 4-4).

Tablo 4-3: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı değerleri

| | n | m (MPa) | sd ± | Min(MPa) | Max(MPa) |
|-------------|----|---------|--------|----------|----------|
| Asit | 30 | 873,67 | 163,14 | 812,75 | 934,58 |
| Nötr | 30 | 1158,00 | 95,68 | 1122,27 | 1193,73 |
| Baz | 30 | 1013,90 | 122,93 | 968,00 | 1059,80 |



Şekil 4-2: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Tablo 4-4: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı farklarının istatistiksel değerlendirilmesi

| | Asit | Nötr | Baz |
|------|------|------|-----|
| Asit | - | * | * |
| Nötr | * | - | * |
| Baz | * | * | - |

(*) istatistiksel olarak anlamlı farkı ifade etmektedir ($p < 0,05$)

4.1.3. Everest Grubu

Farklı pH değerine sahip ortamlarda saklanan Everest grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı değerleri Tablo 4-5'da gösterilmiştir. Everest grubunda en yüksek eğme dayanımı nötr pH'a sahip ortamda saklanan grupta görülmüştür (Şekil 4-3). Nötr pH'a sahip ortamda 37°C'ta 10 gün saklanan deney örneklerinin eğme dayanımı hem asidik hem de bazik ortamda saklanan örnek gruplarına kıyasla daha yüksektir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

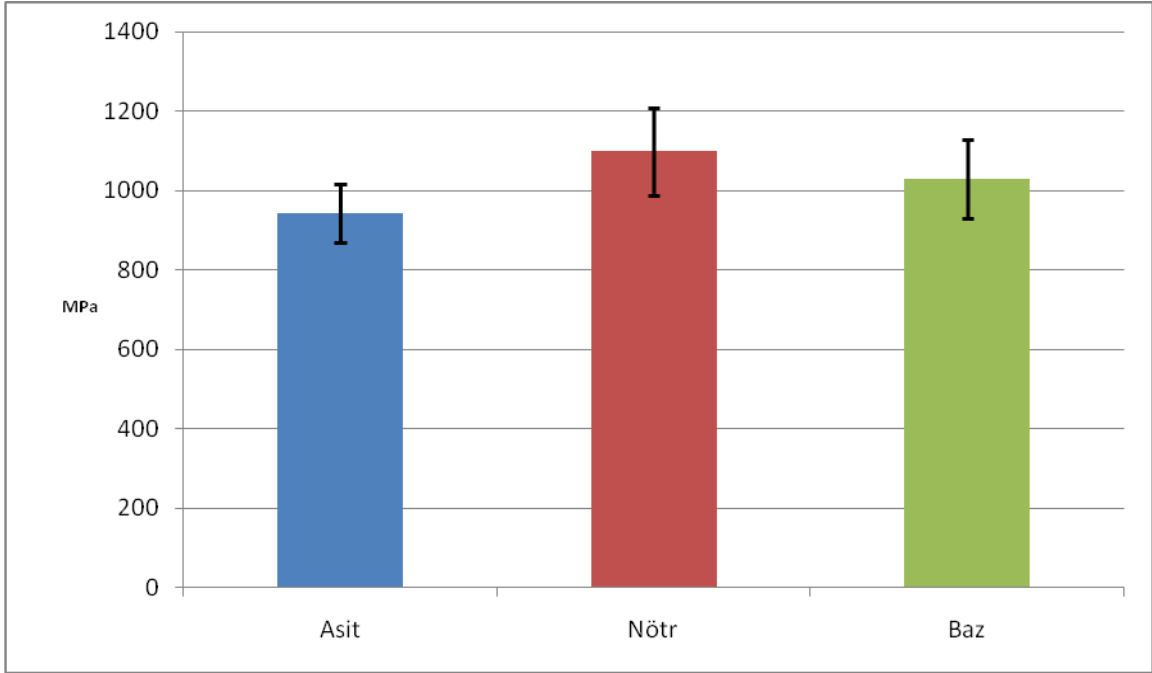
Asidik pH değerine sahip ortamda 37°C'ta 10 gün saklamak, nötr pH değerine sahip ortamda saklanan örneklere kıyasla Everest grubu örneklerin eğme dayanımını azaltmıştır ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

Bazik pH değerine sahip ortamda 37°C'ta 10 gün saklamak nötr pH değerine sahip ortamda saklanan örneklere kıyasla Everest grubu örneklerin eğme dayanımını azaltmıştır ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

Asidik pH değerine sahip ortamda saklanan Everest grubu örnekleri, bazik pH değerine sahip ortamda saklanan örneklere kıyasla daha düşük eğme dayanımına sahiptir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$) (Tablo 4-6).

Tablo 4-5: Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı değerleri

| | n | m (MPa) | sd ± | Min(MPa) | Max(MPa) |
|-------------|----|---------|--------|----------|----------|
| Asit | 30 | 942,47 | 73,34 | 915,08 | 969,85 |
| Nötr | 30 | 1098,53 | 111,30 | 1056,97 | 1140,09 |
| Baz | 30 | 1028,53 | 99,83 | 991,26 | 1065,81 |



Şekil 4-3: Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Tablo 4-6:Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı farklarının istatistiksel değerlendirmesi

| | Asit | Nötr | Baz |
|------|------|------|-----|
| Asit | - | * | * |
| Nötr | * | - | * |
| Baz | * | * | - |

(*) istatistiksel olarak anlamlı farkı ifade etmektedir ($P < 0.05$)

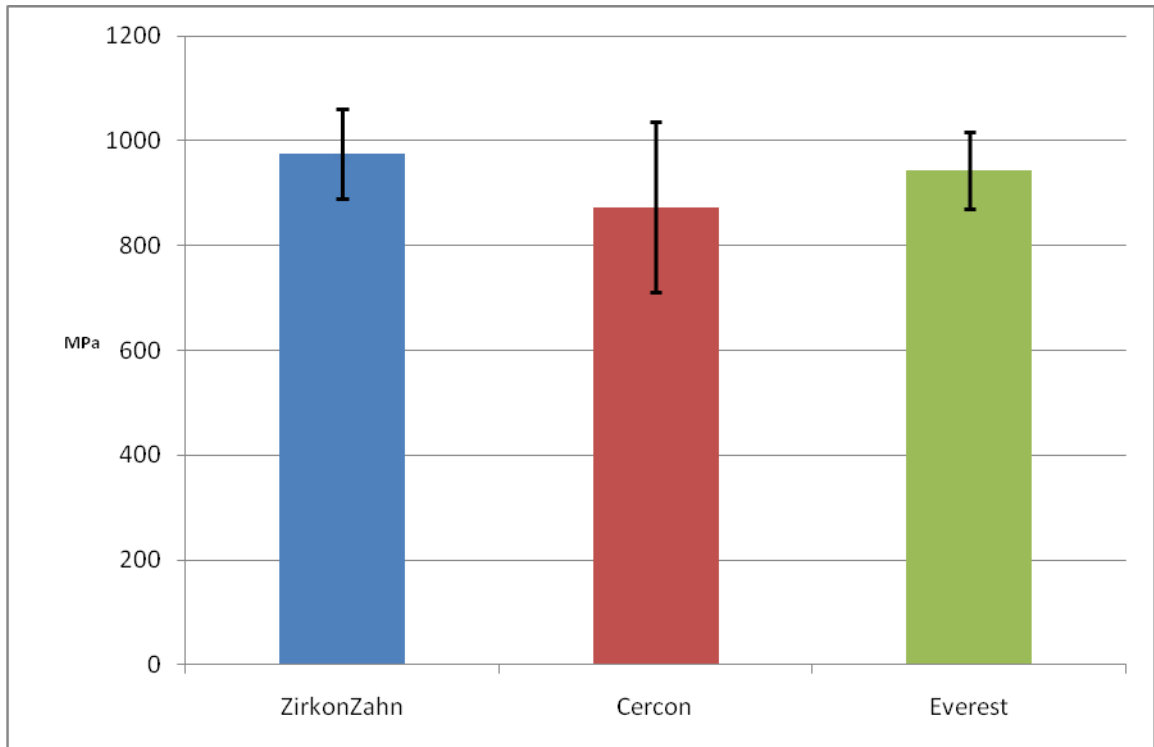
4.1.4. Biaksiyel Eğme Deneyi Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması

Asidik pH'a sahip ortamda saklanan 3 zirkonya grubu (Zirkonzahn, Cercon, Everest) arasında en düşük eğme dayanımına sahip olan Cercon grubudur, bu fark Zirkonzahn ve Everest gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$). Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Zirkonzahn ve Everest gruplarının eğme dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 4-7) (Şekil 4-4).

Tablo 4-7: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının biaksiyel eğme dayanımlarının istatistiksel karşılaştırması

| | Zirkonzahn | Cercon | Everest |
|------------|-----------------------------|------------------------------|-----------------------------|
| MPa | 975,57 ± 86,23 ^a | 873,67 ± 163,14 ^b | 942,47 ± 73,34 ^a |

Aynı satırdaki farklı küçük harfler anlamlı istatistiksel farklılığı ifade etmektedir ($p < 0,05$).



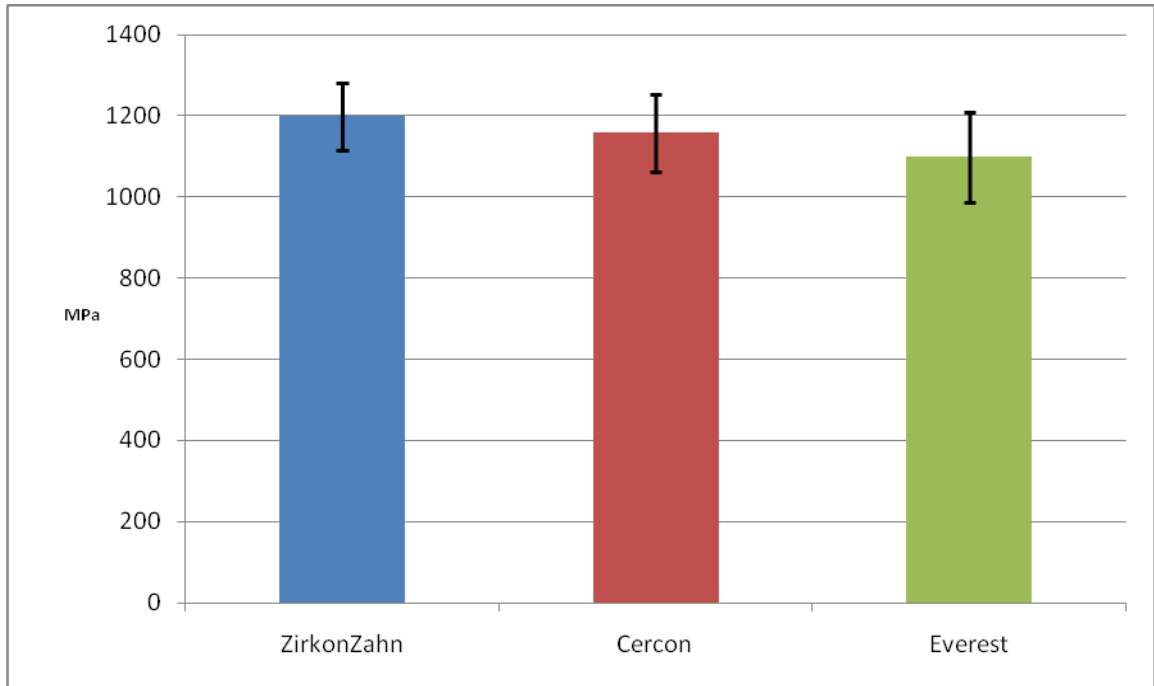
Şekil 4-4: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının biaksiyel eğme dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Nötr pH'a sahip ortamda saklanan 3 zirkonya grubu (Zirkonzahn, Cercon, Everest) arasında Everest grubunun eğme dayanımı diğer 2 gruba göre daha düşük tespit edilmiştir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$). Nötr pH'a sahip ortamda saklanan Zirkonzahn ve Cercon grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 4-8) (Şekil 4-5).

Tablo 4-8: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının biaksiyel eğme dayanımlarının istatistiksel karşılaştırması

| | Zirkonzahn | Cercon | Everest |
|------------|------------------------------|------------------------------|-------------------------------|
| MPa | 1198,53 ± 81,84 ^a | 1158,00 ± 95,68 ^a | 1098,53 ± 111,30 ^b |

Aynı satırdaki farklı küçük harfler anlamlı istatistiksel farklılığı ifade etmektedir ($p < 0,05$).



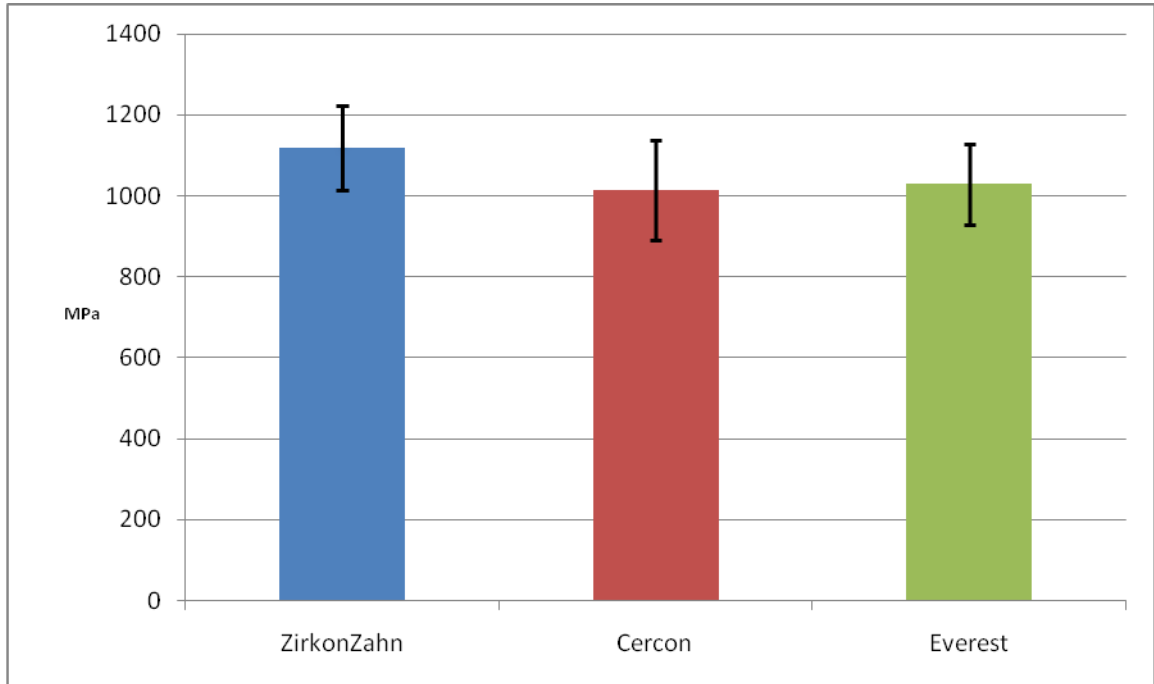
Şekil 4-5: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının biaksiyel eğme dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Bazik pH'a sahip ortamda saklanan 3 zirkonya grubu (Zirkonzahn, Cercon, Everest) arasında Zirkonzahn grubunun eğme dayanımı diğer 2 gruba göre daha yüksek tespit edilmiştir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$). Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Cercon ve Everest grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 4-9) (Şekil 4-6).

Tablo 4-9: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının biaksiyel eğme dayanımlarının istatistiksel karşılaştırması

| | Zirkonzahn | Cercon | Everest |
|------------|-------------------------------|-------------------------------|------------------------------|
| MPa | 1118,30 ± 104,88 ^a | 1013,90 ± 122,93 ^b | 1028,53 ± 99,83 ^b |

Aynı satırdaki farklı küçük harfler anlamlı istatistiksel farklılığı ifade etmektedir ($p < 0,05$).



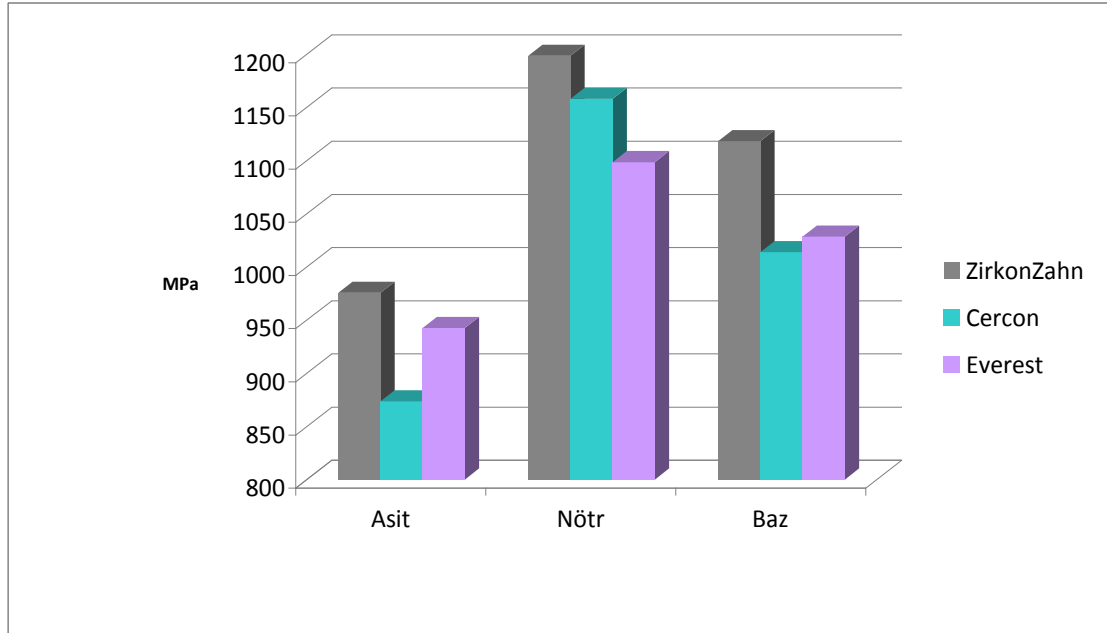
Şekil 4-6: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının biaksiyel eğme dayanımı ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Her 3 farklı zirkonya deney grubunun asidik, nötr ve bazik pH'a sahip ortamlarda saklandıktan sonra elde edilen biaksiyel eğme dayanımı değerlerinin (MPa) istatistiksel değerlendirilmesi Tablo 4-10'da gösterilmiştir. Her alt grubun ortalama biaksiyel eğme dayanımı değerleri Şekil 4-7'de gösterilmiştir.

Tablo 4-10: Biaksiyel eğme dayanımı (MPa) istatistiksel değerlendirmesi

| | Zirkonzahn | Cercon | Everest |
|-------------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| Asit | 975,57 ± 86,23 ^{A,a} | 873,67 ± 163,14 ^{A,b} | 942,47 ± 73,34 ^{A,a} |
| Nötr | 1198,53 ± 81,84 ^{B,a} | 1158,00 ± 95,68 ^{B,a} | 1098,53 ± 111,30 ^{B,b} |
| Baz | 1118,30 ± 104,88 ^{C,a} | 1013,90 ± 122,93 ^{C,b} | 1028,53 ± 99,83 ^{C,b} |

Aynı sütundaki farklı büyük harfler ve aynı satırdaki farklı küçük harfler anlamlı istatistiksel farklılığı ifade etmektedir ($P < 0,05$).



Şekil 4-7: Farklı pH ortamlarında saklanan deney örneklerinin biaksiyel eğme dayanımı ortalama değerleri grafiği

4.2. Vickers Mikrosertlik Testi Bulguları

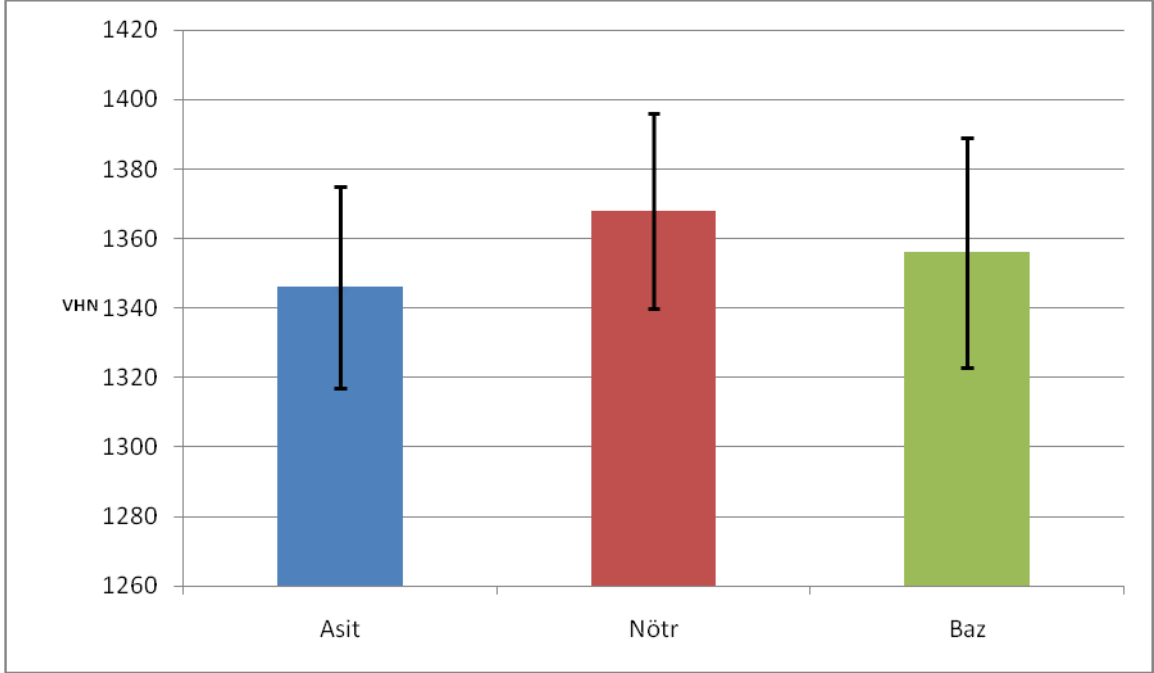
4.2.1. Zirkonzahn Grubu

Farklı pH değerine sahip ortamlarda saklanan Zirkonzahn grubu örneklerin Vickers mikrosertlik değerleri Tablo 4-11'de görülmektedir. Zirkonzahn grubunda en yüksek Vickers mikrosertlik değeri nötr pH'a sahip ortamda saklanan grupta görülmüştür (Şekil 4-8). Nötr pH'a sahip ortamda saklanan örnekler ile bazik pH'a sahip ortamda saklanan örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur, buna karşılık asidik pH'a sahip ortamda saklanan örnekler ile nötr pH'a sahip ortamda saklanan örneklerin Vickers mikrosertlik değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Zirkonzahn deney örneklerinin Vickers mikrosertlik değerleri asidik pH'a sahip ortamda saklanana kıyasla daha yüksek olmasına karşın aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 4-12).

Tablo 4-11: Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkonzahn grubu örneklerin Vickers mikrosertlik değerleri

| | n | m (VHN) | sd ± | Min(VHN) | Max(VHN) |
|-------------|----|---------|------|----------|----------|
| Asit | 30 | 1346 | 29 | 1335 | 1356 |
| Nötr | 30 | 1368 | 28 | 1358 | 1379 |
| Baz | 30 | 1356 | 33 | 1343 | 1369 |



Şekil 4-8: Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkonzahn grubu örneklerin Vickers mikrosertlik ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Tablo 4-12: Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkonzahn grubu örneklerin Vickers mikrosertlik değerleri farklarının istatistiksel değerlendirmesi

| | Asit | Nötr | Baz |
|------|------|------|-----|
| Asit | - | * | - |
| Nötr | * | - | - |
| Baz | - | - | - |

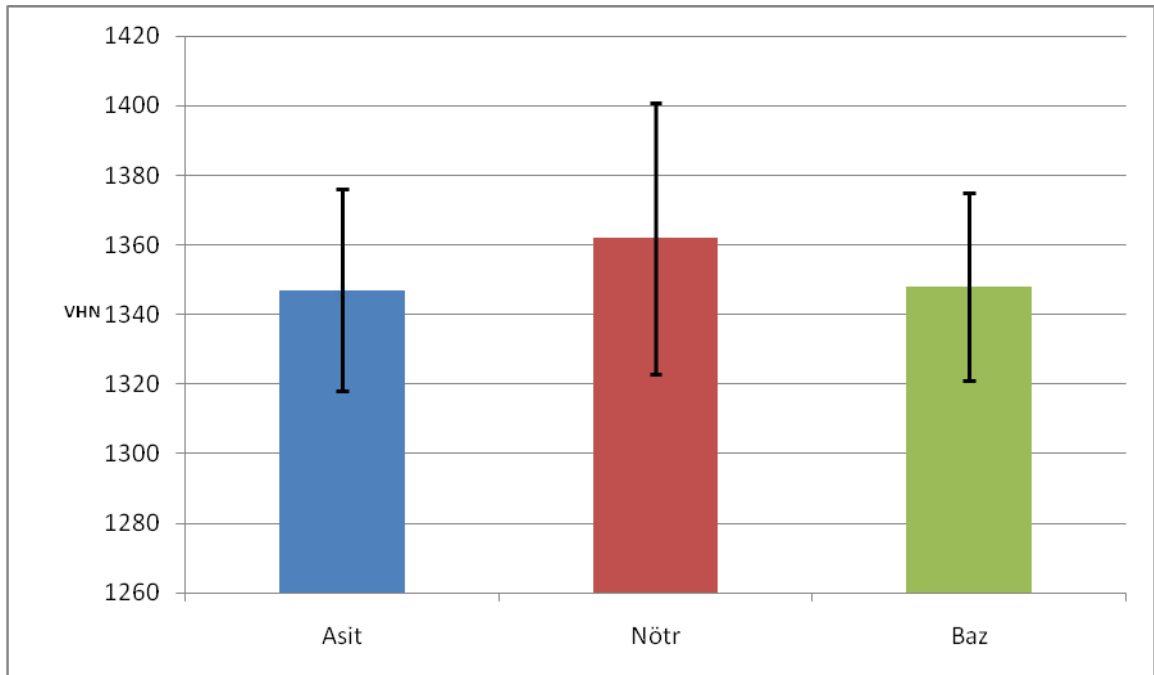
(*) istatistiksel olarak anlamlı farkı ifade etmektedir ($p < 0,05$)

4.2.2. Cercon Grubu

Farklı pH değerine sahip ortamlarda saklanan Cercon grubu örneklerin Vickers mikrosertlik değerleri Tablo 4-13'te görülmektedir. Cercon grubunda asidik, nötr ve bazik pH değerine sahip ortamlarda saklanan deney örneklerinden Vickers mikrosertlik değerleri arasında en yüksek değer nötr pH'da saklanan örneklerde görülmesine karşılık (Şekil 4-9), gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 4-14).

Tablo 4-13: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin Vickers mikrosertlik değerleri

| | n | m (VHN) | sd ± | Min(VHN) | Max(VHN) |
|-------------|----|---------|------|----------|----------|
| Asit | 30 | 1347 | 29 | 1336 | 1357 |
| Nötr | 30 | 1362 | 39 | 1348 | 1377 |
| Baz | 30 | 1348 | 27 | 1338 | 1358 |



Şekil 4-9: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin Vickers mikrosertlik ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Tablo 4-14: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin Vickers mikrosertlik değerleri farklarının istatistiksel değerlendirmesi

| | Asit | Nötr | Baz |
|-------------|-------------|-------------|------------|
| Asit | - | - | - |
| Nötr | - | - | - |
| Baz | - | - | - |

(*) istatistiksel olarak anlamlı farkı ifade etmektedir($p < 0,05$)

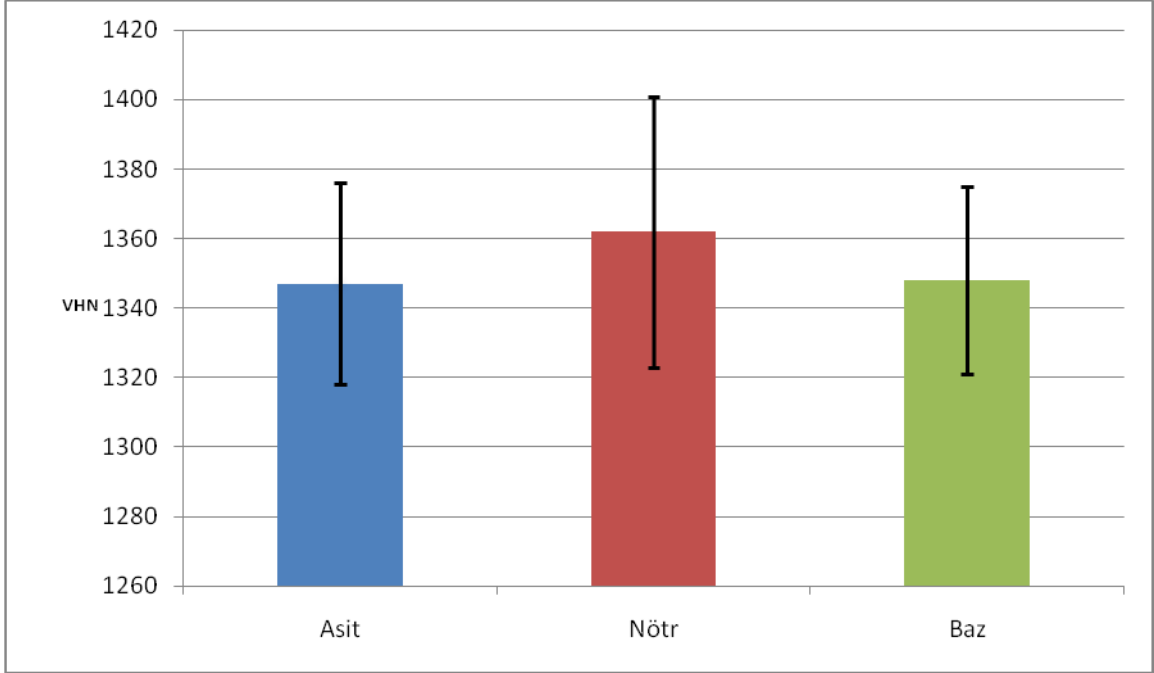
4.2.3. Everest Grubu

Farklı pH değerlerine sahip ortamlarda saklanan Everest grubu örneklerin Vickers mikrosertlik değerleri Tablo 4-15'te görülmektedir. Everest grubunda asidik, nötr ve bazik pH değerine sahip ortamlarda saklanan deney örneklerinden Vickers mikrosertlik değerleri arasında en yüksek değer nötr pH'a sahip ortamda saklanan örneklerdir ve asidik ve bazik pH gruplarıyla olan fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

Everest grubunda asidik ve bazik pH'a sahip ortamlarda saklanan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Şekil 4-10) (Tablo 4-16).

Tablo 4-15: Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin Vickers mikrosertlik değerleri

| | n | m (VHN) | sd \pm | Min(VHN) | Max(VHN) |
|-------------|----|---------|----------|----------|----------|
| Asit | 30 | 1347 | 29 | 1336 | 1357 |
| Nötr | 30 | 1362 | 39 | 1348 | 1377 |
| Baz | 30 | 1348 | 27 | 1338 | 1358 |



Şekil 4-10: Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin Vickers mikrosertlik ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Tablo 4-16: Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin Vickers mikrosertlik değerleri farklarının istatistiksel değerlendirilmesi

| | Asit | Nötr | Baz |
|------|------|------|-----|
| Asit | - | * | - |
| Nötr | * | - | * |
| Baz | - | * | - |

(*) istatistiksel olarak anlamlı farkı ifade etmektedir ($p < 0,05$)

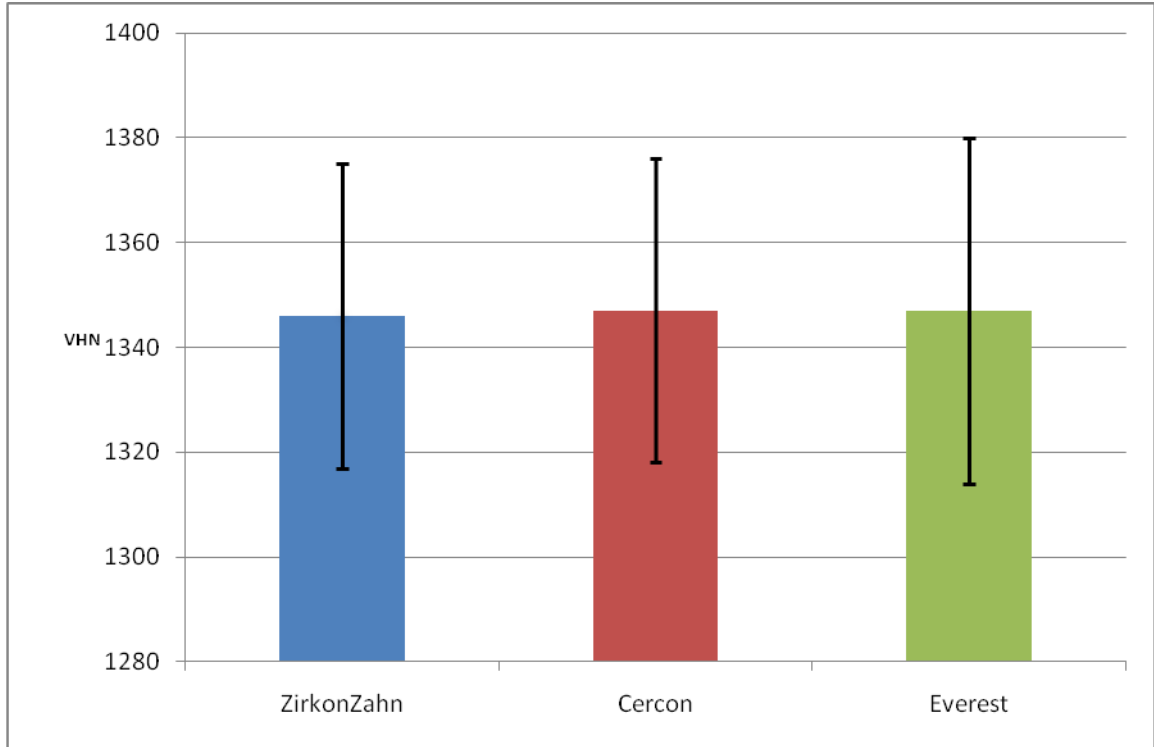
4.2.4. Vickers Mikrosertlik Testi Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması

Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Zirkonzahn, Cercon ve Everest deney gruplarının Vickers mikrosertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir (Tablo 4-17) (Şekil 4-11).

Tablo 4-17: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının Vickers mikrosertlik değerlerinin istatistiksel karşılaştırması

| | Zirkonzahn | Cercon | Everest |
|------------|------------------------|------------------------|------------------------|
| VHN | 1346 ± 29 ^a | 1347 ± 29 ^a | 1347 ± 33 ^a |

Aynı satırdaki farklı küçük harfler anlamlı istatistiksel farklılığı ifade etmektedir



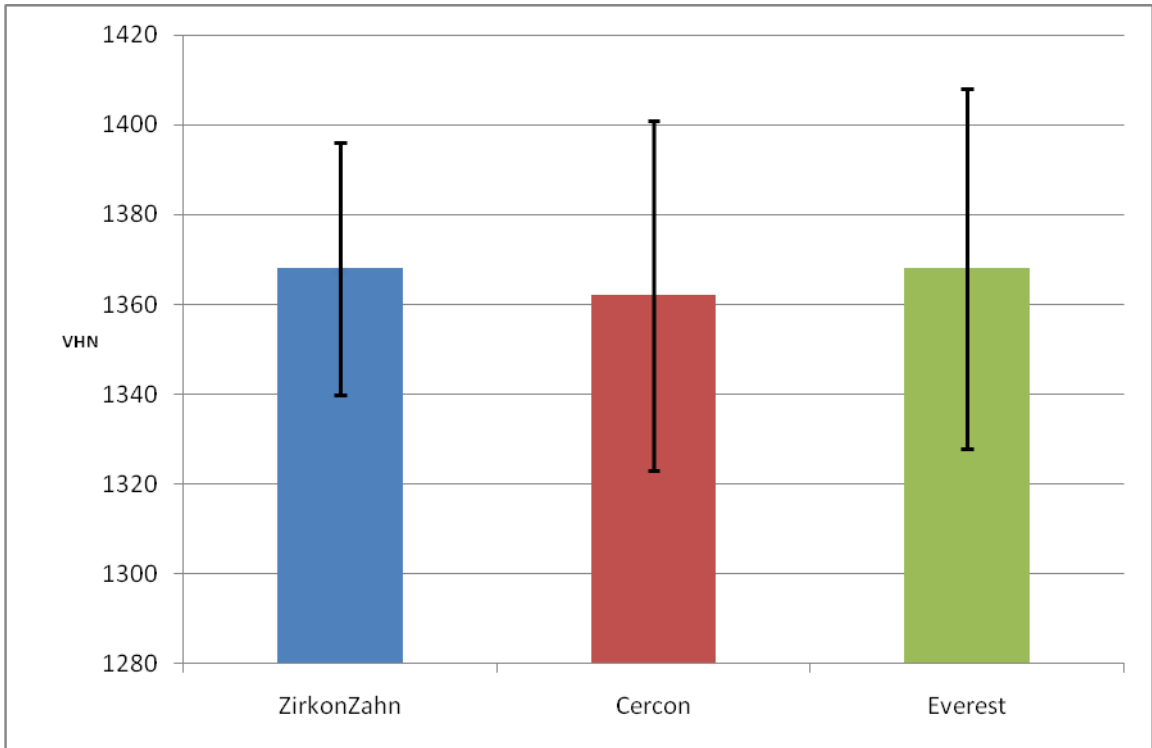
Şekil 4-11: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının Vickers mikrosertlik ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Nötr pH'a sahip ortamda saklanan Zirkonzahn, Cercon ve Everest deney gruplarının Vickers mikrosertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir (Tablo 4-18) (Şekil 4-12).

Tablo 4-18: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının Vickers mikrosertlik değerlerinin istatistiksel karşılaştırması

| | Zirkonzahn | Cercon | Everest |
|------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| VHN | 1368 ± 28^a | 1362 ± 39^a | 1368 ± 40^a |

Aynı satırdaki farklı küçük harfler anlamlı istatistiksel farklılığı ifade etmektedir.



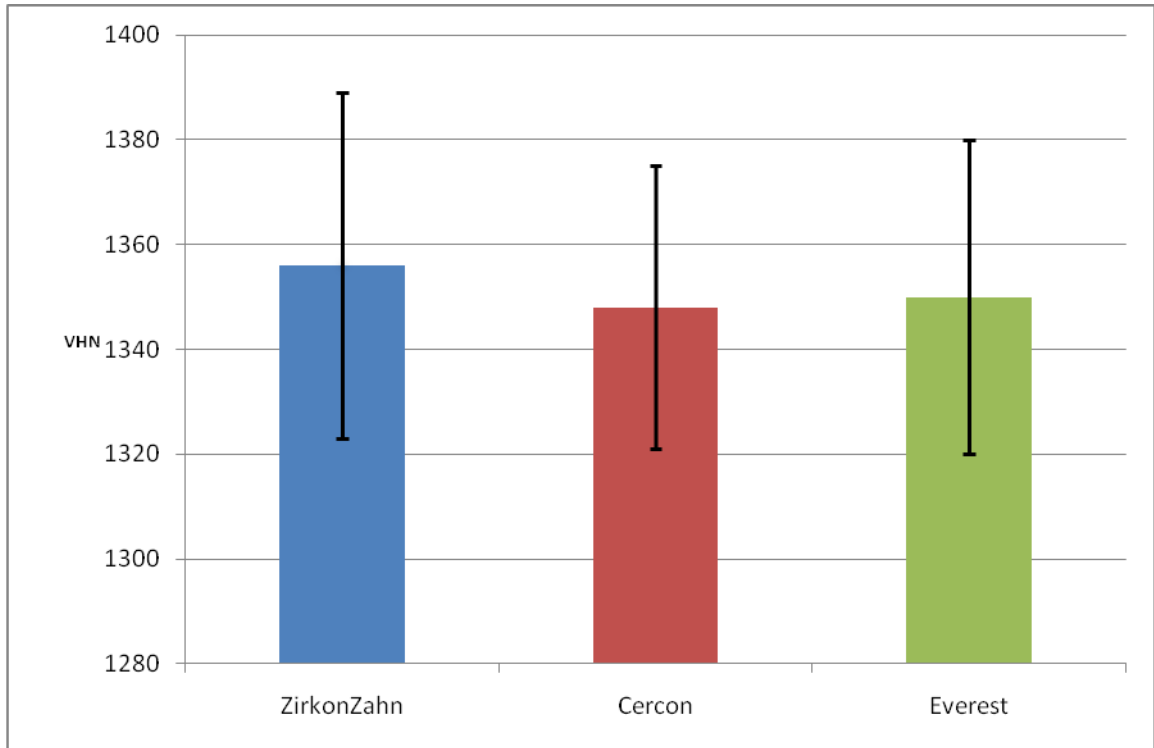
Şekil 4-12: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının Vickers mikrosertlik ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Zirkonzahn, Cercon ve Everest deney gruplarının Vickers mikrosertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir (Tablo 4-19) (Şekil 4-13).

Tablo 4-19: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının Vickers mikrosertlik değerlerinin istatistiksel karşılaştırması

| | Zirkonzahn | Cercon | Everest |
|------------|------------------------|------------------------|------------------------|
| VHN | 1356 ± 33 ^a | 1348 ± 27 ^a | 1350 ± 30 ^a |

Aynı satırdaki farklı küçük harfler anlamlı istatistiksel farklılığı ifade etmektedir



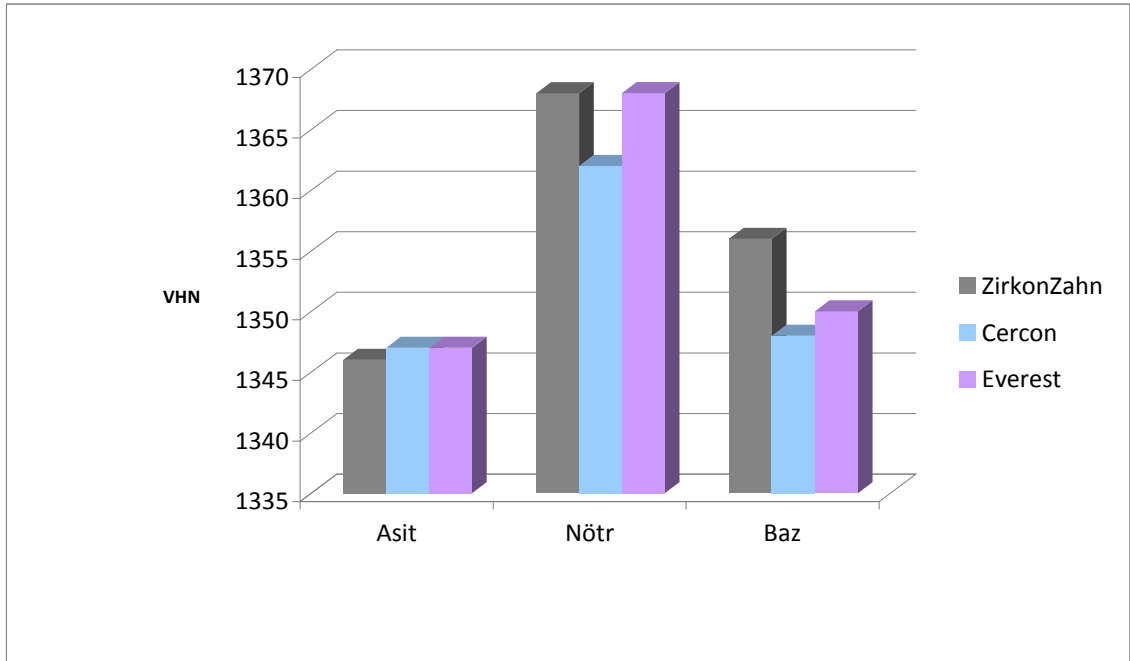
Şekil 4-13: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının Vickers mikrosertlik ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Her 3 farklı zirkonya deney grubunun asidik, nötr, ve bazik pH'a sahip ortamlarda saklandıktan sonra elde edilen Vickers mikrosertlik değerlerinin (VHN) istatistiksel değerlendirilmesi Tablo 4-20'de gösterilmiştir. Her alt grubun ortalama Vickers mikrosertlik değerleri Şekil 4-14'te gösterilmiştir.

Tablo 4-20: Vickers mikrosertlik değerleri (VHN) istatistiksel değerlendirilmesi

| | Zirkonzahn | Cercon | Everest |
|-------------|----------------------------|--------------------------|--------------------------|
| Asit | 1346 ± 29 ^{A,a} | 1347 ± 29 ^{A,a} | 1347 ± 33 ^{A,a} |
| Nötr | 1368 ± 28 ^{B,a} | 1362 ± 39 ^{A,a} | 1368 ± 40 ^{B,a} |
| Baz | 1356 ± 33 ^{A,B,a} | 1348 ± 27 ^{A,a} | 1350 ± 30 ^{A,a} |

Aynı sütundaki farklı büyük harfler ve aynı satırdaki farklı küçük harfler anlamlı istatistiksel farklılığı ifade etmektedir.



Şekil 4-14: Farklı pH ortamlarında saklanan deney örneklerinin ortalama Vickers mikrosertlik değerleri grafiği

4.3. Kırılma Tokluğu Bulguları

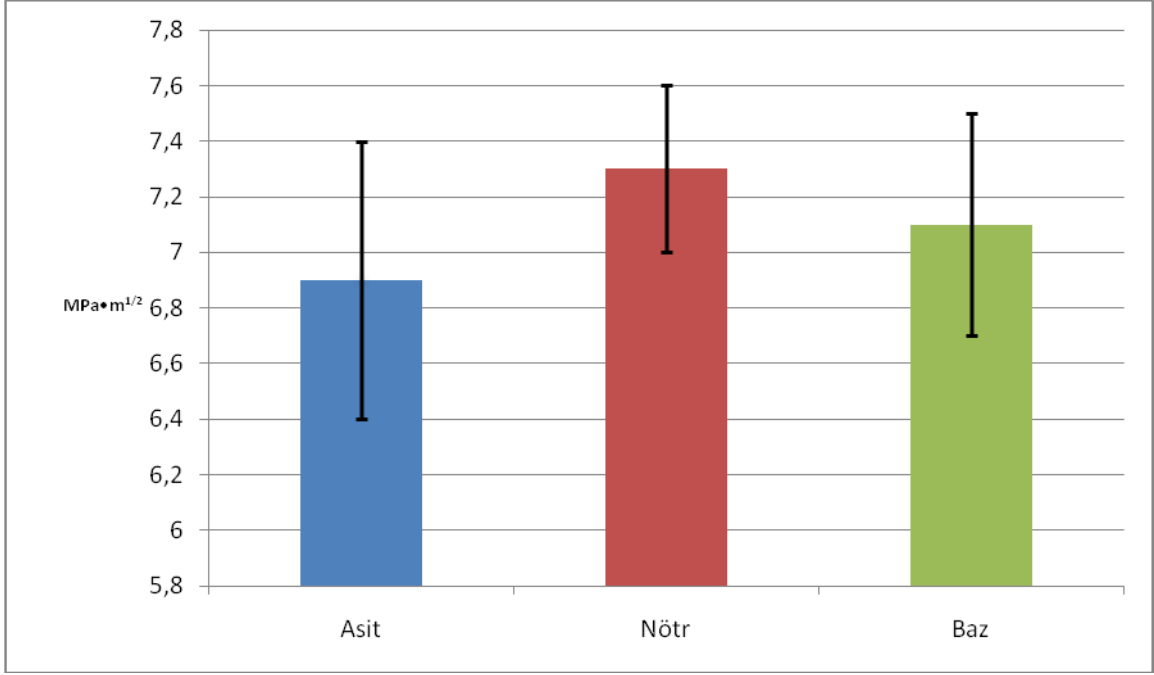
4.3.1. Zirkonzahn Grubu

Farklı pH değerine sahip ortamlarda saklanan Zirkonzahn grubu örneklerin kırılma tokluğu değerleri Tablo 4-21'de görülmektedir. Zirkonzahn grubunda en yüksek kırılma tokluğu değeri nötr pH'a sahip ortamda saklanan grupta görülmüştür (Şekil 4-15). Nötr pH'da saklanan örnekler ile bazik pH'da saklanan örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur, buna karşılık asidik pH'da saklanan örnekler ile nötr pH'da saklanan örneklerin kırılma tokluğu değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

Bazik pH'da saklanan Zirkonzahn deney örneklerinin kırılma tokluğu değerleri asidik ortamda saklanana kıyasla daha yüksek olmasına karşın aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 4-22).

Tablo 4-21: Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkonzahn grubu örneklerin kırılma tokluğu değerleri

| | n | m (MPa·m ^{1/2}) | sd ± |
|-------------|---|---------------------------|------|
| Asit | 6 | 6,9 | 0,5 |
| Nötr | 6 | 7,3 | 0,3 |
| Baz | 6 | 7,1 | 0,4 |



Şekil 4-15: Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkonzahn grubu örneklerin kırılma tokluğu ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Tablo 4-22: Farklı pH ortamlarında saklanan Zirkonzahn grubu örneklerin kırılma tokluğu değerleri farklarının istatistiksel değerlendirmesi

| | Asit | Nötr | Baz |
|------|------|------|-----|
| Asit | - | * | - |
| Nötr | * | - | - |
| Baz | - | - | - |

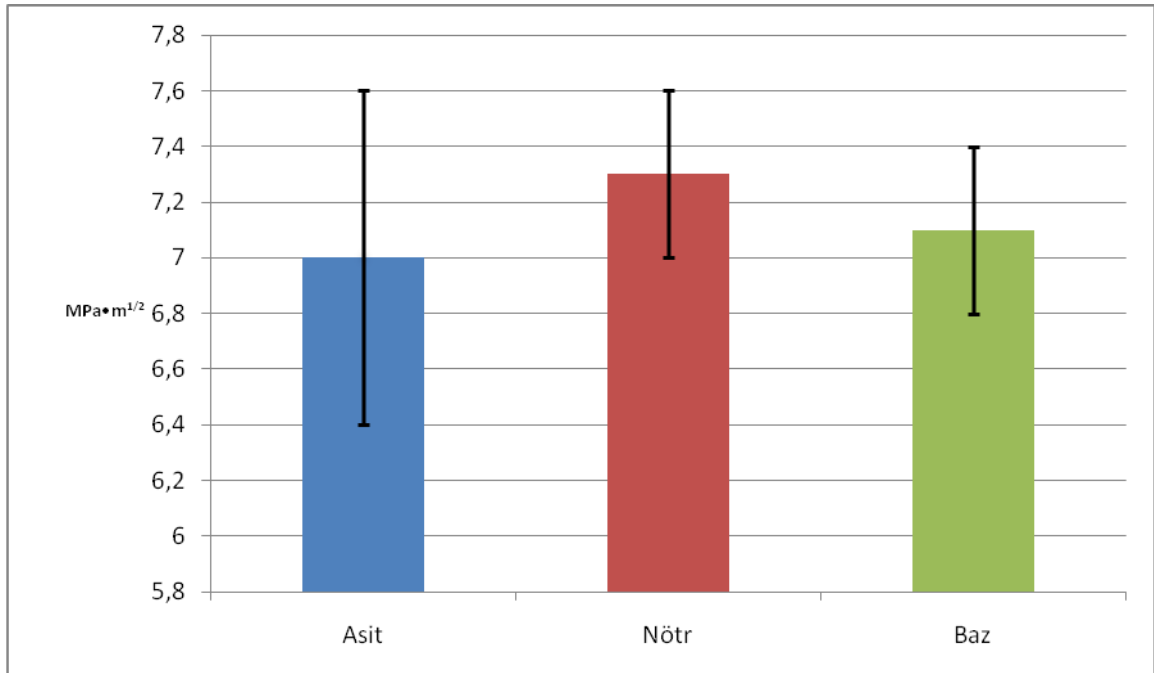
(*) istatistiksel olarak anlamlı farkı ifade etmektedir ($p < 0,05$)

4.3.2. Cercon Grubu

Farklı pH değerine sahip ortamlarda saklanan Cercon grubu örneklerin kırılma tokluğu değerleri Tablo 4-23'de görülmektedir. Cercon grubunda asidik, nötr ve bazik pH'a sahip ortamlarda saklanan deney örneklerinden kırılma tokluğu değerleri arasında en yüksek değer nötr pH'da saklanan örneklerde gözlemlenmesine karşılık (Şekil 4-16), gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir (Tablo 4-24).

Tablo 4-23: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin kırılma tokluğu değerleri

| | N | m (MPa·m^{1/2}) | sd ± |
|-------------|----------|--------------------------------|-------------|
| Asit | 6 | 7,0 | 0,6 |
| Nötr | 6 | 7,3 | 0,3 |
| Baz | 6 | 7,1 | 0,3 |



Şekil 4-16: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin kırılma tokluğu ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Tablo 4-24: Farklı pH ortamlarında saklanan Cercon grubu örneklerin kırılma tokluğu değerleri farklarının istatistiksel değerlendirmesi

| | Asit | Nötr | Baz |
|-------------|-------------|-------------|------------|
| Asit | - | - | - |
| Nötr | - | - | - |
| Baz | - | - | - |

(*) istatistiksel olarak anlamlı farkı ifade etmektedir ($p < 0,05$)

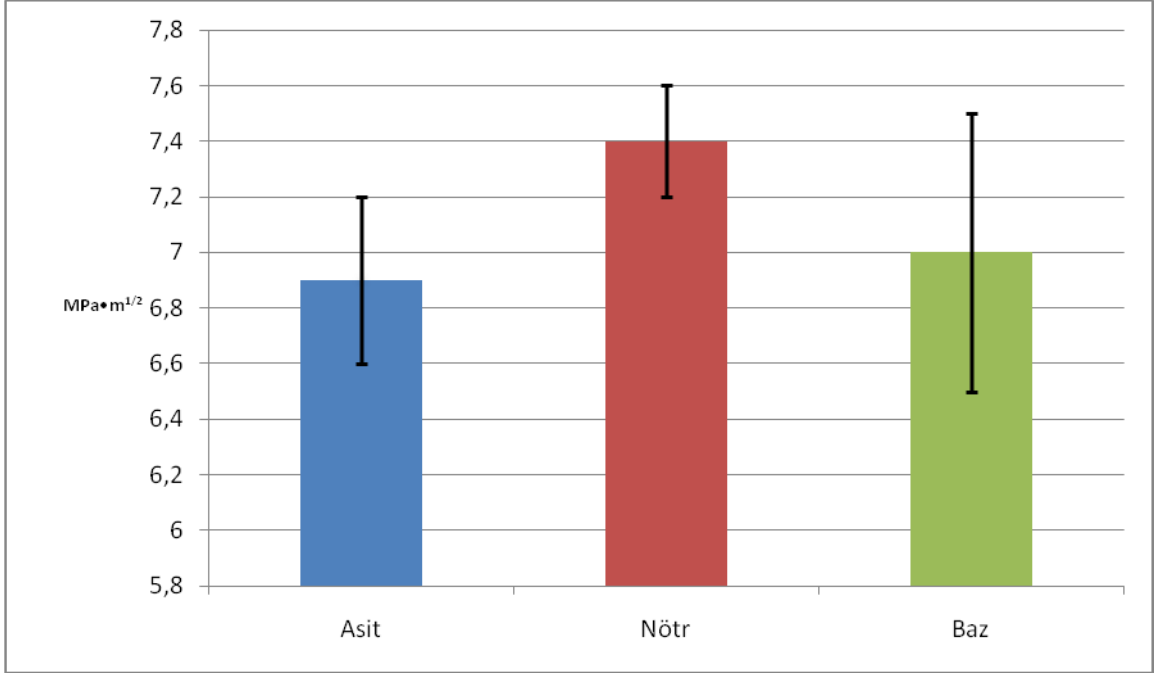
4.3.3. Everest Grubu

Farklı pH değerine sahip ortamlarda saklanan Everest grubu örneklerin kırılma tokluğu değerleri Tablo 4-25'de görülmektedir. Everest grubunda asidik, nötr ve bazik ortamlarda saklanan deney örneklerinden kırılma tokluğu değerleri arasında en yüksek değer nötr pH'a sahip ortamda saklanan örneklerde gözlenmiştir ve asidik ve bazik pH gruplarıyla olan fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

Everest grubunda asidik ve bazik pH'a sahip ortamlarda saklanan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Şekil 4-17) (Tablo 4-26)

Tablo 4-25: Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin kırılma tokluğu değerleri

| | n | m (MPa·m ^{1/2}) | sd ± |
|-------------|---|---------------------------|------|
| Asit | 6 | 6,9 | 0,3 |
| Nötr | 6 | 7,4 | 0,2 |
| Baz | 6 | 7,0 | 0,5 |



Şekil 4-17: Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin kırılma tokluğu ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Tablo 4-26: Farklı pH ortamlarında saklanan Everest grubu örneklerin kırılma tokluğu değerleri farklarının istatistiksel değerlendirilmesi

| | Asit | Nötr | Baz |
|------|------|------|-----|
| Asit | - | * | - |
| Nötr | * | - | * |
| Baz | - | * | - |

(*) istatistiksel olarak anlamlı farkı ifade etmektedir ($p < 0,05$)

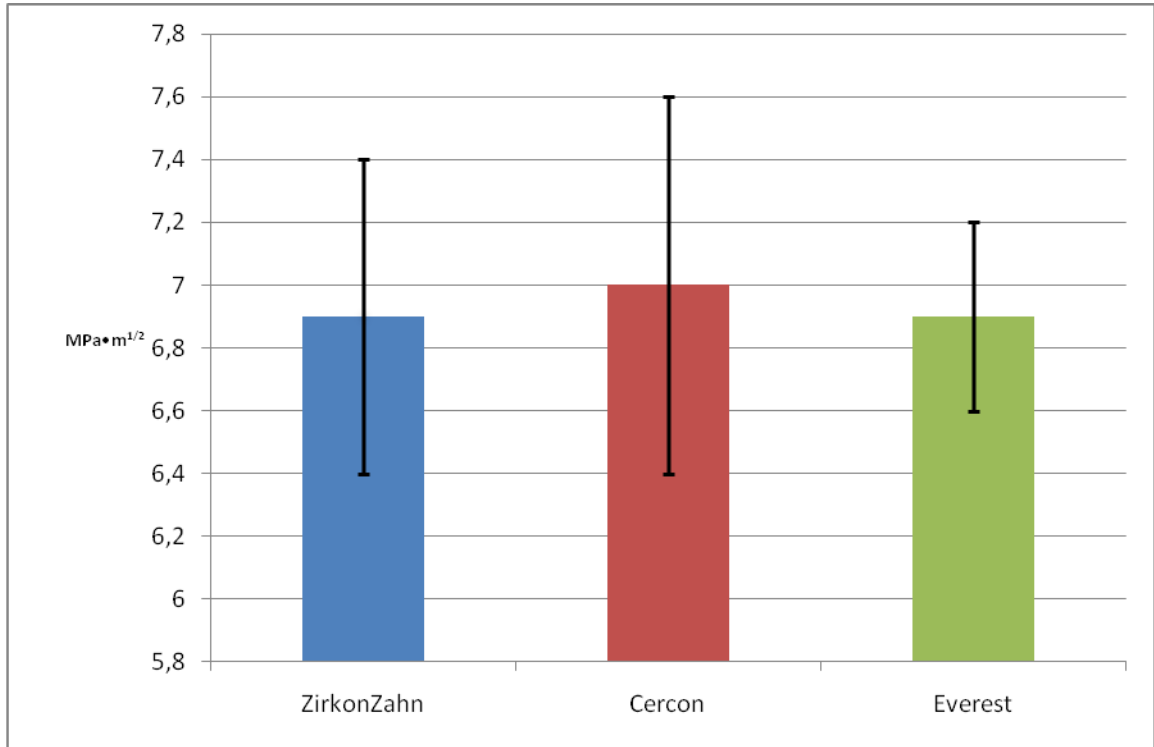
4.3.4. Kırılma Tokluğu Bulgularının Gruplar Arası Karşılaştırılması

Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Zirkonzahn, Cercon ve Everest deney gruplarının kırılma tokluğu değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir (Tablo 4-27) (Şekil 4-18).

Tablo 4-27: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının kırılma tokluğu değerlerinin istatistiksel karşılaştırması

| | Zirkonzahn | Cercon | Everest |
|----------------------------|------------------------|------------------------|------------------------|
| MPa•m^{1/2} | 6,9 ± 0,5 ^a | 7,0 ± 0,6 ^a | 6,9 ± 0,3 ^a |

Aynı satırdaki farklı küçük harfler anlamlı istatistiksel farklılığı ifade etmektedir



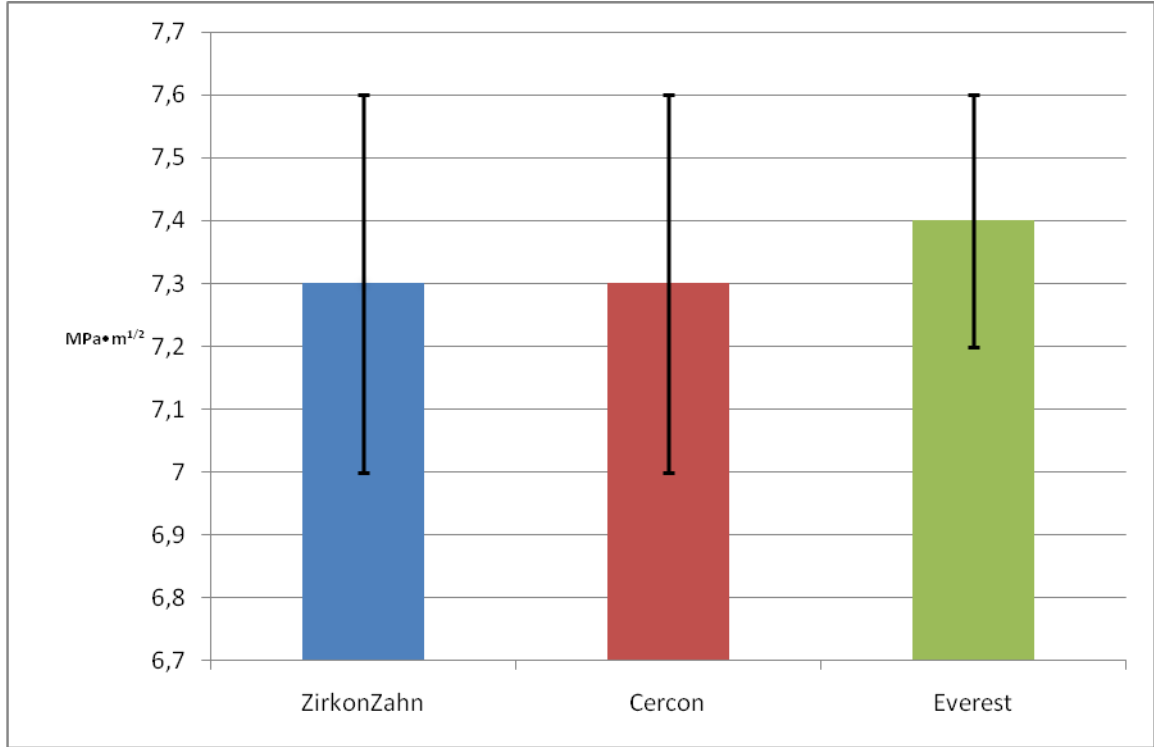
Şekil 4-18: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının kırılma tokluğu ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Nötr pH'a sahip ortamda saklanan Zirkonzahn, Cercon ve Everest deney gruplarının kırılma tokluğu değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir (Tablo 4-28) (Şekil 4-19).

Tablo 4-28: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının kırılma tokluğu değerlerinin istatistiksel karşılaştırması

| | Zirkonzahn | Cercon | Everest |
|----------------------------|------------------------|------------------------|------------------------|
| MPa•m^{1/2} | 7,3 ± 0,3 ^a | 7,3 ± 0,3 ^a | 7,4 ± 0,2 ^a |

Aynı satırdaki farklı küçük harfler anlamlı istatistiksel farklılığı ifade etmektedir



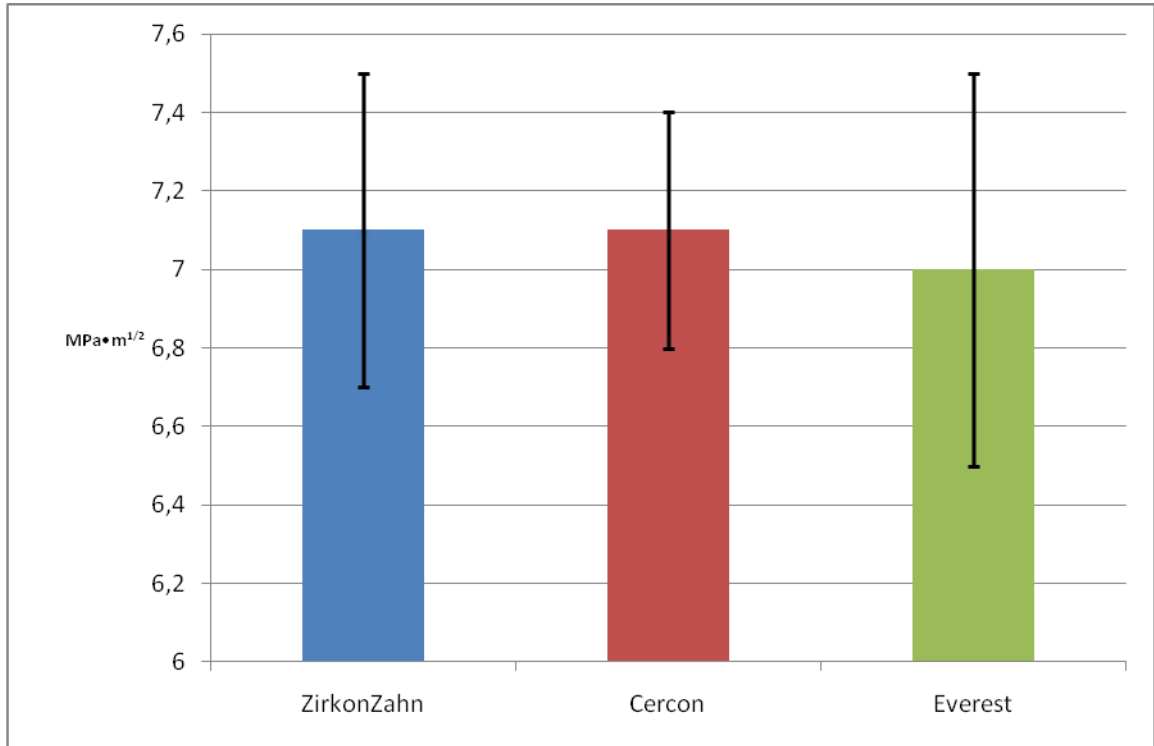
Şekil 4-19: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının kırılma tokluğu ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Zirkonzahn, Cercon ve Everest deney gruplarının kırılma tokluğu değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir (Tablo 4-29) (Şekil 4-20).

Tablo 4-29: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının kırılma tokluğu değerlerinin istatistiksel karşılaştırması

| | Zirkonzahn | Cercon | Everest |
|----------------------------|------------------------|------------------------|------------------------|
| MPa•m^{1/2} | 7,1 ± 0,4 ^a | 7,1 ± 0,3 ^a | 7,0 ± 0,5 ^a |

Aynı satırdaki farklı küçük harfler anlamlı istatistiksel farklılığı ifade etmektedir



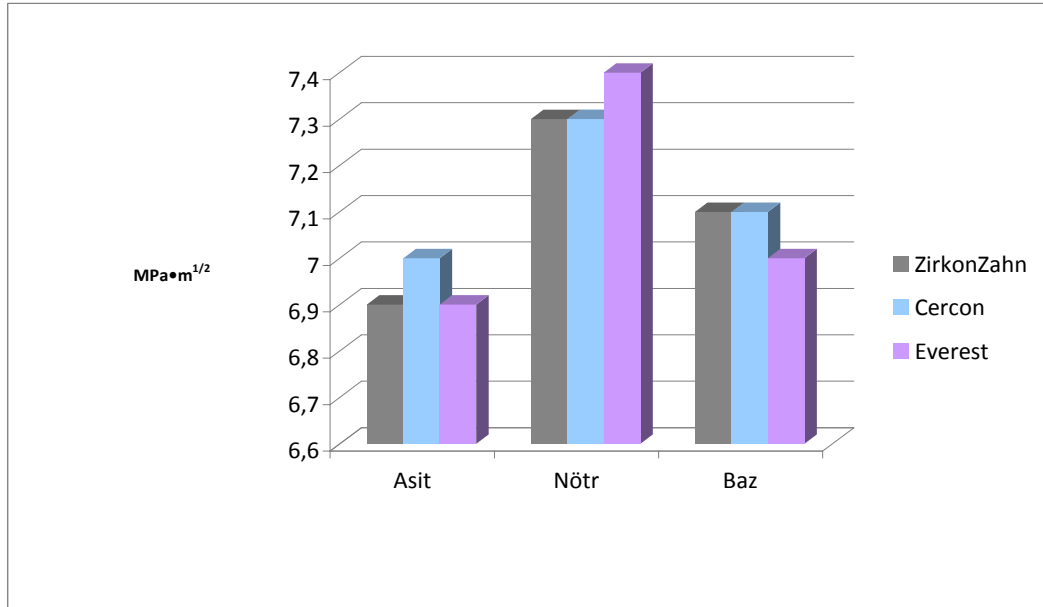
Şekil 4-20: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan farklı zirkonya gruplarının kırılma tokluğu ortalama değerleri ve standart sapmaları grafiği

Her 3 farklı zirkonya deney grubunun asidik, nötr, ve bazik ortamlarda saklandıktan sonra elde edilen kırılma tokluğu değerleri ($\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) istatistiksel değerlendirmesi Tablo 4-30'da gösterilmiştir. Her alt grubun ortalama kırılma tokluğu değerleri Şekil 4-21'de gösterilmiştir.

Tablo 4-30: Kırılma tokluğu değerleri ($\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) istatistiksel değerlendirmesi

| | Zirkonzahn | Cercon | Everest |
|-------------|--------------------------------|------------------------------|------------------------------|
| Asit | $6,9 \pm 0,5$ ^{A,a} | $7,0 \pm 0,6$ ^{A,a} | $6,9 \pm 0,3$ ^{A,a} |
| Nötr | $7,3 \pm 0,3$ ^{B,a} | $7,3 \pm 0,3$ ^{A,a} | $7,4 \pm 0,2$ ^{B,a} |
| Baz | $7,1 \pm 0,4$ ^{A,B,a} | $7,1 \pm 0,3$ ^{A,a} | $7,0 \pm 0,5$ ^{A,a} |

Aynı sütundaki farklı büyük harfler ve aynı satırdaki farklı küçük harfler anlamlı istatistiksel farklılığı ifade etmektedir.



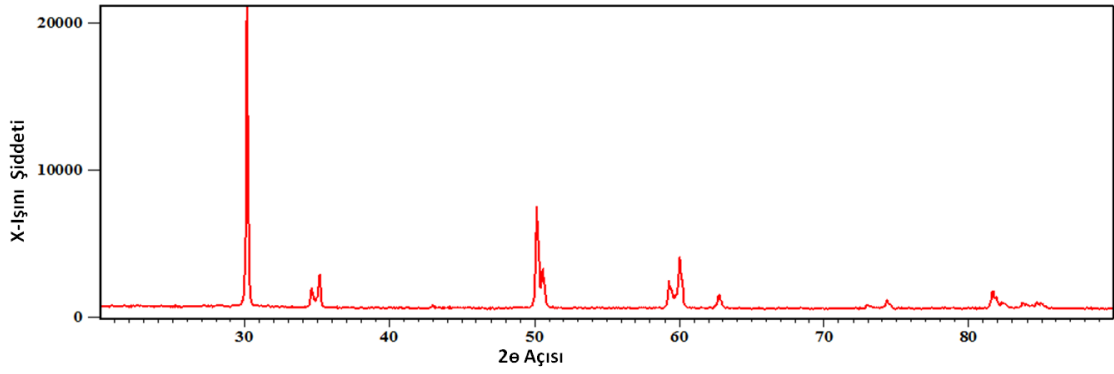
Şekil 4-21: Farklı pH ortamlarında saklanan deney örneklerinin ortalama kırılma tokluğu değerleri ($\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) grafiği

4.4. X-Işını Difraksiyon Analizi Bulguları

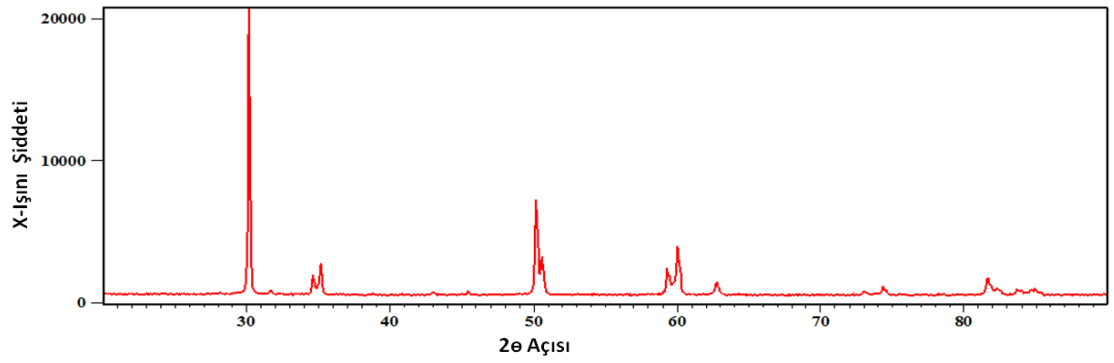
X-ışını difraksiyon analizi ile hesaplanan monoklinik faz hacim oranları Tablo 4-31'de görülmektedir. X-ışını difraksiyon analizi faz grafikleri Şekil 4-22 ve 4-33 arasında görülmektedir.

Tablo 4-31: X-ışını difraksiyon analizi sonuçları

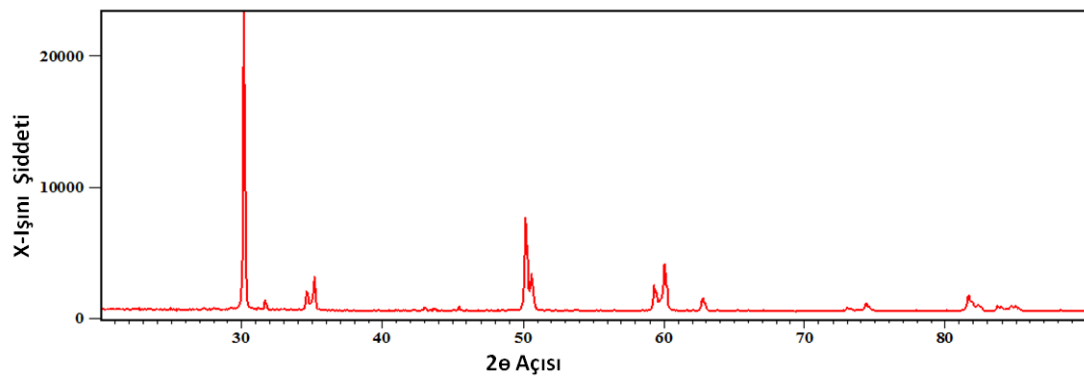
| | Monoklinik Faz (Hacim %) |
|--------------------|--------------------------|
| Zirkonzahn Asit | 12,6 |
| Zirkonzahn Nötr | 9,9 |
| Zirkonzahn Baz | 10,7 |
| Zirkonzahn Kontrol | 9,4 |
| Cercon Asit | 18,3 |
| Cercon Nötr | 11,2 |
| Cercon Baz | 13,2 |
| Cercon Kontrol | 10,1 |
| Everest Asit | 14,6 |
| Everest Nötr | 11,2 |
| Everest Baz | 11,9 |
| Everest Kontrol | 8,6 |



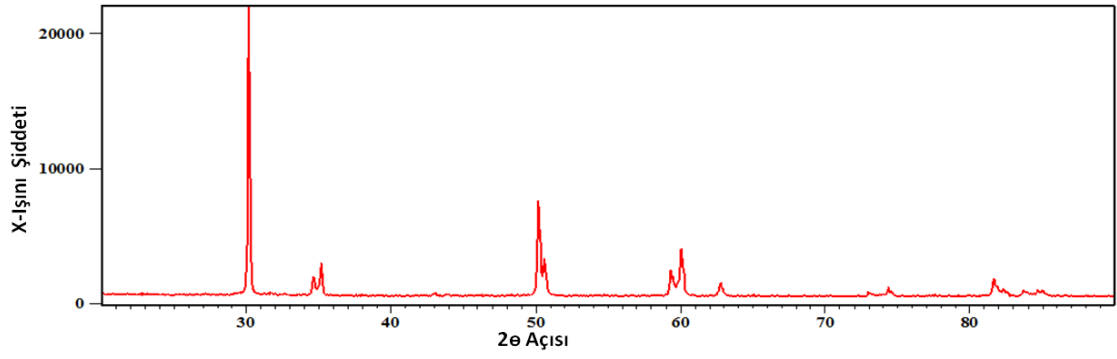
Şekil 4-22: İşlem görmemiş Zirkozahn örneğin X-ışını difraksiyon analizi



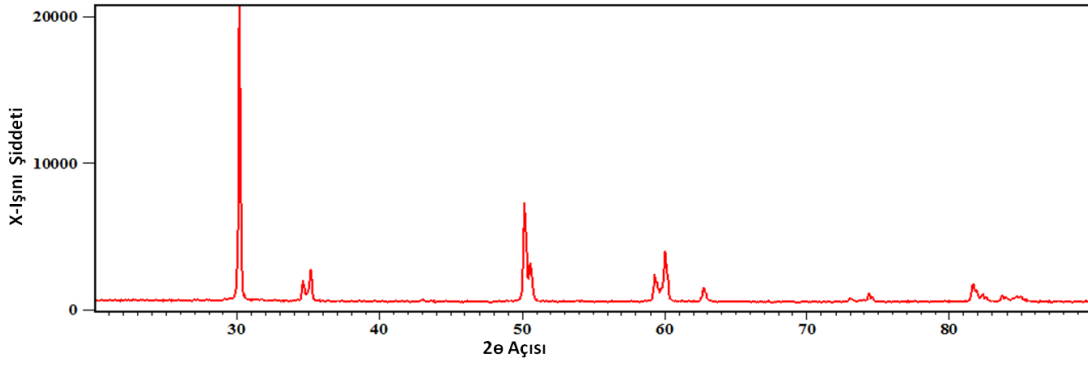
Şekil 4-23: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan Zirkozahn örneğin X-ışını difraksiyon analizi



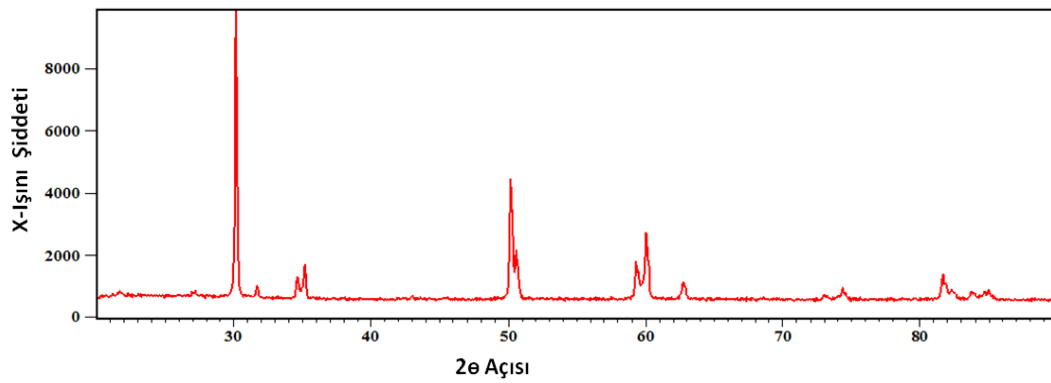
Şekil 4-24: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Zirkozahn örneğin X-ışını difraksiyon analizi



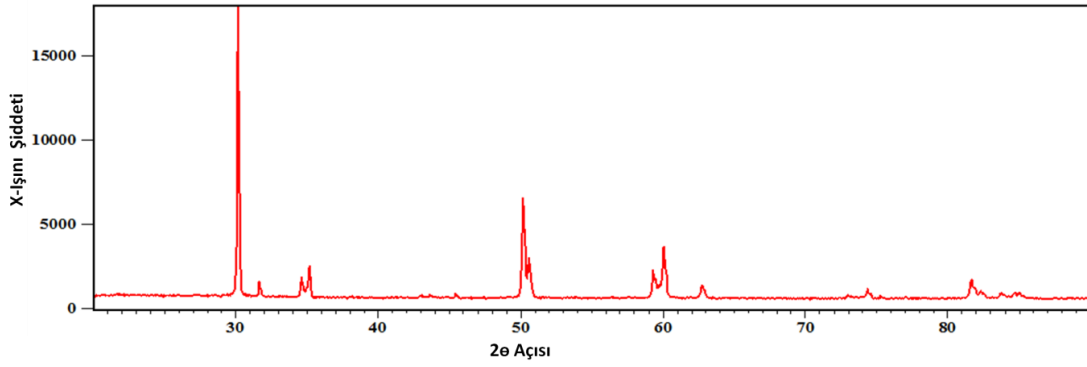
Şekil 4-25: Bazık pH'a sahip ortamda saklanan Zirkozah'n örneğın X-ışını difraksiyon analizi



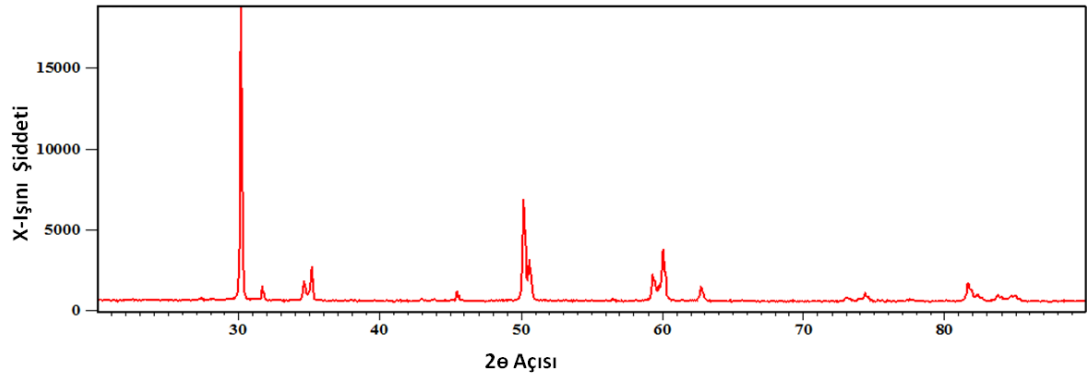
Şekil 4-26: İşlem görmemiş Cercon örneğın X-ışını difraksiyon analizi



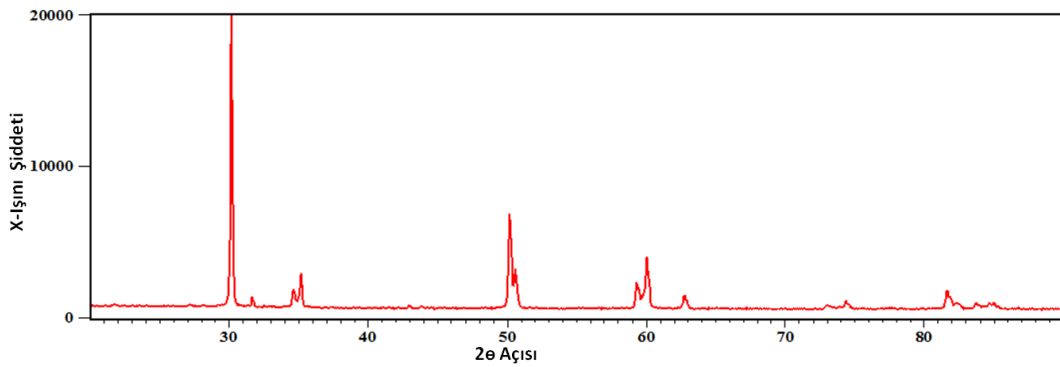
Şekil 4-27: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan Cercon örneğın X-ışını difraksiyon analizi



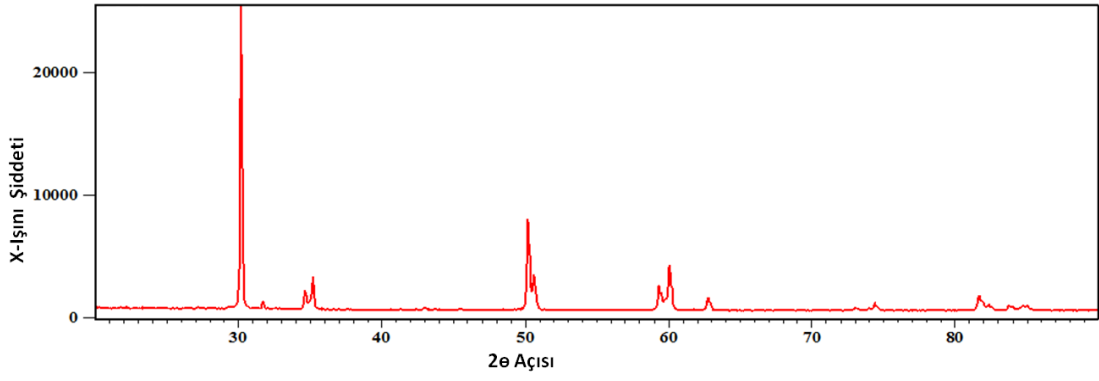
Şekil 4-28: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Cercon örneğin X-ışını difraksiyon analizi



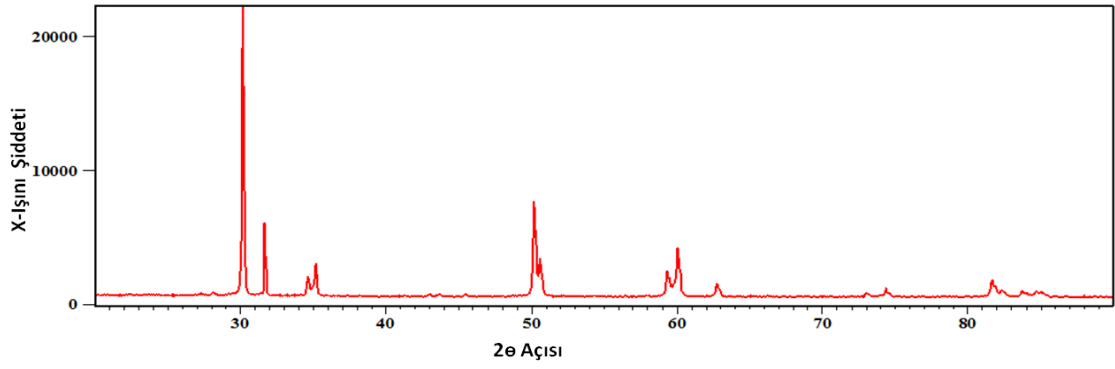
Şekil 4-29: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Cercon örneğin X-ışını difraksiyon analizi



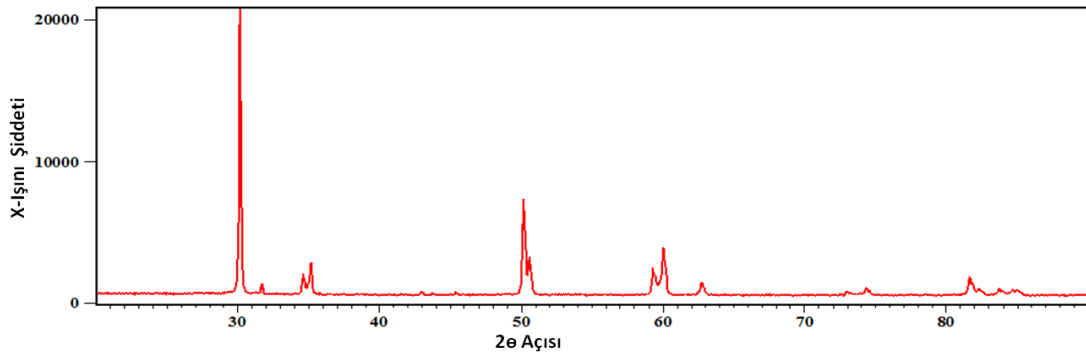
Şekil 4-30: İşlem görmemiş Everest örneğin X-ışını difraksiyon analizi



Şekil 4-31: Nötr pH'a sahip ortamda saklanan Everest örneğın X-ışını difraksiyon analizi



Şekil 4-32: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Everest örneğın X-ışını difraksiyon analizi



Şekil 4-33: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Everest örneğın X-ışını difraksiyon analizi

4.5. Mikroyapı Analizi Bulguları

Enerji dispersiv spektrometri (EDS) bulguları Tablo 4-32'de gösterilmiştir. Farklı pH değerlerine sahip çözeltilerde saklanan örneklerin Y_2O_3 içerikleri, kendi aralarında ve kontrol grubu ile karşılaştırıldıklarında, farklılık göstermiştir.

Tablo 4-32: Farklı gruplarda EDS ile analiz edilen Y_2O_3 stabilizatör miktarı

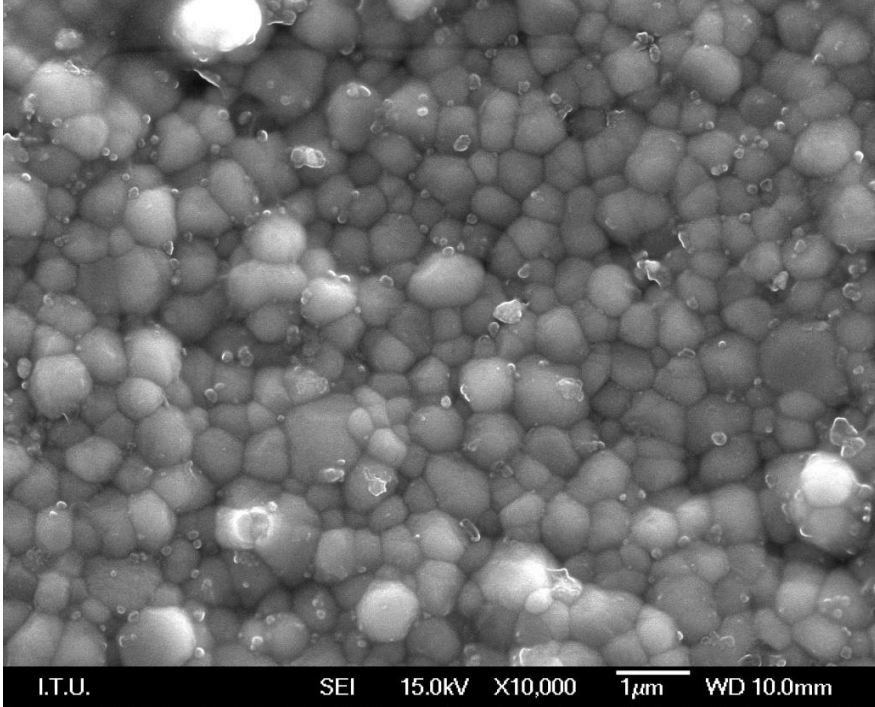
| Grup | Y_2O_3 Miktarı (Ağırlık %) |
|--------------------|------------------------------|
| Zirkonzahn Asit | 1,70 |
| Zirkonzahn Nötr | 2,25 |
| Zirkonzahn Baz | 1,36 |
| Zirkonzahn Kontrol | 2,97 |
| Cercon Asit | 1,41 |
| Cercon Nötr | 2,21 |
| Cercon Baz | 1,43 |
| Cercon Kontrol | 2,61 |
| Everest Asit | 1,35 |
| Everest Nötr | 2,33 |
| Everest Baz | 1,63 |
| Everest Kontrol | 2,53 |

SEM görüntülerinde farklı üretici firmalara ait markalardan elde edilmiş örneklerde benzer yüzey özellikleri gözlemlenmiştir. Kontrol gruplarında sinterlenmiş yüzeylerde yuvarlak grenler ve homojen olmayan gren boyutu gözlenmiş fakat poroziteye rastlanmamıştır (Şekil 4-34 -36). Asidik ortamda saklanan örneklerde keskin köşeli grenlerin varlığı ve porozite gözlenmiştir (Şekil 4-37 -39).

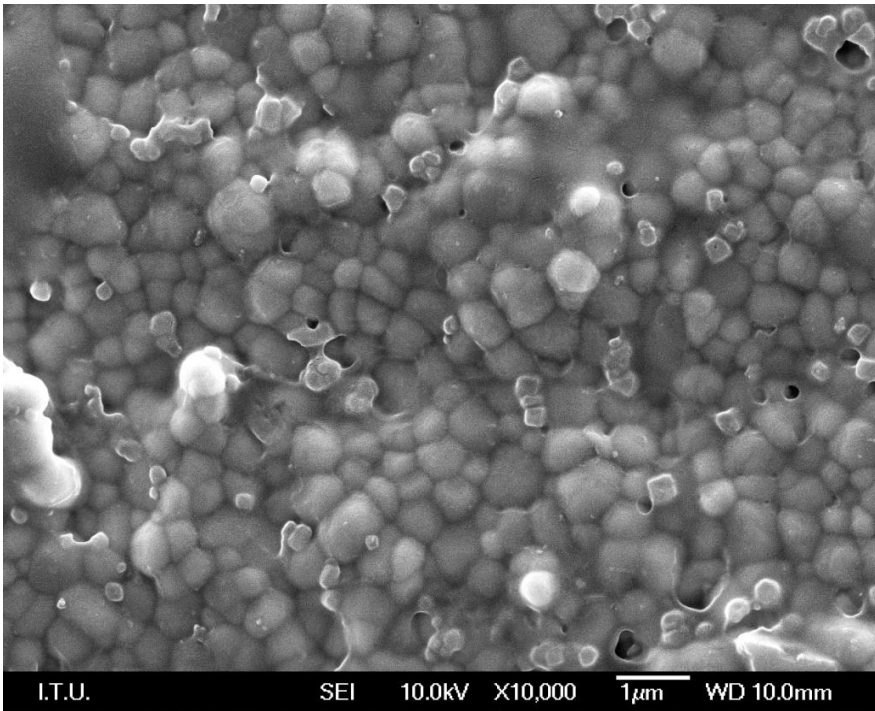
Tetragonal ve monoklinik faza sahip grenleri SEM görüntülerinde ayırt etmek mümkün değildir.

Kırık hattı incelendiğinde, tüm gruplarda kırığın feldspatik seramik katmanında ilerlediği ve zirkonya – üstyapı arayüzünde durduğu, ya da arayüz

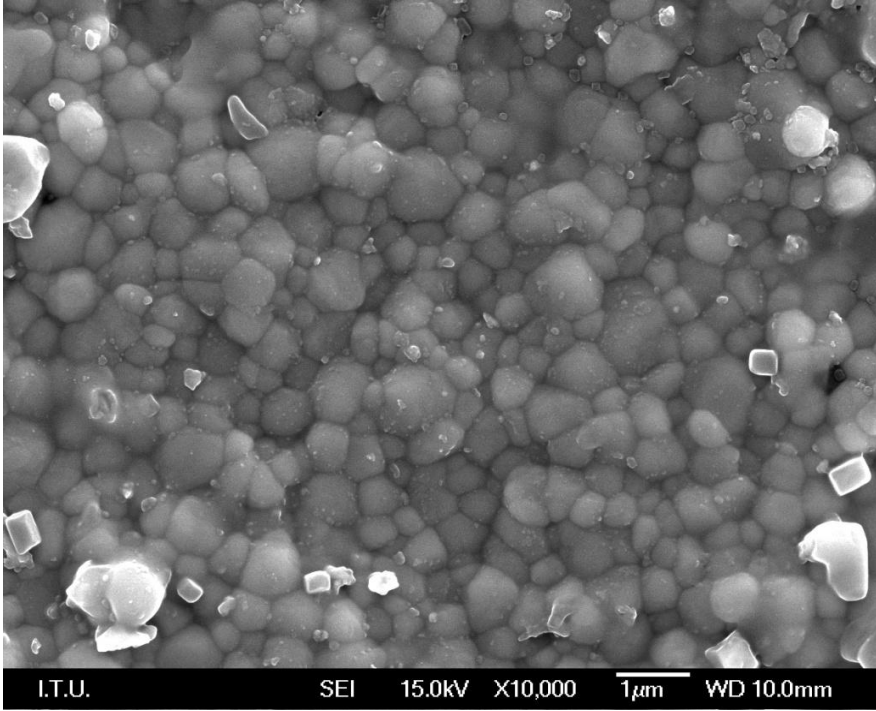
boyunca ilerlediği gözlemlenmiştir. Zirkonya katmanında devamlılık gösteren kırıklar tespit edilmemiştir (Şekil 4-40 - 47).



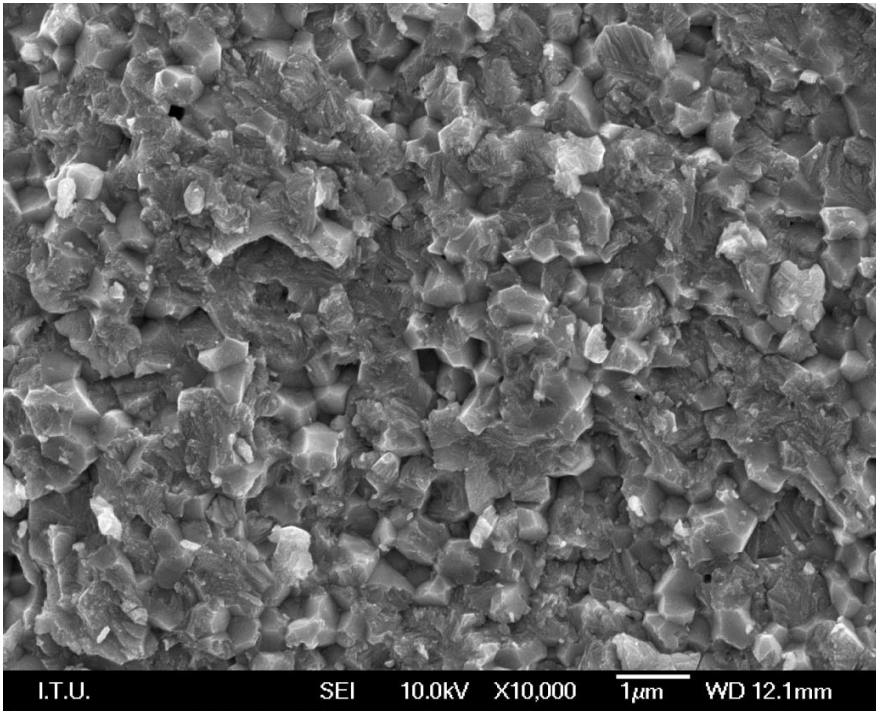
Şekil 4-34: İşlem görmemiş Zirkozahn örneğin SEM görüntüsü (X 10000)



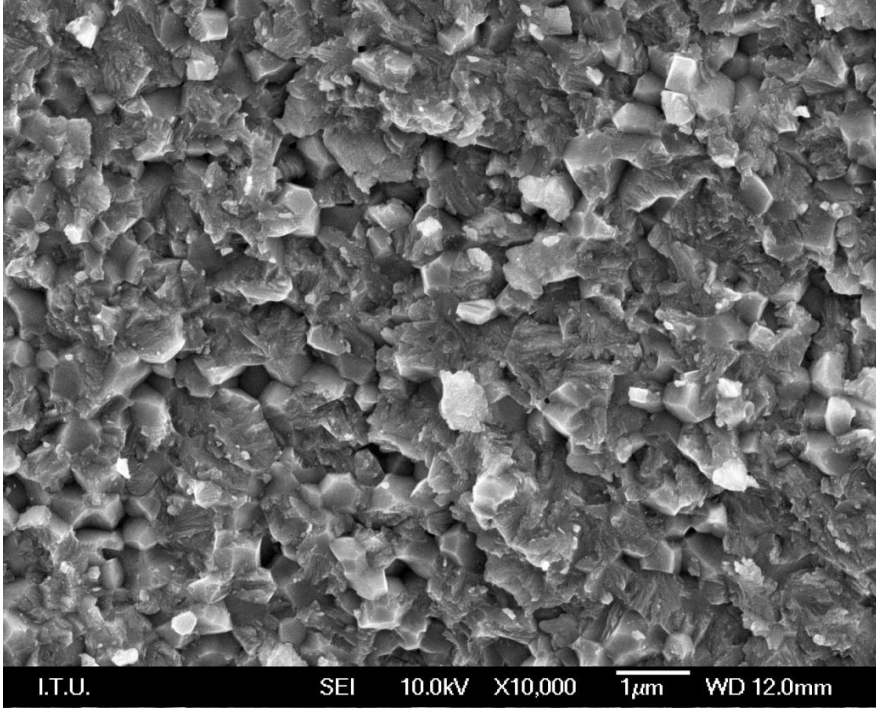
Şekil 4-35: İşlem görmemiş Cercon örneğin SEM görüntüsü (X 10000)



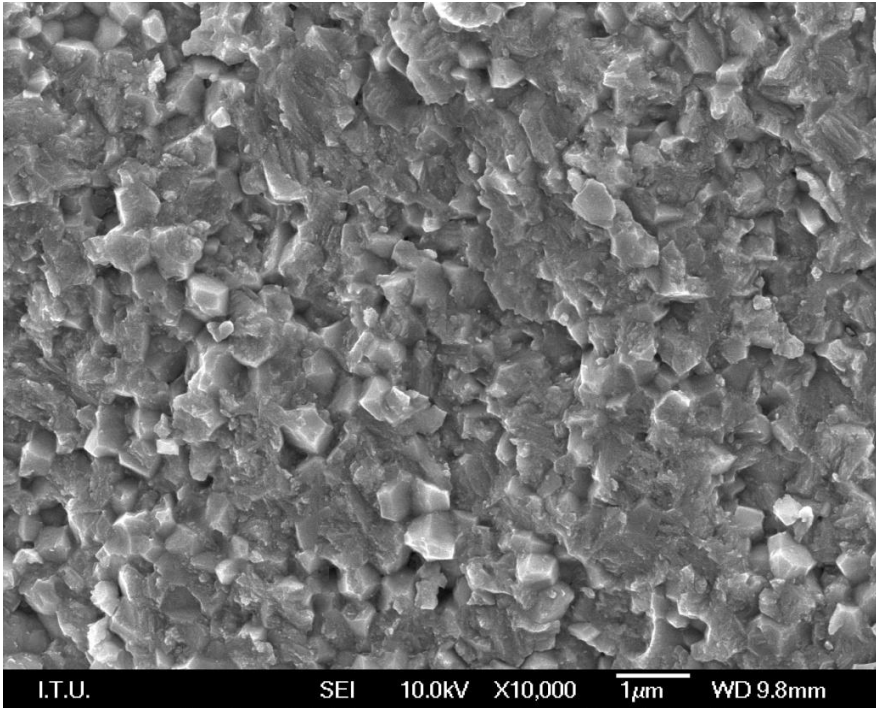
Şekil 4-36: İşlem görmemiş Everest örneğın SEM görüntüsü (X 10000)



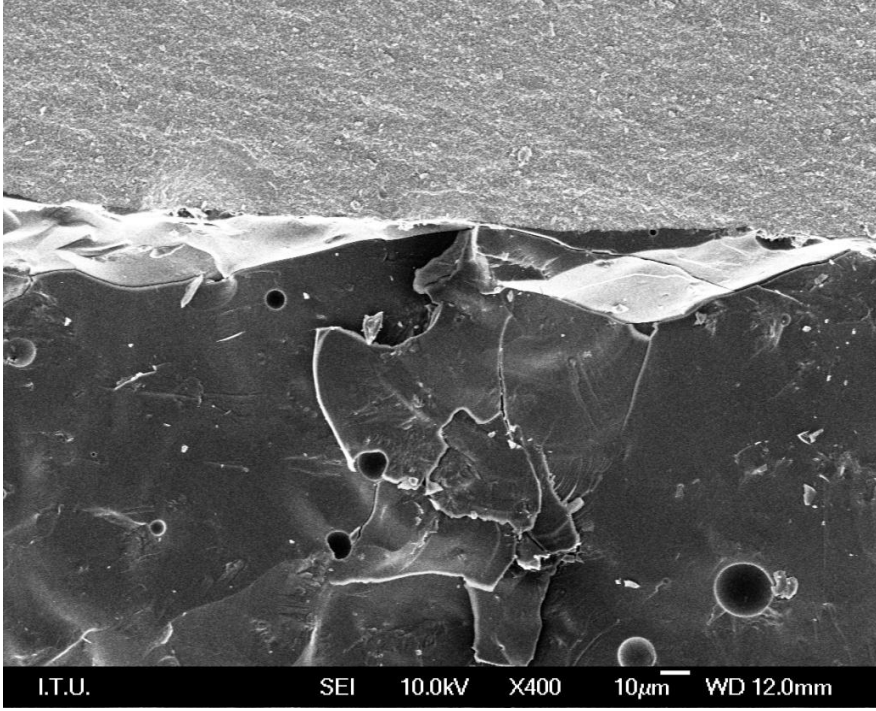
Şekil 4-37: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Zirkozahın örneğın SEM görüntüsü (X 10000)



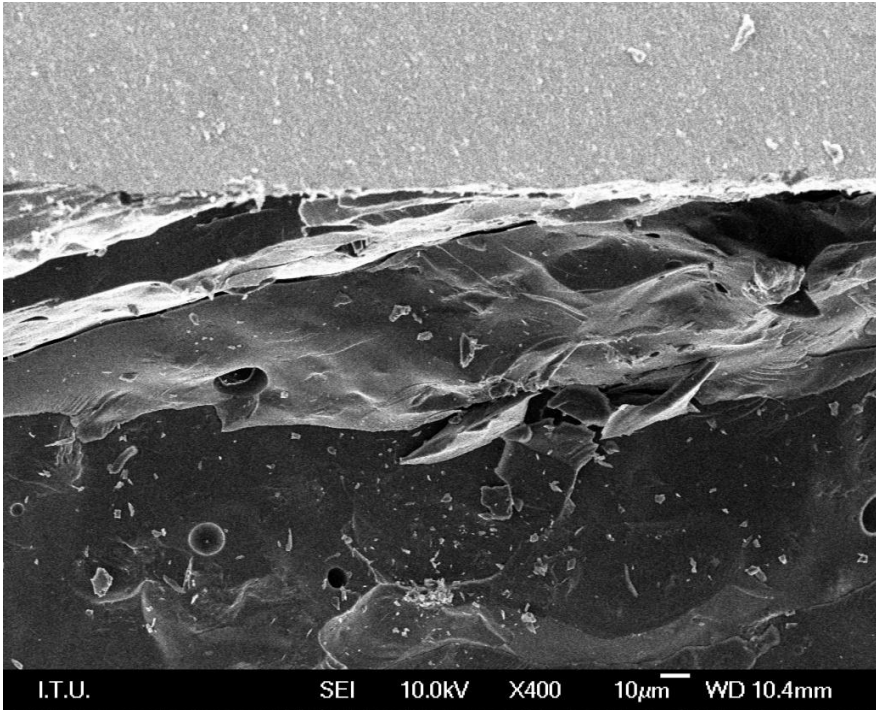
Şekil 4-38: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Cercon örneğın SEM görüntüsü (X 10000)



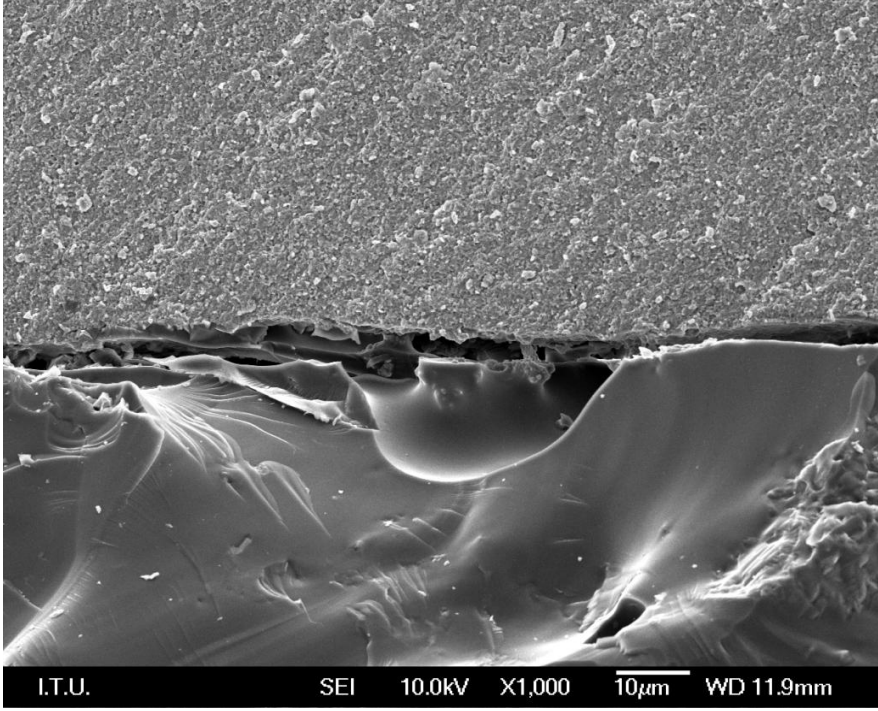
Şekil 4-39: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Everest örneğın SEM görüntüsü (X 10000)



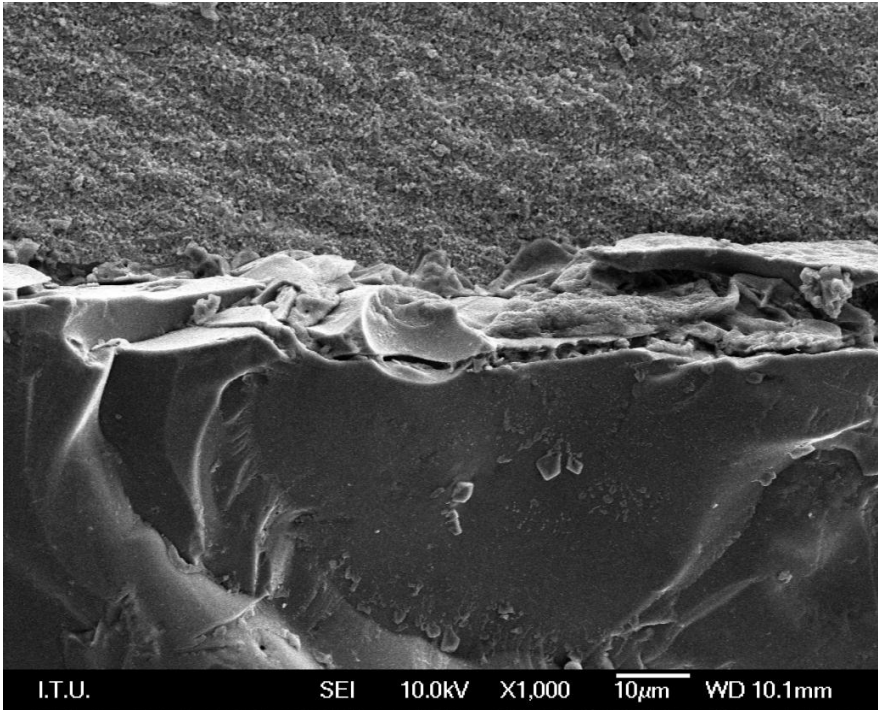
Şekil 4-40: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Zirkonzahn örneğın arayüz SEM görüntüsü (X 400)



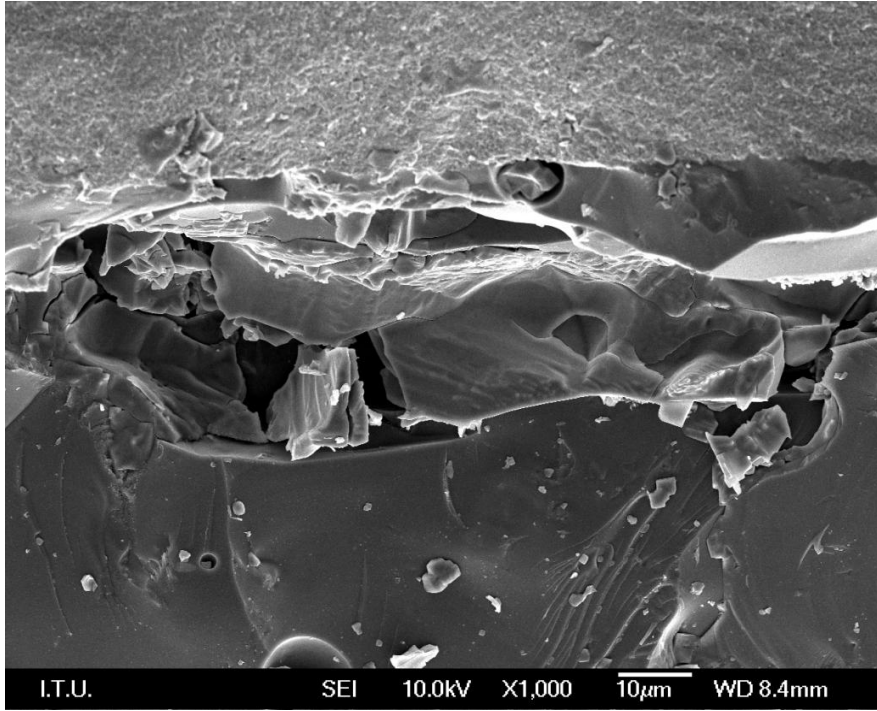
Şekil 4-41: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Zirkonzahn örneğın arayüz SEM görüntüsü (X 400)



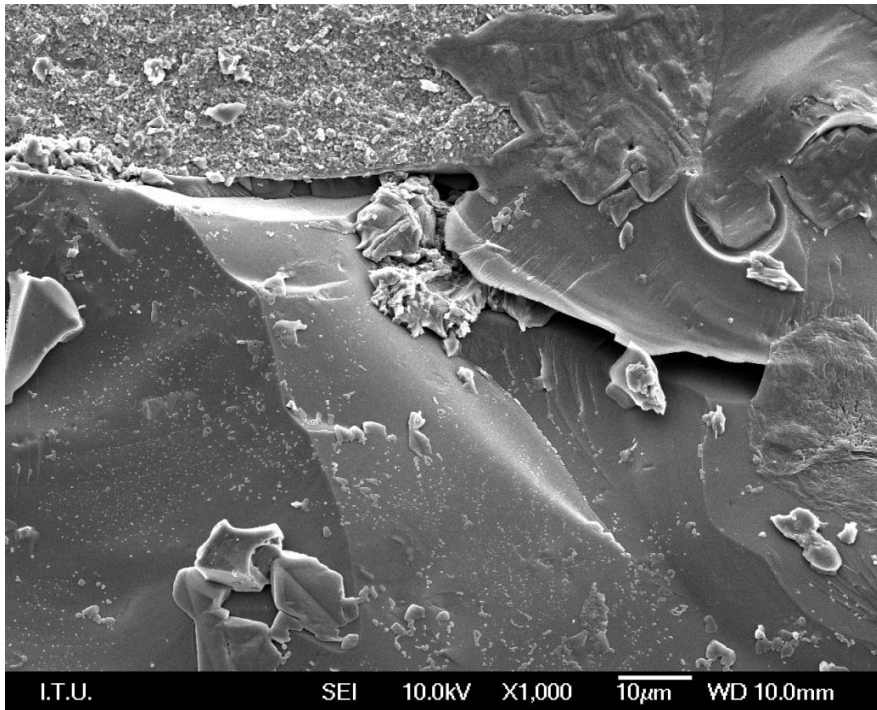
Şekil 4-42: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Zirkozahn örneğinin arayüz SEM görüntüsü (X 1000)



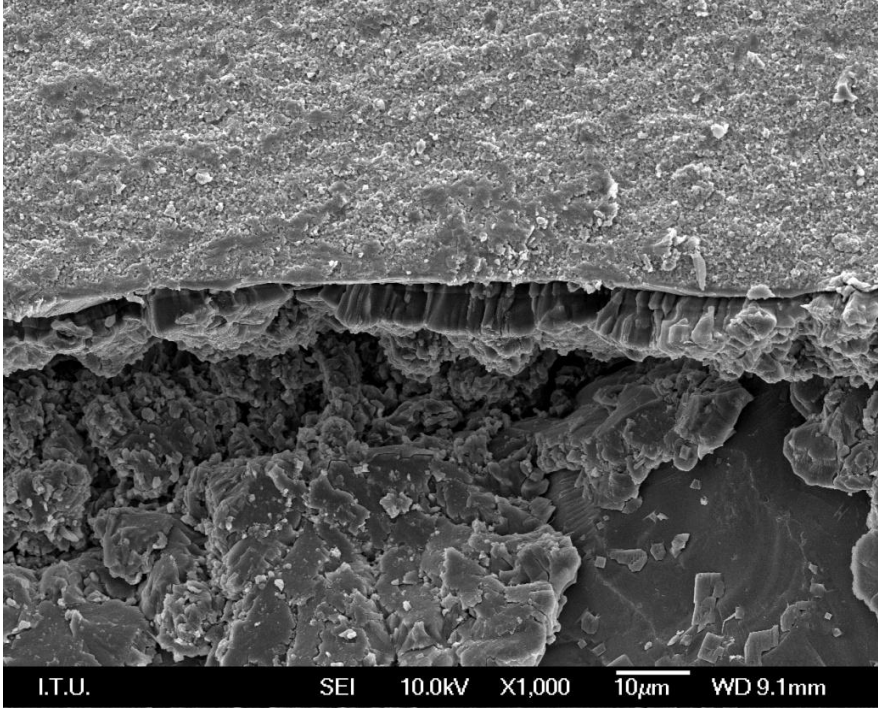
Şekil 4-43: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Cercon örneğinin arayüz SEM görüntüsü (X 1000)



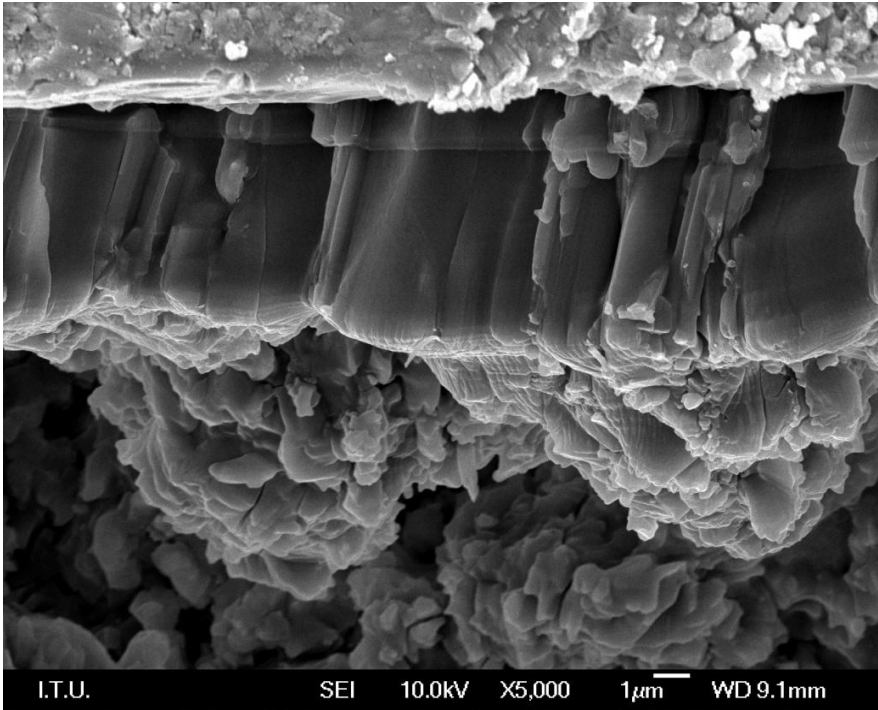
Şekil 4-44: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Cercon örneğinin arayüz SEM görüntüsü (X 1000)



Şekil 4-45: Asidik pH'a sahip ortamda saklanan Everest örneğinin arayüz SEM görüntüsü (X 1000)



Şekil 4-46: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Everest örneğın arayüz SEM görüntüsü (X 1000)



Şekil 4-47: Bazik pH'a sahip ortamda saklanan Everest örneğın arayüz SEM görüntüsü (X 5000)

5. TARTIŞMA

Protetik diş hekimliğinde doğal görüntü ve estetiğin önemi hekimleri ve porselen üreticisi firmaları üstün estetiğe ve biyolojik uyuma sahip tam porselen restorasyonları daha da güçlendirecek yöntemleri aramaya yöneltmektedir. Günümüz diş hekimliğinde kullanımı gün geçtikçe yaygınlaşan yttrium ile stabilize tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP) altyapılar üzerine yapılan çalışmalarda, bu malzemenin ağız içerisindeki çigneme kuvvetlerine dayanımının yüksek ve yeterli olduğu bildirilmiştir (143, 171, 186). Yüksek bükülme dayanımına sahip zirkonya altyapılar sayesinde tam seramik sistemler, daha önce lösit ile güçlendirilmiş sistemler ve lityum disilikat içeren tam seramik sistemlerin kullanılmadığı arka bölgelerde kron protezi olarak ve köprü protezlerinde de altyapı olarak kullanılmaya başlanmıştır (70). Günümüzde kullanımı gittikçe yaygınlaşmasına karşılık, zirkonya üzerine yapılmış, klinik koşulların değerlendirildiği yeterli sayıda uzun dönem çalışma bulunmamaktadır. Özellikle, soğuktan sığağa, asidik pH'dan bazik pH'a dinamik değişimlerin gerçekleştiği ağız ortamında zirkonyanın uzun dönem davranışını inceleyen in-vitro araştırmaların sayısının yeterli olmadığı belirtilmiştir (48, 103).

Araştırmamızda, asidik ve bazik ortamların Y-TZP üzerine yapacağı etkilerin incelenmesi hedeflenmiştir. Yalnızca saklama ortamındaki pH'ın etkisini değerlendirmek amacı ile sıcaklık 36,5°C'de sabit tutulmuştur. Uzun dönem kullanım hakkında gözlem yapılabilmesi amacı ile örnekler asidik, nötr ve bazik pH'lara sahip ortamlarda 240 saat saklanmıştır. Biaksiyel eğme testinde Y-TZP'nin klinik olarak en yaygın klinik kullanım şekli olan feldspatik seramik ile kaplanmasına uygun olacak şekilde çift katmanlı örnekler kullanılmıştır. 3 farklı üretici firmaya ait zirkonya blokları (Zirkonzahn, Cercon ve Kavo Everest) kullanılarak farklı ürünlerin ortamdaki etkilenme biçimlerinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Ağız boşluğunda yer alan seramik protetik restorasyonların, sürekli olarak tükürük içerisinde buldukları ve periyodik pH değişikliklerine maruz kaldıkları bildirilmiştir. Bu değişiklikler farklı mekanizmalarla meydana gelebilir. Tükürüğün normal pH değerleri 6,8 - 7,2 arasındadır; fakat ağıza karbonhidrat alındığında mikrobiyal dental plakta mevcut olan mikroorganizmalar organik asit

üretmek için ağız pH'ını 4,5'e düşürür. Asidik ortamın tamponlanması amacıyla tükürük akışı hızlanır ve bikarbonat iyonlarının artışıyla ağız pH'ı normal değerlerine yükselir. Ağız ortamının pH'ı doğrudan alınan gıdalarla da değişebilir; limonata, portakal suyu vb. alkolsüz içeceklerin tüketimi, mikroorganizmaların etkisi olmaksızın asidik ortam meydana getirir (57, 88, 192, 196). Araştırmamızda 3,5 ve 10,0 pH değerine sahip asidik ve bazik ortamların kullanılmasına karar verilirken, zirkonyanın uzun dönemde maruz kalacağı pH değişiklikleri göz önüne alınmıştır.

Zirkonya seramiklerinden üretilen altyapılar cam seramik üstyapılarla beraber ağız içinde kullanılıyor olsalar da, altyapının ağız ortamının çeşitli etkilerine maruz kalabileceği birçok klinik durum mevcuttur. Bu durumlar; üstyapıda meydana gelebilecek çatlak ve kırıklar, implant üstü protezlerde zirkonya abutment kullanımı, teleskop protezlerde zirkonya primer kullanımı olarak sıralanabilir (21, 147, 160, 177). Aynı zamanda mikrosızıntıyla beraber siman çözünmesi de mikro ve nano boyutta ağız sıvılarıyla zirkonyanın etkileşime girmesine yol açabilir (177).

Araştırmamızda kullanılan örneklerin çift katmanlı hazırlanmasında amaç protez tasarımını taklit ederek mekanik dayanımı klinik kullanıma benzer biçimde değerlendirebilmektir. Çift katmanlı örneklerin kullanıldığı birçok çalışmada benzer kırık tipleri ve çatlak ilerleyişi bildirilmiştir. Lawn ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, çift katmanlı örneklerde, kırılmanın meydana gelmesine yol açan çatlakların daha dayanıklı olan alt katmandan başladığı ve ışınal olarak dışarı doğru yayıldığı ve protezin başarısızlığına yol açtığı bildirilmiştir (107). Thompson çift katmanlı seramik örneklerin kırılma ve başarısızlık etkenlerini incelediği çalışmasında, seramik malzemedeki her zaman üretime bağlı defektler olduğunu belirtmiş ve bunları iç ve dış defektler olarak ayırmıştır. İç defektler gren boyutlarındaki uyumsuzluklar, büyük gren boyutu, değişik fazlara sahip bölgeler, farklı kristal fazların genişmesi ve kontraksiyonuna bağlı mikroçatlaklar olarak bildirilmiştir. Dış defektlerin ise üretim işlemlerinden sonra oluştuğu ve boşluklar, işleme hasarları, çöktürmeler ve yabancı madde kalıntılarından kaynaklanabildiği belirtilmiştir. Thompson yüzeysel defektlerin seramikte her zaman var olduğunu, aşındırma ve cila

işlemleriyle hacimsel defektlerin de yüzeye çıkabileceğini ve yapıyı daha da zayıflatabileceğini bildirmiştir (195).

Birçok benzer çalışmada (38, 99, 195, 213, 219) da çift katmanlı örneklerde en yüksek çekme gerilimine maruz kalan katmanın, yani biaksiyel eğme testinin uygulanması sırasında altta olan katmanın, yapının dayanımını belirlediği ifade edilmiştir. Yapılan biaksiyel eğme testlerinde, altta konumlandırılan katmana göre örneklerin dayanım değerleri değişiklik göstermektedir. Çift katmanlı yapıların klinik kullanımlarına bakıldığında, bu gözlem iki farklı durum için önem teşkil etmektedir: Kuron protezlerinde çiğneme kuvvetinin uygulanma yönüne göre altta yer alan dayanıklı zirkonya altyapılar protezin dayanımında belirleyici iken, köprü protezlerinde bağlantı bölgelerinde zirkonyanın dayanımı artırıcı özelliği, üstyapı porseleni ile kaplandığı zaman azaldığı ifade edilmektedir. Tüm bu klinik uygulamalarda görülebileceği üzere zirkonya altyapılar da feldspatik üstyapılar gibi ağız ortamının çeşitli etkilerine açıktır; bu sebeple araştırmamızda buldukları ortamın etkilerine maruz kalan eşit yüzey alanına sahip çift katmanlı örneklerin kullanımı tercih edilmiştir. Çalışmamızda, biaksiyel eğme testi sırasında daha dayanıklı olan zirkonya katmanı klinik kullanıma benzer şekilde altta konumlandırılmıştır.

Çalışmamızın mekanik test bulguları, pH farklılıklarının zirkonyanın dayanıklılığını etkilediğini göstermektedir; asidik ve bazik ortamlarda saklanan örnekler, nötr pH'a sahip ortamda saklanan örneklere kıyasla daha düşük eğme dayanımı göstermişlerdir. Her 3 zirkonya-cam seramik grubunda da en zayıf eğme dayanımı asit ortamda saklanan örneklerde gözlemlenmiştir. Asidik ortamda saklanan gruplar arasında en düşük eğme dayanımı Cercon grubunda gözlenirken, Zirkozahn ve Everest grupları arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir.

Studart ve ark. (181) ağızdaki tam seramik köprü protezlerinde, yapıdaki yorgunluğa bağlı olarak çatlakların üstyapı porseleninin yüzeyinden başladığını ve "yavaş çatlak ilerleyişi" mekanizmasıyla üstyapı-altyapı arayüzüne ulaştığını belirtmiştir. Lityum disilikat gibi nispeten daha zayıf altyapılara sahip tam seramik köprülerde çatlak ilerleyişinin altyapıda ilerleyerek köprü protezinin kırılmasına yol açtığı bildirilirken, zirkonya esaslı altyapılar çatlakların ilerleyişi arayüzde zirkonyanın dönüşüm tokluğu ile engellenmektedir. Kısa dönemde

zirkonya altyapıların klinik ömrünü uzatan bu işleyiş, uzun dönemde ağız sıvılarının zirkonya altyapıya ulaşmasına yol açacaktır.

Mikroyapı analizi SEM incelemelerinde kırık yüzeyde feldspatik tabakada çatlakların meydana geldiği fakat bu çatlakların zirkonya katmanında ilerlemediği gözlemlenmiştir. Zirkonyanın dönüşüm tokluğu mekanizmasıyla bu çatlakların ilerleyişini durdurduğunu, fakat alt katmanın dış yüzeyinde meydana gelen eğme gerilimi ile zirkonya alt yüzeyinden altyapı-üstyapı arayüzüne doğru ilerleyen bir çatlağın yapıdaki parçalanmaya neden olduğunu düşünmekteyiz. Bu da benzer çalışmalardaki bulgularla paralellik göstermektedir; altta konumlanan katman çift katmanlı yapının dayanıklılığını belirlemekte ve alt katmanın dayanımını aşan kuvvetlerin varlığında yapı kırılmaktadır (72, 73).

Saklama ortamının cam seramiklerdeki çatlak ilerleyişi üzerindeki etkisini inceleyen bazı çalışmalarda, pH değerinin yükselmesiyle çatlak ilerleme hızının arttığı bildirilmiştir (214, 158). Bir diğer çalışmada NaOH içeren bazik çözeltilerin cam yüzeyinde çözünmelere yol açtığı ve yavaş çatlak ilerlemelerini takiben cam seramik yapıları zayıflattığı bildirilmiştir (199). Buna karşılık bazik ortamdaki cam seramiklerde çatlak ilerleyişinin pH'a bağlı olmadığını gösteren (169) ve hatta asidik ortamda çatlak ilerleyişinin hızlandığını gösteren çalışmalar da mevcuttur (214). pH değişikliklerinin diş hekimliği porselenleri üzerine etkisi halen kesin olarak anlaşılabilmiş değildir (68, 150).

Araştırmamızda, tüm zirkonya grupları nemli ortamlarda saklanmış, fakat eğme dayanımlarındaki değişimler saklanma ortamının kimyasal koşullarına göre değişiklik göstermiştir. Zhu ve ark. (221) yavaş çatlak ilerleyişini inceledikleri çalışmalarında seramiğin içinde bulunduğu ortamın yavaş çatlak ilerleyişine katkıda bulunduğunu belirtmiş ve inert ortamda ve nemli ortamda saklanan diş hekimliği seramikleri arasında anlamlı farklar bildirmiştir. Fakat bu durum, nemli ortamda düşük ısı bozunmasına uğrayan zirkonya esaslı seramikler için geçerli değildir. Taskonak ve ark. (190) nemli ortamlarda zirkonya esaslı seramiklerin cam seramiklere göre daha fazla zayıfladığını In-Ceram Zirconia ve Vitadur Alpha seramikleri ile yaptıkları çalışmada göstermişlerdir. Buna sebep olarak zirkonyanın gren sınırlarının, cam matrikse kıyasla kimyasal saldırılara karşı daha zayıf olduğunu ileri sürmüşlerdir. Mecartney (129) tetragonal grenler arasında cam fazının artışının dayanıklılığı

olumlu yönde etkilediğini bildirmiş ve buna yol açabilecek iki mekanizma ileri sürmüştür; araştırmacıya göre grenlerin etrafındaki cam matris residüel stresleri azaltmakta ya da grenlerin etrafını sararak gren sınırlarından suyun ilerlemesini engellemektedir.

Materyallerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde sertlik testleri önemli yer tutmaktadır. Çalışmamızda zirkonya malzemesinin sertliğinin değerlendirilmesi amacı ile Vickers mikrosertlik testleri uygulanmıştır. Düşük ısılarda bozulma ve faz dönüşümü sonucu meydana gelen mikro çatlaklar sebebiyle yaşanan Y-TZP örneklerin mikrosertliğinin azalmasının bekleneceğini bildiren çalışmalara karşılık, eksplante edilen başarısız femur başı protezlerinde sertlik kaybı olmadığını bildiren çalışmalar da mevcuttur (31, 34, 159). Çalışmamızda en düşük sertlik değerleri Cercon grubunda tespit edilmiştir; buna karşılık Cercon grubunun asidik, nötr ve bazik pH değerine sahip ortamda saklanan alt grupları arasında anlamlı bir sertlik farkı tespit edilmemiştir. Zirkonzahn grubunun alt grupları arasında asidik pH değerine sahip ortamda saklanan örneklerin sertlik değerleri nötr pH değerine sahip ortamda saklanan gruba göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Everest grubunda ise hem asidik hem de bazik pH değerine sahip ortamda saklanan örneklerin sertlik değerleri nötr pH değerine sahip ortamda saklanan örneklere göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Mikrosertlik değerlerindeki bu azalmanın düşük ısı bozunması ve faz değişimine bağlı dayanım azalması ile meydana gelmiş olabileceği düşünülmektedir.

Kırılma tokluğu, malzemenin çatlak ilerlemesi ve kırılmaya karşı dayanımının yorumlanmasında önemli bir kriterdir. Çalışmamızda kırılma tokluğunun hesaplanması için oluşturulan vickers çentiklerinin köşelerinde oluşan radyal çatlaklar esas alınmıştır. Her üç zirkonya grubunda da en düşük kırılma tokluğu değerleri asidik ve bazik pH'a sahip ortamda saklanan örneklerde tespit edilmiştir; nötr ortamda saklanan örneklerin kırılma tokluğu değerleri anlamlı derecede yüksek saptanmıştır. Bu veriler beraber değerlendirildiğinde asidik ortamın zirkonyanın mekanik özelliklerini zayıflattığı ve farklı zirkonya markalarının dayanımlarının değişkenlik gösterdiği düşüncesine varmaktayız.

Çalışmamızda iki katmanın koheziv kırıkları makroskopik olarak gözlenmiştir, ayrıca SEM görüntülerinde feldspatik katmandan başlayan ve arayüz boyunca ilerleyen çatlaklar izlenmiştir. Bu gözlemler, arayüz bölgesinin kırılma tokluğunun feldspatik porselenin kırılma tokluğuna denk veya daha az olduğunu düşündürmekte ve çift katmanlı yapının en zayıf bölgesinin arayüz olduğunu göstermektedir (195).

“Düşük Isı Bozunması” adı verilen olgu, yaklaşık 250°C ısıda nemli ortamda, zirkonya esaslı seramiklerde görülmektedir (145). Zirkonya yüzeyinde stabilize tetragonal fazın monoklinik faza dönüşmesiyle yapıda mikro ve makro çatlakların oluşmasını takiben yapı mekanik olarak zayıflamaktadır. Hem düşük ısı bozunması hem de dönüşüm tokluğu zirkonyada tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümler meydana getirerek hacimsel artışlara yol açar. Dönüşüm tokluğunda bu hacim artışı olumlu bir gelişmedir çünkü artan hacim çatlak ilerleyişini engeller. Fakat düşük ısı bozunmasında dönüşüm tokluğundan farklı olarak, hacim artmasıyla beraber yüzeyde başlayıp malzemenin içine doğru ilerleyen mikro ve makro çatlaklar meydana gelir (75, 34, 109).

Düşük ısı bozunması ile ilgili fikir birliğine varılan noktalar şunlardır: (1) Tetragonal – monoklinik faz değişimi dış yüzeyden içeriye doğru ilerler; (2) Malzeme içerisindeki stabilizatör içeriği ve/veya zirkonya gren boyutu önemli bir etkidir; gren boyutunun küçülmesi ve stabilizatör miktarının artması malzemenin düşük ısı bozunmasına dayanımını artıracaktır; (3) Su varlığı ya da nemli ortam tetragonal–monoklinik faz değişimini tetikler; (4) Bozunma zamana bağlı bir olgudur ve 65°C – 500°C arasında, en yüksek yaklaşık 250°C’de meydana gelir. 65°C fonksiyon esnasında ağızda gözlemlenebilen bir ısı derecesidir. Ortamda ısı yükseldikçe düşük ısı bozunmasının ivmesinin arttığı bildirilmiştir (108).

Su varlığında düşük ısı bozunmasını açıklayan iki sistem mevcuttur: (1) Malzemenin yüzeyinde zirkonyum hidroksitlerinin oluşması ve (2) su ve yttria arasındaki reaksiyondan yttrium hidroksitlerinin oluşarak yapıdaki stabilizatör miktarının azalması. Her iki durumda da zirkonya malzemenin mekanik özellikleri zayıflayacaktır (122, 34, 108, 24, 50).

Çalışmamızda, biaksiyel eğme testinde daha düşük mekanik dayanım gösteren asidik pH'a sahip ortamda saklanan örneklerin, kendi gruplarındaki nötr ve bazik pH'a sahip ortamda saklanan örneklere kıyasla SEM incelemelerinde daha köşeli gren şekline sahip olduğu gözlemlenmiştir. Bazik pH'a sahip ortamda saklanan örnekler de nötr pH'a sahip ortamda saklanana kıyasla daha köşeli ve poröz bir yapıdadır. Bu bulgularla paralellik gösterecek şekilde, tüm zirkonya gruplarında en düşük eğme dayanımı asidik pH'a sahip ortamda saklanan örneklerde tespit edilmiştir, onları bazik pH'a sahip ortamda saklanan örnekler takip etmekte ve en yüksek eğme dayanımı nötr pH'a sahip ortamda saklanan örneklerde görülmektedir.

Tsumaki ve ark. (201) zirkonya gren boyutu ile ilgili verileri derlediği çalışmasında 1 μm 'den daha büyük grenlerde yüksek oranda tetragonal-monoklinik faz değişimi ile birlikte mekanik özelliklerde anlamlı bir azalma gözlemlendiğini bildirmiştir. Buna karşılık 0.4 μm 'den daha küçük grenlerde faz değişimi ve dayanıklılıkta anlamlı bir fark bildirilmemiştir. Schmauder ve Schubert (165) sonlu elemanlar analizi kullanarak gren boyutuna ek olarak gren şeklinin de dayanıklılığı etkilediğini bildirmiş ve küresel şekle sahip grenlerin köşeli grenlere kıyasla daha homojen stres dağılımı gösterdiğini, keskin köşelerin kuvvet karşısında çatlak ilerleyişini kolaylaştırdığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızda zirkonya örnekler düşük ısı bozunmasının meydana geldiği bildirilen 65°C – 500°C aralığından çok daha düşük bir ısıda, 36,5°C'da saklanmıştır, buna karşılık zirkonya mekanik özelliklerinde zayıflama gözlemlenmiştir. Bu bulgu, düşük ısı bozunması için bildirilen ısı aralığının dışında da, ortamın kimyasal özelliklerine bağlı olarak zirkonyanın mekanik olarak zayıflayacağı şeklinde yorumlanmaktadır. Lawson (108), ortamda suyun varlığında, düşük ısı bozunmasının bildirilen ısı aralığından daha düşük değerlerde ve daha kısa zamanda meydana gelebileceğini bildirmiştir. Araştırmacı, tetragonal–monoklinik faz değişiminin, yapıda baskı kuvvetleri meydana getirerek malzemenin mekanik özelliklerini olumlu etkileyebileceğini, fakat aynı sistemin mikro ve makro çatlakların ilerlemesini hızlandırarak malzemede bozunmaya da neden olabileceğini ve bu iki durum arasında çok ince bir çizgi olduğunu belirtmiştir.

Çalışmamızda EDS analizinde, özellikle asidik pH'a sahip ortamda saklanan zirkonya gruplarda kontrol grubuna göre daha düşük yttria tespit edilmiş, bu bulgu yapıda azalan eğme dayanımı ile paralellik göstermiştir. En yüksek eğme dayanımı değeri Zirkonzahn nötr pH grubunda tespit edilmiştir, kontrol grupları haricinde en yüksek yttria konsantrasyonu da aynı gruba aittir. Benzer biçimde en düşük eğme dayanımı değeri Everest asit pH grubunda tespit edilmiştir, yine en düşük yttria konsantrasyonu Everest asit pH grubuna aittir. Her zirkonya ana grubunun kendi içinde en yüksek yttria konsantrasyonu üretim sonrasında sıvı ortamda saklanmamış örneklerde tespit edilmiştir; bu nötr pH'a sahip ortamda saklanan gruplarda bile stabilizatör kaybı olduğunu göstermektedir. Bu bulguları, ortamın kimyasal yapısının yttria kaybını arttırabileceğine bir kanıt olarak yorumlamaktayız.

Yttria stabilizatör miktarındaki artışın yaşlanmaya bağlı tetragonal-monoklinik faz değişimini azalttığı ve yapıyı kuvvetlendirdiği ifade edilmektedir (108). Buna karşılık Sato ve ark. (163, 162) Y_2O_3 içeriğinin % 6'ya yükseltildiğinde tetragonal fazın, daha stabil kübik faza döndüğünü ve yapıda monoklinik fazın tespit edilemediğini bildirmişlerdir. Bu sonucun dönüşüm tokluğunu meydana getiren tetragonal-monoklinik faz değişimini ortadan kaldırarak yapıyı daha dirençsiz hale getirdiğini belirtmişlerdir. %8 Y_2O_3 stabilizatör içeriğine sahip Y-TZP kübik stabilize zirkonya ismini almaktadır, yaşlanma direnci t-m faza sahip zirkonyaya göre çok daha yüksek olmasına rağmen stres altında çatlak ilerleyişini durduran dönüşüm tokluğu mekanizması kübik stabilize zirkonyada mevcut olmadığı Gibson ve ark. (64) tarafından bildirilmiştir. Lawson benzer çalışmaları bildirilen diğer araştırmacılarla paralellik göstererek Y_2O_3 stabilizatör miktarındaki artışın her zaman yapının dayanıklılık kazanacağı anlamına gelmeyeceğini bildirmiştir. Buna karşılık stabilizatör miktarı arttıkça tetragonal fazın yapıda korunabileceği "kritik gren boyutu"nun büyüebileceğini belirtmiştir. Benzer bir çalışma Watanabe ve ark. (210) tarafından yapılmıştır; araştırmacılar Y_2O_3 miktarını % 2'den % 5'e yükselttiklerinde, kritik gren boyutunun 0,2 μm 'den 0,6 μm 'ye çıkartıldığında yapının dayanıklılığında anlamlı bir değişim olmadığını bildirmişlerdir.

Schmauder ve Schubert (165) yttria içeriğinin yanında yapıdaki dağılımının da önemli olduğunu belirtmişler ve homojen stabilizatör dağılımı

göstermeyen yapıların yaşlanmaya daha düşük direnç gösterdiklerini bildirmişlerdir. Küçük gren boyutu düşük ısıda sinterlemeyle elde edilebilirken, homojen yttria dağılımı için Y-TZP'nin imalat aşamasında tozun saflığı ve boyutsal homojenliği önem taşımaktadır.

Basu ve ark. (19) ortamdaki nem seviyesinin Y-TZP aşınmasına etkisini inceleyen çalışmalarında, 2 farklı Y-TZP malzemesini birbirine sürtmek suretiyle, %5, %50 ve %85 nem oranına sahip ortamda aşındırmıştır. Nem seviyesinin artmasıyla aşınmanın azaldığını gözlemlemişler ve bunu ortamdaki nemin lubrikasyon etkisine bağlamışlardır. Buna karşılık % 85 nem oranına sahip ortamda yttria iyonlarının kimyasal bağlarında değişiklikler olduğu ve Zr-OH ve Y-OH bileşiklerinin zirkonya seramiğini mekanik olarak zayıflattığını bildirmişlerdir.

Papanagiotou ve ark. bir stabilizatör olarak yttria'nın, zirkonya ile beraber kullanılan magnezyum ve kalsiyum oksit gibi diğer stabilizatörlere kıyasla daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Yttrium oksidi stabilizatör olarak kullanarak, malzeme tamamen küçük metastabil tetragonal grenlerden imal edilebilmekte ve klinik olarak çok başarılı sonuçlar alınabilmektedir. Günümüzde kullanılan Y-TZP seramikler kristalin yapıların sınırlarında cam faz içermemekte, minimum hata ve boşluğa sahip olacak şekilde sinterlenmektedir. Araştırmacılar, düşük ısı bozunmasının etkilerini inceledikleri çalışmalarında, nemli ortamda 250°C'da bir gün saklanan örneklerin yttria konsantrasyonlarında anlamlı azalma gözlemlemişler ve Y-TZP yapının bu sistemle zayıfladığını belirtmişlerdir (145). In-Ceram zirkonya içeriğindeki yttria oranı ağırlık olarak % 6,76 iken yaptıkları bozunma işlemlerini takiben yttria oranı ağırlık olarak % 4,83'e düşmüştür. Araştırmacılar aynı zamanda, Y-TZP seramiklerdeki yttria konsantrasyonu azaldıkça, malzemenin normalden daha düşük ısılarda ve daha az korozyon etkisine sahip ortamlarda da bozunmaya uğradığını bildirmişlerdir; yani yapıdaki stabilizatör miktarı azaldıkça Y-TZP'nin çevresel etkilere daha dayanıksız hale geldiği belirtilmiştir (111).

Çalışmamızda XRD analizi sonuçlarında, nötr pH'a sahip ortamda saklanan örneklerde kontrol grubu örneklerine kıyasla yüzeyde monoklinik faz hacim oranında artış gözlemlenmiştir. Monoklinik faz'ın hacimce artışı bazik ve asidik ortamda saklanan örneklerde de gözlemlenmiş, ve en yüksek monoklinik

faz yüzdesi asidik ortamda saklanan Cercon grubu örneklerde tespit edilmiştir. Genel olarak tüm zirkonya gruplarında asit pH'a sahip ortamda saklanan alt-gruplarda bazik ve nötr pH'a sahip ortamda saklanana göre daha yüksek monoklinik faz oranları saptanmıştır. Ayrıca asit pH'a sahip ortamda saklanan örneklerde en düşük eğme dayanımı tespit edilmiştir. Bazik pH'a sahip ortamda saklanan örneklerde de nötr ortamda saklanan örneklere göre daha düşük eğme dayanımı ve yüzeylerinde daha yüksek monoklinik faz oranı tespit edilmiştir. En yüksek eğme dayanımı tespit edildiği Zirkozahn nötr grubunun yüzeyinde en düşük monoklinik faz oranı tespit edilmiştir. Zirkozahn, Cercon ve Everest gruplarının üçünde de kontrol örneklerinin yüzeyindeki monoklinik faz oranı nötr pH'da saklanan örneklerden daha düşüktür.

Bu bulgular beraber değerlendirildiğinde monoklinik faz oranı daha yüksek tespit edilen örneklerde, biaksiyel eğme dayanımının da daha düşük saptandığı görülmektedir. Yüzeyde meydana gelen korozyonun faz değişimini tetiklediği ve yapıyı zayıflattığı düşünülmektedir. Ayrıca özellikle asit pH'da saklanan örneklerin SEM görüntülerinde gözlemlenen artmış porözite de yüzeyde madde kaybı olduğuna işaret etmektedir.

Fang ve ark. kısmen stabilize edilmiş zirkonya malzemeyi %1,5 HF ve %5 HCl'den meydana gelen koroziv çözeltilerde 115 saat saklamış ve ardından yapıdaki erozyonu ve faz değişimlerini, korozyona uğratılmamış malzemeyle karşılaştırmıştır. SEM ve XRD analizleri sonucunda malzemenin korozyondan etkilendiğini gözlemlemişler ve korozyon zamanının artmasıyla, malzeme yüzeyinde monoklinik fazın arttığını bildirmişlerdir. Oda ısısında korozyona uğratılan malzemenin yüzeyinde su ve ZrO_2 'nin reaksiyona girmesiyle $Zr(OH)_4$ meydana gelmiştir. Bunun sonucunda malzeme yüzeyinde monoklinik fazın arttığı gözlemlenmiştir. Bu t-m faz değişiminin yüzeyde çatlaklar ve boşlukları arttırdığı ve yapıya poröz bir özellik kazandırarak mekanik özelliklerini zayıflattığı bildirilmiştir (55). Çalışmamızda tespit edilen monoklinik faz artışı ve yüzeyde izlenen artan porözite bulguları araştırmacıların bildirdiği bulgularla benzerlik göstermektedir.

Novak ve Kalin, 1,0 – 13,0 aralığındaki pH değerlerine sahip ortamlarda alumina ve zirkonya seramiklerin aşınmasını değerlendirdikleri çalışmalarında, hem asidik hem de alkali ortamlarda her iki malzemenin de nötr ortama göre

daha fazla aşındığını bildirmiştir. 4,0 – 13,0 pH aralığında zirkonyanın aşınması aluminaya göre 100 kat daha yüksek bulunmuştur. Araştırmacılar, oda ısısında çözünürlüğü aluminaya göre daha düşük olan zirkonyanın bu kadar yüksek aşınma göstermesini sıcaklık ve nem varlığında malzemede gözlemlenen faz değişikliklerine bağlamışlardır. Çalışmalarında inceledikleri SEM görüntülerinde, asit ortamda aşındırılan zirkonya yüzeyinde, çözülme ve çökme ile biriken amorf parçacıklar ve kırıntılar (debris) gözlemlenmişler ve bu katmanın yüksek pH değerlerinde daha büyük parçacık boyutuna sahip olduğunu bildirmişlerdir. Aynı mekanik kuvvetler altında farklı pH değerlerinde farklı boyutta kırılmalar ve çökeltilerin varlığı zirkonya seramiğinin, içinde bulunduğu ortamın kimyasal içeriğinden etkilenmesi olarak yorumlanmıştır (139). Benzer bir debris katmanının ağız ortamındaki diş hekimliği porselenlerinde oluşup oluşmadığı ve klinik etkilerine ait kesin bilgiler mevcut değildir; fakat klinik kullanımda çoğu zaman doğrudan ağız ortamıyla temas halinde olmadıkları ve doğrudan çiğneme kuvvetlerine maruz kalmadıkları için aşınmaya bağlı anlamlı miktarda debris oluşmadığı düşünülmektedir.

Ardlin Y-TZP blokları % 4 asetik asit içerisinde 80°C'da 168 saat saklamış ve malzemenin eğme dayanımı ve çözünürlüğünü incelediği çalışmada, asidik ortamda saklanan grubun yüzeyinde SEM analizinde kabarıklıklar ve pürüzlenmelerin arttığını gözlemiş, yüzeyin daha poröz bir hal aldığını bildirmiştir. XRD analizinde ise kontrol grubunda yüzeyde monoklinik faz oranı % 2 iken, korozyona uğrayan grupta bu oran % 25 çıkmıştır. Ardlin, yapının büyük bir bölümü faz değişimine uğradıktan sonra, dönüşüme uğrayan yapı ile doğru orantılı olarak eğme direncinde bir azalma tespit etmiştir (13). Çalışmamızda Ardlin'in bulgularıyla benzerlik gösterecek şekilde asit ortamda mekanik dayanıklılıkta azalma ve monoklinik fazda artma tespit edilmiştir. Çalışmamızda Ardlin'in bildirdiği kadar yüksek monoklinik faz artışı tespit edilmemiştir. Bunun sebebinin çalışmamızda örneklerin daha az koroziv bir kimyasal ortamda saklanmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz

Bir malzeme biyolojik bir ortama açık hale getirildiğinde, yapıdaki reaksiyonlar en üst yüzeysel katmanda meydana gelir ve çoğunlukla yüzeyin kimyasal kompozisyonuna ve mikro-yapısına bağlıdır. Seramiklerin, heterojen yapıya sahip bir malzeme olmalarından dolayı kimyasal analizlerinin güvenilirlik

yüzdeleri düşüktür. Kimyasal analizleri mümkün olduğunca geniş porselen yüzeylerinde yapmak güvenilirliği arttırmaktadır (92). Milleding ve ark. geleneksel olarak inert malzemeler olduğu ifade edilen diş hekimliği porselenlerinden cam fazı içerenlerin nemli ortamlarda cam korozyonuna uğrayacağı hipoteziyle planladıkları çalışmada diş hekimliği porselenlerindeki karmaşık korozyon işleyişine ait önemli bulgulara ulaşmışlardır. Deney grupları olarak; cam seramik (Ivoclar Empress), tam-seramik altyapı için feldspatik porselen (Vita Alpha), metal altyapı için feldspatik porselen (Vita Omega), hidrotermal cam (Ducera LFC), titanyum üstyapı seramiği (Ducera Alltitan), tam-seramik mülit porseleni (Ducera AllCeram), Y-TZP (Decim Denzir) ve Procera Alumina seramiklerini incelemişlerdir. Test ortamı olarak düşük yoğunlukta ve yüksek yoğunlukta iki korozyon ortamı (sırasıyla Milli-Q-Water [deiyonize saf su] içerisinde 37°C'de 18 saat ve % 4 asetik asit içerisinde 80°C'de 18 saat) hazırlamışlardır. Çalışmanın sonunda cam fazı içeren seramiklerin, alumina ve zirkonya gibi oksit seramiklere kıyasla, yüzeylerinden daha fazla molekül kaybettiklerini bildirmişlerdir. Bu daha fazla korozyona uğradıklarının bir kanıtı olarak düşünülebilir. Feldspatik seramikler büyük oranda cam matriksten meydana gelmekle beraber, yapılarında sodyum, potasyum ve kalsiyum gibi ağ modifiye edici moleküller de barındırmaktadır. Bu farklı iyon ve moleküllerin varlığının yüzey çözünmesini arttırdığı bilinmektedir (83). Aynı zamanda ortamın kimyasal afinitesinin malzemedeki korozyonu anlamlı derecede arttırdığını gözlemlemişlerdir. Çalışmalarının bir diğer sonucu olarak da yüksek ısıda sinterlenen seramiklerin düşük ısıda sinterlenen seramikler kadar korozyona yatkın olduğunu da bildirmişlerdir. Kristalin fazın yoğun olduğu alumina ve zirkonya seramiklerinin de, feldspatik cam seramiklerdeki kadar yüksek olmamakla birlikte yüzey bozunmasına uğradıkları belirtilmiştir. Kristalin fazların varlığı cam matriksle kıyaslandığında korozyon direncini yükseltirken, kristal sınırları arasındaki gren sınırlarının yapıda korozyonun başlayacağı zayıf noktaları oluşturduğunu bildirmişlerdir (131).

Seramik koroziv bir ortamla karşılaşıncı, yüzeye H^+ iyonlarını diffüze olmasıyla seramik üst katmanı hidrate olur. Nötr ve asidik ortamlarda, iyon değişimi reaksiyonlarıyla yapının bozulma gösterdiği bilinmektedir. Yapıdaki sodyum, potasyum, kalsiyum ve alüminyum iyonları ayrışır ve seramik yapıdan

uzaklaşarak ortama katılır. Cam matrikse sahip feldspatik seramiklerde iyon kaybına uğrayan yüzey silikadan zengin hale gelir ve zamanla korozyonun hızı azalır. Ardlin, asit ortamda monoklinik fazın oranının yükseldiğini ve mekanik özelliklerin zayıfladığını, fakat belli bir noktadan sonra monoklinik faz oranı yükselse de mekanik olarak artık daha fazla zayıflamadığını bildirmişlerdir (13). Neredeyse tamamen kristal yapıya sahip metal oksitlerde iyon kaybının kristal grenlerin arasındaki moleküllerden gerçekleştiğini bildirmiştir. Alumina ve zirkonyanın korozyon direnci tamamen saflığı ile doğru orantılıdır; kristalin yapı arasındaki moleküllerin nitelik ve nicelik olarak fazlalığı korozyonu artıracaktır. Benzer çalışmalarda bildirildiği üzere (104, 110), Milleding ve ark. da nemli ortamda alumina yüzeyinde oluşan $Al(OH)_3$ katmanının seramiği zayıflattığını bildirmişlerdir (131). Diğer kristalin yapıdaki oksit seramik olan zirkonyada ise yapıdaki stabilizatör yttria'nın ayrıştığı ve yttria/zirkonya iyonlarının ortama salınımıyla malzemenin mekanik olarak zayıfladığı belirtilmiştir.

Ortamın korozyona yatkın olması ve yüksek ısı, feldspatik cam seramikler, alumina ve zirkonya yüzeyinde element boyutunda değişikliklere neden olmakta; pH değeri düştükçe ve ısı yükseldikçe korozyon hızlanmaktadır. Fakat her zaman en yüksek çözünme en yüksek asidik ortamda meydana gelmez. Malzemenin yüzeyindeki moleküllerin asit-baz özelliklerine göre tanımlanan "izoelektrik nokta" değerine göre malzemenin en yüksek çözünme gösterdiği pH değeri değişebilir.

ZrO_2 ve Y_2O_3 moleküllerinin ortalama izoelektrik nokta değerleri sırasıyla 6,7 ve 8,95 olarak bildirilmiştir (120, 136). Çalışmamızda bazik ortamda saklanan zirkonya örneklerin de asit ortamda saklananlar gibi, nötr ortamda saklanan örneklere kıyasla daha düşük eğme dayanımına sahip olmasının, zirkonyanın yapısındaki ZrO_2 ve Y_2O_3 moleküllerinin en düşük çözünürlüğü nötr pH'a yakın değerlerde göstermesine ve bu değerlerden düşük ve yüksek pH'a sahip ortamlarda çözünürlüğünün artmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Milleding ve ark. aynı zamanda su ve asetik asit gibi in vitro deney ortamlarının, tükürük ve plazma gibi protein içeren biyolojik sıvılardan birçok açıdan farklı olacağını, bu farkların en büyüğünün de doğal ağız ortamında var olan proteinler olduğunu belirtmişlerdir. Ağız ortamındaki proteinlerin izoelektrik nokta değerini değiştirdiği ve çözünürlüğü etkilediği bildirilmiştir (146, 132).

Kalin ve ark. zirkonyanın 1,0 - 13,0 pH değerleri arasındaki ortamlarda aşınmasını değerlendirdikleri çalışmalarında, Milleding ve ark. ile benzer sonuçlara ulaşmışlar ve zirkonyanın izoelektrik nokta değerinde en dūřuk çözünmeyi göstererek en pürüzlü, yani aşınmanın en az olduğu yüzeylere sahip olduğunu bildirmişlerdir (90). İzoelektrik nokta aralığından daha dūřuk ve daha yüksek pH değerlerinde zirkonya yüzeyinde daha yüksek çözünme sonucunda daha pürüzsüz yüzeyler gözlemlediklerini belirtmişlerdir.

Kosmac ve ark. (102) farklı yüzey işlemleri uygulanan Y-TZP örnekleri farklı kimyasal ortamlarda saklamışlar ve benzer çalışmalarla paralel bir biçimde; zirkonyanın alkali ortamda asidik ortama kıyasla dūřuk ısı bozunmasına daha dirençli olduğunu ve gren boyutu küçüldükçe zirkonyanın dayanıklılığının arttığını bildirmişlerdir. Zirkonya yüzeyinde anlamlı oranda tetragonal fazın monoklinik faza dönüştüğünü gözlemlemişler fakat kısa dönemde (16 saat) yaygın mikroçatlaklar ve dayanıklılıkta anlamlı azalma bildirmemişlerdir; bu sonucu malzemenin kimyasal ortamda kısa süre saklanması olarak yorumlamışlar ve zirkonyanın kimyasal ortamda daha uzun süre saklanacağı çalışmaların yapılabileceği önerisinde bulunmuşlardır. Çalışmamızda örnekler 240 saat boyunca asidik ve bazik ortamda saklanmış ve bazik ortamda saklanan örneklerin de eęme dayanımında azalma tespit edilmiştir. Bu mekanik zayıflama asidik ortamda saklanan örnekler kadar yüksek değildir, yine de nötr pH'a sahip sıvı ortamda saklanana göre anlamlı bir dūřüş gözlenmiştir. Bu veri, Kosmac ve ark.'nın kısa dönem verileriyle beraber değerlendirildiğinde, zirkonyanın uzun dönemde asidik ortamlara maruz kalmak kadar bazik ortamlara maruz kalmayla da zayıflayacağını doğrulamaktadır.

Ağız ortamında kullanılan zirkonya için değerlendirilmesi gereken bir başka olgu da yüzeyine tutunacak olan biyofilm katmanıdır. Ağızdaki mukoza, sert dokular ve mevcut olan restorasyonların çeşitli proteinlerden meydana gelen biyofilm ile kaplı olduğu ve biyofilm katmanının özelliğine bağlı olarak tutunan floranın da değişiklik gösterdiği birçok araştırmacı tarafından bildirilmektedir (176, 16, 36). Milleding ve ark. korozyona uğramış ve uğramamış zirkonya yüzeylerinde tutunan biyofilmin protein özelliklerini değerlendirmiş ve korozyona uğramış yüzeylerde biyofilm katmanına protein tutunmasının ve katmanın yüzey pürüzlülüğünün arttığını bildirmiştir.

Araştırmacılar, ağız ortamındaki proteinleri nitelik ve nicelik olarak in vitro değerlendirmenin çok zor olduğunu belirtmişler ve bazı proteinlerin mikrobiyal dental plak oluşumunu artırırken bazılarının plak oluşumuna etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Bu sebepten korozyona uğrayan zirkonya yüzeylerindeki biyofilm özelliği kesin olarak bilinmemekle beraber, protein tutunması ve yüzey pürüzlülüğünün artmasının bakterilerin tutunmasını da artırabileceğini belirtmişlerdir (132). Zirkonyanın korozyona bağlı olarak yüzey pürüzlülüğünün arttığı göz önüne alındığında bakteri tutunumunun da artış göstereceği düşünülmektedir, asidik ve bazik ortamların zirkonya yüzey pürüzlülüğüne etkisinin inceleneceği çalışmalar bu konuda daha detaylı bilgilerin elde edilmesine olanak tanıyacaktır.

Sonuç olarak, çalışmamızda asidik ve bazik pH'a sahip ortamlarda saklanan zirkonya örneklerin, nötr pH'a sahip ortamda saklanan örneklerle kıyasla bükülme dayanımının zayıfladığı tespit edilmiştir. Zirkonyanın mikrosertlik değerleri Cercon grubunda pH'a göre değişiklik göstermemiş, buna karşılık Zirkozahn ve Everest gruplarında asidik ve bazik pH'a sahip ortamda saklanan gruplarda, nötr pH'a sahip ortamda saklanan örneklerle kıyasla anlamlı bir azalma gözlemlenmiştir. Kırılma tokluğu değerlerinde de, Cercon grubunda pH'a göre değişiklik görülmezken, Zirkozahn ve Everest gruplarında asidik ve bazik pH'a sahip ortamda saklanan gruplarda, nötr pH'a sahip ortamda saklanan örneklerle kıyasla anlamlı bir azalma gözlemlenmiştir. Mekanik özelliklerdeki azalmanın yanı sıra, asidik ve bazik pH'a sahip ortamlarda saklanan gruplarda yüzeyde monoklinik faz oranında artış ve yttria oranında düşüş gözlemlenmiştir.

Zirkonyanın mekanik özelliklerinde tespit edilen zayıflamanın hem düşük ısı bozunması fenomeni ile hem de zirkonyanın korozyona uğraması ile açıklanabileceğini ve her ikisinin aynı anda gerçekleştiğini düşünmekteyiz. Aynı zamanda çeşitli üreticiler tarafından imal edilen zirkonya blokların mekanik özelliklerinin ve farklı pH'lara sahip ortamlardan etkilenme biçimlerinin farklılık gösterdiği de tespit edilmiştir. Markalar arasındaki bu farklılığın, üretim öncesinde elde edilen zirkonya tozunun homojenliği ve saflığı, içindeki stabilizatörün miktarı ve dağılımı, gren boyutu ve üretim yöntemlerine göre değişiklik göstermiş olabileceğini düşünmekteyiz. Çalışmamızda kullanılan

zirkonya bloklar dışında birçok farklı markanın yaygın kullanımda olduğu gözönüne alındığında, diğer markaların da pH farklılıklarından değişik şekillerde etkilenebileceğini ve bunlarında değerlendirilmesinin önemli olduğunu düşünmekteyiz.

Zirkonya, metal altyapılara bir alternatif olarak günümüzde klinik kullanımda yerini almaktadır. Yüksek biyolojik uyumu ve üstyapı seramikleri ile devamlılık gösteren estetik özellikleri, metal alaşımlarına tercih edilme sebepleridir. Çalışmamızın bulgularının klinik kullanımdaki önemine bakıldığında, zirkonya'nın asidik ve bazik pH değerine sahip nemli ortamlarda dayanımını anlamlı derecede kaybetmesi dolayısıyla, ağız içinde kullanımda zirkonyanın mümkün olduğu kadar ağız ortamının etkilerinden uzak tutulması gerektiği, feldspatik seramikle kaplanarak kullanılmasının hizmet süresini uzatacağı düşünülmektedir.

Klinik kullanımda her geçen gün daha fazla tercih edilen zirkonya altyapıların uzun dönem kullanımlarının değerlendirildiği in-vivo ve in-vitro çalışmalarla analiz edilmesinin, bu araştırmanın bulgularını ileri götüreceğini malzemenin kullanımı hakkında daha detaylı sonuçlar elde edileceğini düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

1- Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 2006; **22**: 857-863.

2- Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2005; **21**: 984-991.

3- Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent* 1998; **80**: 551-558.

4- Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 1993; **69**: 599-604.

5- Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen, İnley, Jaket Kuron, Metal-Porselen Kuron ve Köprüler*. 3rd ed. İstanbul: İ.Ü. Basımevi; 1978.

6- Aksoy G, Polat H, Polat M, Coskun G. Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids Surf B Biointerfaces* 2006; **53**: 254-259.

7- Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 2004; **91**: 349-355.

8- Al-Shehri SA, Mohammed H, Wilson CA. Influence of lamination on the flexural strength of a dental castable glass ceramic. *J Prosthet Dent* 1996; **76**: 23-28.

9- Al-Wahadni A, Martin DM. Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *J Can Dent Assoc* 1998; **64**: 580-583.

10- Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th ed. Missouri: Elsevier Ltd; 2003.

11- Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc* 1993; **124**: 72-84.

12- Anusavice KJ, Shen C, Lee RB. Strengthening of feldspathic porcelain by ion exchange and tempering. *J Dent Res* 1992; **71**: 1134-1138.

13- Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002; **18**: 590-595.

14- Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999; **27**: 275-278.

15- Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW Jr. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1990; **63**: 21-25.

16- Baier RE, Glantz PO. Characterization of oral in vivo films formed on different types of solid surfaces. *Acta Odontol Scand* 1978; **36**: 289-301.

17- Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review* 2008; **44**: 3- 21.

18- Barghi N, Alexander L, Draugh RA. When to glaze--an electron microscope study. *J Prosthet Dent* 1976; **35**: 648-653.

19- Basu B, Vitchev RG, Vleugels J, Celis JP, Van Der Biest O. Influence of humidity on the fretting wear of self-mated tetragonal zirconia ceramics. *Acta Materialia* 2000; **48**: 2461-2471.

20- Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent* 2001; **4**: 243-262.

21- Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M. Parameters affecting retentive force of electroformed double-crown systems. *Clin Oral Investig* 2010; **14**: 129-135.

22- Björkner B, Bruze M, Möller H. High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulfate. An indication of gold allergy? *Contact Dermatitis* 1994; **30**: 144-151.

23- Boehm RF. Thermal environment of teeth during open-mouth respiration. *J Dent Res* 1972; **51**: 75-78.

24- Boule'h F, Dessemond L, Djurado E. Delay of tetragonal-to-monoclinic transition in water vapour due to nanostructural effect. *J Eur Ceram Soc* 2004; **24**: 1181-1185.

25- Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. *J Prosthet Dent* 1990; **64**: 631-634.

26- Brunelle JP. Preparation of Catalysts by Metallic Complex Adsorption on Mineral Oxides. *Pure and Applied Chemistry* 1978; **50**: 1211-1229.

27- Camacho GB, Vinha D, Panzeri H, Nonaka T, Gonçalves M. Surface roughness of a dental ceramic after polishing with different vehicles and diamond pastes. *Braz Dent J* 2006; **17**: 191-194.

28- Campbell SD. Evaluation of surface roughness and polishing techniques for new ceramic materials. *J Prosthet Dent* 1989; **61**: 563-568.

29- Carrier DD, Kelly JR. In-Ceram failure behavior and core-veneer interface quality as influenced by residual infiltration glass. *J Prosthodont* 1995; **4**: 237-242.

30- Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL. The development and testing of glaze materials for application to the fit surface of dental ceramic restorations. *Dent Mater* 2009; **25**: 431-441.

31- Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006; **27**: 535-543.

32- Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 2004; **25**: 5539-5545.

33- Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G. Subcritical crack growth in 3Y-TZP ceramics: static and cyclic fatigue. *J Am Ceram Soc* 1999; **82**: 3129-3138.

34- Chevalier J, Cales , Drouin JM. Low temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc* 1999; **82**: 2150-2154.

35- Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989; **23**: 45-61.

36- Christersson CE, Dunford RG. Salivary film formation on defined solid surfaces in the absence and presence of microorganisms. *Biofouling* 1991; **3**: 237-250.

37- Chong KH, Chai J. Probability of failure of veneered glass fiber-reinforced composites and glass-infiltrated alumina with or without zirconia reinforcement. *Int J Prosthodont* 2003; **16**: 487-492.

38- Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont* 2002; **15**: 183-188.

39- Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; **98**: 389-404.

40- Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999; **20**: 371-376.

41- Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Dental Materials Properties and Manipulation*. 7th ed. Missouri: Mosby Inc: 2000.

42- Cullity BD. *Elements of X-ray Diffraction*. 2nd ed. Massachusetts: Addison Wesley Mass; 1978.

43- Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006; **34**: 195-206.

44- De Jager N, de Kler M, van der Zel JM. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. *Dent Mater* 2006; **22**: 234-242.

45- De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 2005; **21**: 242-251.

46- Denissen H, Dozić A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent* 2000; **84**: 506-513.

47- Denissen HW, van der Zel JM, van Waas MA. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont* 1999; **12**: 395-400.

48- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; **24**: 299-307.

49- Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont* 2000; **13**: 131-135.

50- Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolome JF, Requena J, Moya JS et al. Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *J Eur Ceram Soc* 2003; **23**: 2975–2982.

51- Deville S, Chevalier J, Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 2006; **27**: 2186-2192.

52- Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988; **117**: 715-720.

53- Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004; **17**: 469-475.

54- Evans AG, Heuer AH. Transformation toughening in ceramics: Martensitic transformations in crack-tip stress fields. *J Am Ceram Soc* 1980; **63**: 241-248.

55- Fang Q, Sidky PS, Hocking MG. Erosion and corrosion of PSZ-zirconia and the t–m phase transformation. *Wear* 1999; **233-235**: 615-622.

56- Fasbinder DJ. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2002; **23**: 911-916.

57- Featherstone JD. Modeling the caries-inhibitory effects of dental materials. *Dent Mater* 1996; **12**: 194-197.

58- Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001; **4**: 89-106.

59- Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 2005; **36**: 105-113.

60- Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int* 2002; **33**: 503-510.

61- Fraundorf P, Lin S. Spiral powder overlays. *Microscopy and Microanalysis* 2004; **10**: 1356-1357.

62- Garvie RC, Hannink RHJ, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975; **258**: 703-704.

63- Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc* 1972; **55**: 303-305.

64- Gibson IR, Lachowski EE, Irvine JTS. Hydrothermal degradation of cubic yttria zirconia ceramics. *Submitted to Nature*; 1993.

65- Giordano R. A comparison of all-ceramic restorative systems. *J Mass Dent Soc* 2002; **50**: 16-20.

66- Giordano RA 2nd, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 1995; **73**: 411-418.

67- Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004; **17**: 285-290.

68- Griggs JA, Kishen A, Le KN. Mechanism of strength increase for a hydrothermal porcelain. *Dent Mater* 2003; **19**: 625-631.

69- Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2005; **33**: 9-18.

70- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004; **20**: 449-456.

71- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004; **20**: 441-448.

72- Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 2004; **25**: 5045-5052.

73- Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain MV. Strength, reliability, and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. *Int J Prosthodont* 2004; **17**: 142-149.

74- Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002; **15**: 339-346.

75- Guo X. On the degradation of zirconia ceramics during low-temperature annealing in water or water vapor. *J Physics Chem Solids* 1999; **60**: 539-546.

76- Gupta TK, Lange FF, Bechtold JH. Effect of stress-induced phase-transformation on properties of polycrystalline zirconia containing metastable tetragonal phase. *J Mater Sci* 1978; **13**: 1464-1470.

77- Hansen PA, West LA. Allergic reaction following insertion of a Pd-Cu-Au fixed partial denture: a clinical report. *J Prosthodont* 1997; **6**: 144-148.

78- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002; **88**: 4-9.

79- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002; **88**: 10-15.

80- Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD Jr, Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *J Am Dent Assoc* 1996; **127**: 1171-1181.

81- *Hint-Els Products*. [web page on the Internet] Erişim 19.08.2010, <http://www.hintel.de>: <http://www.hintel.de/en/produkte/index.php>.

82- Ho CJ, Liu HC, Tuan WH. Effect of abrasive grinding on the strength of Y-TZP *J Eur Ceram Soc* 2009; **29**: 2665-2669.

83- Holland L. *The Properties of Glass Surfaces*. London: Chapman and Hall;1964.

84- Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992; **67**: 859-865.

85- Hsueh CH, Luttrell CR, Becher PF. Analyses of multilayered dental ceramics subjected to biaxial flexure tests. *Dent Mater* 2006; **22**: 460-469.

86- Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992; **68**: 322-326.

87- Isgrò G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 2003; **90**: 465-473.

88- Itthagarun A, Wei SH, Wefel JS. Morphology of initial lesions of enamel treated with different commercial dentifrices using a pH cycling model: scanning electron microscopy observations. *Int Dent J* 1999; **49**: 352-360.

89- Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *J Prosthet Dent* 1994; **72**: 320-323.

90- Kalin M, Dražič G, Novak S, Vižintin J. Wear mechanisms associated with the lubrication of zirconia ceramics in various aqueous solutions. *J Eur Ceram Soc* 2006; **26**: 223-232.

91- Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1996; **27**: 701-706.

92- Kasemo B, Gold J. Implant surfaces and interface processes. *Adv Dent Res* 1999; **13**: 8-20.

93- Kavo-everest Instructions for use. [web page on the Internet] Erişim 19.08.2010, <http://www.kavo-everest.com>: <http://www.kavo-everest.com/Default.aspx?navid=554037&oid=550&lid=en&rid=554120>.

94- Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent* 2000; **83**: 664-667.

95- Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; **106**: 605-614.

96- Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008; **24**: 289-298.

97- Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004; **48**: 513-530.

98- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; **75**: 18-32.

99- Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 1995; **74**: 1253-1258.

100- Kittipibul P, Godfrey K. In vitro shearing force testing of the Australian zirconia-based ceramic Begg bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; **108**: 308-315.

101- Kosmac T, Oblak C, Marion L. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J Eur Ceram Soc* 2008; **28**: 1085-1090.

102- Kosmac 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* 1999; **15**: 426-433.

103- Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. *Eur J Esthet Dent* 2009; **4**: 348-380.

104- Lange FF, Dunlop GL, Davis BI. Degradation during aging of transformation toughened ZrO₂-Y₂O₃ materials at 250 °C. *J Am Ceram Soc* 1986; **69**: 237-40.

105- *Lava™ Crowns & Bridges Zirconia and HIP Zirconia — Are There Differences?* [web page on the Internet] Erişim 22.08.2010, http://multimedia.3m.com:http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSu7zK1fslxtUmx_Go8mGev7qe17zHvTSevTSeSSSSSS--.

106- *Lava Technical Product Profile*. [web page on the Internet] Erişim 19.08.2010, [www.multimedia.3m.com:http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=66666UuZjcFSLXTtlxf6o8T_EVuQEcuZgVs6EVs6E666666--](http://multimedia.3m.com:http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=66666UuZjcFSLXTtlxf6o8T_EVuQEcuZgVs6EVs6E666666--) .

107- Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 2001; **86**: 495-510.

108- Lawson S. Environmental degradation of zirconia ceramics. *J Eur Ceram Soc* 1995; **15**: 485-502.

109- Li JF, Watanabe R. Phase transformation in Y₂O₃-partially-stabilized ZrO₂ polycrystals of various grain sizes during low-temperature aging in water. *J Am Ceram Soc* 1998; **81**: 2687-2778.

110- Li J, Liu Y, Hermansson L, Soremark R. Evaluation of various ceramic powders with human fibroblasts in vitro. *Clin Mater* 1993; **12**: 197-201.

111- Lilley E. Review of low temperature degradation in Y-TZPs. İçinde Tressler RE, McNallan M, Editor. *Ceramic Transaction: Corrosion and Corrosive Degradation of Ceramics*. Westerville: American Ceramics Society Inc; 1990: pp. 387-407.

112- Lin JD, Duh JG. Fracture toughness and hardness of ceria- and yttria-doped tetragonal zirconia ceramics. *Mater Chem Phys* 2002; **78**: 253-261.

113- Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 2004; **20**: 655-662.

114- Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res* 2002; **81**: 487-491.

115- Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1999; **7**: 113-119.

116- Magne P, Oh WS, Pintado MR, DeLong R. Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures. *J Prosthet Dent* 1999; **82**: 669-679.

117- Magne P, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont* 1997; **10**: 459-466.

118- Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007; **35**: 819-826.

119- Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int* 2006; **37**: 253-259.

120- Mattson S, Pugh J. The Laws of Soil Colloidal Behavior, Xiv. the Electrokinetics of Hydrous Oxides and Their Ionic Exchange. *Soil Sci* 1934; **38**: 229-314.

121- May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998; **80**: 394-404.

122- McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent* 2000; **83**: 216-222.

123- McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; **11**: 985-994.

124- McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent* 1998; **19**: 307-308.

125- McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001; **85**: 61-66.

126- McLean JW. Jeansonne EE. Chiche G. Pinault A. *Esthetics of anterior fixed prosthodontics: All-ceramic crowns and foil crowns*. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1993.

127- McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics*. Illinois: Quintessence; 1980.

128- McCabe JF. *Dişhekimliği Maddeler Bilgisi*. 7th ed. İstanbul: İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi; 1999.

129- Mecartney ML. The influence of an amorphous second phase on the properties of yttria tetragonal zirconia polycrystals (Y-TZP). *J Am Ceram Soc* 1987; **70**: 54-58.

130- Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995; **7**: 73-80.

131- Milleding P, Karlsson S, Nyborg L. On the surface elemental composition of non-corroded and corroded dental ceramic materials in vitro. *J Mater Sci Mater Med* 2003; **14**: 557-566.

132- Milleding P, Carlén A, Wennerberg A, Karlsson S. Protein characterisation of salivary and plasma biofilms formed in vitro on non-corroded and corroded dental ceramic materials. *Biomaterials* 2001; **22**: 2545-2555.

133- Moffa JP, Guckes AD, Okawa MT, Lilly GE. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part II. Industrial safety and biocompatibility. *J Prosthet Dent* 1973; **30**: 432-441.

134- Monasky GE, Taylor DF. Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold. *J Prosthet Dent* 1971; **25**: 299-306.

135- Morena R, Beaudreau GM, Lockwood PE, Evans AL, Fairhurst CW. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res* 1986; **65**: 993-997.

136- Moreno R, Moya JS, Requena J. Electroquímica de suspensiones cerámicas Ó. *Bol Soc Esp Ceram Vidr* 1987; **26**: 355-65.

137- Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. *Int J Prosthodont* 1994; **7**: 549-553.

138- Noort R. *Introduction to Dental Materials*. 2nd ed. Missouri: Mosby Inc; 2002

139- Novak S, Kalin M. The effect of pH on the wear of water-lubricated alumina and zirconia ceramics. *Tribology Letters* 2004; **17**: 727-732.

140- O'Brein WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3rd ed. Chicago: Quintessence; 2002.

141- Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 1998; **80**: 450-456.

142- Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 2008; **24**: 471-475.

143- Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 2004; **91**: 561- 569.

144- Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 1992; **67**: 325-327.

145- Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, 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* 2006; **96**: 154-164.

146- Parks GA. The isoelectric points of solid oxides, solid hydroxides, and aqueous hydroxo complex systems. *Chem Rev* 1965; **65**: 171-177.

147- Pellecchia R, Kang KH, Hirayama H. Fixed partial denture supported by all-ceramic copings: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2004; **92**: 220-223.

148- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; **20**: 1-25.

149- Piddock V, Qualtrough AJE, Brough I. Effect of an ion-exchange paste on the strength and chemistry of some dental porcelains. *Quint Dent Technol* 1993; **16**: 79-83.

150- Pinto MM, Cesar PF, Rosa V, Yoshimura HN. Influence of pH on slow crack growth of dental porcelains. *Dent Mater* 2008; **24**: 814-823.

151- *Procera AllCeram Bridge Material*. [web page on the Internet] Erişim 19.08.2010, <http://www.nobelbiocare.com:http://www.nobelbiocare.com/en/resouce-library/handling-instructions/default.aspx>.

152- Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of core thickness on a restored crown of a first premolar using finite element analysis. *Int J Prosthodont* 2003; **16**: 474-480.

153- Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater* 2003; **19**: 603-611.

154- Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004; **48**: 531-544.

155- Raigrodski AJ, Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; **86**: 520-525.

156- Raimondo RL Jr, Richardson JT, Wiedner B. Polished versus autoglazed dental porcelain. *J Prosthet Dent* 1990; **64**: 553-557.

157- Rauchs G, Fett T, Munz D, Oberacker R. Tetragonal-to-monoclinic phase transformation in CeO₂-stabilised zirconia under uniaxial loading. *J Eur Ceram Soc* 2001; **21**: 2243-2251.

158- Ritter JE, Laporte RP. Effect of test environments on the stress-corrosion susceptibility of glass. *J Am Ceram Soc* 1975; **58**: 265-267.

159- Roy ME, Whiteside LA, Katerberg BJ, Steiger JA, Nayfeh T. Not all zirconia femoral heads degrade in vivo. *Clin Orthop Relat Res* 2007; **465**: 220-226.

160- Rösch R, Mericske-Stern R. Zirkoniumdioxid in der abnehmbaren Prothetik. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2008; **118**: 959-974.

161- Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent Mater J* 2008; **27**: 408-414.

162- Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *J Am Ceram Soc* 1985; **68**: 356-359.

163- Sato T, Shimada M. Crystalline phase change in yttria-partially-stabilized zirconia by low-temperature annealing. *J Am Ceram Soc* 1984; **67**: 212.

164- Scarano A, Di Carlo F, Quaranta M, Piattelli A. Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol* 2003; **29**: 8-12.

165- Schmauder S, Schubert H. Significance of internal stresses for the martensitic transformation in yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals during degradation. *J Am Ceram Soc* 1986; **69**: 534- 540.

166- Schweiger M, Holand H, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. IPS Empress 2 : A new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations. *Quint Dent Technol* 1999; **22**: 143-151.

167- Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995; **74**: 145-150.

168- Seghi RR, Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 1995; **8**: 239-246.

169- Simmons C, Freiman S. Effect of corrosion processes on subcritical crack-growth in glass. *J Eur Ceram Soc* 1981; **64**: 683-686.

170- Sjölin R, Sundh A, Bergman M. The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent* 1999; **2**: 197-207.

171- Snyder MD, Hogg KD. Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. *J Contemporary Dental Practice* 2005; **6**: 1- 6.

172- Sorensen JA. The Lava system for CAD-CAM production of high-strength precision fixed Prosthodontics. *Quintessence Dent Technol* 2004; **26**: 57-67.

173- Sorensen JA. The IPS Empress 2 system: Defining the possibilities. *Quint Dent Technol* 1999; **22**: 153-163.

174- Sorensen JA, Torres TJ. In Ceram ceramic bridge technology. *Quint Dent Technol* 1992; **15**: 41-46.

175- 3. Sorensen JA, Knode H and Torres TJ: *Yearbook of Quintessence of Dental Technology*. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1992.

176- Sönju T, Glantz PO. Chemical composition of salivary integuments formed in vivo on solids with some established surface characteristics. *Arch Oral Biol* 1975; **20**: 687-691.

177- Stamouli K, Smeekens S. Rehabilitation of a periodontally compromised case using the conical crown system. Part II. *Eur J Esthet Dent* 2009; **4**: 164-176.

178- Stamouli K. Fracture resistance of different zirconia three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures. Doktora Tezi. Freiburg, 2006.

179- Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 2006; **137**: 514-522.

180- Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006; **137**: 1289-1296.

181- Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials* 2007; **28**: 2695-2705.

182- Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007; **23**: 177-185.

183- Studart AR, Filser F, Kocher P, Lüthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007; **23**: 115-123.

184- Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006; **22**: 778-784.

185- 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* 2005; **21**: 476-482.

186- 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* 2004; **31**: 682-688.

187- Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA-- the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001; **4**: 195-206.

188- Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci* 1991; **26**: 6706-6714.

189- Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; **106**: 273-278.

190- Taskonak B, Griggs JA, Mecholsky JJ Jr, Yan JH. Analysis of subcritical crack growth in dental ceramics using fracture mechanics and fractography. *Dent Mater* 2008; **24**: 700-707.

191- Taskonak B, Mecholsky JJ Jr, Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials* 2005; **26**: 3235-3241.

192- Ten Cate JM, Duijsters PP. Alternating demineralization and remineralization of artificial enamel lesions. *Caries Res* 1982; **16**: 201-210.

193- The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent* 2005; **94**: 10-92.

194- Theunissen GSAM, Bouma JS, Winnubst AJA, Burggraaf AJ. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci* 1992; **27**: 4429-4438.

195- Thompson GA. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dent Mater* 2000; **16**: 235-243.

196- Thylstrup A, Fejerskov O. *Textbook of clinical cariology*. 2nd ed. Copenhagen: Munksgaard; 1994.

197- Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004; **7**: 25-45.

198- Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; **14**: 231-238.

199- Tomozawa M, Oka Y, Wahl JM. Glass surface cracks caused by alkaline solution containing an alkaline-earth element. *J Am Ceram Soc* 1981; **64**: 32-33.

200- Toraya H, Yoshimura M, Sōmiya S. Calibration curve for quantitative analysis of the monoclinictetragonal ZrO₂ system by X-ray diffraction. *J Am Ceram Soc* 1984; **67**: 119-121.

201- Tsukuma K, Kubota Y, Tsukidate T. Thermal and mechanical properties of Y₂O₃-stabilized tetragonal zirconia polycrystals. İçinde Claussen N, Ruhle M, Heuer AH., editor. *Advances in Ceramics*. Ohio: The American Ceramic Society Inc; 1984: pp. 382-390.

202- van der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2001; **85**: 261-267.

203- van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent* 1999; **20**: 1115-1124.

204- VITA all-ceramic systems VITA Celay® Zirconia Blanks Working instructions. Brochure B. [web page on the Internet]. Erişim 20.08.2010, <http://www.vita-zahnfabrik.com:3052158.pdf>.

205- Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996; **76**: 140-144.

206- Wakabayashi N, Anusavice KJ. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J Dent Res* 2000; **79**: 1398-1404.

207- Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am* 1992; **36**: 765-782.

208- Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater* 2008; **24**: 633-638.

209- Wassell RW, Walls AW, Steele JG. Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. *Br Dent J* 2002; **192**: 199-211.

210- Watanabe M, Iio S, Fukuura I. Ageing behaviour of Y-TZP. İçinde Claussen N, Ruhle M, Heuer AH., editor. *Advances in Ceramics*. Ohio: The American Ceramic Society Inc; 1984: pp. 391-398.

211- White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; **94**: 125-131.

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

213- White SN, Caputo AA, Vidjak FM, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater* 1994; **10**: 52-58.

214- Wiederhorn SM, Johnson H. Effect of electrolyte pH on crack propagation in glass. *J Am Ceram Soc* 1973; **56**: 192-197.

215- Witkowski S. CAD/CAM in Dental Technology. *Quintessence Dent Technol* 2005; 1-16.

216- Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling W. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater* 2002; **18**: 216-220.

217- Yilmaz C, Korkmaz T, Demirköprülü H, Ergün G, Ozkan Y. Color stability of glazed and polished dental porcelains. *J Prosthodont* 2008; **17**: 20-24.

218- Zalkind M, Hochman N. Direct core buildup using a preformed crown and prefabricated zirconium oxide post. *J Prosthet Dent* 1998; **80**: 730-732.

219- Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont* 1998; **11**: 183-189.

220- ZENOTEC Products - instructions - information – FAQ. [web page on the Internet]. Erişim 20.08.2010, <http://www.wieland-dental.de>: <http://www.wieland-dental.de/produkte/zenotec/page.html?L=1>.

221- Zhu Q, de With G, Dortmans LJ, Feenstra F. Subcritical crack growth behavior of Al₂O₃-glass dental composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2003; **65**: 233-238.

222- *Zirkonzahn Working Manuel*. [web page on the Internet]. Erişim 20.08.2010, <http://www.zirkonzahn.com>:http://www.zirkonzahn.com/CustomerData/1/Files/Documents/EN_Arbeitsanleitungen_web.pdf.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

| | | | |
|-----------------|-----------------------|------------------|-------------|
| Adı | Volkan | Soyadı | Turp |
| Doğ.Yeri | İstanbul | Doğ.Tar. | 20.11.1981 |
| Uyruğu | T.C. | TC Kim No | 17705071334 |
| Email | vturp@istanbul.edu.tr | Tel | 5353521632 |

Eğitim Düzeyi

| | Mezun Olduğu Kurumun Adı | Mez. Yılı |
|-----------------|-----------------------------------------------|-----------|
| Doktora | | |
| Yük.Lis. | İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi | 2004 |
| Lisans | İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi | 2004 |
| Lise | Robert Kolej | 1999 |

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

| | Görevi | Kurum | Süre (Yıl - Yıl) |
|----|---------------------|---------------------------------------------------|------------------|
| 1. | Araştırma Görevlisi | İ.Ü. Dişhekimliği F. Protetik Diş Tedavisi A.B.D. | 2005 - 2010 |
| 2. | | | - |
| 3. | | | - |

| Yabancı Dilleri | Okuduğunu Anlama* | Konuşma* | Yazma* | KPDS/ÜDS Puanı | (Diğer) Puanı |
|------------------|-------------------|----------|---------|----------------|---------------|
| İngilizce | Çok İyi | Çok İyi | Çok İyi | 98.5 | |
| | | | | | |

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

| | Sayısal | Eşit Ağırlık | Sözel |
|----------------------|---------|--------------|-------|
| LES Puanı | 70 | 72 | 76 |
| (Diğer) Puanı | | | |

Bilgisayar Bilgisi

| Program | Kullanma becerisi |
|------------------|-------------------|
| Microsoft Office | İyi |
| | |
| | |

Yayınları/Tebligleri Sertifikaları/Ödülleri

EPA 2006 – Sözlü tebliğ "Bond strength of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er:YAG laser etching"

EPA 2006 – Poster sunumu “The bond strength of different resin cements to fibre posts”

EPA 2009 – Sözlü tebliğ “Influence of Zirconia Base and Shade Difference on Polymerization Efficiency of Dual-cured Resin Cement”

IADR 2010 – Poster sunumu “Effect of ceramic thickness on polymerization efficiency of resin cement”

IADR 2010 – Poster sunumu “Evaluation of Fiber Post Cementation with Adhesive Techniques”

Özel İlgi Alanları (Hobileri): Resim, çizim, sinema, fotoğraf, edebiyat (kurgu), yakın tarih.

