T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ÜÇ FARKLI YTTRİA STABİLİZE ZİRKONYA POLİKRİSTALİNİN DÜŞÜK ISI BOZUNMASI VE BOZUNMANIN MATERYALİN EĞİLME DAYANIMINA ETKİSİ

Esra TALAY ÇEVLİK

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Doç. Dr. İsa YÖNDEM

KONYA-2015

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ÜÇ FARKLI YTTRİA STABİLİZE ZİRKONYA POLİKRİSTALİNİN DÜŞÜK ISI BOZUNMASI VE BOZUNMANIN MATERYALİN EĞİLME DAYANIMINA ETKİSİ

Esra TALAY ÇEVLİK

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Doç. Dr. İsa YÖNDEM

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 14102028 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2015

ÖNSÖZ

Protetik diş tedavisi doktora eğitimim süresince doktora hayatımın her gününü bir önceki günden daha güzel, daha dolu geçirmemi sağlayan, tezimin oluşturulması, yapılması ve değerlendirilmesinde yol gösteren, zamanını ve desteğini esirgemeyen, her alanda örnek aldığım, benim için bir danışman hocadan çok daha fazlası, değerli hocam Doç. Dr. İsa YÖNDEM'e,

Öğrencisi de olduğum Selçuk Üniversitesi Diş Hekimi Fakültesi'nin tüm değerli hocalarına; doktora eğitimimde teorik ve pratik olarak bilgi ve becerilerini benimle paylaşan S.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine; doktora hayatını güzelleştiren tüm asistan arkadaşlarıma, değerli teknisyen ve personelimize,

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nde görev yapan değerli yardımlarını esirgemeyen sayın Zehra GÜNLÜ; Hatice ve Evren ÜNAL'a;

Tez örneklerimin hazırlanmasında emeği geçen AS Dental Diş Laboratuvarı adına değerli Cdt. Sıddık ÜNAL'a; test düzeneğimin hazırlanmasında yardımlarını esirgemeyen makine teknikeri sayın Ziya SOLAK'a; XRD ve SEM analizlerinin yapılmasında katkısı olan Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde görev yapan Uzm. Levent ATEŞ ve Uzm. Fatih ÖZCAN'a,

İstatistiksel yöntem ve analizlerin belirlenmesinde değerli katkılarından dolayı Sivas Cumhuriyet Üniversitesi'nde görev yapan Arş. Gör. Yener ÜNAL'a,

Sevgilerini ve desteklerini esirgemeyen ikinci ailem, annem Nilgün ÇEVLİK, babam Orhan Gazi ÇEVLİK, abim Kağan ÇEVLİK'e ve geniş aileme,

En büyük destekçim, biricik hayat arkadaşım Ali Durubey ÇEVLİK'e,

Hayatım boyunca sevgilerini, maddi ve manevi desteklerini her zaman hissettiren, bugünlere gelmemi sağlayan annem Aynur TALAY, babam Fatih Namık TALAY ve güzel aileme,

içtenlikle teşekkürlerimi sunarım…

İÇİNDEKİLER

Sayfa

SİMGELER ve KISALTMALAR vii

1. GİRİŞ 1

1.1. Genel Bilgiler 1

1.2. Dental Seramiklerin Tarihçesi 2

1.3. Geleneksel Dental Seramiklerin Yapısı 5

1.3.1. Metal Destekli Restorasyonların Dezavantajları 10

1.3.2. Tam Seramik Restorasyonların Avantajları 10

1.3.3. Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları 11

1.4. Seramik Güçlendirme Metodları 12

1.4.1. Metal Alt Yapıların Kullanılması 12

1.4.2. Metal Folyolara Bağlanma 12

1.4.3. Kristallerin Cam Faz İçinde Dağılması 13

1.4.4. Camların Kristalizasyonu 13

1.4.5. İyon Değişimi ile Kimyasal Sertleştirme 13

1.4.6. Mine ve Dentine Bağlanma 14

1.4.7. Yüzey İşlemleri 14

1.5. Sertleşme Dönüşümü 14

1.6. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması 15

1.7. Zirkonya 17

1.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonyum Çeşitleri 22

1.8.1. Mg-PSZ 22

1.8.2. ZTA 23

1.8.3. Y-TZP 24

1.9. Zirkonyumun Dayanıklılığına Etki Eden Faktörler 31

1.9.1. Isı Genleşme Katsayısı Farklılığı 31

1.9.2. İç Stres Oluşumu 32

1.10. Transformasyon Sertleşme Mekanizması ve Düşük Isı Bozunması 32

1.11. Y-TZP Esaslı Alt Yapı Üretimi 36

1.11.1. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM – Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture) 37

1.11.2. Seramiğin Direkt İşlenmesi (DCM - Direkt Ceramic Machining) .. 39

1.12. Diş Hekimliğinde Kullanılan Y-TZP Esaslı Zirkonya Bloklar 39

1.12.1. Green Stage Zirkonya 40

1.12.2. Pre-sinterize Zirkonya 40

1.12.3. Sinterize Zirkonya 40

1.13. Zirkonyumun Biyouyumluluğu 41

1.14. Monolitik Zirkonya 43

1.15. XRD Analizi 44

1.16. Tam Seramiklerin Dayanıklılığının Saptanması İçin Uygulanan Mekanik Testler 46

1.16.1. Tek Eksenli Bükülme Testleri 47

1.16.2. İki Eksenli Bükülme Testleri 48

2. GEREÇ VE YÖNTEM 51

2.1. Örneklerin Hazırlanması 53

2.2. Deney Gruplarının Oluşturulması 57

2.3. Deney Gruplarına Yapay Yaşlandırma İşlemlerinin Uygulanması 58

2.3.1. Kontrol Grubundaki Örneklere Uygulanan İşlemler 58

2.3.2. Termal Siklus Grubundaki Örneklere Uygulanan İşlemler 59

2.3.3. Düşük Isı Bozunması Grubundaki Örneklere Uygulanan İşlemler ... 60

2.3.4. Asetik Asit Grubundaki Örneklere Uygulanan İşlemler 61

2.4. X-Işını Kırınımı (XRD) Analizi 61

2.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) 63

2.6. İki Eksenli Eğilme Dayanıklılığı Testi 64

2.7. İstatistiksel Analiz 65

3. BULGULAR 67

3.1. XRD Analizi Bulguları 67

3.1.1. XRD Grafikleri 67

3.1.2. Yapay Yaşlandırma İşlemi Uygulanan Grupların Göreceli Monoklinik Faz Miktarı (Xm) Farklılıklarının İncelenmesi 68

3.2. Eğilme Dayanımı (ED) Bulguları 76

3.2.1. Y-TZP Materyallerinde Yapay Yaşlandırma İşlemlerinin Eğilme Dayanımına Etkisinin İncelenmesi 79

3.3. XRD & Eğilme Dayanımı İlişkisi 84

3.4. Yapay Yaşlandırma İşlemi Uygulanan Grupların Gruplararası Göreceli Monoklinik Faz Miktarı (Xm) ve Eğilme Dayanımı Farklılıklarının İncelenmesi 85

3.4.1. Kontrol Grubu 85
3.4.2. Termal Siklus Grubu 86
3.4.3. Asetik Asit Grubu 88
3.4.4. Otoklav Grubu 89
3.5. SEM Analizi Bulguları 90
3.5.1. SEM Analizi Bulgularının Değerlendirilmesi 94
3.6. Weibull İstatistik Analizi 94
3.6.1. Weibull Kırılma Olasılığı Grafikleri 95
4. TARTIŞMA 97
5. SONUÇ ve ÖNERİLER 120
6. KAYNAKLAR 122
7. EKLER 139
EK A: Etik Kurul Kararı 139
8. ÖZGEÇMİŞ 140

SİMGELER VE KISALTMALAR

2θ: Difraksiyon açısı

α: Alfa

Al_2O_3: Alüminyum oksit

ANOVA: Analysis of varianca (Varyans analizi)

ºC: Santigrad derece

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

CaO: Kalsiyum oksit

CeO_2: Seryum oksit

cm: Santimetre

CO_2: Karbondioksit

DIB: Düşük ısı bozunması

dk: Dakika

ED: Eğilme dayanımı

$Fe(OH)_3$: Demir hidroksit

Fe_2O_3: Demir (III) oksit

HfO_2: Hafniyum oksit

ISO: International Standarts Organization (Uluslararası standartlar örgütü)

µ: Mikron

m: Weibull modülüs

µm: mikrometre

MgO: Magnezyum oksit

mm : milimetre

Mg-PSZ: Magnezyum katyonlu parsiyel stabilize zirkonya

MPa: Megapaskal

N: Newton

Na_2O: Sodyum oksit

PSZ: Parsiyel stabilize zirkonya

SEM: Taramalı elektron mikroskobu

SiC: Silikon karbit

SiO_2: Silisyum oksit

sn: Saniye

t-m: teragonal-monoklinik

Xm: Göreceli monoklinik faz miktarı

XRD: X ışını kırınımı

Y_2O_3: Yttriyum oksit

Y-TZP: Yttria tetragonal zirkonya polikristali

ZrO_2: Zirkonyum oksit

ZTA: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ÜÇ FARKLI YTTRİA STABİLİZE ZİRKONYA POLİKRİSTALİNİN DÜŞÜK ISI BOZUNMASI VE BOZUNMANIN MATERYALİN EĞİLME DAYANIMINA ETKİSİ

Esra Talay Çevlik
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
DOKTORA TEZİ / KONYA-2015

Tam seramik restorasyonlar mükemmel estetik, kimyasal stabilite ve biyouyumluluklarından dolayı metal-seramik restorasyonlara umut vaad eden bir alternatif olduğunu kanıtlamıştır. Zirkonya restorasyonlar olumlu özellikleri nedeniyle restoratif diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır.

Saydam-diş renginde monolitik zirkonyanın gelişimi veneer porselenin kullanılmadığı restorasyonların üretimine olanak sağlamıştır. Saf zirkonyadan monolitik zirkonya restorasyonların üretimi mekanik stabiliteyi ve dental restorasyonlarda endikasyonların genişliğini arttırmıştır. Monolitik zirkonya restorasyonlara ait az sayıda çalışma vardır.

Oral kavitedeki zirkonya seramiklerin uzun dönem mekanik tavırlarına en zararlı etkinin DIB olduğu düşünülmektedir. Bu bozunma nemli atmosferde kolaylaşan; metastabil tetragonal fazın monoklinik faza yavaş dönüşümüne bağlıdır.

Bu çalışmanın amacı 3 farklı monolitik Y-TZP seramiğin (Prettau, Supra Zr, CopraPretty) düşük ısı bozunması ve bozunmanın materyallerin eğilme dayanımına etkisini incelemektir.

Toplamda 120 adet disk (ISO 6872 standardına uygun olarak 12.0 mm çapında 1.2±0.2 mm yüksekliğinde) 3 farklı presinterize zirkonya bazlı materyalden elde edildi. Örnekler üretici talimatnamesine göre sinterlendi. Kontrol grubu (K) örnekleri (n=10) her bir materyal grubu için 37°C de 5 saat distile suda bekletildi. Otoklav grubunda (O) örnekler standart otoklav sterilizasyon koşullarında 134°C, 0.2 MPa basınçta 5 saat yaşlandırıldı, Termal Siklus (T) grubunda örnekler 5°C ve 55°C banyolarda 10,000 termal siklusa tabi tutuldu. Asetik Asit (A) grubunda örnekler %4 asetik asitte 80°C de 168 saat bekletildi.

Tetragonal - monoklinik faz transformasyonu tüm gruplarda X ışını kırınımı ile değerlendirildi. Her gruptan bir örneğin yüzeyi SEM ile görüntülendi. Eğilme dayanımı iki yönlü eğilme dayanımı testi ile ölçüldü.

Veriler tek yönlü ANOVA, Kruskal Wallis ve Tukey HSD, Mann Whitney U testleri ile analiz edildi (α=.05).

İstatistik analiz sonuçlarına göre en fazla göreceli monoklinik faz miktarı Prettau, en az CopraPretty materyalinde görülmüştür. Prettau ve Supra Zr materyallerine ait eğilme dayanımı (ED) değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızdır ($p>0.05$). En düşük ED değerlerini CopraPretty materyali göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Düşük ısı bozunması; faz dönüşümü; monoklinik faz; monolitik zirkonya; X ışını kırınımı.

SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY
SELÇUK UNIVERSITY
HEALTH SCIENCES INSTITUTE

LOW THERMAL DEGRADATION of THREE YTTRIA-STABILIZED TETRAGONAL ZIRCONIA POLYCRYSTALLINE and EFFECT of LOW THERMAL DEGRADATION on FLEXURAL STRENGHT

Esra Talay Cevlik
Department of Prosthodontics
PhD THESIS / KONYA-2015

All ceramic restorations have proved to be a promising alternative to metal-ceramic restorations mainly due to their excellent esthetics, chemical stability, and biocompatibility. Zirconia restorations have been increasingly used in restorative dentistry given their favorable properties.

The development of translucent tooth-colored monolithic zirconia enables the fabrication of restorations without using veneering porcelain. Fabricating monolithic restorations from pure zirconia improves the mechanical stability and expands the range of indications. There are few available data on monolithic zirconia restorations.

Low thermal degradation is considered to be the most detrimental effect on long term mechanical behaviour of zirconia restorations in oral cavity. Degradation is a progressive tetragonal to monoclinic transformation at the surface triggered by water molecules.

The purpose of this study was to investigate the aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline (Prettau, Supra Zr, CopraPretty) and effect of low thermal degradation on flexural strenght.

Total of 120 discs (d=12.0 mm, h=1.2±0.2 mm as per ISO 6872) were obtained from three presintered zirconia-based materials. Specimens sintered according to the manufacturers specifications. Control (K) specimens (n=10) for each brand left in distilled water at 37°C for 5 h. Experimental specimens were artificially aged at standard autoclave sterilization conditions,134ºC at 0.2 MPa for 5h in autoclave group (O); fatigued for 10,000 thermal cycles between baths hold at 5°C and 55°C in Thermal Cyclus (T) group and left in %4 asetic asid at 80°C for 168 h in Acetic Acid (A) group.

Tetragonal to monoclinic transformation was measured by using X-ray diffraction for all groups. One sample surface from each brand was examined by scanning electron microscopy. Flexural strength was measured in biaxial flexural strenght test for all groups.

Datas were analyzed using one-way ANOVA and Kruskal Wallis follewed by Tukey HSD and Mann Whitmey U test (α=.05). Corresponding to the XRD results; Prettau showed the highest; CopraPretty showed the lowest relative amount of the monoclinic phase content due to aging. The lowest biaxial flexural strength (FS) mean was recorded in CopraPretty. No significant difference was found between Prettau and Supra Zr ($p>0.05$).

Key Words: Low thermal degradation; monoclinic phase; monolithic zirconia; phase transformation; X ray diffraction.

1. GİRİŞ

Hastaların estetik beklentilerinin giderek artması üzerine dental restorasyonlar için son yıllarda alternatif alt yapı materyallerinin gelişmesine olan ilgi hızla artmıştır.

Günümüz diş hekimliğinde kullanılan materyallerdeki gelişmeler sonucu zirkonyum; tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacıyla seramik yapısına katılan son materyallerden biri olmuştur. Özellikle yttria-stabilize zirkonya diğer seramik sistemlere kıyasla daha üstün olan mekanik özelliklerinden dolayı dikkat çekmektedir.

Zirkonyanın faz dönüşüm-sertleşme mekanizması, zirkonyayı diğer altyapı seramiklerinden farklı kılan önemli özelliklerinden biridir. Faz dönüşümü esnasında materyal %3-5 oranında hacim kazanarak genleşir, bu genleşme yüzeyde sıkışma kuvvetleri oluşturup çatlak ilerlemesini durdurarak materyali güçlendirir. Literatürde, zirkonyanın bu yapısal değişiminin farklı Y-TZP seramiklerde yapım aşamalarında uygulanan yüzey işlemlerine, yttria içeriğine ve materyalin düşük ısı bozunmasına bağlı olarak değişebildiği görülmüştür.

Bu tez çalışmasının amacı 3 farklı yttrium ile stabilize zirkonya seramiğin birbirleriyle karşılaştırılarak kumlama işleminin ardından yapay yaşlandırma, termal siklus ve asetik asitte bekletme işlemlerinin faz değişimine ve materyalin eğilme dayanımına etkisinin x ışını kırınımı, yüzey analizi ve iki eksenli eğilme dayanıklılığı testi ile incelenmesidir.

1.1. Genel Bilgiler

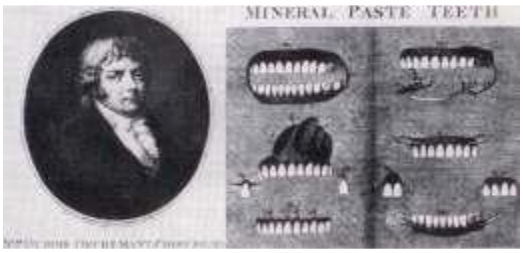
Seramikler orijinini topraktan yapılma anlamına gelen keramikos sözcüğünden alır (Akın 1999). Cam materyali, volkanik camlar sayesinde ilk çağlardan bu yana var olmuştur. Hipoteze göre; camın keşfi, bir orman yangının silika kumsalı yatağına ulaşması ile gerçekleşmiştir. Çekoslavakya'da tarihi M.Ö. 23.000'lere dayanan kil esaslı seramik objelerin bulunması, ilk insanların kil, kum ve cam malzemelerini ısı ile işleyip kullanabildiklerini gösterir (Wildgoose ve ark 2004). Rusya'da yerleşik topluluklarca üretilmiş seramik eşyaların tarihi M.Ö. 6000-7000 yıllarına dayanmaktadır (Powers ve Sakaguchi 2006).

Gelişmiş porselen ilk olarak M.S. 1000 yıllarında Çin'de kullanılmaya başlamıştır. Seramik üzerine çalışmalar, formülünün 17. yy başlarında Avrupalılar'ın keşfinden sonra başlamıştır (Jones 1985).

1.2. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Porselen diş hekimliğinde ilk olarak 1774 yılında Saint-Germainen-Laye çevresinde eczacılık yapan Duchateau tarafından kullanılmıştır. Duchateau sert porselenden protez yapımını denemiştir. 1788 yılında Nicholas Dubois De Chemant, Duchateau'nun yöntemini geliştirmiş ve ilk porselen dişler için patent almıştır (Akın 1999).

Seramik diş hekimliğinde ilk defa, 1789 yılında Fransız diş hekimi De Chemant ile eczacı Duchateau'nun geliştirdikleri ve patentini aldıkları hareketli protez dişleri ile kullanılmıştır (Şekil 1.1). Ancak o dönemde, fırınlama yöntemiyle elde edilen bu dişlerin protez kaide materyaline bağlanması mümkün olmadığından kişisel protezlerin yapımında kullanılamamışlardır (Anusavice 2003, Yavuzyılmaz ve ark 2005).



Şekil 1.1. Dubois Dechemant ve ilk kez porselen dişlerin kullanıldığı protezler.

İlk kişisel porselen dişler, 1808 yılında; Paris'e yerleşmiş İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Giuseppe - Angelo Fonzi tarafından yapılmıştır (Şekil 1.2). Bu dişlerin arka kısımlarına yerleştirilen platin kramponlar, metalik bir dayanağa lehimlenebilme kolaylığı sağlamıştır fakat opasite ve kırılganlık nedeni ile başarılı olamamıştır (Akın 1999) (Şekil 1.3). Elis Widman tarafından 1839 yılında, daha saydam olan seramikler üretilmiş ve kullanıma sunulmuştur (Anusavice 2003, Yavuzyılmaz ve ark 2005).



Şekil 1.2. Giuseppe - Angelo Fonzi



Şekil 1. 3. Terrometalik Dişler.

'Jaket kuron' olarak adlandırılan tam seramik restorasyonlar 19. yy'ın sonlarında platin yapraktan hazırlanan dayların üzerinde feldspatik seramiğin pişirilmesiyle elde edilmiştir (Anusavice 2003). Seramik jaket kuron olarak bilinen ilk metal desteksiz kuron yıllarca diş hekimliğinin sunduğu en estetik çözüm olarak kalmış, malzemenin kırılganlığa olan yatkınlığı sebebiyle kullanım alanı ön tek diş restorasyonları ile sınırlı kalmıştır (McLean 1980, Akın 1990, Efeoğlu 1992). Estetik faydalarına rağmen restorasyon; zayıf marjinal kapama, düşük rezistans ve yüksek kırılma riskinden dolayı kademeli olarak popülerliğini kaybetmiştir (Kelly ve ark 1996).

İlk veneer kuron tanımı 1869'da W.N. Morrison tarafından yapılmıştır (Yavuzyılmaz 1996). 1873'te Beers porselen tam kron fikrini ortaya atmıştır. 1885'te Logan porselenin platin bir post ile kaynaştığı Richmond kronunu tanıtmıştır. 1886'da Matterson altın yaprak ile ilk estetik kronu yapmış ve üstüne porselen pişirmiştir. Tamamı seramik kron ilk kez 1886'da Land tarafından geliştirilmiş ve porselen jaket kuron olarak adlandırılmıştır (Shillingburgh ve ark 1997). 1889'da Charles Henry Land platin matriks üzerine seramik şekillendirmiş, 1900 yılından itibaren yüksek ısıda pişirilen seramikler ile veneer kuronların yapımı rutin olarak kullanıma girmiştir. 1907'de William H. Taggart diş hekimliğinde ilk olarak döküm

örneği yapımında mumu kullanarak yeni bir döküm sistemi geliştirmiştir (Yavuzyılmaz 1996).

Metal destekli porselen sisteminin temelini oluşturan çalışmalar, 1962 yılında Weinstein tarafından yapılmıştır ve metal alaşımları ile ısısal olarak uyumlu yüksek genleşmeye sahip seramikler tanıtılmıştır (Preston 1988, Anusavice 2003).

Protetik tedavide kullanılan seramiğin kırılgan olması restorasyonların metal alt yapı ile desteklenmesini zorunlu kılmıştır. Ancak kullanılan metal alt yapının, restorasyonun ışık geçirgenliğini engellemesi, metal-iyon renklenmelerinin görülmesi, zamanla korozyon oluşması ve bazı hastalarda alerjik reaksiyonlara neden olmasından dolayı kullanımında tereddütler oluşturmaktadır (Schwickerath 1988, Mehulić ve ark 2005).

Gelişen teknoloji ile beraber bireylerin estetik anlayışlarındaki değişiklikler, biyouyumluluk ve optik özellikler konusundaki beklentilerin artması, metal destekli porselen çalışmalarını da etkilemiş ve kullanılan metal alt yapı materyali yerine yeni arayışların doğmasına neden olmuştur (Boening ve ark 1992). Böylece estetik açıdan üstün, metal desteksiz porselen kullanımı gündeme gelmiştir (Boening ve ark 1992, Rosentiel ve ark 2001).

Metal desteksiz restorasyonlardaki gelişmeler 1965 yılında McLean ve Hughes'ın porseleni güçlendirmek amacıyla alüminayı (Al_2O_3) porselene eklemeleriyle başlamıştır. Bu prosedür porselen yapısını güçlendirirek porselenin termal şoklara karşı daha dayanıklı olmasını sağlar. Özellikle 1960'lardan bu yana eritme tekniklerindeki gelişmeler ve daha dayanıklı porselenlerin üretimi; daha uygun ve kırılmaya dayanıklı full seramik kronların yapılmasını mümkün kılmıştır (Guazzato ve ark 2004) .

1980'lerde dökülebilir cam seramik (Dicor ve Cerapearl) ve büzülme göstermeyen alümina seramikler (Cerestore) diş hekimliğinde kullanıma başlanmıştır (James ve ark 1991). Bu sistemlerde kayıp mum tekniği kullanılarak anterior kuronlarda estetik sonuçlar elde edilmiştir. Ancak posterior restorasyonlarda görülen yüksek kırılma oranları ve yeni geliştirilen materyaller sebebiyle bu materyaller gözden düşmüştür (Suárez ve ark 2004).

Adair ve Grossman 1984'te camın kontrollü kristalizasyonunu (Dicor) sağlayan tekniği geliştirmişlerdir. Brugges %70 oranında alümina içeren yeni refraktör day (ısıya dayanıklı day) sayesinde sistemi geliştirmiştir (Raigrodski 2004).

1985 yılında piyasaya sürülen yüksek dirençli seramik sistemlerinden olan lösit ile güçlendirilmiş cam seramik sistemleri (IPS Empress ve In-Ceram) benzersiz teknolojileri ile geniş kullanım alanı bulmuşlardır (Suárez ve ark 2004).

1990 yılının sonlarına doğru basınçla şekillendirilen yüksek kırılma dayanımına sahip lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik sistem (IPS Empress 2) ikinci premolar dişe uzanan sabit restorasyonları yapmaya olanak sağlamıştır (Raigrodski 2004).

Tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacıyla seramik yapıya katılan son materyallerden biri de zirkonyum oksittir. Cam infiltre alüminaya %35 kısmi stabilize zirkonya (In-Ceram Zirkonya) eklenmesiyle daha yüksek sertlikte ve dirençte alt yapı seramiği elde edilmiştir (Yilmaz ve ark 2007).

Lityum disilikat, alüminyum oksit ve zirkonyum oksit gibi materyallerin seramik yapıya katılmaları ile sağlanan tam seramik alt yapı materyallerindeki gelişmeler tam seramik restorasyonların uygulama alanlarını genişletmiştir (Akın 1990, Sadowsky 2006, Conrad ve ark 2007, Reich ve Schierz 2013).

1.3. Geleneksel Dental Seramiklerin Yapısı

Sabit protezlerde estetik amaçla kullanılan tüm materyaller arasında, doğal dişle renk uyumunun en iyi sağlandığı materyal porselendir. Su absorbe etmeyişi ve ağız dokuları tarafından çok iyi tolere edilişi önemli özelliklerindendir (Shillinburg ve ark 1981).

Porselen sözcüğünün tam karşılığı yanık maddedir, ancak daha çok ateşte yanarak spesifik olarak üretilen madde anlamında kullanılmaktadır. Esas olarak kaolin içermektedir. Dental restorasyonlar için gerekli olan translusensi ve ekstra dayanıklılığı bu madde ile harmanlanan silika ve feldspar gibi mineraller sağlamaktadır. Bu önemli katkı maddelerini içeren maddelere de porselen adı verilmektedir. Yani porselen bir çeşit seramiktir (Shillinburg ve ark 1981).

Diş hekimliğinde kullanılan seramiğin yapısı, merkezde yer alan bir silisyum (Si^{+4}) ile dört oksijen (O^{-}) atomunun kimyasal bağ yaparak oluşturduğu silisyum tetrahedradan (SiO_4) oluşmaktadır. SiO_4 dental seramiğin çekirdek yapısıdır ve dental seramiği oluşturan feldspar, kaolin ve kuartzın içeriğinde bulunmaktadır (Shillinburg ve ark 1981, McCabe 1994, Anusavice 2003).

Dental seramikler genellikle kristal içeren, camsı bir yapıya sahiptir ve sinterizasyon ile şekillendirilmektedirler. Sinterizasyon, seramik tozunu oluşturan taneciklerin eriyerek birleşmesidir. Sinterizasyon sırasında seramik içeriğinin bir kısmı eriyerek cam faza geçmekte ve yapıdaki kristal içeriği sarmaktadır (Shillinburg ve ark 1981, McCabe 1994, Anusavice 2003).

Dental porselen %3-5 kaolin (kil), %12-22 kuartz (silika, kum) ve %75-85 oranında feldspar içerir (Craig 1996).

Feldspar

Feldspar potasyum alümina silikat ($K_2OAl_2O_36SiO_2$) ve sodyum alümina silikatın ($Na_2OAl_2O_36SiO_2$) bir karışımıdır. Dental seramiği transparan yapan en temel materyaldir (Anusavice 2003). Minimum %60 civarında orana sahiptir. Bu maddenin bağlayıcı bir özelliği vardır. Fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kaoline matriks oluşturur (Akın 1983, Öztaş 1990). Fırınlama esnasında çözünür ve birleştirici özelliğiyle kaolin ve kuartzı sarar. Bu sayede kitlenin bütünlüğünü sağlar. Fırınlama esnasında porselen restorasyonların özelliklerine göre yapılarını korumalarını sağlar (Anusavice 2003).

Feldsparın içeriğinde değişik oranlarda soda (Na_2O) veya potas (K_2O) bulunmaktadır (Preston 1988, O'Brien 1989, McCabe 1994, Anusavice 2003). Karbonatlı su formu erime noktasını düşürür, potas formu erimiş materyalin vizkozitesini arttırarak fırınlama esnasındaki fireyi azaltır (Anusavice 2003). Diş hekimliğinde genellikle yüksek potas içerikli feldspar tercih edilmektedir (Preston 1988, O'Brien 1989, McCabe 1994, Anusavice 2003).

1100-1300°C de ergiyen feldspar, doğal haldeyken hiçbir zaman saf değildir. Feldspar 1250-1500°C civarında ergiyerek serbest kristalin fazında cama dönüşür ve

kuartz ve kaolini sarıp kitlenin bütünlüğünü sağlar (Craig 1993, Zaimoğlu ve ark 1993).

Kuartz (Silika) (SiO_2)

Termal genleşme katsayısını kontrol etmede yardımcıdır. %10-30 oranında bulunur. Porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar (Craig 1993, Zaimoğlu ve ark 1993).

Erime ısısı diğer maddelere nazaran daha yüksek (yaklaşık 1700°C) olan kuartz tutucu bir destek oluşturur. Silika yapısında olup, yapı içinde doldurucu görevi yapar. Pişirme sonucu meydana gelebilecek büzülmeleri önler (Craig 1993, Zaimoğlu ve ark 1993). Yüksek sıcaklıklarda kitleyi stabilize ederek, diş formunun ve detayların kaybolmasını engellemektedir (Preston 1988, O'Brien 1989).

Kaolin (AI_2O_3 - $2SiO_2$ - $2H_2O$)

Dehidrate olmuş alüminyum silikattır (Akın 1983, Öztaş 1990). Alümina içerikli kayalardan elde edilen bir kildir (Deany 1996, Van Noort 2005). Çin kili olarak da adlandırılır. Yapışkan bir yapıya sahip olduğundan diğer materyalleri bir arada tutar. Dolayısıyla porselenin modelajında yardımcı olur. %1-5 oranındadır. 1800°C'de ergiyen kaolin, bir alüminyum hidrat silikatıdır. Opak yapıdadır ve ısıya oldukça dayanıklıdır (Akın 1983, Öztaş 1990). Kaolin opak yapıda olduğu için seramik hamuru içine çok az miktarda ilave edilmektedir (Deany 1996, Van Noort 2005).

Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya flouresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da porselen yapıya eklenebilmektedir (Craig 1993, Zaimoğlu ve ark 1993, Kelly ve ark 1996).

Akışkanlar ve cam modifiye ediciler

Akışkanın amacı, silikon gibi cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki bağlantı miktarını azaltarak camın yumuşama ısısını düşürmektir. Cam içindeki oksijen silikat oranı büyük öneme sahiptir ve camın vizkozitesini ve ısısal genleşmesini etkilemektedir. Potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitler, cam modifiye

ediciler ve SiO_4 ağının bütünlüğünü bozan akışkanlar olarak rol oynamaktadır. Magnezyum, kalsiyum ve baryum oksit ise modifiye edici oksitler olarak rol oynamaktadır. Bu alkali metal oksitlerin kullanımı orijinal cam oluşum ağının oluşturulması için dikkatle kontrol edilmelidir (Mc Lean 1979, Coşkun 2002).

Ara oksitler

Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde temel yapı olan SiO_4'e cam modifiye ediciler ve akışkanların ilave edilmesi, porselenin sadece yumuşama noktasını düşürmemekte aynı zamanda vizkozitesini de azaltmaktadır.

Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerin içerisine katılan ara oksitlerde akışkanlığa karşı direnç arzu edilmektedir. Bu nedenle porselenleri düşük fırınlama ısısına sahip yüksek vizkozitede üretmek gerekmektedir. Bu ise ara oksitlerin kullanımı ile mümkün olmaktadır. Camın sertliği ve vizkozitesi alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile artmaktadır (Mc Lean 1979, Coşkun 2002).

Renk Pigmentleri

Metal oksitlerin öğütülmesi ile elde edilen pigmentlerin porselen hamuruna ilave edilmesi ile renklendirme sağlanır (Shillinburg ve ark 1981, Coşkun 2002). Bunlara renk fritleri de denir (O'Brien 1989, Akın 1999, Coşkun 2002).

Renk fritlerini elde etmek için renksiz fritlere metal oksitler eklenir. Elde edilen sıkıştırılmış renk fritleri, renkli cam tozları formunda %7 oranında eklenir. Renk oluşturan pigmentler; titanyum, uranyum, demir, kobalt, krom, nikel, çinko, kalay gibi metal oksitlerdir (Shillinburg ve ark 1981, Coşkun 2002).

Porselen tozunun içerisine eklenen metal ve metal oksit pigmentleri; doğal diş görüntüsünü sağlamaya yarayan renklenmeyi sağlar (Craig 1996).

Opaklaştırıcı ajanlar

Porselenin fazla şeffaf olması nedeniyle; diş rengine benzer etki oluşturulmasında porselene yoğun renk fritlerinin eklenmesi yeterli olmamaktadır. Özellikle dentin renkleri yüksek opasiteye gerek duymaktadır. Opaklaştırıcı ajanların ilavesi çok hassas bir işlemdir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince partikül

boyutlarında öğütülmüş metal oksitleri içermektedir. Bu amaçla sıklıkla kullanılan oksitler; seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksittir (Mc Lean 1979).

Luminisans özelliği

Luminisans; parlama, ışıldama anlamına gelir. Flouresans ve fosforesans adı verilen iki optik etkinin birleşimi ile oluşur (Yavuzyılmaz 1996).

Fosforesans, üzerine gelen primer ışık ortadan kalktıktan sonra da daha önce abzorbe ettiklerinden daha uzun dalga boylu ışık yaymaya devam eden cisimlerin özelliğidir. Diş hekimliğinde kullanılan porselenlerde rol oynamaz (Yavuzyılmaz 1996).

Belli bir dalga boyuna sahip ışınların cisim tarafından abzorbe edilerek daha uzun boylu bir radyasyon şeklinde geri yayılmasına flouresans, bu tür cisimlere flouresan denir. Doğal dişler gün ışığında bir miktar flouresans gösterirler (Yavuzyılmaz 1996).

Porselen üreticileri flouresans özelliğinin elde edilmesinde büyük ilerlemeler sağlamışlardır. Bazı modern porselenler ultraviyole ışık altında mavimsi beyaz bir flouresans özelliğine sahiptir. Bu özelliğin elde edilmesi uranyum tuzları ve sodyum diüronat gibi radyoaktif maddelerin eklenmesiyle elde edilmekteyken (Mc Lean 1979) bu radyoaktif maddelerin zararlı etkileri nedeniyle Europinyum, Samaryum, Uterbiyum gibi Lanthanidler yani nadir Dünya elementleri kullanılmaya başlanmıştır (Yavuzyılmaz 1996).

Seramikler, diş hekimliğinde kullanılan diğer restoratif materyallerden kimyasal, fiziksel, mekanik ve ısısal özellikleri bakımından önemli farklılıklar göstermektedirler. Üstün estetik özelliklere sahip olmasının yanı sıra ağız dokuları ile uyumlu ve baskı kuvvetlerine karşı dayanıklıdırlar. Ancak gerilme kuvvetleri karşısında zayıf olmaları en önemli dezavantajı olan kırılganlık özelliğini de beraberinde getirmektedir (Preston 1988, Anusavice 2003, Yavuzyılmaz ve ark 2005).

Seramiklerin bu dezavantajını ortadan kaldırmak amacıyla metal destekli seramik restorasyonlar geliştirilmiştir. Metalin dayanıklılığı ile seramiğin estetiğini

birleştiren metal-seramik restorasyonlar uzun yıllardır başarıyla kullanılmaktadır (Shillinburg ve ark 1981, Van Noort 2005).

1.3.1. Metal Destekli Restorasyonların Dezavantajları:

1. Metal alt yapı nedeniyle ışık geçirgenliğinin olmaması
2. Renk derinliğinin yetersizliği
3. İstenilen estetiğin sağlanamaması
4. Porselenlerin metal alaşımındaki gümüş nedeniyle bağlanma dayanıklılığının azalması
5. Fırınlama sonrası metal yüzeyinde ortaya çıkan oksit tabaksının metal-porselen birleşmesini etkilemesi (Hondrum 1992, Rosenblum ve Schulman 1997).

Diş hekimliği tarihi boyunca; dental klinisyenlerin, prostodontistlerin ve üreticilerin hedefi estetik ve fonsiyonel olarak ideal restorasyonlar elde edebilmek olmuştur (Conrad ve ark 2007).

Estetik restorasyonlara duyulan gerekliliğin artması ile çalışmalar metal desteksiz seramikler üzerinde yoğunlaşmıştır (Shillinburg ve ark 1981, Van Noort 2005).

Estetik üstünlükleri nedeniyle tam seramik restorasyonlar aşağıda sıralanan özelliklerinden dolayı kullanım endikasyonları varsa metal destekli porselen restorasyonların yerine yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır (Yoshinari ve Derand 1994, Wagner ve Chu 1996).

1.3.2. Tam Seramik Restorasyonların Avantajları:

1. Biyolojik uyumlulukları, ağız içinde kimyasal reaksiyona girme potansiyeli yüksek olan metallere oranla daha üstündür (Hondrum 1992).
2. Metal-seramik restorasyonlarda görülen, alaşıma bağlı dişetindeki gri renklenme, korozyon, toksik ve alerjik etkiler, translusensi eksikliği tam seramik restorasyonlarda görülmemektedir (Boening ve ark 2000, Toksavul ve ark 2002).
3. Tam seramikler için diş kesimi konservatif boyutlarda (1 mm kole - 1,5 mm insizal) yapılabilir ve metal destek için yer gereksinimi olmadığından aşırı

konturlamaya sebep olmaz. Kronların konturu orijinal diş morfolojisine çok benzer şekilde hazırlanabildiğinden doku tarafından çok iyi kabul edilir (Rosenstiel ve ark 1989, Wall ve Cipra 1992).

4. Seramiğin iç yüzeyindeki opak tabakasından doğan, doğal olmayan yansımalar ve metal bantlı bir görünüme sahip olmadıklarından mükemmel bir estetiğe sahiptir (Boening ve ark 2000, Toksavul ve ark 2002).
5. Metal destekli seramik restorasyonlardaki gibi gelen ışığın yansıması ve saçılması gibi optik olaylar olmadığından, gelen ışık büyük oranda kuron içinden geçebilir, böylece doğal dişe yakın görünüm sağlar (Boening ve ark 2000, Toksavul ve ark 2002).
6. Seramik restorasyon ve alt yapısı kusursuz bir birleşme yaptığı için, metalle olan birleşmedeki gibi kabarcık, çatlak, ayrılma görülmez (Boening ve ark 2000, Toksavul ve ark 2002).
7. Doğal diş dokusuna yakın ısısal genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptirler (Hondrum 1992).
8. X-ışınlarına karşı geçirgen oldukları için, mevcut dolgu ve kuron altındaki dişin kök kanalı rahatlıkla görülebilir (Boening ve ark 2000, Toksavul ve ark 2002).
9. Homojen yapıdadırlar (Hondrum 1992).
10. Renk ve boyut stabilitesi vardır (Yavuzyılmaz 1996).
11. Sıkışma kuvvetlerine karşı çok dayanıklıdırlar (Gökçe 1999).
12. Kimyasal maddelere dirençlidir (Yavuzyılmaz 1996).

1.3.3. Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları:

1. Basamaklı kesim gerektiren tam seramik sisteminde üst çene arka bölge uygulaması zordur.
2. Diş kesimi metal destekli seramik kuronlara göre daha çok ayrıntı gerektirir.
3. Kırılgandırlar (Toksavul ve ark 2002, Yavuzyılmaz ve ark 2005).
4. Çekme ve gerilme kuvvetlerine karşı zayıftır.
5. Üretimleri özel ekipman gerektirir, uzun zaman alır ve maliyetleri yüksektir.
6. Başarı oranı metal seramik restorasyonlar kadar yüksek değildir (Shillinburg ve ark 1981, Kelly 2004, Raigrodski 2004, Van Noort 2005).

1.4. Seramik Güçlendirme Metodları

Geleneksel seramikler ana madde olarak kil içerir ve cam matriks yapıya sahiptir (Giordano 1996). Cam matriks ve kristal fazdan oluşan seramikler feldspatik seramikler olarak adlandırılır. Bu camlar düzensiz yapılarına ve gerçek kristalin yapılarda bulunan kaygan düzlemlerinin bulunmamasına bağlı olarak kırılgan özellik taşımaktadırlar. Dental seramiklerin yüzeyinde oluşan bu kırılganlığa, yapısındaki çatlak ve yarıklar neden olmaktadır. Bu da seramiğin dayanıklılığını etkiler (Pascal ve ark 1999, Heintze ve Rousson 2010, Zhao ve ark 2012).

Yüzeydeki çatlak ve yarıkların varlığı, 1920'de Griffith tarafından tanımlanmıştır ve 'Griffith Kusurları' olarak isimlendirilmiştir (Crispin 1994).

Cam yapıdan oluşan seramik, gerilime maruz kaldığında, yüzeyindeki çatlaklar derinleşmeye başlar ve tüm gövde boyunca yayılır. Baskı stresleri ise seramik üzerinde yarıkları durdurma yönünde etki eder. Bu nedenle seramik yapı çekme gerilimlerine, baskı gerilimlerine oranla daha dirençsiz bir karakter sergiler (Craig 1997, O'Brien 1997, Zaimoglu ve Can 2004, Esquivel-Upshaw ve ark 2012).

Yapılarındaki bu özellik nedeniyle seramikleri güçlendirmeye yönelik yöntemler geliştirilmiştir. Başlıca seramik güçlendirme metotları aşağıdaki şekilde sıralanabilir (Lofstrom ve Barakat 1989, Crispin 1994):

1.4.1. Metal Alt Yapıların Kullanılması

Seramik materyaller metal alaşımların dış oksit tabakasına bağlanmakta ve son derece dayanıklı restorasyonlar elde edilmektedir (Lofstrom ve Barakat 1989, Crispin 1994).

1.4.2. Metal Folyolara Bağlanma

Folyoyla güçlendirilmiş restorasyonlar, yapımlarının kolay olması bakımından döküm metal alt yapılara alternatif sağlamasının yanı sıra, pahalı ekipmanlara ihtiyaç duyulmaksızın oldukça estetik restorasyonlar yapılması avantajını sağlamışlardır. Metal alt yapılara seramik materyallerin bağlanması maksimum dayanıklılık sağlamıştır, bu alt yapı sayesinde iç yarık ve çatlak yayılımı en aza indirilmiştir (Crispin 1994).

1.4.3. Kristallerin Cam Faz İçinde Dağılması (Çekirdek Yapıyı Güçlendirme)

Yüksek dayanıklılığa ve elastisiteye sahip seramik kristalleri, dental seramiklerin camsı fazı içine dağıldığında, oluşan cam-kristal birleşimi dayanıklılıkta ve elastikiyette artışa neden olmaktadır. Bu daha sert kitle, çatlak yayılımını engeller, böylece kırılganlık da azalır (Crispin 1994).

Alüminayla güçlendirilmiş kor materyali, feldspatik porselenden iki kat daha fazla eğilme dayanıklılığına sahiptir. Bu dayanıklılıktaki artış kristal fazın konsantrasyonu ile ilgilidir (Craig 1997, O'Brien 1997, Ricardo ve ark 2012).

1.4.4. Camların Kristalizasyonu

Camın kontrollü kristalizasyonu dental seramiklerin güçlendirilmesinde diğer bir metottur (Kern ve Thompson 1994, Craig 1997). Isı uygulaması sırasında, iç kristallerin büyümesi ve nükleasyon ile kontrollü kristalizasyon meydana gelir. Bu kontrollü kristalizasyon cam boyunca eşit olarak dağılan küçük kristallerin oluşumuna neden olur. Kristallerin sayısı ve büyüklüğü, ısı uygulamasının süresi ve ısı derecesi ile ayarlanır (Van Noort 2002).

1.4.5. İyon Değişimi ile Kimyasal Sertleştirme

Bu teknik yüzeydeki çatlakların ilerlemesini engellemek amacı ile seramik yüzeyinde düşük ısıda kompresif bir tabaka oluşturmayı amaçlar. Cam matriks içindeki bazı iyonlar daha büyük iyonlarla değiştirilerek yüzeyde kompresif bir tabaka elde edilir. Seramik cam, geçiş ısısının altında erimiş tuz banyosuna daldırılır. Bu ısılarda cam rijit bir yapıdadır. İyonik hareketlerin oluşabilmesi için yeterli olan bu ısıda sadece alkali iyonlar yer değiştirebilecek kadar hareketlidir. Seramikteki Na^+ iyonları KNO_3 banyosundaki K^+ iyonları ile yer değiştirir. Sodyumdan daha geniş bir hacim kaplayan potasyum iyonları, silikat ağını sıkıştırarak kompresyonu gerçekleştirir (Zaimoglu ve Can 2004). Bu sıkıştırılmış alan çekme kuvvetlerinin mikro çatlaklar üzerindeki etkisini azaltmaktadır. Çatlaklar ilerlemeden önce baskı gerilimlerini aşması gerektiği için, şartlandırılmış bu yüzeyler, seramik kırılmadan önce oldukça büyük yüklenmeleri kaldırabilmektedir (Zan 1999).

1.4.6. Mine ve Dentine Bağlanma

Seramiklerin mineye bağlanma dayanımları oldukça iyidir. Dentine bağlanma dayanımı yapılan çalışmalarla gün geçtikçe arttırılmakta ve mineyle olan bağlantısına rakip olmaktadır. Mineye bağlanma ile zayıf seramik restorasyonlar önemli derecede güçlendirilir. Preparasyon sırasında diş yapısından madde kaldırmaya olan ihtiyaç minimumdur. Eğer seramik restorasyonlar diş yapısına yeterince bağlanabiliyorsa, yapılan restorasyonun dayanıklılığı orijinal dişin dayanıklılığına yakın olacaktır (Craig 1993).

1.4.7. Yüzey İşlemleri

Polisaj, glaze, otoglaze, basınç altında soğutma işlemlerini kapsamaktadır. Tesviye sonrası seramik yüzeylere uygulanabilecek polisaj işleminin, seramik yüzeyini daha düzgünleştirdiğine, düzgünleştirilmiş yüzeylerde gerilim birikimlerinin daha düşük düzeyde olacağına ve böyle düzgün yüzeylerde yapılan glaze işleminin daha başarılı olabileceği savunulmaktadır (Aksoy 2003).

Simantasyondan önce son yüzey işlemi olarak önerilen glaze porselene düzgün ve parlak bir yüzey kazandırırken, yüzey mikro çatlaklarının ve yüzey pörözitelerinin boyutlarının küçülmesini sağlamaktadır (Yavuzyılmaz ve ark 2005). Seramiğin fırınlanması sırasında tam olarak sinterizasyonun oluşması ve pöröz yapıların doldurulması sonucu seramiğin yüzeyinde parlak ve kaygan bir katman oluşur ki buna ‘naturel glaze’ adı verilir. Bu sayede seramik, kütlesel bütünlüğe erişir ve dayanıklılığı artar (Aksoy 2003).

Naturel glaze işlemi; seramiğin fırınlandıktan sonra fırından çıkarılır çıkarılmaz basınçlı hava altında soğutulması esasına dayanır. Yapılan araştırmalarda hava basıncı miktarı ortalama 0.34 MPa olarak belirlenmiştir. Bu uygulama porselen yüzeyinde oluşan baskı gerilimlerini ve mikroçatlakların ilerlemesini engelleyerek, porselenin eğilme dayanıklılığını arttırmaktadır (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

1.5. Sertleşme Dönüşümü

Son dönemlerde tam seramik restorasyonların yapımında kullanılan zirkonyum oksit ısıya bağlı olarak farklı kristal yapılarda bulunmaktadır. Bu kristal fazlar kübik, tetragonal ve monoklinik fazlardır. Materyalin mekanik özellikleri

birinci olarak tetragonal faz monoklinik faz dönüşümüne bağlıdır. Bu dönüşüme dıştan uygulanan stresler neden olmakta ve kristallerin hacminde %3 ile %5 oranında bir artış olmaktadır. Bu sayede, çatlakların ilerlemesine karşı koyacak iç stresler gelişmekte ve çatlak yayılımına materyalin direncinin artmasında rol oynamaktadır. Bundan dolayı; yttria kısmen stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin seramikler ve diğer zirkonyayla güçlendirilmiş seramikler, konvansiyonel seramiklere kıyasla oldukça yüksek kırılma dayanıklılığı gösterirler (Luthardt ve ark 2002).

1.6. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

Tam seramik sistemler için çeşitli sınıflandırmalar mevcuttur. Kullanılan materyalin kimyasal yapısına veya yapım tekniklerine göre sınıflandırmalar yapılabilir.

Laboratuvar aşamalarına göre sınıflandırılacak olursa;

1. Presleme
2. Cam infiltrasyonu
3. Freze kaynaştırma (sintering) yöntemi ile uygulanan seramikler.

Kimyasal içeriklerine göre sınıflandırılacak olursa;

1. Feldspatik; yüksek lösit içerikli
2. Düşük lösit içerikli cam seramik
3. Lityum disilikat mika ve kor ile güçlendirilmiş seramikler
4. Alümina ve magnezyum kor yapılar (El-Mowafy ve Brochu 2002, Albakry ve ark 2003).

Kor yapılarına göre sınıflandırılacak olursa;

1. Cam seramikler
   a) Lityum disilikat
   b) Lösit
   c) Feldspatik seramikler

2. Alümina seramikler
   a) Alüminyum oksit

3. Zirkonya (Conrad ve ark 2007).

Pişirme ısılarına göre sınıflandırılacak olursa;

1. Yüksek ısı seramikleri (1300° C <)
2. Orta ısı seramikleri (1100 - 1300° C)
3. Düşük ısı seramikleri (850 - 1100° C)
4. Ultra düşük ısı seramikleri (>850° C) (Shillinburg ve ark 1981, McCabe 1994, Anusavice 2003).

Kullanım yerlerine göre sınıflandırılacak olursa;

1. Hareketli protez dişlerinin yapımında kullanılan seramikler
2. Jaket kronlar ve inley-onleylerde kullanılan seramikler
3. Kaplama seramikleri
4. Anterior ve posterior köprülerde kullanılan seramikler (McCabe 1994, Anusavice 2003).

Tam seramik sistemlerinin sınıflandırılması:

A. Dispersiyon ile güçlendirilmiş seramik sistemleri;
   1. Alümina kor
      a) Aluminöz seramik
      b) Hi ceram
      c) İnfiltre seramikler (In-Ceram, Vita Zahnfabrik, Almanya)
   2. Magnezyum kor
   3. Enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen kor (Cerestore, Johnson & Johnson, E. Windsor, N.J.)
   4. Optec-HSP (Jeneric/Pentron Inc, Wallingford CT)
B. Dökülebilir seramikler;
   1. Dicor (Dentsply International, York, Pa.)
   2. CeraPearl (Kyocera, USA)
C. Preslenebilir seramikler;
   1. IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

2. IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
3. IPS Empress e.max (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

D. CAD-CAM sistemleri (Hondrum 1992).

1.7. Zirkonya

Seramik materyallerinde son 10 yılda yaşanan gelişmeler tam seramik uygulamalarının yaygınlaşmasına yol açmıştır. Tam seramiklerin en önemli dezavantajı kırılmaya karşı yatkınlıklarıdır. Literatürler seramik materyalindeki kırılmanın, restorasyonun başarısızlığına neden olan rapor edilmiş komplikasyonlar arasında en sık rastlanılan komplikasyon olduğunu göstermektedir (Türkoğlu ve ark 2010).

Metal desteksiz materyallerin, metal destekli kron ve köprü protezlerine alternatif oluşturabilmesi amacıyla, yeterli dayanıklılığa sahip olmaları gerekmektedir (Chong ve ark 2002). Ancak yüklenebilme kapasitelerinin azlığı önemli bir problem oluşturmaktadır. Bu sorun, özellikle çiğneme kuvvetlerinin, ön bölge dişlerine nazaran çok daha yüksek olduğu posterior bölge köprü restorasyonlarında karşımıza çıkmaktadır (Fischer ve ark 2003).

Günümüz diş hekimliğinde kullanılan materyallerdeki gelişmeler sonucu, zirkonyum tam seramik restorasyonların güçlendirilmesi amacıyla seramik yapısına katılan son materyallerden biri olmuştur (Guazzato ve ark 2004, Raigrodski 2004).

Zirkonyum ismi Arapça ‘altın rengi’ anlamındaki zargondan gelmekte ve zargon, zar (altın) ve gun (renk) kelimelerinden oluşmaktadır (McLaren ve Terry 2002, Guazzato ve ark 2004).

Doğada saf halde bulunmayan ve genellikle bileşik halinde olan zirkonyumun en çok bilinen bileşiklerin başında zirkonyum silikat (Zirkon) ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (Zirkonya) (ZrO_2) gelmektedir. Zirkonyum silikatın diğer adı zirkondur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise zirkonya, zirkonyum dioksit ve baddeleytetir (Vagkopoulou ve ark 2009, Hisbergues 2009).

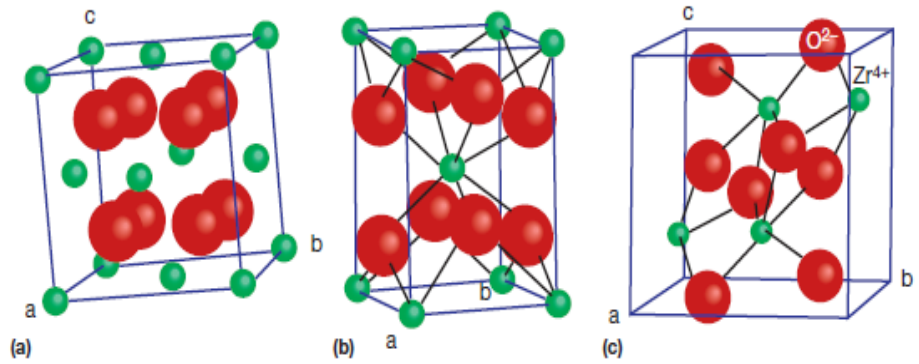
Zirkonyum oksit, kimyasal olarak bir oksit ve teknolojik olarak seramik bir materyaldir. Temelde suda çözünmez. H_2O_4 ve HF asitte çözünebilir. Doğada nispeten boldur (yerkabuğunun yaklaşık %0.02si) (Subarrao 1981). Brezilya’da

büyük kütleler halinde ‘baddeleyte’ (monoklinik zirkonya); Avustralya ve Hindistan’da ‘zirkon kumu’ ($ZrSiO_4$) olarak bulunur (Kisi ve Howard 1998).

Saf zirkonya; gösterilen kristallografik yapılar arasında; allotropi fenomenini yani aynı kimyasal kompozisyon fakat ayrı atomik dizilişi gösterir (Kisi ve Howard 1998):

Ortotrombik ↔ monoklinik $\leftarrow^{1170°C}$ →tetragonal $\leftarrow^{2370°C}\rightarrow$ kubik$\leftarrow^{2680°C}\rightarrow$ likit (Kisi ve Howard 1998).

Stabil olmayan saf zirkonya sıcaklığa bağlı olarak üç ayrı kristallografik yapıda bulunmaktadır. Oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunurken; ısı arttıkça tetragonal ve kübik fazlara geçer (Piconi ve Maccauro 1999, Ardlin 2002, Kohal ve Klaus 2004, Hisbergues ve ark 2009, Raigrodski ve ark 2012, Triwatana ve ark 2012) (Şekil 1.4).



a) Kübik yapı a=b=c b) Tetragonal yapı a=b≠c c) Monoklinik yapı a≠b≠c

Şekil 1. 4. Zirkonyanın kristallografik yapıları

Kübik yapı; basit kübik kafesi saran oksijen iyonları ve anyonik kübik hücrelerin merkezinin yarısını saran zirkonyum iyonları ile florit tiptedir (Subarrao 1981).

Soğuduktan sonra inceleme yapıldığında; kübik formdan tetragonal forma (*c*-*t*) ve tetragonal formdan monoklinik forma (*t*-*m*) dönüşüm atermal ve difüzyonsuzdur (Bu nedenle bu dönüşümü tanımlamak için katılarda olana benzer ‘martensitik’ terimi kullanılmaktadır) (Subarrao 1981).

Tetragonal fazdan (*t*) monoklinik (*m*) faza dönüşüm sırasında materyal içerisinde yıkıcı başarısızlığa neden olabilen yaklaşık %4-5 oranında önemli bir hacimsel artış meydana gelmektedir. Bu dönüşüm geri dönebilir bir durumdur ve soğuma sırasında yaklaşık 950°C civarında olmaktadır (Denry ve Kelly 2008).

Saf zirkonya, sinterizasyon işlemi sonrası büyük miktarlarda ısı düşüşü ve hacminde önemli değişiklikler göstermekte, bu durum kitleye stabil olmayan bir özellik kazandırmaktadır (Kern ve Wegner 1998).

Zirkonya fırınlama ısısında tetragonal fazda iken; fırınlamanın ardından soğuma sırasında monoklinik faza dönüşüm gerçekleşir. Faz dönüşümü reversibl bir reaksiyondur. Yani materyalin içinde tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur. Bu dönüşüm sırasında %3-5'lik hacim artışı meydana gelir. Her ne kadar bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan kompresif stresler ile dayanıklılık artsa da, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm kontrol altına alınmalıdır; aksi takdirde hacim artışı materyalde kırıklar oluşturabilir. Tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir; oda sıcaklığında stabil kalabilmesi için kalsiyum, magnezyum, aluminyum, yttria veya seryum gibi çeşitli metal oksitlerin ilave edilmesi gerekmektedir (Garvie ve ark 1975, Ardlin 2002, Triwatana ve ark 2012).

20. yy'ın sonlarına kadar bu büyük hacim artışı; soğutma esnasında ciddi miktarda çatlak oluşumunu uyarıp genellikle de katastrofik başarısızlığa neden olduğu için, zirkonyanın ısıya dayanıklı bir materyal olarak kullanılmasını engellemiştir. Ardından Passerini (1939) ve Ruff ve ark (1929); zirkonyaya diğer kübik oksitlerin eklenmesiyle, tetragonal ve hatta kübik formun bile oda sıcaklığında metastabil olabileceğini keşfetmişlerdir. Bu nedenle bazı oksitlere neden 'stabilizator' denildiği oldukça açıktır. Bu güne kadar CaO, MgO, Y_2O_3, CeO_2, Er_2O_3, Eu_2O_3, Gd_2O_3, Sc_2O_3, La_2O_3 ve Yb_2O_3 gibi oksitlerle zirkonyum alaşımlanmış ve stabilize edilmiştir. Genel olarak biyomateryal olarak uygulamalarda en çok kullanılan stabilizatörler CaO (Fassina ve ark 1992), MgO (Garvie ve ark 1984), Y_2O_3 (Piconi ve ark 1998, Covacci ve ark 1999, Chevalier ve ark 2004, Deville ve ark 2005) ve CeO_2 (Tanaka ve ark 2002, Ban ve ark 2008)'tir; fakat yalnızca ZrO_2 ve Y_2O_3 cerrahi uygulamalar için verilmiş ISO 13356 standartına sahiptir (ISO 2008).

1980'lerin sonunda, zirkonyum oksidin yapısına az miktarlarda kalsiyum (Ca), magnezyum (Mg), yittriyum (Y) ve seryum (Ce) ilave edilerek oda ısısında stabilizasyonu sağlanmıştır (Piconi ve Maccauro 1999, Kelly 2004, Raigrodski 2004).

Tetragonal faz, eklendiği seramiğin konsantrasyonu ve tanecik büyüklüğüne bağlı olarak oda ısısında stabilize edilebilmekte, çok daha yüksek sıcaklıklarda kübik faza geçmektedir (Piconi ve Maccauro 1999, Guazzato ve ark 2002).

CaO, MgO, Y_2O_3 veya CeO_2 gibi stabilize edici oksitlerle saf zirkonyumun alaşımlanması, oda sıcaklığında tetragonal yapının retansiyonunu, *'t → m'* dönüşümü sırasında meydana gelen stres oluşumunun kontrolünü, çatlak yayılımının etkin bir şekilde durdurulmasını ve yüksek sertliğin elde edilmesini sağlamaktadır (Deville ve ark 2006).

Zirkonyum metalinin ilk defa 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından, birtakım değerli taşların ısıtılması sonucu reaksiyon ürünü olarak Sri Lanka'da bulunduğu, 1824'te Berzelius tarafından ilk defa potasyumla işlendiği, 1904 yılında bomba yapısı içinde Lely ve Hamburger tarafından kullanıldığı rapor edilmiştir. Foto flaş tozu, havai fişek veya işaret fişeği ilk kullanım alanlarıdır. 1949 yılında da termal reaktörlerde ısı koru olarak kullanılmıştır. Nükleer sanayide kullanım alanı vardır (Fathi 1997).

Sertliği, aşınma direnci, dayanıklılığı, yüksek korozyon direnci ve ani ısısal değişimlere dayanıklılığı gibi özellikleri ile endüstride kullanılmış, biyomateryal olarak kullanımına ise 1960'lı yıllarda başlanmıştır (McLaren ve Terry 2002, Guazzato ve ark 2004).

Zirkonyanın ilk biyomedikal uygulaması 1964'te olmasına rağmen, bilimsel olarak kabul edilmesi ise 1988'te Christel tarafından femur kemiğinin başının zirkonyadan üretilmesiyle olmuştur (Christel ve ark 1988).

İlk olarak ortopedide kullanım alanı bulan zirkonyumdan, bu materyalin mekanik özellikleri ve biyolojik uyumluluğu sayesinde iyi sonuçlar elde edilmiştir (Kern ve Wegner 1998 , Raigrodski 2004).

Zirkonya fırınlama ısısında tetragonal, oda ısısındaysa monoklinik fazdadır (Malkondu ve ark 2006). Stabilize edici oksitlerin eklenmesiyle (CaO, MgO, CeO_2, Y_2O_3) 'parsiyel stabilize zirkonya' olarak adlandırılan çok fazlı bir materyal elde edilmektedir (Piconi ve Maccauro 1999, Raigrodski 2004). Biyomateryal olarak en çok kullanılan ise yttriyum oksitin, saf zirkonya ağırlığının %3-5 oranında ilave edilmesiyle elde edilen yttria tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP)'dir (Kern ve Wegner 1998, Ardlin 2002, Guazzato ve ark 2004).

Y-TZP diğer kombinasyonlardan daha üstün mekanik özelliklere sahiptir. Y-TZP kısmen yüksek başlangıç esneme dayanıma sahip zirkonyumu stabilize eder ve bu şekilde kimyasal ve boyutsal stabilite, yüksek mekanik dayanım ve kırılmaya karşı dayanıklılık elde edilmiş olur. Bu güncel medikal kullanım için düşünülen zirkonyum çeşididir (Conrad ve ark 2007).

Y-TZP 1990'ların başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Başlangıçta endodontik postlarda, implantların üst yapılarında ve ortodontik braketlerde kullanılırken, son zamanlarda tam seramik restorasyonlarda alternatif bir alt yapı materyali olmuştur (Kern ve Wegner 1998, Ardlin 2002, Luthardt ve ark 2004, Raigrodski 2004). Kohal ve arkadaşları (2002), immediate implant uygulamasında kök şekilli Y-PSZ (yttria parsiyel stabilize zirkonya) implantların, titanyum implantlarla aynı oranda osseointegrasyon gösterdiğini bildirmişlerdir.

Ancak, yüzlerce femur başı protezinin 1999-2001 yılları arasında katastrofik başarısızlık göstermesi ürünün kısa sürede piyasadan çekilmesine neden olmuştur (Norton ve ark 2002, Clarke ve ark 2003, Nakahara ve ark 2010). 2007'nin sonlarında; katastrofik başarısızlık suyun etkisiyle hızlanan ve metastabil tetragonal formun monoklinik forma dönüşümüyle başlayan (20-250°C'de) düşük ısı bozunmasına (DIB) bağlanmıştır (Lawson 1995, Chevalier ve ark 1999, Chevalier ve ark 2007). Başarısızlığın nedeni sınırlı sayıda gruplar halinde tetragonal fazın monoklinik faza hızlandırılmış dönüşümüne bağlanmıştır (Chevalier ve ark 2007). Her ne kadar ortopedik zirkonya femoral başların üretim aşaması dental zirkonyadan önemli ölçüde farklı olsa da, bazı makaleler dental alandaki DIB üzerine yoğunlaşmıştır (Kim ve ark 2010, Lughi ve Sergo 2010, Cattani-Lorente ve ark 2011, Chevalier ve ark 2011, Hallmann ve ark 2012, Kohorst ve ark 2012).

Yüksek biyouyumlulukları ve avantajlı mekanik özelliklerinden dolayı yttria stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) seramikleri bir alternatif olarak geleneksel metal destekli seramikler yerine kullanılabilmektedir (Masanao ve ark 2014).

1.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonyum Çeşitleri

Dental uygulamalarda kullanılan 3 çeşit zirkonyum içeren seramik sistemi mevcuttur. Bunlar, magnezyum kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ), zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (ZTA) ve yttria tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP), şeklinde sınıfladırılırlar (Sorensen 2004).

1.8.1. Mg-PSZ

Krem renginde olup yaklaşık %10'luk magnezyum-oksit ile karıştırılmıştır ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonya olarak adlandırılır (Yavuzyılmaz ve ark 2005, Sarıdağ 2007).

Biyomedikal uygulamalar için, Mg-PSZ üzerinde önemli çalışmalar yapılsa da bu materyal büyük gren boyutundan (30-60 μm) kaynaklanan pöröz bir yapıya sahiptir. Bu durum, materyalin aşınmasına sebep olmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999). Mikro yapı, kübik stabilize zirkonya matriks içinde teragonal yapı sergilemektedir (Gren ve ark 1988).

Sertliği oldukça yüksek olmakla birlikte sıcaklığın arttığı şartlarda bile bu özelliğini koruyabilmektedir (Yavuzyılmaz ve ark 2005, Sarıdağ 2007).

Yüksek sinterleme ısısına (1680-1800°C) ek olarak soğuma siklusu tam olarak kontrol edilmelidir (Gren ve ark 1988). Çünkü dönüşebilir t-faz çökelmesi bu aşamada meydana gelmekte ve materyalin kırılma dayanıklılığının kontrol edilmesinde kritik bir faktör olan hacimsel artış bu aşamada oluşmaktadır. SiO_2'den yoksun Mg-PSZ' den ön madde oluşturmaktaki güçlüklerden dolayı, magnezyum silikatlar düşük Mg içeren grenler ile şekillenir ve 't→m' dönüşümü olur (Denry ve Kelly 2008). Bu durum mekanik özelliklerin zayıf olması ve materyalin daha az kararlı yapıda olması ile sonuçlanır (Sundh ve Sjogren 2006).

1.8.2. ZTA

Zirkonyumun stres indükleyen dönüşümünde avantajlı bir diğer yaklaşım, alümina ile kombinasyonudur ve bu sayede zirkonyum ile güçlendirilmiş alümina oluşur (Denry ve Kelly 2008).

Biyoseramik olarak kullanımı son zamanlarda artan bir materyaldir. Bu materyale örnek olarak In-Ceram Zirkonya verilebilir. Pörözitesi sinterlenmiş Y-TZP'den daha fazladır. Bu da In-Ceram Zirkonyanın mekanik özelliklerinin, Y-TZP'den daha düşük olmasını kısmen açıklamaktadır (Uludamar 2007, Denry ve Kelly 2008).

Ticari olarak kullanılan dental ürünlerden biri olan In-Ceram Zirkonya (Vident TM), In-Ceram Alümina'ya %12 mol seryum ile stabilize edilmiş, hacimce %33 oranında zirkonyum (12 Ce-TZP) eklenerek geliştirilmiştir (Guazzato ve ark 2004).

In-Ceram Zirkonya slip-casting tekniği ile veya yumuşak olarak makinede işleme yöntemi ile işlenebilmektedir. Başlangıç sinterleme 1100°C de 2 saatte olmakta; cam faz, son ürünün yaklaşık %23'ünü oluşturmaktadır. Slip-cast tekniğinin bir avantajı, sınırlı büzülme olmasıdır. Bununla birlikte, porozite miktarı sinterlenmiş Y-TZP'den daha fazladır ve %8-11 arasındadır. Bu, kısmen Y-TZP'ye oranla In-Ceram Zirkonya'nın daha düşük mekanik özelliklere sahip olduğunu açıklamaktadır (Denry ve Kelly 2008). Bununla birlikte, Ce-TZP seramiklerin alümina seramiklerle karşılaştırıldığında, aynı koşullar altında, daha iyi ısı stabilitesine, daha fazla eğilme dayanımına, daha düşük elastisite modülüne ve daha yüksek kırılma sertliğine sahip olduğu, düşük ısılarda bozulmaya karşı Y-TZP'ye oranla daha fazla direnç gösterdiği belirtilmektedir (Guazzato ve ark 2004, Andreiotelli ve ark 2009). In-Ceram Zirkonya'nın slip-cast tekniğine oranla makinede işlenmesinin daha iyi mekanik özellik gösterdiği düşünülmektedir. Diğer yandan, Guazzato ve ark (2005), In-Ceram Zirkonya'nın makinede işlenmesine (476±50MPa) oranla slip-casting (630±58MPa) tekniği ile daha yüksek bükülme direncine sahip olduğunu, kırılma dirençleri arasında ise anlamlı bir farklılık olmadığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar, her iki materyalin büyük alümina grenleriyle (6 μm uzunluğunda 2 μm genişliğinde) küçük zirkonyum grenlerinin (1 μm den az çapta) kümelendiği benzer mikro yapı

sergilediğini, çatlak yapısının ZrO_2 için transgranüler, Al_2O_3 için intragranüler olduğunu bildirmişlerdir. Biyomedikal uygulamalar için yeni geliştirilen ZTA mükemmel mekanik özelliklere sahiptir, alümina matriks içinde zirkonyum grenler uniform dağılmaktadır (Fantozzi ve ark 2001, Denry ve Kelly 2008). Bu dağılım sol-gel işlemi sırasında sağlanmaktadır. Çatlaktaki ilerleme 't → m' dönüşümünü tetiklemekte, buna bağlı olarak meydana gelen hacimsel artış, alümina matriks içerisinde mikro çatlakların oluşmasına neden olmakta ve matriksi çevreleyen transforme partiküller sayesinde materyal sertliği daha da artmaktadır (Guazzato ve ark 2005).

1.8.3. Y-TZP

Tetrogonal fazda seramiği stabilize etmek için zirkonya materyaline %3.5-6 oranında yttria partikülleri ilave edilmiştir (Yavuzyılmaz ve ark 2005, Sarıdağ 2007).

Biyomedikal alanda kullanılan zirkonyum, sıklıkla stabilize edici element olarak %3 mol yttria (Y_2O_3) içermektedir (Piconi ve Maccauro 1999). Y^{+3} katyonları ve Z^{+4} iyonlarının katyonik alanda rastgele dağılmalarına rağmen oksijenin katılması ile elektriksel nötrallik elde edilmektedir (Denry ve Kelly 2008).

Y-TZP, total kalça protezlerinin femoral baş kısmının yenilenmesi amacıyla 1980'lerin sonlarında üretilmişlerdir. Ancak 2000'li yıllarda meydana gelen ciddi başarısızlıklar sonucu ortopedik cerrahide kullanımları azalmıştır (Denry ve Kelly 2008).

Y-TZP'nin yüksek başlangıç dayanıklığı ve kırılma direnci, kısmen stabilize edilmiş zirkonyumun fiziksel özelliklerinden kaynaklanır. Cam içerikli tam seramiklerde, tükrükteki su camla reaksiyona girer ve camsı yapının bozulması sonucu çatlak oluşumu seramiklerin uzun dönemli stabilitelerini etkiler. Fakat yttrium oksit ile stabilize edilmiş alt yapılarda cam bulunmadığından ve mikro yapısında polikristalin olması nedeniyle bu sorun gözlenmez ve uzun dönemdeki stabiliteleri daha iyidir (Sorensen 2004).

Y-TZP, kristaller arasında cam faz içermeyen, çok küçük (50 μm) partiküllerden oluşmuş yapıya sahiptir (Luthardt ve ark 1999 , Luthard ve ark 2004).

Üstün mekanik özellikleri büyük ölçüde yaklaşık 1 μ olan gren boyutuna bağlıdır (Yavuzyılmaz ve ark 2005, Sarıdağ 2007). Grenlerin büyük olması 3Y-TZP'yi daha az kararlı ve kendiliğinden tetragonal fazdan monoklinik faza (*t→m)* dönüşümünün daha elverişli olmasına neden olurken küçük grenler (<1μm), dönüşüm oranının daha düşük olmasını sağlamaktadır (Heuer ve ark 1982). Bunun yanı sıra yaklaşık 0,2 μm'nin altındaki gren büyüklüklerinde dönüşüm mümkün olmamakta ve kırılma dayanımının azalmasına sebep olmaktadır (Cottom ve Mayo 1996).

Materyalin faz değiştirme mekanizmasında etkili diğer bir faktör de içeriğindeki stabilize edici oksidin miktarıdır. Saf zirkonyaya %8 molden fazla Y_2O_3'in ilave edilmesi, faz değişimini engelleyip materyali tamamen stabilize etmektedir. Seramik yapısında meydana gelen bir çatlağın ilerlemesini engelleyerek materyali güçlendiren transformasyon sertliği mekanizmasını sağlamak için ilave edilen Y_2O_3'in miktarı önemlidir (Christel ve ark 1989, Piconi ve Maccauro 1999).

Y-TZP, diş hekimliğinde kron protezlerinde ve sabit parsiyel protezlerde kullanılmaktadır. Restorasyon, sinterlenmemiş zirkonyum blokların yumuşak olarak işlenmesi ve sonrasında yüksek sıcaklıkta tam sinterizasyonları veya tam sinterlenmiş blokların sert olarak işlenmesi ile elde edilmektedir (Filser ve ark 2003, Denry ve Kelly 2008).

Gren büyüklüğünün yanı sıra, sinterleme şartları da restorasyonun kararlılığı ve mekanik özelliklerini etkilemektedir. Yüksek sinterleme sıcaklıkları ve uzun sinterleme süresi daha büyük grenlerin oluşumuna neden olmaktadır. Günümüzde, dental restorasyonlarda kullanılan Y-TZP yumuşak olarak işlenmekte ve üretici firmaya göre 1350-1550°C arasında değişen sıcaklıklarda sinterlenmektedir (Denry ve Kelly 2008). Sinterleme sıcaklığının geniş aralıkta olması, muhtemelen gren boyutu ve sonra Y-TZP nin kararlılık aşamasında etkili olmaktadır (Chevalier ve ark 2004).

Y-TZP'nin bir miktar kübik zirkonya içerdiği bildirilmiştir (Denry ve Kelly 2008). Chevalier ve ark (2004), biyomedikal uygulamalarda Y-TZP nin içerisinde bulunan kübik zirkonyumun istenen bir durum olmadığını ve bunun yttrium stabilize edici iyonlarının eşit olmayan dağılımlarından kaynaklandığını göstermişlerdir.

Yttrium içerisindeki kübik grenler artarken tetragonal grenler azalır ve daha az kararlı olur (Chevalier ve ark 2004). Bu işlem 't→m' sırasında stres indüksiyon dönüşümünü önler ve kumlama ve aşındırma yapılmadıkça, son yüzeyde hemen hemen monoklinik faz yoktur. Birçok üretici, dental uygulamalarda kullanılmak üzere üretilen Y-TZP bloklarının, aşındırılması ve kumlanmasını önermemektedir. Ayrıca, tam sinterlenmiş blokların sert olarak işlenmesi ile üretilen restorasyonların belirgin oranda monoklinik faz içerdiği görülmüştür (Guazzato ve ark 2004). Bu genellikle yüzeydeki mikro çatlaklar, düşük ısılardaki bozulmaya karşı aşırı hassasiyet ve düşük dayanıklılık ile ilişkilendirilmektedir (Denry ve Kelly 2008).

Y-TZP seramiklerin avantajları:

1. Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir.
2. Biyouyumludur, lokal veya sistemik yan etkilere rastlanmamıştır.
3. İnce partiküllü yapısı sayesinde detaylı şekillendirilebilmektedir.
4. Preparasyon dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebilmektedir.
5. Isısal iletkenliğin düşük olması hassasiyet ve pulpa irritasyonlarını önlemektedir.
6. Titanyuma göre daha az bakteri birikimi görülmektedir.
7. Radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirmesine olanak sağlamaktadır.
8. Simantasyonu için adeziv yapıştırma önerilmekle beraber konvansiyonel tekniklerle de yapılabilmektedir (Raigrodski ve Chiche 2001, Heffernan ve ark 2002, Luthardt ve ark 2002, Rimondini ve ark 2002, Raigrodski 2004).

Y-TZP seramiklerin dezavantajları:

1. Görünümleri oldukça opaktır.
2. Aşındırma ve yüzey işlemlerinin, materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır.
3. Köprü protezlerinde, interokluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda gövde ile destek kronun birleşim alanı daralacağından okluzal kuvvetler altında restorasyonun dayanıklılığı azalmaktadır. Restorasyonun yeterli dayanıklılığa sahip olması için birleşim alanında okluzo-gingival yönde en az 4 mm ve bukko-lingual yönde 3 mm mesafe olmalıdır.

4. Bu restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak tekrar yapılmaları gerekir, metal alt yapılar gibi bölünüp ağızda uyumlandıktan sonra lehimlenmeleri mümkün değildir (Raigrodski ve Chiche 2001, Heffernan ve ark 2002, Luthardt ve ark 2002, Rimondini ve ark 2002, Raigrodski 2004).

Y-TZP seramik restorasyonların endikasyonları:

Anterior ve posterior tek kronlar ve 3-4 üniteli köprülerin yapımında kullanılırlar.

Y-TZP seramik restorasyonların kontrendikasyonları:

1. Derin kapanış vakalarında,
2. Dişsiz boşluk karşı ve komşu dişler tarafından daraltıldığında,
3. Dayanak dişlerin kron boylarının çok kısa olduğu durumlarda,
4. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar varlığında,
5. Kanatlı köprü (kantilever) kullanımı tasarlandığında,
6. Destek dişler yeterli periodontal destekten yoksun ise kullanılmazlar (Raigrodski ve Chiche 2001, Guazzato ve ark 2002, Fritzsche 2003, Raigrodski 2004).

Y-TZP seramiklerin fiziksel özellikleri:

Yapılan in-vitro çalışmalarda Y-TZP nin esneme direnci 900-1200 MPa, kırılma dayanımı ise 9-10 MPa $m^{1/2}$ olarak bulunmuştur. Bu da neredeyse alümina esaslı seramiklerin 2 katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin 3 katıdır (Piconi ve Maccauro 1999, Derand ve Derand 2000). Feldspatik porselene göre yaklaşık 6 kat, kırılma ve esneme direnci bakımından ise alüminadan yaklaşık iki kat daha güçlüdür (Piconi ve Maccauro 1999, Raigrodski 2004).

Diş hekimliğinde en sık kullanılan üç mol yttriyum (Y_2O_3) katkılı tetragonal yapıdaki zirkonyadır (Y-TZP) (Conrad ve ark 2007, Manicone ve ark 2007, Kelly ve Denry 2008). Parsiyel stabilize zirkonya ve alümina katkılı zirkonyanın diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmamasının nedenleri; fiziksel ve mekanik özelliklerinin uygun olmaması ve magnezyum katkılı zirkonyanın özel ısı donanımı ile sinterleme işlemi gerektirmesidir.

Y-TZP yttria ihtiva ettiğinden ve mevcut seramik sistemlere göre fiziksel olarak daha dayanıklı tok bir materyal olduğundan diş hekimliğinde kullanılmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999, Conrad ve ark 2007, Kelly ve Denry 2008) (Çizelge 1.1).

Çizelge 1.1. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya çeşitlerinin fiziksel özellikleri

	Alümina	**Mg-PSZ**	**TZP**
Bükülme Direnci (MPa)	>500	450-700	900-1200
Elastik Modülü (GPa)	380	200	210
Kırılma Tokluğu (MPa m^{-1})	4	7-15	7-10

Y-TZP'nin mekanik özelliklerini etkileyen faktörler:

1. Stabilize edici yttriyum oksitin (Y_2O_3) miktarı
2. Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli
3. Aşındırma ve yüzey uygulamaları
4. Sıcaklık
5. Nem
6. Zaman
7. Materyalin içindeki makro ve mikro çatlakların miktarı ve dağılımıdır (Sundh ve ark 2005, Kelly ve Denry 2008).

Stabilize edici oksitin miktarı:

Zirkonyanın mekanik özelliklerini arttırmak için eklenen oksitlerin miktarı mümkün olduğunca düşük tutulmalı ve ZrO_2 içinde homojen olarak dağılması sağlanmalıdır. Yapılan çalışmalar en iyi mekanik özelliklerin %2 oranında stabilizatör eklenmesi ile elde edildiğini ve Y_2O_3 oranının artmasının faz değişimini hızlandıran bir faktör olduğunu göstermiştir (Sato ve Shimada 1985, Piconi ve Maccauro 1999, Chevalier ve ark 2004).

Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli:

Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli YTZP'nin mekanik özelliklerini etkilemektedir. İdeal kırılma dayanımı için materyalin gren boyutunun 0,3 μm kadar olması gerektiği bildirilmiştir. Malzeme içinde gren yani kristal içeriğinin artması sinterlenmiş zirkonyanın mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir (Sato ve Shimada 1985, Saldana ve ark 2003, Chevalier ve ark 2004).

Aşındırma ve yüzey uygulamaları:

Restorasyonların hazırlanması sırasında Y-TZP içeren zirkonyum bloklar; öncelikle CAD-CAM sistemlerinde aşındırmaya, ardından genellikle alt yapının modele uyumlandırılması için el aletleri ile yapılan ikinci bir aşındırma işlemine, en son olarak da restorasyonun iç yüzeyinin bağlantısını arttırmak amacıyla kumlama işlemine maruz kalırlar. Aşındırma işleminin zirkonyanın fiziksel özelliklerine etkisi; aşındırma sonucunda meydana gelen ısı artışına, aşındırmanın süresine, şiddetine ve tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş yapan zirkonyanın hacim olarak yüzdesine bağlıdır (Sato ve Shimada 1985, Piconi ve Maccauro 1999, Luthardt ve ark 2002).

Aşındırmanın, seramik yapısında oluşturduğu en önemli yüzey karakteristikleri pürüzlülük, plastik deformasyon, faz değişimi, mikro çatlaklar ve rezidüel strestir (Luthardt ve ark 2004). Aşındırma sonucu bu değişikliklerden hangilerinin ortaya çıkacağı, materyalin özellikleri ve aşındırma parametrelerine bağlıdır (Kosmac ve ark 1999). Sonuç olarak, aşındırmanın seramikler üzerinde iki farklı etkisi bildirilmiştir;

i. Yüzey çatlakları:

Aşındırma esnasında meydana gelen en önemli defekt yüzey çatlaklarıdır. Yüzey işlemlerinin sebep olduğu yüzey çatlakları, stres yoğunlaşmasına sebep olarak dayanıklılığı azaltıcı bir rol oynayabilmektedir (Heffernan ve ark 2002). Aşındırma sırasında oluşan derin çatlaklar, yüzeydeki sıkıştırıcı tabakanın derinliğini aştığında dayanıklılığı azaltmaktadır. Bu durumda, aşındırma işlemleri sonucu zirkonya yüzeyinde oluşan çatlakların boyutunu belirleyen aşındırma parametrelerine dikkat edilmesi gerekmektedir. Bu faktörler arasında en önemlilerinden biri aşındırıcının gren boyutudur (Kosmac ve ark 1999).

Aşındırma esnasında frezin yüzeyden her geçişinde onlarca mikron materyal kaldırılmaktadır. Ayrıca işlem sırasında çıkan kıvılcımlar, hem ısının hem de stresin yüksek olduğunu göstermektedir. Yüksek ısı, tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi ters yönde aktive ederek sıkıştırıcı tabakanın zayıflamasına sebep olmaktadır (Kosmac ve ark 1999). Materyalin mekanik özelliklerini etkileyen aşındırma parametrelerinden biri de aşındırmanın hızı ve uygulanan kuvvettir. Su soğutması altında uygulansa dahi aşındırma hızı ve uygulanan kuvvet arttıkça materyalin dayanıklılığının azaldığı bildirilmiştir (Swain ve Hannink 1989). Aşındırmanın dayanıklılık üzerindeki olumsuz etkilerini en aza indirmek için aşındırma işlemini en uygun koşullarda uygulamak gerekmektedir (Liao ve ark 1997). Aşındırma işleminin yönü (Liao ve ark 1997, Guazzato ve ark 2005), aşındırıcı grenlerin büyüklüğü (Van den Ber ve De With 1993, Xu ve ark 1996, Zhang ve ark 2003), aşındırma hızı (Yin ve ark 2003) ve kesme derinliği (Huang 2003) materyalin dayanıklılığını etkileyen faktörlerdir.

ii. Yüzeyde sıkıştırıcı stres tabakası:

Yüzeyde aşındırma ile oluşan sıkıştırıcı tabaka, materyalin yüzeyindeki taneciklerin elastik/plastik olarak yer değiştirmesi sonucu meydana gelmektedir. Baskı stresleri çatlakların başlangıcındaki gerilim streslerini azaltarak seramiğin dayanıklılığını arttırmaktadır. Zirkonya gibi faz değiştiren bir materyalde ise tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş ile meydana gelen hacim artışı sayesinde diğer seramiklere göre daha fazla baskı stresi oluşmaktadır (Guazzato ve ark 2005). Aşındırma işlemi sonucu zirkonyanın dayanıklılığındaki artış, faz değiştirmiş zirkonyanın hacmine ve sıkıştırıcı tabakanın derinliğine bağlıdır. Bu tabakanın derinliğinin ise, zirkonyanın yarı stabilitesi ve aşındırma koşullarına bağlı olduğu bildirilmiştir (Kosmac ve ark 1999, Luthardt ve ark 2004, Guazzato ve ark 2005).

Sıcaklık:

Sıcaklık artışı Y-TZP'nin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Bunun nedeni tetragonal fazdan monoklinik faza geçişin spontan olması ve malzemenin faz dönüşümü nedeniyle yarı stabil özelliğini kaybetmesidir. Uygulamalar sırasında tetragonal Y-TZP'nin maruz kaldığı 200-300°C'yi aşan bir ısının ortaya çıkması monoklinik faza geçişin miktarını aşırı artırarak malzemenin

mekanik özelliklerini bozmaktadır. Buna low-temperature degradation yani düşük ısı bozunması denir (DIB) (Sato ve Shimada 1985, Swabb ve Low 1991, Piconi ve Maccauro 1999, Luthardt ve ark 2002)**.**

Nem:

Yüksek sıcaklığa nem eşlik ettiğinde faz değişim hızının arttığı bildirilmiştir. Yapılan in vitro çalışmalarda ortamda suyun varlığında zirkonyanın yaşlanmaya daha eğilimli olduğu bildirilmektedir (Sato ve Shimada 1985, Piconi ve Maccauro 1999, Luthardt ve ark 2002).

Zaman:

Y-TZP içeren seramiklerde zamana bağlı olarak gelişen ve tetragonal fazın monoklinik faza geçişinin kontrolsüz bir şekilde artmasıyla kendini gösteren bir yaşlanma olayı söz konusudur. Yaşlanmaya bağlı olarak da yoğunlukta, sertlikte ve dayanıklılıkta azalma meydana gelmektedir (Sato ve Shimada 1985, Swabb ve Low 1991, Piconi ve Maccauro 1999).

Materyalin içindeki makro ve mikro çatlakların miktarı ve dağılımı:

%3 mol yttriyum katkılı tetragonal zirkonyanın (Y-TZP) içindeki makro ve mikro çatlakların kontrolsüz bir şekilde artmasının materyalin mekanik dayanımını azalttığı bildirilmektedir (Sundh ve ark 2005, Kelly ve Denry 2008).

1.9. Zirkonyumun Dayanıklılığına Etki Eden Faktörler

Zirkonyanın fiziksel ve mekanik dayanıklılığı çok yüksek olduğu için zirkonya çelik seramik olarak da adlandırılmaktadır (Garvie ve ark 1975). Zirkonyanın dayanıklılığı 2 temel nedene bağlıdır:

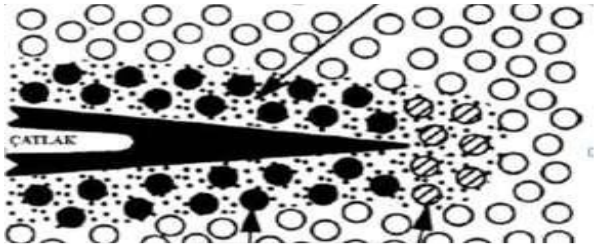
1.9.1. Isı Genleşme Katsayısı Farklılığı

Zirkonyanın içinde bulunan kübik ve tetragonal fazlar arasında ısı genleşme katsayısı farkı vardır. Tetragonal fazın ısı genleşme katsayısı 6.5 x 10-6°C iken, kübik fazın 10.5 x 10-6°C'dir. Aradaki katsayı farkı işlemler sırasında yapı içinde mikro çatlaklar oluşturarak iç gerilim ortaya çıkarmaktadır. Mikro çatlakların

meydana gelmesi büyük çatlakların oluşmasına neden olabilecek enerjiyi dağıtmaktadır (Piconi ve Maccauro 1999, Ardlin 2002, Chevalier 2006).

1.9.2. İç Stres Oluşumu

Yarı stabil zirkonya ile güçlendirilmiş bir restorasyonun yapısında kübik matriks içerisinde tetragonal ve monoklinik fazlar homojen olarak dağılmıştır. Kübik matriks içinde düzenli olarak yayılmış halde bulunan tetragonal faz uygulanmaya başlayan baskı sonucunda daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapmaktadır. Bu faz değişimi sırasında kristallerdeki yaklaşık olarak %4 oranında oluşan hacim artışı nedeniyle kübik matriks içerisinde basma gerilmeleri ile iç stres açığa çıkmaktadır. Bu gerilim alanları ise çatlak ilerlemesini önleyici etki yaparak, zirkonyumun kuvvetler karşısındaki mekanik özelliklerini iyileştirmektedir (Şekil 1.5). Bu olgu akıllı değişim veya dönüşüm toklaşması olarak tanımlanmaktadır. Bu nedenle zirkonya seramikleri akıllı seramikler olarak da adlandırılmaktadır (Garvie ve ark 1975, Piconi ve Maccauro 1999, Ardlin 2002).



Faz değişimine uğramayan bölge | Faz değişimi tamamlanmış partikül | Faz değişimi devam eden partikül

Şekil 1. 5. Zirkonyada meydana gelen faz değişimleri

1.10. Transformasyon Sertleşme Mekanizması ve Düşük Isı Bozunması (DIB):

Y-TZP diğer seramik sistemlerle kıyaslandığında yüksek eğilme ve kırılma dayanımları nedeniyle diş hekimleri tarafından kabul edilmiştir (Kosmac ve ark 1999). Oda sıcaklığında zirkonya monoklinik fazdadır (Piconi ve Maccauro 1999). 1070°C'nin üzerinde monoklinik faz 1170°C-2370°C arasında stabil olan tetragonal faza dönüşür (Piconi ve Maccauro 1999). Kübik faz yalnızca çok yüksek sıcaklıklarda stabildir (Subbarao ve ark 1974).

Kübik (c) faz orta mekanik özelliklere sahiptir, monoklinik (m) faz azalmış mekanik performans gösterir ve zirkonyanın diğer modifikasyonlarına göre daha az

yoğundur. Tetragonal (t) faz üstün mekanik özellikler gösterir (Kosmac ve ark 1999, Denry ve Kelly 2008, Chevalier ve ark 2009).

Zirkonya oda sıcaklığında tetragonal halini yttria, magnezyum, seryum gibi stabilizatör eklenerek sürdürebilir. Tetragonalden monokliniğe martensitik dönüşüm stres ve/veya suyla başlayabilir (Subbarao ve ark 1974). Çatlak yayılımı, çatlak başlangıcında hacim artışı sayesinde engellenir. Bu faz transformasyon doygunluğu fenomeni zirkonyanın kırılma dayanımıyla sonuçlanır. Her ne kadar zirkonyanın yüksek mekanik özellikleri olsa da yirmi yıldan fazla süredir bu fenomenin zirkonyanın ömrünü kısalttığı düşünülmektedir. Kobayashi ve ark 150-400°C'deki yaşlanma fenomenini bozunmayla ilişkin ilk gözlemleyen kişilerdir (Kobayashi ve ark 1981). O zamandan beri birçok çalışma düşük ısı bozunması fenomeninin mekanik özelliklerle ilişkisine odaklanmıştır (Yoshimura 1988, Lilley 1990, Lawson 1995, Chevalier ve ark 1999, Deville ve ark 2003).

Tetragonal faz, seramiğe eklenen stabilize edici oksitlerin konsantrasyonu ve tanecik büyüklüğüne bağlı olarak oda ısısında stabilize edilebilmekte, çok daha yüksek sıcaklıklarda kübik faza geçmektedir (Piconi ve Maccauro 1999, Guazzato ve ark 2002). Saf zirkonya, sinterizasyon işlemi sonrası büyük miktarlarda ısı düşüşü ve hacminde önemli değişiklikler göstermekte, bu durum kitleye stabil olmayan bir özellik kazandırmaktadır (Kern ve Wegner 1998). Stabilize edici oksitlerin eklenmesiyle (CaO, MgO, CeO_2, Y_2O_3) 'parsiyel stabilize zirkonya' olarak adlandırılan çok fazlı bir materyal elde edilmektedir (Piconi ve Maccauro 1999, Raigrodski 2004). Biyomateryal olarak en çok kullanılan ise yttriyum oksitin, saf zirkonya ağırlığının %3-5 oranında ilave edilmesiyle elde edilen yttria tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP)'dir (Kern ve Wegner 1998, Ardlin 2002, Guazzato ve ark 2004). Y-TZP, kristaller arasında cam faz içermeyen, çok küçük (50 μm) partiküllerden oluşmuş yapıya sahiptir (Luthardt ve ark 1999, Luthard ve ark 2004).

Parsiyel stabilize zirkonyum oksit, gerilim stresleri, aşındırma, sinterizasyon sonrası soğuma ve yüksek kuvvetler gibi dış streslerin sebep olduğu bir çatlağın başlangıç aşamasında, tetragonal fazdan monoklinik faza geçmekte ve faz değişimi hacimde %3-5'lik bir artışa yol açmaktadır. Hacim artışı, çatlağın başlangıcında sıkıştırıcı stresler ortaya çıkarmakta ve dış streslerin nötralize edilmesini sağlamaktadır. Bu fiziksel özellik 'transformasyon sertleşmesi' olarak

tanımlanmaktadır (Chong ve ark 2002, Guazzato ve ark 2002, Guazzato ve ark 2004, Raigrodski 2004).

Sıkıştırma stresleri bu transformasyon esnasında çatlak yayılımına karşı çıkar bu sayede zirkonya bazlı seramiklerin mekanik özelliklerini pozitif olarak etkiler (Chevalier ve ark 2009).

Hacimdeki %4'lük ekspansiyona bağlı olarak; hacim artışı çatlağın lokalize sıkıştırma streslerini ve transforme partiküllerin etrafındaki mikroçatlakları indükler ki bu da çatlak oluşumunu engeller ve çatlak yayılımının önüne geçer (Garvie ve ark 1975, Hannink ve ark 2000). Ancak; kafes içerisindeki yapısal defektler bir kenara, yavaş bir t-m transformasyonu; düşük sıcaklıklarda oral kavitedeki nemli ortamda yorulmaya neden olabilir (Kobayashi ve ark 1981, Chevalier ve ark 1999). Bu fenomen genel olarak yaşlanma ya da düşük ısı bozunması olarak adlandırılır. DIB suyun zirkonya kafesine; Zr-O-Zr bağlarını çözüp boşalan oksijenin yerine geçerek dahil olduğu, izole yüzey grenleri tarafından başlatılır (Sato ve Shimada 1985, Yoshimura ve ark 1987, Guo 2004). Bu da t-m transformasyonu için enerji bariyerini düşürür ve bu sayede yüzey boyunca kademeli olarak yayılan ve kütle içine ulaşan transformasyon oranı artar. Her ne kadar bu mekanizma oral sıcaklıklarda oldukça yavaş olsa da, dayanımda, sertlikte ve yoğunlukta oldukça önemli azalmalara neden olabilir (Hirano 1992, Piconi ve Maccauro 1999). DIB'na bağlı; dayanıklılıktaki azalma siklik streslerin eklenmesiyle (çiğneme kuvvetleri gibi) artabilir (Chevalier ve ark 1999, Studart ve ark 2007). Dayanıklılık; yavaş subkritik çatlak büyümesi olarak ortaya çıkan, seramik materyal içerisinde stres üretimine yol açan tekrarlayan termal stresler yüzünden azalabilir (Addison ve ark 2003, Rosentritt ve ark 2006).

Zirkonya materyalinin yüksek güç ve dayanımı tetragonaldan monoklinik (t-m transformasyonu) yapıya geçen transformasyona bağlı oluşan sertleşme fenomeninden ileri gelir. Bu transformasyon; lokalize sıkıştırma streslerini indukleyen ve sonunda transforme zirkonya parikülleri etrafında mikroçatlaklara neden olana %4'lük bir hacim artışı ile ilişkilidir (Garvie ve ark 1975, Hannink ve ark 2000). Bu transformasyon konsantre stres alanlarında (kafes içinde ya da yüzeydeki çatlakların bir kısmında) yer almaya eğilimlidir ve bu da çatlak yayılımına engel olan direnci arttırır. Ancak çatlak tiplerindeki bu olumlu etkiye rağmen, t-m transformasyonu istemeden oral kavitenin nemli ortamında hidrotermal yaşlanmayı indükleyebilir (Borchers ve ark 2010, Lughi ve Sergo 2010). Sonuç olarak, t-m

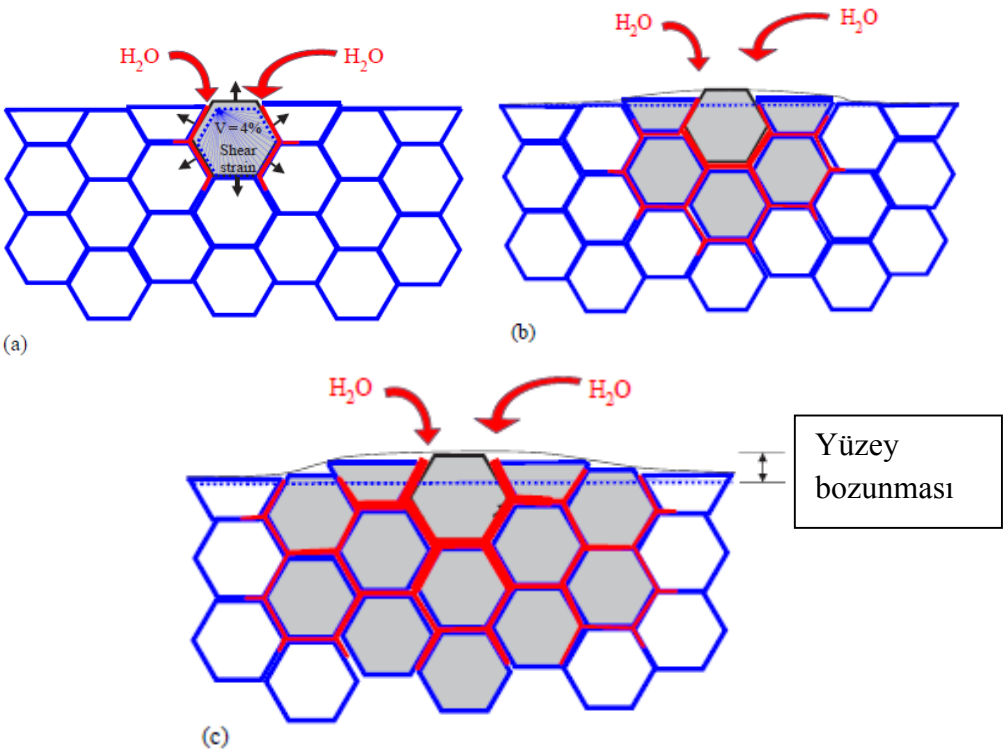
trasnformasyonu yüzey boyunca kademeli olarak yayılır ve materyalin derinlerine doğru penetre olur bu da 'çekirdekleşme ve büyüme' süreci olarak anılır (Chevalier ve ark 2009). Oral sıcaklıklarda, transformasyon oldukça yavaş gerçekleşir (Kelly ve Denry 2008).

Zirkonyum okside %3 mol yttrium oksit ilavesi; moleküler stabiliteyi arttırır ve yttria stabilize zirkonyanın üretimine olanak sağlar (Y-TZP). Bu sayede zirkonyum oksit oda sıcaklıklarında tetragonal fazda tutulur (Piconi ve Maccauro 1999) ve mekanik özellikleri geliştirilir (Kim ve ark 2000, Larsson ve ark 2007, Manicone ve ark 2007, Adatia ve ark 2009).

Materyal içerisinde çatlak başladığında tetragonal zirkonya grenleri daha hacimli olan monoklinik zirkonya grenlerine dönüşür ve bu sayede çatlak yayılımına engel olan bir direnç gözlenir (Kim ve ark 2000, Larsson ve ark 2007, Manicone ve ark 2007, Adatia ve ark 2009).

100ºC ve 500ºC sıcaklıklar arasında muhafaza olan femur başı implantlarında suyla ya da vücut sıvılarıyla temasla düşük ısı bozunması olarak adlandırılan Y-TZP'nin erken dönem bozunmasıyla ilgili bazı problemler Kobayashi ve ark tarafından 1981 yılında tanımlanmıştır.

Zirkonyum seramikler, yüksek dayanıklılığına rağmen yaşlanmaya eğilimlidir. Yaşlanmanın, zirkonyumun mekanik özellikleri üzerinde zararlı etkileri bulunmasına karşın, direnç değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir ölçüde olduğu bildirilmiştir. Kendiliğinden veya yavaş bir şekilde tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm, düşük ısı bozulması olarak adlandırılmakta ve seramikte değişikliklere yol açarak dayanıklılığını azaltabilmektedir (Şekil 1.6). Bozulma; sıcaklık, buhar, stres, partikül boyutu, materyalin mikro ve makro çatlakları, stabilize edici oksitlerin konsantrasyonu, üretim ve veneer tekniklerinden etkilenmektedir. Bunun önlenebilmesi için, farklı stabilize edici oksitlerin kullanılması, uygulanan fabrikasyon tekniklerinin ve protokollerinin değiştirilmesi gerekmektedir (Nağaş ve Ergün 2008).



Şekil 1. 6. Materyalin zaman içinde bozunması a-b-c (Chevalier 2006).

1.11. Y-TZP Esaslı Alt Yapı Üretimi

Zirkonyum diş hekimliğinde; implantolojide implant ara parçası ve implant materyali olarak, ortodontik tedavide ortodontik braket yapımında, protetik restorasyonlarda post-core materyali olarak ve kron köprü restorasyonlarında alt yapıyı kuvvetlendirmek, tedavide kompozit reçine içine farklı oranlarda ilave edilerek kompozit materyalini güçlendirmek için kullanılmaktadır (Türker ve Koçak 2006).

Zirkonya seramiklerin kullanıma girmesi, CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim; Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture) teknolojisinin gelişmesi ile paralellik göstermiştir (Denry ve Kelly 2008, Nağaş ve Ergün 2008).

Kron köprü restorasyonlarında Y-TZP seramiklerin day üzerinde direkt sinterizasyona uygun olmamaları nedeniyle sadece freze tekniği ile şekillendirilebilmekte ve bu teknikler de CAD/CAM sistemlerini gerektirmektedir (Luthardt ve ark 1999).

Y-TZP restorasyonların üretimi; yarı sinterize blokların frezeleme ile şekillendirilmesi ardından yüksek sıcaklıklarda tam sinterize edilmesi ile veya tam sinterize edilmiş blokların sisteme ait freze ünitesi tarafından şekillendirilmesi ile yapılmaktadır (Meyenberg ve ark 1995). Y-TZP blokların makine ile şekillendirilmesi esasına dayanan bu sistemler, iki grup altında incelenebilmektedir (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

1. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM – Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture)
2. Seramiğin Direk İşlenmesi (DCM - Direkt Ceramic Machining)

1.11.1. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM – Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacture)

Bu sistemde, prepare edilmiş dişin görüntüsü optik olarak taranarak bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. Bilgisayar programı kullanılarak restorasyonun tasarımı (CAD) yapılmaktadır. Tasarlanan restorasyon önceden üretilen seramik blokların bilgisayar ile uyumlu çalışan makinede şekillendirilmesiyle elde edilmektedir (Raigrodski 2004).

CAD/CAM sistemi ilk olarak 1985'de Zürih Üniversitesi'nde, bir inley restorasyonun yapımında kullanılmıştır. İlk kullanılan CAD/CAM sistemlerinde, bloğun şekillendirilmesi esnasında aşındırmanın iki eksende yapılması sebebiyle diş ile restorasyon arasında iyi bir uyum sağlanamamıştır. Bu konudaki gelişmeler sonucu, günümüzde altı eksende aşındırma yapabilen sistemler üretilmiştir (Mörmann ve Bindl 2002).

Modern CAD/CAM esaslı tam seramik sistemlerin tanıtımı, daha yüksek ve homojen materyal kalitesine sahip, üretim yöntemi standardize edilmiş ve ürün maliyeti azaltılmış yüksek dirençte oksit seramiklerin üretilmesini mümkün kılmıştır (Nağaş ve Ergün 2008).

CAD/CAM, teknolojinin birçok alanında daha önceleri sıklıkla kullanılan bir üretim şekli olmasına karşın, optik okuyucular ile intraoral dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesi ABD'den Bruce Altschuler tarafından 1977'de sağlanmıştır. CAD/CAM uygulamalarının restoratif diş hekimliğine girişi ise ancak 1980'lerde

başlamış, 1984'de Fransa'dan Francois Duret, Duret sistemini geliştirmiş ve bir üyeli restorasyonları elde etmiştir. Üretim maliyeti ve uygulanabilirliği ile ilk dental CAD/CAM uygulamasını Cerec sistem ile İsviçre'den Werner Mörmann ile Marco Brandestini 1988'de gerçekleştirmişlerdir (Liu 2005).

Sistemin temeli; çok hassas bir freze makinesinin, bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak seramik, kompozit veya metal bloklardan kuronlar, köprüler ve sabit protez alt yapıları üretmesi esasına dayanır (Heffernan ve ark 2002).

1984'ten günümüze Cerec, Duret, Celay, Procera, Cercon, Cicero ve Lava sistemler gibi birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiş ve dental CAD/CAM sistemlerin son 20 yılda kullanımları gittikçe artmış, günümüzde CAD/CAM sistemleri oldukça popüler hale gelmiş, bu sistemlerle birlikte alümina ve zirkonyum polikristallerinin kullanımına başlanmıştır (Griggs 2007). Bilgisayar teknolojisi, seramik alt yapıların hazırlanmasında diş hekimliğine önemli bir zenginlik katmıştır (Denissen ve ark 2000).

Dental CAD/CAM sistemlerin avantajları:

CAD/CAM uygulamaları beraberinde birçok avantajı da getirmiştir. Geleneksel ölçü alma yöntemlerini ortadan kaldırmış ve bekleme süresini kısaltmıştır (Palin ve Burke 2005, Duret ve Preston 1991). Daha iyi restoratif materyallerin daha kısa süre içinde elde edilmeleri sağlanmıştır. Hata potansiyelini oldukça azaltmış ve indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların da önüne geçmiştir (Liu 2005).

Diş hekimliğinde CAD/CAM sisteminin kullanılmasıyla seramik materyallerin kondensasyon, eritme, kaynaştırma işlemleri nispeten azalmıştır (Heffernan ve ark 2002). CAD/CAM sistemlerinin avantajlarından birisi de tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybının olmamasıdır. Bu sayede çeşitli klinik problemlere yol açabilecek ölçü almanın yanı sıra, geçici kuron hazırlama gibi zorunluluklar da ortadan kalkar, ayrıca bu faktörlerin elimine edilmesi küçük de olsa ekonomik kazanca sebep olur. CAD yazılımları sayesinde CAD/CAM sistemlerden hastalar kadar kazançlı çıkan başka bir grup ise laboratuar teknisyenleridir. Alt yapılar ve restorasyonlar CAD yazılımları ile dizayn edildikleri için teknisyenlerin işleri kolaylaşmaktadır (Feuerstein 2004).

Dental CAD/CAM sistemlerin dezavantajları:

CAD/CAM restorasyonların kullanımını kısıtlayan faktörlerin başında ise üretim maliyeti gelmektedir. Birçok yeni sistem geliştirilmesine rağmen CAD/CAM sistemlerden yararlanmak hala ekonomik değildir. Monokromatik blokların kullanılması ise ideal estetik beklentilerin her zaman karşılanamamasına neden olmaktadır. Ancak farklı renklerde blokların yavaş yavaş geliştirilmesi ile bu sorun da aşılmak üzeredir. Derin subgingival marjinlere sahip dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması da sorun olabilmekte, bu nedenle geleneksel sabit protez yapımında olduğu gibi iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelmektedir (Christensen 2001).

1.11.2. Seramiğin Direkt İşlenmesi (DCM - Direkt Ceramic Machining)

Seramiğin direkt işlenmesi, zirkonyumdan yapılan yarı sinterlenmis pöröz yapıdaki blokların aşındırılarak genişletilmiş alt yapıların şekillendirilmesi esasına dayanmaktadır. Bu teknik, zirkonyum alt yapılı restorasyonların yapımının kolay, hızlı ve güvenilir olmasını sağlamaktadır. Şekillendirme sonrası tüm kitle sinterlenmekte ve homojen bir büzülme göstermektedir. Sistemin işleyişi, restorasyonun tasarımı aşamasında CAD/CAM tekniğinden farklılık göstermektedir. Prepare edilen dişin day örneği üzerinde yapılacak restorasyonun alt yapısının rezin esaslı bir materyal ile modelajı yapılmaktadır. Model cihaza taşınmakta, mekanik bir sensör veya lazer ile tüm yüzeyler taranmaktadır. Yüzeye ait veriler sinterleme büzülmesini karşılayacak miktarda genişletilmektedir. Hesaplanan yeni veriler aşındırma cihazına iletilmekte ve blok bu ölçülerde şekillendirilmektedir. Kitle sinterizasyon sonucu gerçek boyutlarına kavuşmaktadır (Yavuzyılmaz ve ark 2005).

1.12. Diş Hekimliğinde Kullanılan Y-TZP Esaslı Zirkonya Bloklar

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya blokların elde edildikleri sisteme bağlı olarak bükülme dayanımları 900 MPa ile 1200 MPa değerleri arasında farklılık gösterebilmektedir (Piconi ve Maccauro 1999, Tinschert ve ark 2000, Guazzato ve ark 2004, Kohal ve Klaus 2004).

Üretim şekline göre yttriyum içeren zirkonya bloklar; Green stage zirkonya, Pre-sinterize zirkonya ve Sinterize zirkonya olmak üzere üç gruba ayrılır:

1.12.1. Green Stage Zirkonya

Seramik tozlarının özel bağlayıcılar kullanılarak ısı uygulanmadan preslenmesi ile hazırlanan bu tip bloklar tebeşir kadar yumuşak ve kolay işlenebilen bloklardır. Kuru ortamda elmas ve tungsten karbid frezlerlerle şekillendirilirler. Sinterleme işleminden sonra sinterlenmemiş pöröz zirkonya, yaklaşık %20-30 oranında büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelir. Bu nedenle oluşabilecek büzülmeyi kompanse etmek için normal boyutlarından %20-25 daha büyük hazırlanırlar (Piconi ve Maccauro 1999, Guazzato ve ark 2004, Sundh ve ark 2005).

1.12.2. Pre-sinterize Zirkonya

Pre-sinterize zirkonya bloklar, green zirkonyanın 500°C'de yaklaşık 30 dakika fırınlanması ile elde edilirler. Zirkonyum tozunun basınçsız bir şekilde preslenerek hazırlandığı sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD-CAM sistemi kullanılarak green machining olarak adlandırılan ham şekillendirme işlemine tabi tutulurlar. Normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapı aşındırma sonrası basınçsız olarak 1350°C - 1500°C arasında sisteme ait fırında sinterlenir. Böylece sinterlenmemiş poröz zirkonyum yaklaşık %20'lik bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı hale gelir. Bu tip zirkonyum bloklara dry pressed zirkonya veya non-HIP zirkonya da denir (Piconi ve Maccauro 1999, Guazzato ve ark 2004, Sundh ve ark 2005).

1.12.3. Sinterize Zirkonya

Yüksek yoğunluğa sahip sinterlenmesi tamamlanmış prefabrike zirkonyum bloktan restorasyon esas boyutunda şekillendirilmektedir. Sinterize zirkonya bloklar elde edilirken öncelikle materyal yaklaşık 1300°C de sinterlenir. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1400°C - 1500°C arasında 1000 barın üzerinde bir basınçla izostatik bir ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak) ısıtılır. Bundan sonra da beyazlaşıncaya kadar açık havada ısıtmaya devam edilir. Çünkü sinterlenip basınca maruz kaldıktan sonra Y-TZP'nin rengi gri-siyah olur. Oksitlenip beyaz rengi kazanması için bu son ısıtma safhasının yapılması gerekir. Bu tip zirkonyum bloklara HIP zirkonya da denir (Piconi ve Maccauro 1999, Guazzato ve ark 2004, Sundh ve ark 2005).

Günümüzde HIP yöntemi, kırılma mekaniğinin geliştirilmesinde kullanılır. Materyalin yoğunluğunu arttırmak amacıyla kapalı bir sistemde yüksek sıcaklık ve basınç uygulanması işlemidir. Böylece materyal direncinin yaklaşık %20 oranında arttığı ifade edilmiştir. HIP, pöröziteyi azaltıp, yoğunluk ve saflığı artırarak restorasyonun ömrünü uzatır, düşük risklerde çatlak büyüme eğilimini azaltır (Cales ve ark 1994).

Son günlerde, mikrodalga sinterleme tekniği kullanılarak CaO-ZrO_2 sisteminde zirkonyum seramiklerin stabilizasyonunu geliştirmek amacı ile %8 mol CaO ilave edilmektedir. Böylece seramiklerin (CaO-PSZ), implantolojide spesifik kullanımları açısından Vickers sertlikleri ve kırılma dirençleri uygun hale getirilmiştir. Diğer PSZ seramikler, özellikle biyouyumluluk için test edilen Mg-PSZ, cesaretlendirici sonuçlar vermiştir. Bununla birlikte, biyomedikal uygulamada Mg-PSZ kullanımı özel ısı donanımı gerektiren ısılarda sinterlenmesi, silikondioksit ve alüminyumun uzaklaştırılmasının olanaksız olması gibi nedenlerle tercih edilmemektedir (Hisbergues ve ark 2009).

1.13. Zirkonyumun Biyouyumluluğu

Canlı dokular ile yapay materyalleri yakın temasta kullanma gereksinimi biyolojik uyumluluk kavramını beraberinde getirmektedir. Tam seramik restorasyonlar periodontal dokularla uzun süreler yakın temasta bulunmaktadırlar (Robert 1993). Bu nedenle tam seramikleri güçlendirmek için kullanılan alt yapı sistemlerinin biyouyumluluğu merak konusudur (Kılıç ve ark 2010).

MTT [3-(4,5-dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphentyltetrazolium bromide] test yöntemi; tam seramik alt yapı materyallerinin sitotoksisitelerinin değerlendirilmesi için yaygın olarak kullanılan enzimatik bir testtir. MTT testi ile, tam seramik alt yapı örneklerinden açığa çıkan sızıntı ürünlerinin direkt temas ile farklı zaman aralıklarında oluşturduğu toksik etkilerin belirlenmesi amaçlanmıştır (Kılıç ve ark 2010).

MTT test yöntemi, biyouyumluluk testleri içerisinde, hızlı sonuç alınması ve çok hassas olmasının yanı sıra materyallerin çok düşük düzeydeki toksisitelerinin dahi değerlendirilebilmesine olanak sağlaması nedeniyle en güvenilir testlerden biri olarak kabul edilmektedir (Wataha ve ark 1992, Bean ve ark 1995).

Tam seramiklerin sitotoksisite özelliklerinin değerlendirildiği çalışma sayısı oldukça sınırlıdır. Yapılan çalışmalarda bu materyallerin genel olarak biyouyumlu materyaller olduğu bildirilmekle birlikte (Josset ve ark 1999, Uo ve ark 2003, Özen ve ark 2005, Pera ve ark 2005, Raffaelli ve ark 2008) bazı çalışmalarda toksik olduklarını belirtmişlerdir (Kokoti ve ark 2001, Messer ve ark 2003, Brackett ve ark 2008).

İn vitro değerlendirmelerle zirkonyum oksitin sitotoksik olmadığı doğrulanmıştır. Bununla beraber bazı çalışmalarda yan etki oluşturan zirkonyum tozlarla ilgili olumsuz sonuçlar rapor edilmiştir. Bu muhtemelen zirkonyum hidroksit nedeniyledir (Paolo ve ark 2007).

Rafaelli ve arkadaşları Lava CAD-CAM sistemi kullanılarak hazırladıkları zirkonya disklerin sitotoksisitesini MTT yöntemi ile in vitro olarak araştırdıkları çalışmalarında, zirkonyanın biyouyumlu bir materyal olduğunu belirtmişlerdir (Raffaelli ve ark 2008).

Yapılan çalışmalarda sitotoksisite testleri sırasında en sık karşılaşılan hücresel bozulma, hücrelerin yapıştıkları yüzeyden ayrılmaları ve sitoplazmik büzülme nedeniyle iğ şeklindeki fibroblast hücrelerinin yuvarlaklaşması, mikrovillusların kaybolması, vakuol oluşumu, hücre organellerinin sitoplazmada dağılması sonunda hücrenin parçalanması olarak belirlenmiştir (Al-Nazhan ve Spanberg 1990, Bean ve ark 1995). Taira ve arkadaşları, bu tarz değişikliklerin faz-kontrast mikroskobu kullanılarak da tespit edilebileceğini bildirmişlerdir (Taira ve ark 1999).

Zirkonyumun, toksik potansiyeli in vitro olarak fibroblast, lenfosit, monosit, makrofaj ve osteoblastlar gibi farklı hücre dizileri ile değerlendirilmiştir. Zirkonyum tozlarının (ZrO_2/Y_2O_3) fibroblast hücre dizilerinde toksik etki yapmadığı gösterilmiştir. Lenfosit, monosit ve makrofajlar üzerinde yapılan biyouyumluluk testlerinde Ca-PSZ tozları ve alüminanın, titanyum oksite oranla daha az toksik olduğu bulunmuştur (Hisbergues ve ark 2009). Diğer taraftan, Mebouta-Nkamgeu ve ark (2000), alümina ve zirkonyum tozlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, zirkonyum ile karşılaştırıldığında alümina partiküllerinin insan monositlerini makrofajlara dönüştürmede yüksek sitotoksisite gösterdiğini rapor etmişlerdir. Ayrıca zirkonyumun osteoblastlar üzerine sitotoksik etki gösterdiği bildirilmiştir

(Mebouta-Nkamgeu ve ark 2000). Ca-PSZ ve Y-PSZ farelerde peritonal enjeksiyon sonucunda herhangi lokal ve sistemik etki göstermemiştir. Sert dokularda biyouyumluluğu değerlendiren araştırmacılar, maymun femuruna %6 Y_2O_3 içeren stabilize zirkonyum yerleştirmişlerdir. Herhangi bir yan etki görülmezken, belirgin şekilde içeri büyüme görüldüğü ifade edilmiştir (Hisbergues ve ark 2009).

Silva ve ark (2002) ile Covacci ve ark (1999) mutajeniteleri değerlendirmiş ve zirkonyumun hücresel seviyede mutasyon oluşturamadığını rapor etmişlerdir. Bir başka çalışmada zirkonyum oksitin titanyuma benzer şekilde dokuda diğer restoratif materyallerden daha az reaksiyon oluşturduğu bildirilmiştir (Warashina ve ark 2003).

1.14. Monolitik Zirkonya

Zirkonya kor materyallerine; daha iyi estetik sağlayabilmek için, genellikle saydam veneer porseleni ilave edilmektedir (Mochales ve ark 2011, Rekow ve ark 2011). Materyalin yapısındaki çatlaklara ağız içi kompleks germe stres dağılımlarının varlığının eklenmesi sonucunda düşük başarısızlıklık yükleri altında; tabakalanmış zirkonya restorasyonlarda başarısızlık görülür (Mosharraf ve ark 2011). Kırıkların; zayıf noktalardan başlayıp veneer ya da veneer-kor arayüzüne doğru devam ettiği; kor materyalinin içerisine doğru uzanan çatlaklara ve veneer porselende chipping ya da delaminasyona neden olduğu görülmüştür (Mochales ve ark 2011, Rekow ve ark 2011).

Veneer porselendeki chipping ve delaminasyon; tabakalanmış zirkonya restorasyonlarda en sık görülen kırık tipidir (Tinschert ve ark 2008, Wolfart ve ark 2009, Sun ve ark 2012). Bu nedenle, restorasyonun başarı oranını arttırıp chipping probleminin üstesinden gelebilmek için veneer seramiğin olmadığı zirkonya restorasyon tipi; monolitik zirkonya restorasyon sistemi tanıtılmıştır (Rojas-Vizcaya 2011, Beuer ve ark 2012, Preis ve ark 2012). Saydam-diş renginde monolitik zirkonyanın gelişimi veneer porselenin kullanılmadığı restorasyonların üretimine olanak sağlamıştır (Johansson ve ark 2014, Stober ve ark 2014). Saf zirkonyadan monolitik zirkonya restorasyonların üretimi mekanik stabiliteyi ve dental restorasyonlarda endikasyonların genişliğini arttırmıştır (Beuer ve ark 2009).

Monolitik zirkonya feldspatik porselen ile birlikte kullanıldığında; posterior bölgelerde, full ağız restorasyonlarda, bruksizm olan hastalarda güvenle

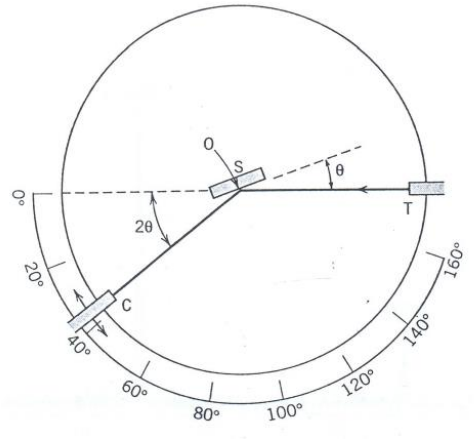
kullanılabilir. Monolitik zirkonyanın kırılma dayanımı 1200 MPa'a kadar çıkmaktadır (Culp ve McLaren 2010, Christensen 2011). 0.5-0.8 ve 1.1 mm kalınlığında monolitik zirkonya ve 1.5 mm kalınlıkta IPS Empress 2 örneklerin kırılma dayanımlarının karşılaştırıldığı çalışmada (Jeong 2006); monolitik zirkonyanın kalınlığı arttıkça kırılma dayanımının arttığı ve her bir örneğin kırılma dayanımının IPS Empress 2 ile üretilen örneklerden daha yüksek olduğu ve 0.5 mm kalınlığa sahip monolitik zirkonyanın bile ağız içi maksimum ısırma kuvvetlerine karşı yeterli dirence sahip olduğu bildirilmiştir (Jeong 2006).

1.15. XRD Analizi

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

XRD analizi bu temel kullanım alanının yanı sıra; kimyasal analizlerde miktar ve kalitenin belirlenmesi, fiziksel etkilerin materyalin yapısında oluşturduğu stres ve yeni materyal geliştirilmesinde kullanılmaktadır (Samuel ve ark 1989).

Yüksek enerji ve düşük dalga boyuna sahip X ışınları kristal yapıda bir materyal üzerine gönderildiğinde, ışının yayılma doğrultusunda bulunan atom veya iyonlara ait elektronlar tarafından kırılarak farklı yönlerde dağıtılmaktadır. Difraktometre, materyalde kırınımın hangi açılarda en fazla olduğunu belirleyerek kristal yapının geometrisi ve boyutunun anlaşılmasını sağlamaktadır. İnce taneciklerden oluşmuş polikristalin materyaller için en sık kullanılan difraksiyon tekniği monokromatik X radyasyonudur (Samuel ve ark 1989).



Şekil 1.7. X Işını Difraktometrenin şematik şekli (Cullity 2001).

Bir difraktometrenin çalışma prensibini şematik olarak açıklayan şekil 1.7'de, S ile gösterilmiş olan örnek O ekseni etrafında dönebilen düz bir yüzey üzerine yerleştirilmiştir. T noktasından monokromatik X ışını gönderilmekte ve örnekten yayılan ışınların yoğunluğu C noktasındaki bir alıcı tarafından okunmaktadır. Alıcı, O merkezi etrafında hareket edecek şekilde yerleştirilmiştir ve örneğin rotasyonuyla beraber 2θ açısını koruyacak şekilde hareket etmektedir. Sabit bir hızla hareket eden alıcı θ açısı ile örnek yüzeyine gelip 2θ ile yansıyan X ışınlarının yoğunluğunu kaydetmektedir. 2θ açısına 'difraksiyon açısı' adı verilmektedir (Cullity 2001).

Her bir madde kendine özgü difraksiyon şekli göstermektedir.

Analizi yapılan örnek tek bir maddeden oluşmakta ise o maddeye ait, farklı maddelerin karışımından oluşuyorsa bileşenlerden birine ait difraksiyon şekli elde edilmektedir. Bu yöntem ile içeriği bilinmeyen bir örneğin tanımlanması yani nitelik analizi hem de bir maddenin bileşenlerinin miktar analizlerini yapmak mümkündür (Woolfson 1997).

XRD yönteminin avantajları:

1. Difraksiyon analizi, maddenin yapısındaki atomların yanı sıra farklı atom dizilişleri sonucu meydana gelen bileşik veya bileşikleri göstermektedir.
2. Yapıda mevcut fazlar tespit edilebilmektedir.
3. Kimyasal analiz yöntemlerine göre daha hızlıdır.
4. Analiz için az miktarda örnek yeterlidir.
5. Hasar meydana getirmeyen bir test yöntemidir (Woolfson 1997, Deville ve ark 2005).

XRD yönteminin dezavantajları:

Faz değişiminin ölçüldüğü durumlarda, faz değiştiren tanecik miktarı çok az ve yüzeysel ise bu teknik ile hassas bir analiz yapılamamaktadır (Guazzato ve ark 2004, Deville ve ark 2005).

Her bir madde kendine özgü ve diğer maddelerden farklı difraksiyon şekline sahiptir. Bu özellik, maddelerin XRD yöntemi ile tanımlanabilmesine olanak sağlamaktadır. Bu yöntem için çok sayıda maddenin difraksiyon şekli belirlenmiştir ve arşivlenmiştir. Doğada çok sayıda madde ve bunların birçok bileşiklerinin olması, difraksiyon şekillerinin kolaylıkla bulunmasını sağlayan bir sınıflandırma yapılmasını gerektirmiştir. Bu amaçla, ASTM tarafından her bir maddeye iki kısımdan oluşan bir kart numarası verilmiştir. 'A-bcde' ile ifade edilen bir kart, Bölüm A'da yer alan bcde sıra numarasına sahip kart olduğunu belirtmektedir. İçeriği bilinmeyen bir örneğin analizinde, difraksiyon şekli belirlenmektedir. Elde edilen şekil daha önceden belirlenmiş difraksiyon şekilleri ile karşılaştırılarak örneğin, hangi maddeyi içerdiği bulunmaktadır.

Y-TZP polikristalin yapıda bir materyaldir ve kristal yapısının faz değiştirmesi zirkonya esaslı materyallerin önemli bir özelliğidir. XRD tekniği ile zirkonya esaslı örneğin mevcut faz analizi ve yüzey işlemi sonrası yapıda meydana gelen faz değişimleri gözlenebilmektedir. ZrO_2'nin difraksiyon grafiğinde, yüzey işlemi öncesi ve sonrası tetragonal fazın yaptığı tepe noktası (peak) farklı şekillerdedir (Kao ve ark 2000).

1.16. Tam Seramiklerin Dayanıklılığının Saptanması İçin Uygulanan Mekanik Testler

Y-TZP restorasyonların ağız içerisinde kullanılabilmeleri için yeterli dayanıklılığa sahip olmaları gerekmektedir. Dayanıklılık, materyalin kırıldığı andaki kaydedilen en yüksek stres olarak tanımlanır ve dental seramikler gibi kırılgan materyallerin başarısını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir (Albakry ve ark 2003, Yılmaz ve ark 2011).

Dayanıklılık, seramik materyallerinin klinikte uygulama alanlarını ve sınırlamalarını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir (Guazzato ve ark 2002). Dayanıklılığı etkileyen faktörler arasında test edilen materyalin yüzeyinde bulunan

çatlak ve defektlerin tipi, boyutu ve dağılımı, kırılma tokluğu ve testin yapıldığı ortam önemli bir yer tutmaktadır (Guazzato ve ark 2002, Kelly 2004). Bu sebeple dayanıklılık, materyalin yapısal bir özelliği olarak değil koşullara bağlı bir özellik olarak ele alınmalıdır (Kelly 1995, Albakry ve ark 2003). Dayanıklılık değeri; materyalin mikroyapısı, üretim geçmişi, test metodu, test ortamı ve başarısızlık mekanizması birlikte ele alındığında anlamlıdır (Kelly 1995).

Seramik materyallerin gerilme dayanımını değerlendiren çeşitli yöntemler vardır. Numunelerin hazırlanmasındaki pratik zorluklar göz önüne alındığında; sıklıkla kullanılan test metodları:

1. Tek eksenli eğilme testleri
   a) 3 nokta eğilme
   b) 4 nokta eğilme
2. İki eksenli eğilme testleri
   a) Ring on ring – halka üzerinde halka (Kao ve ark 1971),
   b) Ball on ring – halka üzerinde top (McKinney ve Herbert 1970)
   c) Piston on three ball – üç top üzerinde piston (Kirstein ve Woollpy)

Tek eksenli ve iki eksenli bükülme testleri, dayanıklılığı etkileyen değişik faktörlerin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan materyaller fonksiyon esnasında çok yönlü aksiyal yüklemeye maruz kalmaktadır. Bu nedenle iki eksenli bükülme testlerinin yapılması materyallerin dayanımının tespitinde daha etkin bir yöntemdir (Karakoca ve Yilmaz 2009, Yılmaz ve ark 2011).

1.16.1. Tek Eksenli Bükülme Testleri

Üç nokta ve dört nokta bükülme testlerini içerir. Üç nokta bükülme testinde, dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerinde yerleştirilerek desteklenmekte ve orta noktadan yük uygulanmaktadır (Craig ve Powers 2002).

Dört nokta bükülme testinde ise örnek aynı şekilde iki desteğin üzerine yerleştirilmektedir. Yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzakta konumlandırılmaktadır (Craig ve Powers 2002).

1.16.2. İki Eksenli Bükülme Testleri

Bu testlerde, disk şeklindeki örnek bir halka ya da daire oluşturacak şekilde duran toplar ile alt yüzeyden desteklenmektedir. Alt yüzeydeki halka ya da toplara merkezi olarak konumlandırılmış bir piston ile yukarıdan yükleme yapılmaktadır. ISO 6872 standardı iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermektedir. ISO 6872 standardında iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzeri piston testi tek tabakalı dental seramiklerin dayanıklılığını ölçmek için tanımlanmıştır (ISO;1995).

İki yönlü moment yüklemesi yalnızca dental toplulukların değil aynı zamanda diğer materyal araştırma topluluklarının da ilgisini çekmektedir. Tek yönlü dayanım testleriyle karşılaştırıldığında iki yönlü dayanım testinin avantajları:

(i) tek yönlü dayanım testlerinde istenmeyen kenar hatalarını elimine etmek zorken iki yönlü dayanım ölçümü kenar konumundan bağımsızdır ve (ii) iki yönlü dayanım verileri materyal dizaynı için daha elverişlidir çünkü gerçek materyaller uygulama esnasında genellikle çok yönlü kuvvetlere maruz kalırlar (Thompson 2000).

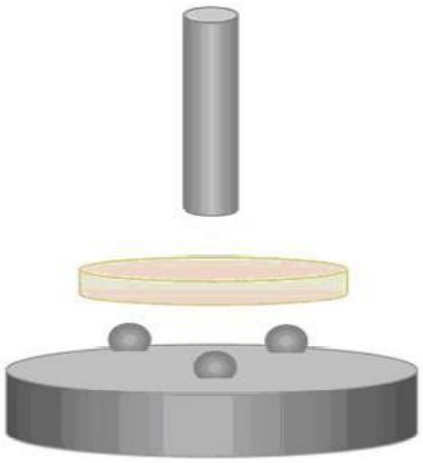
Dental seramiklerin bükülme dayanıklılığını belirlemede kullanılan tek eksenli bükülme testleriyle karşılaştırıldığında ISO 6872 standardı (ISO;1995) tarafından önerilen iki eksenli bükülme testlerinde yükleme örneklerin merkezinden yapıldığı için dayanıklılık değerleri, örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmemektedir. Bu nedenle örnek yüzeylerindeki küçük hatalar göz ardı edilebilmektedir (Lin ve ark 2012). Piddock ve ark (Piddock ve ark 1987) iki eksenli bükülme testlerinin, farklı yüzey işlemleri uygulanan seramiklerin dayanıklılığının değerlendirilmesinde uygun olduğunu bildirmişlerdir.

International Organization for Standardization; diş hekimliği-seramik materyalleri için belirlediği ISO 6872 standardı için üç top üzerinde piston testini seçmiştir (ISO;1995). Bu seçim tartışmaya açıktır çünkü üç top üzerinde piston testi düzeneği diskin her iki yüzeyinde de mutlak düzlemsellik gerektirmez (Kirstein ve Woollpy 1967). Ayrıca diskin merkezindeki çift yönlü kuvvetlerin; diskin halka ya da üç top tarafından desteklendiğinde; ne olursa olsun aynı olduğu Kirstein ve Woolley (1967) tarafından kanıtlanmıştır.

Üç top üzerinde piston bükülme testi

Test düzeneğinde, 3,2 ± 0,5 mm çapındaki çelik toplar 10-12 mm çapında bir daire etrafında ve birbirlerine merkezden 120^{o} açıyla yerleştirilmektedir. Bu destek toplar üzerine örnek merkezi olarak konumlandırılmaktadır. 1,2-1,6 mm çapındaki düz uçlu silindir piston ile örneğin merkezine kuvvet uygulanmaktadır (ISO;1995).

Disk seklindeki test örnekleri ISO 6872 (ISO;1995) standardında tip 2 dental seramikler için bildirilen boyutlara uygun olarak, 12 -16 mm çapında ve 1,2 ± 0,2 kalınlığında hazırlanmaktadır (Şekil 1.8).



Şekil 1.8. İki eksenli bükülme testinin şematik resmi (Itinoche ve ark 2006).

Üç top üzerinde piston testinin avantajları:

1. Destekleyici toplar, yüklemeyi yapan pistonun kenarlarına yakın pozisyondadır ve her top pistona eşit uzaklıkta yer almaktadır. Test düzeneğinin bu şekli, örnek yüzeylerinin düzlüğündeki ve paralelliğindeki küçük sapmaları tolore ederek böyle örneklerin test edilmesine izin vermektedir.
2. Örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmemektedir (Cattell ve ark 1997).

Üç top üzerinde piston testinin dezavantajları:

1. Üç top üzerinde piston testinin dezavantajı; piston altında yük dağılımının belirsiz olmasıdır. Yük eşit olarak dağılmaz. Deneysel olarak; eşit yükleme yapabilmek amacıyla geliştirilen hizalama düzeneğine rağmen piston altında eşit yükleme

yapabilmenin mümkün olmadığına işaret edilmiştir. En iyi ihtimalle test; kırılma dayanımı değeri kritik önem taşımıyorsa kalite kontrolü için elverişlidir (Shetty ve ark 1980).

Bu tez çalışmasının amacı 3 farklı monolitik Y-TZP seramiğin (Prettau, Supra Zr, CopraPretty) düşük ısı bozunması ve bozunmanın materyallerin eğilme dayanımına etkisini incelemektir.

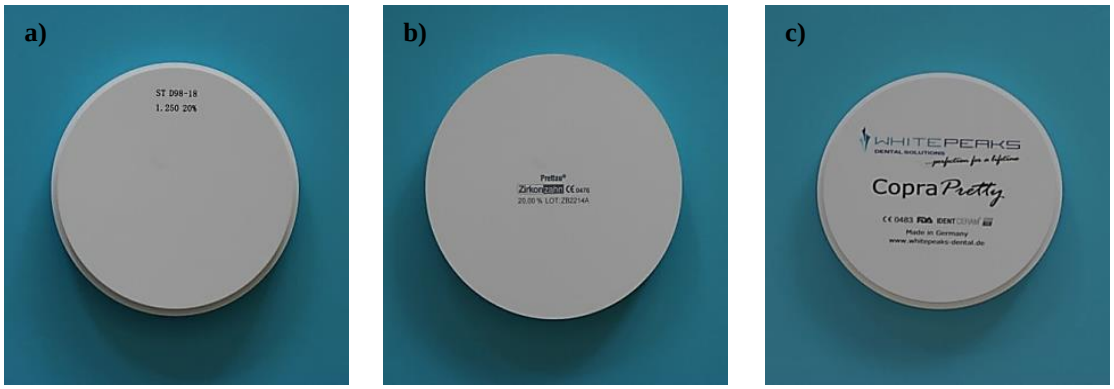
Bu tez çalışmasının ispatlanmamış hipotezi; bozunmanın materyalin eğilme dayanımına etki etmediğidir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 25.03.2014 tarihinde yapılan 2014/3 sayılı toplantısında projenin, bilimsel etik açısından uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir (Bkz. EK-A).

Bu çalışma; Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sterilizasyon Merkezi, Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkez Müdürlüğü ve AS DENTAL Diş Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Bu in-vitro çalışmada; Supra Zr (Turkuaz Dental, İzmir, Türkiye), Zirkonzahn Prettau (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya) ve CopraPretty (Whitepeaks Dental, Wesel, Almanya) olmak üzere 3 farklı Y-TZP seramik disk kullanılmıştır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Çalışmada kullanılan Y-TZP diskler **a)** Supra Zr, **b)** Zirkonzahn Prettau ve **c)** CopraPretty.

Çalışmada kullanılan Y-TZP diskler üretici firmaları, materyal içeriği ve LOT numaraları ile çizelge 2.1'de verilmiştir.

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan Y-TZP diskler.

Sistem Adı	Üretici Firma	Materyal İçeriği	LOT Numarası
Supra Zr	Turkuaz Dental, İzmir, Türkiye	% 94~95 ZrO_2 + HfO_2 % 4,5~5,5 Y_2O_3 > % 0,05 Al_2O_3 > % 0,05 Diğer oksitler	L2241028607-14
Zirkonzahn Prettau	Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya	% 94,84~ 94,32 ZrO_2 + HfO_2 % 4,94~5,26 Y_2O_3 % 0,15~0,35 Al_2O_3 > % 0,02 SiO_2 > % 0,01 Fe_2O_3 > % 0,04 Na_2O	ZB2214A
CopraPretty	Whitepeaks Dental, Wesel, Almanya	% 93.99~94.89 ZrO_2 % 4.95~5.35 Y_2O_3 % 0.15~0.35 Al_2O_3 % 0.02~0.25 $Fe(OH)_3$ % 0.06 Diğer oksitler	IY2003

Yttria stabilize zirkonya esaslı üç farklı tam seramik sistemine ait bloktan elde edilen örneklere; kumlama işleminin ardından yapay yaşlandırma işlemleri uygulanmıştır.

Yaşlandırma işlemleri tamamlandıktan sonra, yüzey topografisini görüntülemek amacı ile her gruptan seçilmiş bir örneğe x1000 ve x5000 büyütme ile taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi uygulanmıştır. SEM analizi ile ayrıca yapay yaşlandırma işlemleri sonucunda meydana gelen deformasyon ve defektler incelenmiştir.

Yaşlandırma işleminin materyallerin eğilme dayanımına etkisi incelenip faz analizleri X-ışını kırınımı (XRD) ile yapılmıştır. Cihazın örnek tutucusuna yerleştirilen örnekler, 0,036º adım aralığıyla, 20º-40º 2θ açıları arasında tarama işlemine tabi tutulmuş her örnekte X-ışını kırınımı sonucu bulunan yoğunluğun arttığı bölgelerde gözlenen pik değerleri ve bu değerlerin gözlendiği açılar belirlenmiştir. Örneklerin taranan yüzeylerindeki faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarı (X_m) Garvie ve Nicholson yöntemine göre belirlenmiştir (Garvie ve Nicholson 1972).

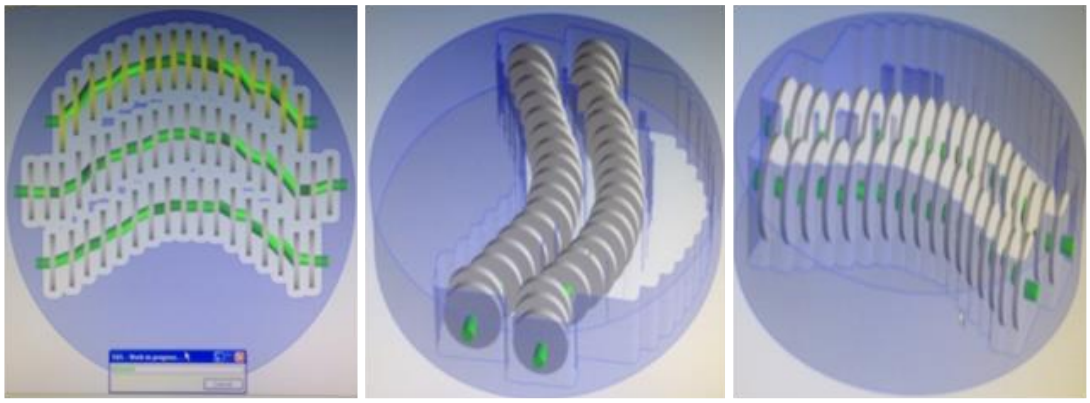
Bütün örnekler ISO 6872 standardına uygun olarak çekme-basma mekanik cihazı (ELISTA, TSTM02500, Elista Corp, İstanbul, Türkiye) kullanılarak iki eksenli

eğilme dayanıklılığı testine tabi tutulmuştur. Uygulayıcı uç hızı 1 mm/dk olan universal test cihazı ile örneklerde kırılma olana kadar kuvvet uygulanıp her bir örneğin kırılma anında gözlenen yük değerleri kaydedilmiştir.

Veriler istatistiksel analiz edilmiştir.

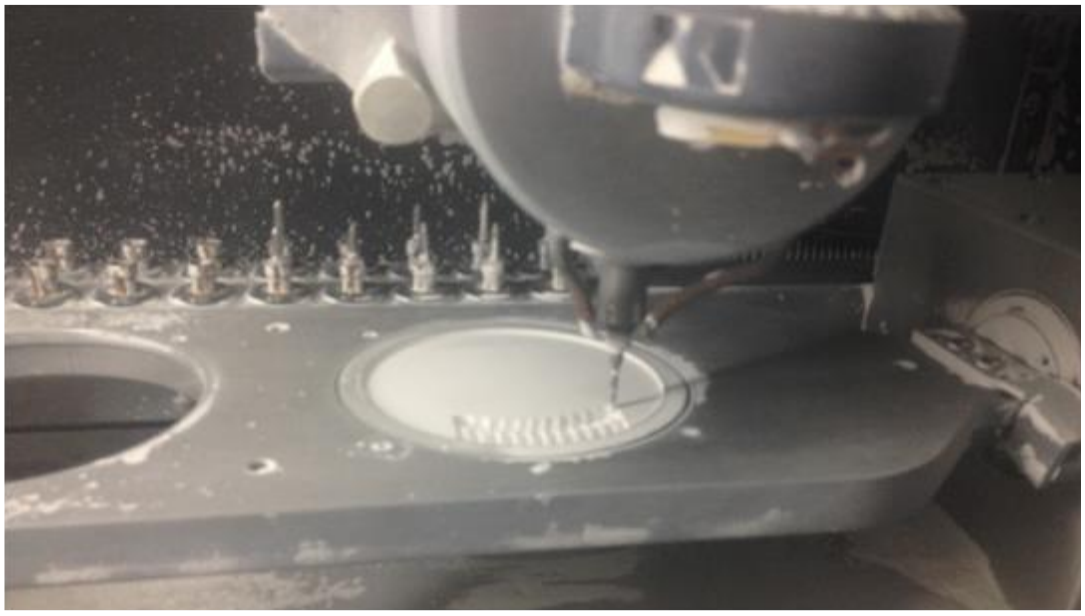
2.1. Örneklerin Hazırlanması

Her bir sisteme ait 40 adet, toplamda 120 adet disk şeklinde zirkonya örnek; standardizasyonu sağlamak amacıyla CAD/CAM sisteme ait yazılım programında (Dental Wings Software, DWOS, Turkuaz Dental, İzmir) ISO 6872 standardına uygun olarak sinterizasyon sonrası final boyutu 12.0 mm çapında ve 1.2±0.2 mm kalınlıkta olacak şekilde tasarlandı (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Bilgisayar yazılımıyla örneklerin tasarımının yapılması.

Veriler CAD/CAM sistemin freze ünitesine aktarıldı. Örnek çapına uygun olarak seçilen 18 mm çapındaki seramik disk freze ünitesine yerleştirildi (Şekil 2.3).

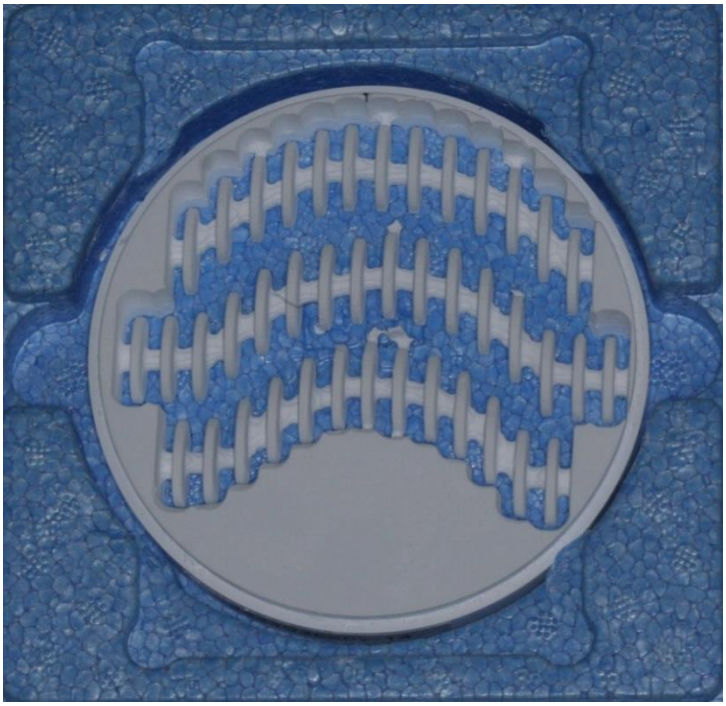


Şekil 2.3. Seramik diskin freze ünitesine yerleştirilmesi.

Frezeleme ünitesi (Yenamak, Konya, Türkiye) kullanılarak presinterize bloklar frezeleme ile şekillendirildi (Şekil 2.4). Örnekler, sistemlere ait sinterizasyon büzülmelerini kompanse etmek amacıyla %20-25 oranında büyütülmüş boyutlarda elde edildi (Şekil 2.5).

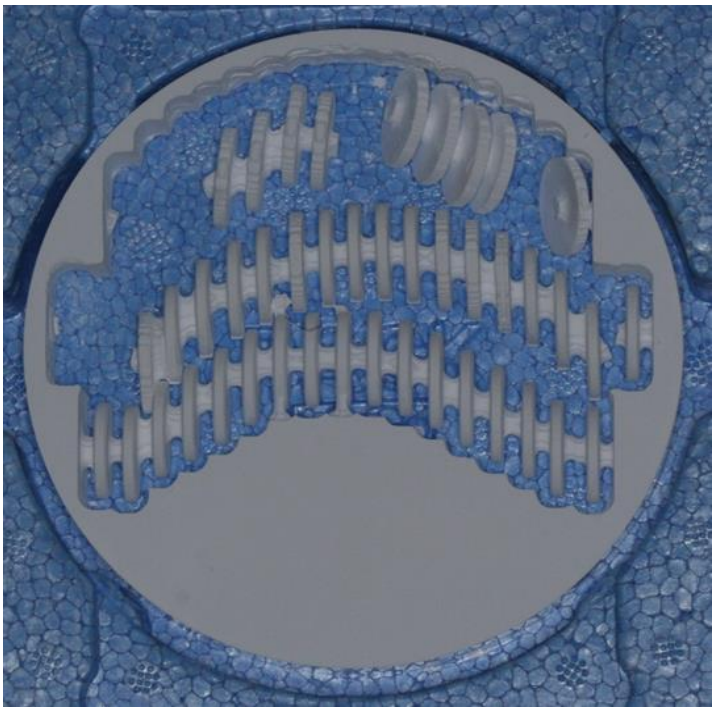


Şekil 2.4. Disklerin frezeleme ile şekillendirilmesi.



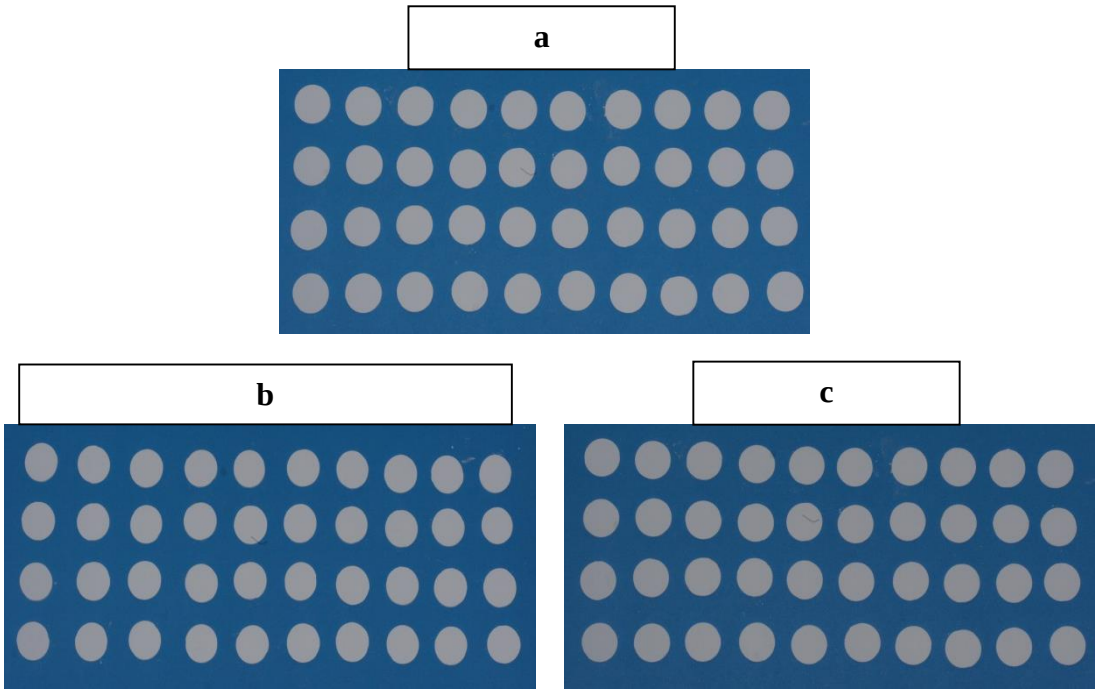
Şekil 2.5. Frezeleme işleminden sonra elde edilen örnekler.

Frezelenen örnekler; konnektörlerinden piyasamen (KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) ve elmas separe (HORICO, Lider Diş, Ankara, Türkiye) yardımıyla kesilerek birbirlerinden ayrıldı (Şekil 2.6). Örnek yüzeylerinde kalan konnektör alanları elmas frez (Komet, Komet Dental, Almanya) yardımıyla uzaklaştırılarak, konnektör alanlarında düzgün bir yüzey elde edilmesi sağlandı.



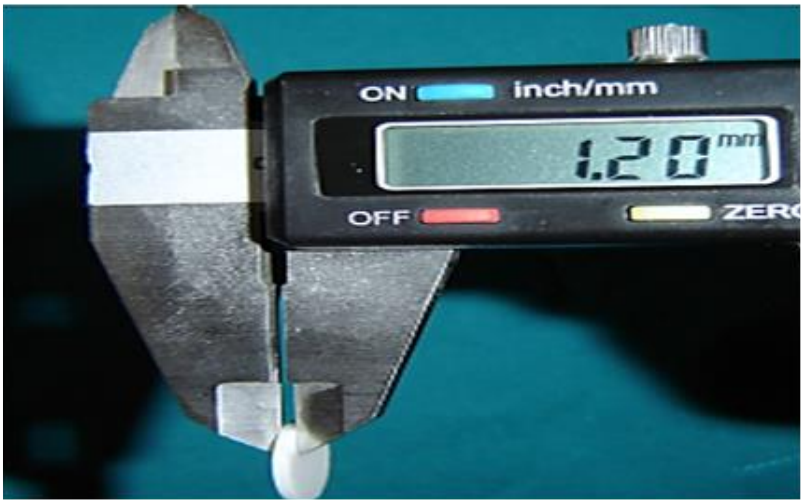
Şekil 2.6. Konnektörlerinden ayrılan örnekler.

Kesilen örneklerin yüzeyleri sinterleme işlemi öncesinde sırasıyla #600, #800, #1000 ve #1200 grit silikon karbid (SiC) aşındırma kağıtları ile (English Abrasives&Chemicals Ltd, Stafford, USA) ile akan su altında zımparalanarak düzeltildi (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Sinterizasyon işlemi öncesi zımparalanmış örnekler **a)** Supra Zr, **b)** Zirkonzahn Prettau ve **c)** CopraPretty.

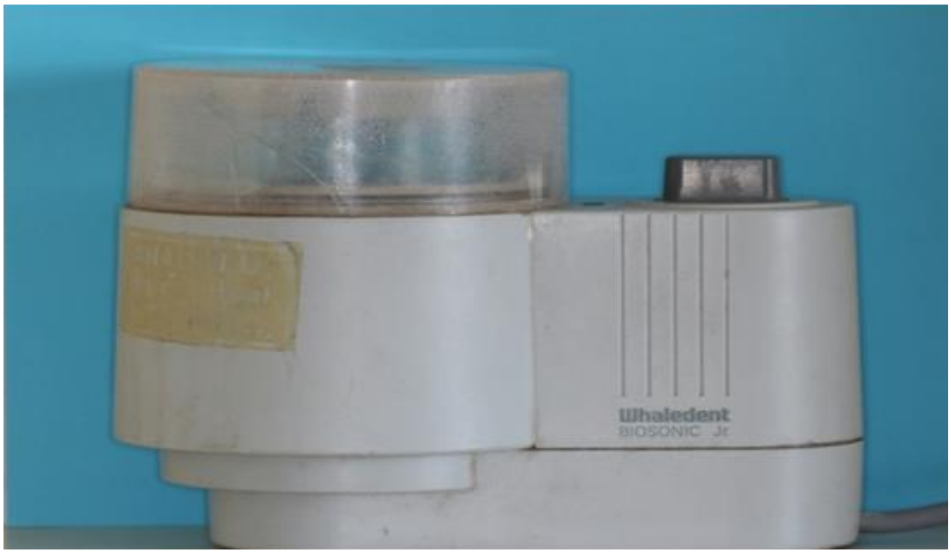
Tüm örnekler üretici talimatlarına göre sinterize edilerek final boyut ve yoğunluğuna ulaştı. Örnek boyutları sinterleme sonrasında dijital kumpas (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japonya) ile kontrol edildi (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Sinterleme işlemi sonrasında örnek kalınlığının dijital kumpas ile kontrol edilmesi.

Elde edilen sinterize zirkonya örnekler kumlama cihazında (Bego, Bremen, Almanya) 110 µm partikül büyüklüğüne sahip Alimünyum Oksit (Al_2O_3) partikülleriyle (Korox, Bego, Bremen, Almanya) 4 bar basınç altında 20 saniye süre ile 10 mm uzaklıktan kumlandı.

Örnekler; yüzey artıklarının uzaklaştırılması için distile su içeren ultrasonik temizleyicide (Biosonic JR, Whaledent Int., NY, USA) 3 dakika süre ile temizlendi (Şekil 2.9).



Şekil 2.9. Örneklerin ultrasonik temizleyicide temizlenmesi.

2.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

Her bir grup (N=40) kendi içerisinde;

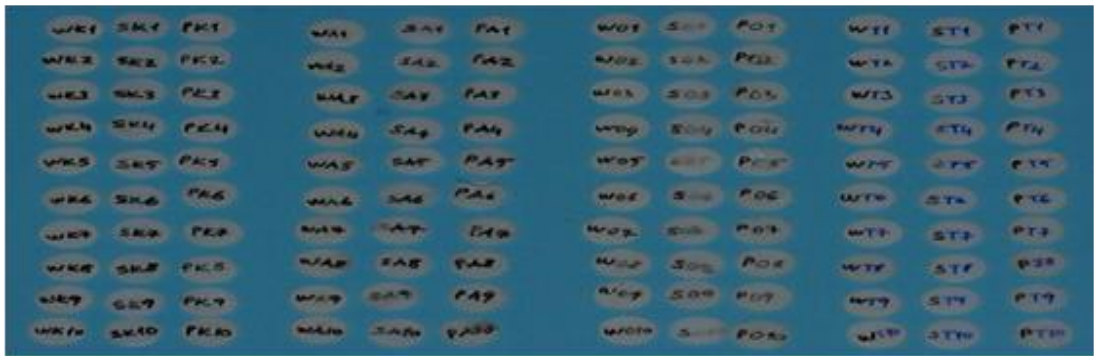
1. Kontrol grubu (n=10): distile suda 37ºC'de 5 saat
2. Termal siklus grubu (n=10): 10.000 devir termal siklus
3. Düşük ısı bozunması grubu (n=10): 134ºC'de 2 bar basınç altında 5 saat
4. Asetik asit grubu (n=10): %4'lük asetik asitte 80ºC'de 168 saat olmak üzere rastgele 4 alt gruba ayrıldı. Oluşturulan deney grupları, grup kısaltmalarıyla birlikte çizelge 2.2'de verilmiştir.

Çizelge 2.2. Oluşturulan deney grupları ve grup kısaltmaları.

Sistem Adı	Kontrol	Termal Siklus	Otoklav	Asit
Supra Zr	SK	ST	SO	SA
Zirkonzahn Prettau	PK	PT	PO	PA
CopraPretty	WK	WT	WO	WA

2.3. Deney Gruplarına Yapay Yaşlandırma İşlemlerinin Uygulanması

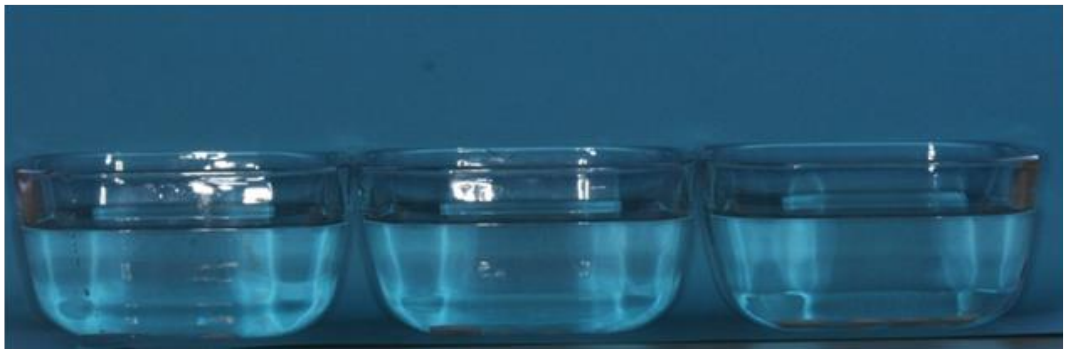
Her bir grup kendi içerisinde, biri kontrol grubu olmak üzere; termal siklus grubu, düşük ısı bozunması grubu ve asetik asit grubu olmak üzere rastgele toplam 4 alt gruba ayrıldı. Tüm örneklerin kumlama uygulanacak yüzeyleri belirlendi, diğer yüzeylerine gruplara göre kısaltmalar verilerek örnekler işaretlendi (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Rastgele alt gruplara ayrılmış ve gruplandırılmış örnekler.

2.3.1. Kontrol Grubundaki Örneklere Uygulanan İşlemler

Her bir zirkonya sisteme ait 10 adet, toplamda 30 adet örnek; her grup farklı birer cam kaba konulup üzerlerine eşit miktarlarda distile su ilave edildikten sonra (Şekil 2.11) inkübatörde (EN 1200 model; Nüve, Ankara, Türkiye) 37°C'de 5 saat bekletildi (Şekil 2.12).



Şekil 2.11. Kontrol grubundaki örneklere eşit miktarda distile su ilave edilmesi.



Şekil 2.12. Kontrol grubundaki örneklerin inkübatörde bekletilmesi.

2.3.2. Termal Siklus Grubundaki Örneklere Uygulanan İşlemler

ISO TR 11450 standardı (ISO;1994) 5-55ºC suda 500 devrin uygun bir yaşlandırma işlemi olduğunu bildirir. Oysa ki; Gale ve Darvell (1999) 10.000 devrin yaklaşık olarak 1 yıllık in vivo fonksiyona karşılık geldiği sonucuna varmışlardır.

Her bir zirkonya sisteme ait 10 adet, toplamda 30 adet örneğe; 5-55ºC (±2 ºC)'de 10.000 termal siklus uygulandı. Termal siklus cihazının (Nova, Konya, Türkiye) banyosunda örneklerin bekleme süresi 30 sn, iki banyo arasındaki geçiş süresi ise 10 sn olarak ayarlandı (Şekil 2.13).



Şekil 2.13. Termal siklus cihazı.

2.3.3. Düşük Isı Bozunması Grubundaki Örneklere Uygulanan İşlemler

ISO 13356 (ISO;2008) standardına göre; otoklavda 134°C'de 2 bar basınçta 5 saatlik bir sürenin; vücut sıcaklığında 5 ile 20 yıl arası geçirilen zamanı taklit ettiği rapor edilmiştir (Chevalier ve ark 1999, Ban ve ark 2008, Chevalier ve ark 2009, Kim ve ark 2010).

Her bir zirkonya sisteme ait 10 adet, toplamda 30 adet örnek; buharlı otoklavda (DAC Professional Autoclave, Sirona Dental, NY, USA) ISO 13356 (ISO;2008) standardına uygun olarak 134°C'de 2 bar basınçta 5 saat süre ile bekletildi (Şekil 2.14).



Şekil 2.14. Örneklerin buharlı otoklavda bekletilmesi.

2.3.4. Asetik Asit Grubundaki Örneklere Uygulanan İşlemler

Kimyasal çözünürlük testleri için; 80ºC'de %4'lük asetik asidin kullanıldığı ISO 6872 (ISO;1995) 'Dental Seramikler' standardında belirtilmiştir. Bu asidin dental seramikleri aşındırdığı rapor edilmiştir.

Her bir zirkonya sisteme ait 10 adet, toplamda 30 adet örnek; her grup farklı birer cam kalıba konulup üzerlerine eşit miktarlarda %4'lük asetik asit eklenerek (Puriss), (Prolabo; Merck Group, Darmstadt, Germany), inkübatörde (EN 1200 model; Nüve, Ankara, Türkiye) 80±5°C'de 168 saat bekletildi (Şekil 2.15).



Şekil 2.15. Asetik asit grubundaki örneklerin inkübatörde bekletilmesi.

2.4. X-Işını Kırınımı (XRD) Analizi

X-ışını kırınımı analizi Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirildi.

Örneklerin kristal yapı analizleri, monokromatik CuK α ışını kullanan X-ışını difraktometre (Bruker D8 Advance, Bruker AXS, Karlsruhe, Almanya) ile yapıldı (Şekil 2.16). Analizi yapılan örnekler, cihazın örnek tutucusuna yerleştirildi. Örnek yüzeyinde, 0. 036° adım aralığıyla, 20°-40° 2θ açıları arasında tarama işlemi yapıldı (Lynxeye dedector, Bruker AXS, Karlsruhe, Almanya).



Şekil 2.16. X-ışını kırınım cihazı.

X-ışını kırınımı sonucu bulunan yoğunluk değerleri kaydedildi. Elde edilen XRD difraktogramı, difraktometreye bağlı bir yazılım programında (DIFFRAC EVA, Bruker AXS, Karlsruhe, Almanya) ve ICCD (International Center For Diffraction Data) datalarına göre değerlendirildi.

Her örnekte, yoğunluğun arttığı bölgelerde gözlenen en yüksek değer ve bu değerlerin gözlendiği 2θ açıları belirlendi. Hanawalt yöntemine (Woolfson 1997) göre her bir örneğin bileşenleri analiz edildi.

Örneklerin işleme tabi tutulmuş yüzeylerindeki faz değiştirmiş monoklinik zirkonyanın tetragonal faza oranla göreceli miktarı (Xm) Garvie ve Nicholson yöntemine (Garvie ve Nicholson 1972) göre aşağıdaki denklem kullanılarak belirlendi.

$$X_M = \frac{I_{M(111)} + I_{M(111^-)}}{I_{M(111)} + I_{M(111^-)} + I_T}$$

I: Faz yoğunluğunun en yüksek değeri

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

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

T: Tetragonal faz

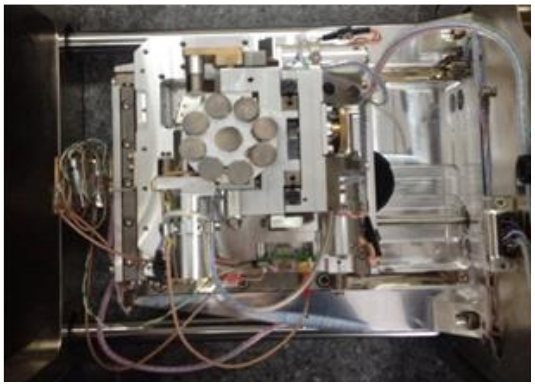
2.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirildi.

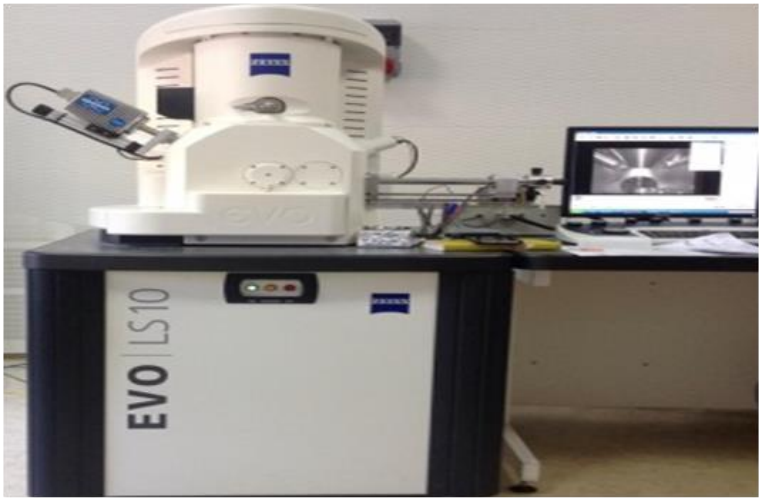
Yaşlandırma işlemleri tamamlandıktan sonra SEM analizi ile yüzey topografisini görüntülemek amacı ile her gruptan rastgele birer adet örnek seçildi. Ölçümün yapılacağı örnek yüzeyleri %96'lık etanol ile yıkandı ve hava ile hafifçe kurulandı. SEM analizi için seçilen 12 adet örneğin; işlem görmüş yüzeyi altın kaplama cihazı (Sputter Coater 108 Auto, Cressington Scientific Instruments Ltd., Watford, İngiltere) (Şekil 2.17) ile altın ile kaplandı (Şekil 2.18). Hazırlanan yüzeyler x1000 ve x5000 büyütme ile SEM (SEM-ZEİSS LS-10, İngiltere) altında incelendi. SEM analizi ile yapay yaşlandırma işlemleri sonucunda yüzey topografisinde meydana gelen değişiklikler incelendi (Şekil 2.19).



Şekil 2.17. Altın kaplama cihazı.



Şekil 2.18. Altın kaplanmış örnekler.



Şekil 2.19. SEM Cihazı.

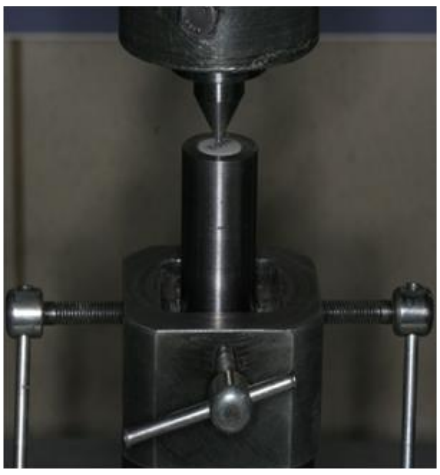
2.6. İki Eksenli Eğilme Dayanıklılığı Testi

Eğilme testi, ISO 6872 (ISO;1995) standardına uygun olarak, Selçuk Üniveritesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi'nde bulunan çekme-basma test cihazı (ELISTA, TSTM02500, Elista Corp, İstanbul, Türkiye) ile gerçekleştirildi. Örnekleri desteklemek için, 3 adet 3,2 mm çapında paslanmaz çelik top 10 mm çapında bir dairenin üzerine yerleştirildi. Toplar, dairenin merkezine göre 120 derece açı ile konumlandırıldı (Şekil 2.20).



Şekil 2.20. Test düzeneği.

Örnek, merkezi piston ile aynı eksen üzerinde ve işlem görmüş yüzeyi piston yüzeyine bakacak şekilde topların üzerine yerleştirildi. Örneklerin işleme tabi tutulan yüzeylerine 1,4 mm çapındaki silindir şeklinde basma ucu ile ISO 6872 (ISO;1995) dental seramik standartlarına uygun olarak örnek merkezlerinden; örnekler kırılana kadar 1 mm/dk hız ile yükleme yapıldı (Şekil 2.21). Her bir örneğin kırıldığı an gözlenen yük değeri kaydedildi (Şekil 2.22).



Şekil 2.21. Örneğin kırma testine yerleştirilmesi.



Şekil 2.22. Örneğin kırılması.

Üç top üzerinde piston testi uygulanan örnekler için bükülme dayanıklılığı değerleri aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplandı (Fischer ve ark 2008, Karakoca ve Yilmaz 2009).

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

S: (MPa – megapaskal) maksimum gerilim stresi

P: (N- Newton) kırılma anındaki yük

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

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

v: Poisson oranı 0.25 (seramiğin Poisson oranı bilinmiyor ise 0.25 değerinin kullanılması ISO 6872 standardında önerilmektedir (ISO;1995)).

r_1: (milimetre) destek topların üzerinde konumlandığı dairenin yarıçapı

r_2: (milimetre) piston ucunun yarıçapı

r_3: (milimetre) örneğin yarıçapı

d: (milimetre) kırık merkezinde örneğin kalınlığı

2.7. İstatistiksel Analiz

Çalışmada kullanılan 3 farklı monolitik Y-TZP materyaline uygulanan yapay yaşlandırma işlemleri sonucu X-ışını kırınımı verileri elde edilmiş örnekler iki eksenli eğilme testine tabi tutulmuş ve eğilme dayanımı verileri elde edilmiştir. Bu çalışanın amacı; bozunma ve eğilme dayanımı verileri arasında istatistiksel olarak bir farklılık olup olmadığını belirlemektir.

Uygulanacak testlere karar vermeden önceden normal dağılıma uygunluk ve varyansların homojenliği varsayımları kontrol edilmiştir. Öncelikle değerlerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile test edilmiş normal dağılım gösteren değişkenler için varyansların homojenliği Levene testi ile değerlendirilmiştir. Değerlerin normal dağılım özelliğini ve varyansların homojenliği varsayımlarını sağladığı durumlarda non-parametrik testlere göre daha güçlü olan

parametrik testlerden tek yönlü ANOVA varyans analizi testi uygulanmıştır. Bu varsayımlardan en az birinin sağlanmadığı durumlarda ise non-parametrik bir test olan Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. İkili karşılaştırma testlerinden parametrik testler için Tukey HSD ikili karşılaştırma testi; non-parametrik testler için Mann Whitney U ikili karşılaştırma testi uygulanmıştır.

3. BULGULAR

Üç farklı Y-TZP seramiğe uygulanan yapay yaşlandırma işlemi sonucunda; faz dönüşümü (Xm) ve eğilme dayanımı değerleri (ED), SEM görüntüleri, XRD ve Weibull kırılma olasılığı grafikleri elde edilmiştir.

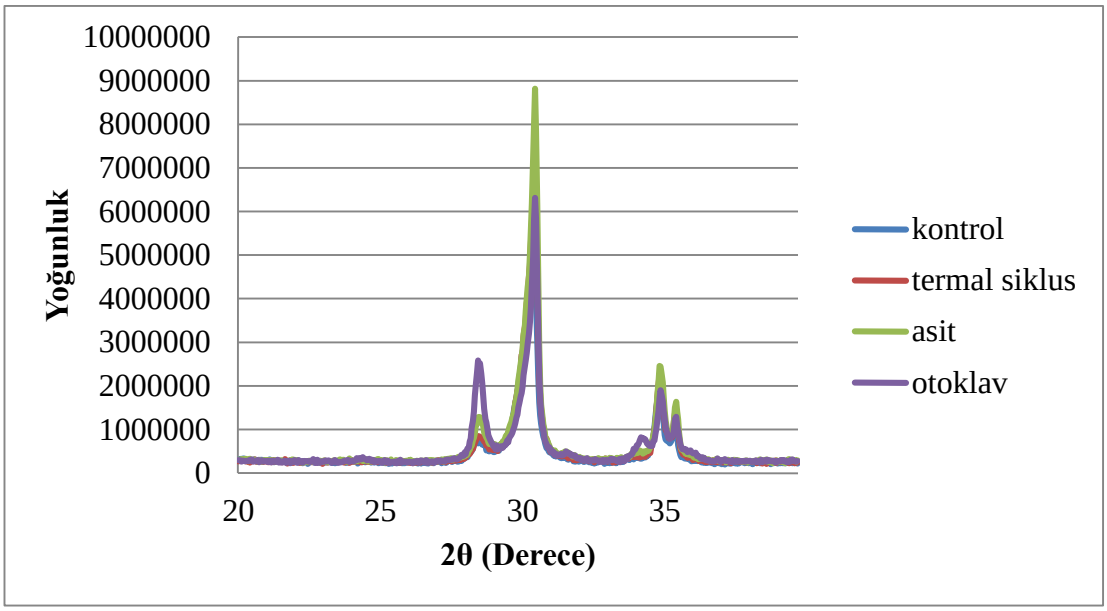
Xm değerleri XRD analizi sonucunda pik yoğunlukları kullanılarak elde edilmiş; iki eksenli eğilme dayanımı testi sonucunda Newton cinsinden elde edilen eğilme dayanımı değerleri MPa olarak hesaplanmıştır.

3.1. XRD Analizi Bulguları

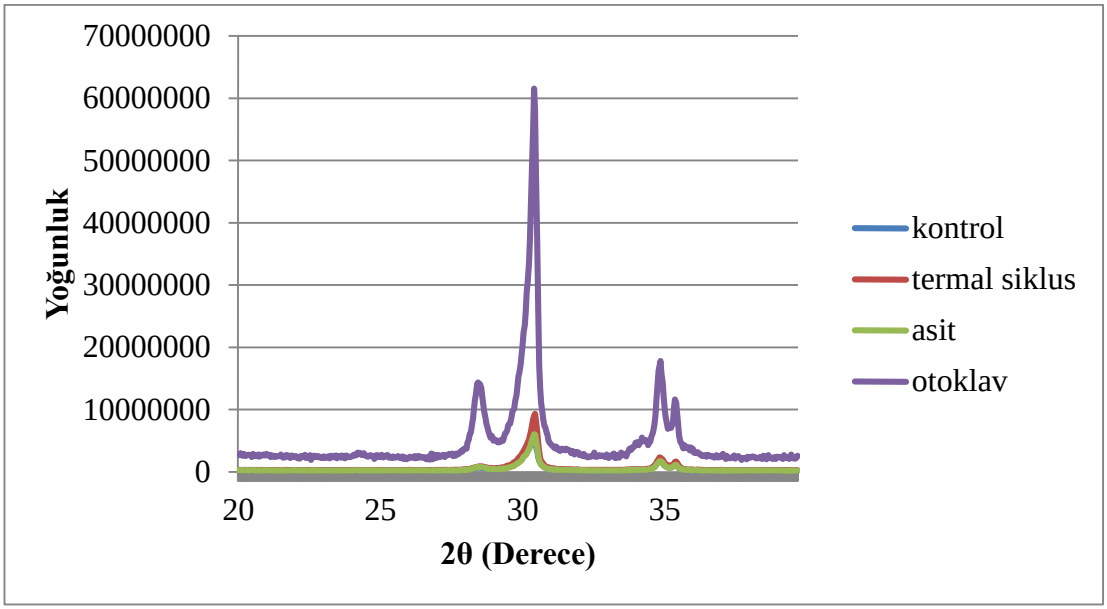
XRD analizi sonucunda tetragonal pik 30,4º - 30,5º, monoklinik pikler ise $28{,}4^{\circ} \leq 2\theta \leq 35{,}0^{\circ}$ açıları çevresinde izlenmiştir. Pik değerleri ve grafikleri materyallerin her birinde uygulanan yapay yaşlandırma işlemlerine bağlı farklılıklar göstermiştir.

3.1.1. XRD Grafikleri

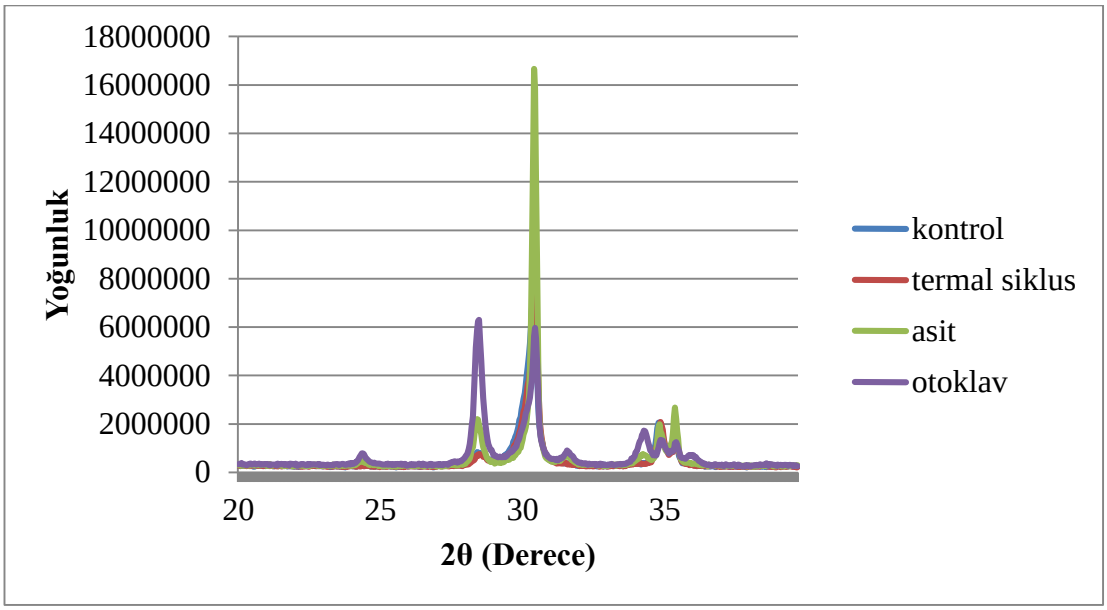
Elde edilen XRD grafiklerine göre yapay yaşlandırma işlemlerine bağlı olarak tetragonal ve monoklinik pik yoğunluklarının değiştiği gözlenmiştir (Şekil 3.1- 3.3).



Şekil 3.1. Prettau materyaline ait alt gruplardan alınmış birer örneğin XRD grafiği.



Şekil 3.2. Supra Zr materyaline ait alt gruplardan alınmış birer örneğin XRD grafiği.



Şekil 3.3. CopraPretty materyaline ait alt gruplardan alınmış birer örneğin XRD grafiği.

3.1.2. Yapay Yaşlandırma İşlemi Uygulanan Grupların Göreceli Monoklinik Faz Miktarı (Xm) Farklılıklarının İncelenmesi

XRD pik yoğunluklarından elde edilen verilere göre göreceli monoklinik faz miktarı ortalama (ort.) standart sapma (std. Sapma) minimum (min.) maksimum (max.) ve medyan değerleri çizelge 3.1.'de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Gruplara ait göreceli monoklinik faz miktarı değerleri.

	N	Ort.	Std. Sapma	Minimum	Maksimum	Medyan
Prettau	40	0,32	0,05	0,24	0,44	0,31
PK	10	0,29	0,01	0,28	0,32	0,28
PT	10	0,29	0,02	0,24	0,32	0,29
PA	10	0,31	0,01	0,29	0,33	0,31
PO	10	0,41	0,01	0,37	0,44	0,41
Supra Zr	40	0,29	0,04	0,23	0,37	0,29
SK	10	0,28	0,02	0,24	0,32	0,28
ST	10	0,25	0,01	0,23	0,29	0,25
SA	10	0,28	0,02	0,23	0,31	0,29
SO	10	0,35	0,01	0,34	0,37	0,36
CopraPretty	40	0,24	0,19	0,10	0,64	0,15
WK	10	0,10	0,01	0,10	0,12	0,11
WT	10	0,12	0,01	0,11	0,14	0,12
WA	10	0,18	0,01	0,16	0,20	0,18
WO	10	0,58	0,03	0,52	0,64	0,57

Verilerin normal dağılım varsayımına uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile test edilmiş, normal dağılım gösteren değişkenler için varyanslarının homojenliği varsayımı ise Levene testi ile değerlendirilmiştir.

Değerlerin normal dağılım ve varyansların homojenliği varsayımlarını sağladığı durumlarda nonparametrik testlere göre daha güçlü olan parametrik testlerden Anova Varyans Analizi testi uygulanmıştır. Bu varsayımlardan en az birinin sağlanamadığı durumlarda ise non-parametrik bir test olan Kruskal Wallis testi uygulanmıştır.

Kolmogorov-Smirnov ve Levene testlerine göre grupların Xm değeri $p<0,05$ olduğundan bu değişkenlere ait değerler normal dağılım ve varyansların homojenliği varsayımlarını sağlamamaktadır. Bu nedenle grupların Xm farklılıklarının istatistiksel analizi non-parametrik bir test olan Kruskal Wallis istatistiksel analiz testi ile yapılmıştır. Elde edilen veriler çizelge 3.2.'de verilmiştir.

Çizelge 3.2. Grupların göreceli faz miktarı için Kruskal Wallis testinin sonucu.

	Ki Kare	Serbestlik Derecesi	P
Xm	23,020	2	0,000

Sıfır hipotezi (H_0) Y-TZP materyallerine göre XRD pik yoğunluklarından elde edilen göreceli monoklinik faz miktarı (Xm) verilerinin medyanları arasında fark olmadığıdır.

Kruskal Wallis istatistiksel analizi sonuçlarına göre bütün materyallerin göreceli monoklinik faz miktarlarında gruplar arası farklılık olduğu belirlenmiştir ($p<0,05$). H_0 hipotezi reddedilir. Bu farkın nedenini belirlemek için Mann Whitney U istatistiksel analiz testi kullanılmıştır.

Her bir Y-TZP materyali; ikili olarak diğer zirkonyum materyalleri ile karşılaştırılmıştır. Çizelge 3.3-3.4'te elde edilen ortalama rank ve P değerleri verilmiştir.

Çizelge 3.3. Grupların ortalama rank değerleri.

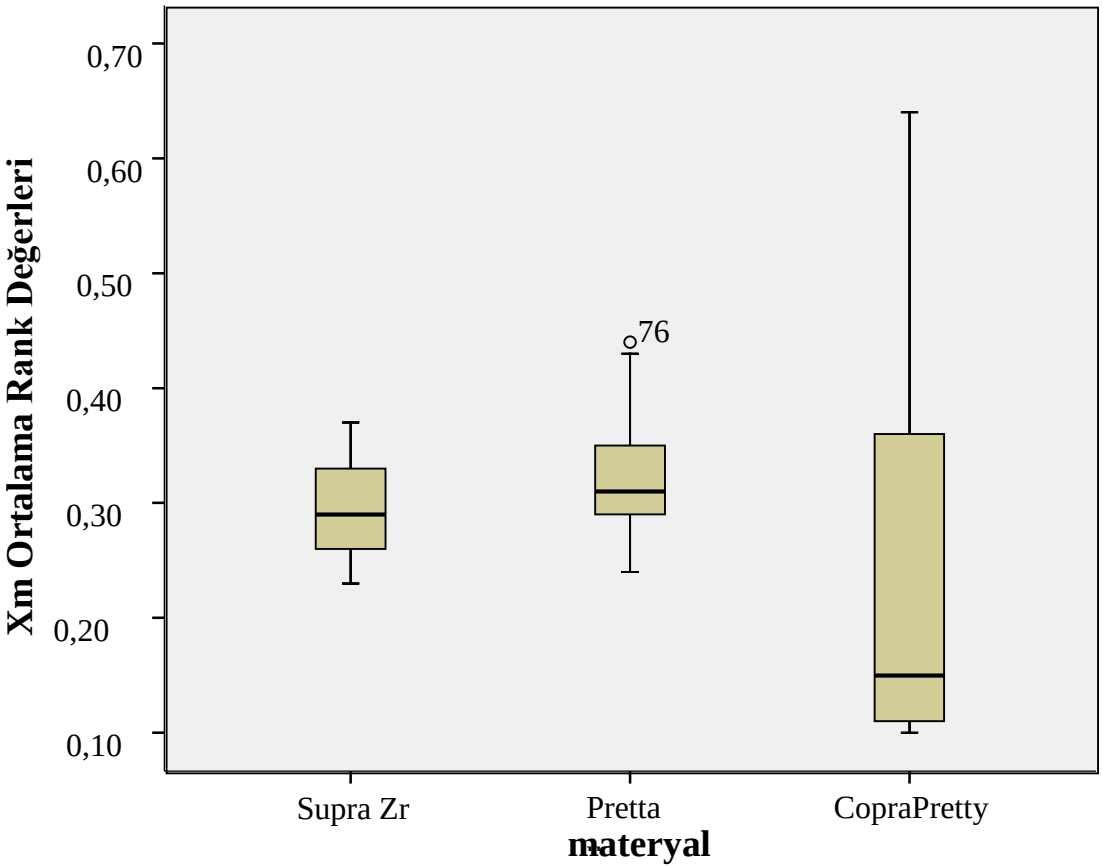
	Materyal	N	Ortalama rank
	Supra Zr	40	63,64
	Prettau	40	77,36
	CopraPretty	40	40,50
	Total	120	

Çizelge 3.4. Grupların Mann Whitney U testi sonucu elde edilen P değerleri.

Supra Zr	**Prettau**	**P**
33,64	47,36	0,008
Supra Zr	**CopraPretty**	**P**
50,50	30,50	0,000
Prettau	**CopraPretty**	**P**
50,50	30,50	0,000

Kruskal Wallis ve Mann Whitney U istatistiksel analizlerinin sonuçlarına göre bütün materyallerin göreceli monoklinik faz miktarlarında gruplar arası farklılık olduğu belirlenmiştir ($p<0,05$).

Elde edilen ortalama rank değerlerine göre en fazla göreceli monoklinik faz miktarı Prettau materyalinde görülürken en az göreceli monoklinik faz miktarı CopraPretty materyalinde görülmüştür (Şekil 3.4.).



Şekil 3.4. Grupların Xm ortalama rank değerleri.

Prettau materyaline ait göreceli monoklinik faz miktarı (Xm) bulguları

Kolmogorov-Smirnov ve Levene testlerine göre Prettau materyali normal dağılıma uygunluk ve varyansların homojenliğini varsayımlarını sağlamadığı için ($p<0,05$) göreceli monoklinik faz oranlarının istatistiksel analizi nonparametrik bir test olan Kruskal Wallis istatistiksel analiz testi ile yapılmıştır (çizelge 3.5).

Çizelge 3.5. Prettau materyaline ait grupların Xm (%) değerlerinin Kruskal Wallis testi sonuçları.

	Ki Kare	Serbestlik Derecesi	P
Xm	26,70	3	0,000

Sıfır hipotezi (H_0) Prettau materyalinin alt gruplarına göre XRD pik yoğunluklarından elde edilen göreceli monoklinik faz miktarı verilerinin materyalin alt gruplarının medyanları arasında fark olmadığıdır.

Kruskal Wallis istatistiksel analizi sonuçlarına göre Prettau materyalinin göreceli monoklinik faz miktarında materyalin alt grupları arasında farklılık olduğu

belirlenmiştir ($p<0,05$). H_0 hipotezi reddedilir. Bu farkın nedenini belirlemek için Mann Whitney U istatistiksel analiz testi kullanılmıştır.

Her bir alt grup; ikili olarak aynı materyalin diğer alt grubu ile karşılaştırılmıştır. Çizelge 3.6-3.7'de elde edilen rank ve P değerleri verilmiştir.

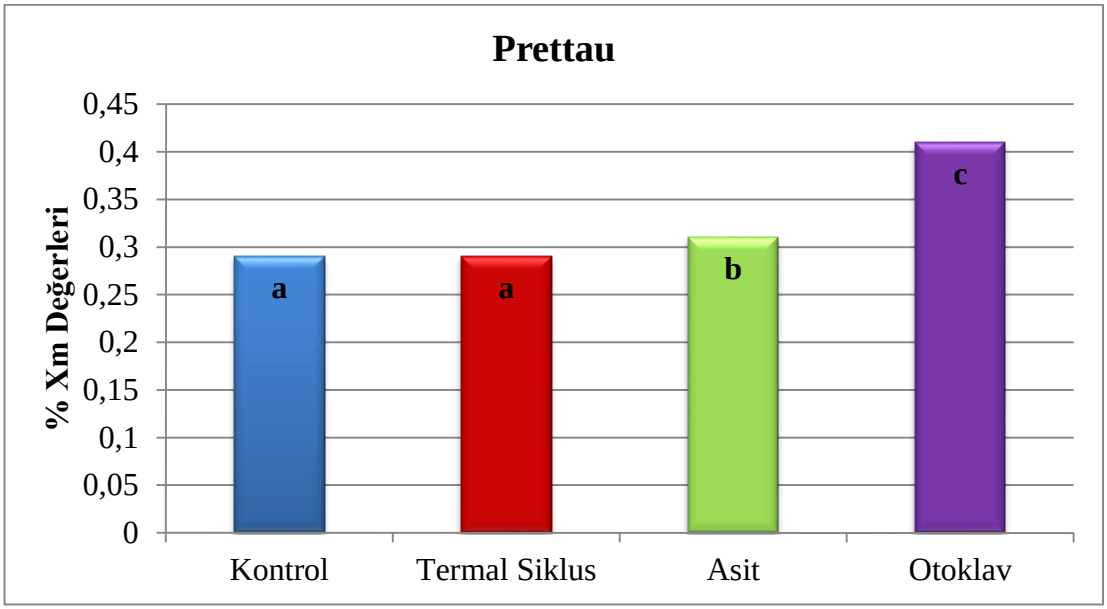
Çizelge 3.6. Prettau materyalinde alt grupların ortalama rank değerleri.

	Materyal	**N**	**Ortalama rank**
	PK	10	12,35
	PT	10	12,35
	PA	10	21,80
	PO	10	35,50
	Total	40	

Çizelge 3.7. Prettau materyaline ait alt grupların Mann Whitney U testi sonucu elde edilen P değerleri.

PK	**PT**	**P**
10,50	10,50	1,000
PK	**PA**	**P**
7,35	13,65	0,015
PK	**PO**	**P**
5,50	15,50	0,000
PT	**PA**	**P**
7,35	13,65	0,015
PT	PO	P
5,50	15,50	0,000
PA	**PO**	**P**
5,50	15,50	0,000

Mann Whitney U testinin sonuçlarına üç farklı grup oluştuğu görülmektedir. Daha düşük Xm değerlerinin görüldüğü 1. grupta PT (a) ve PK (a) grupları yer almaktadır. 1. gruba göre daha yüksek Xm değerlerine sahip 2. grupta PA (b) grubu, en yüksek Xm değerlerine sahip 3. grupta ise PO (c) grubu yer almaktadır (Şekil 3.5.).



Şekil 3.5. Prettau materyaline ait alt grupların Xm değeri farklılıkları.

Supra Zr materyaline ait göreceli monoklinik faz miktarı (Xm) bulguları

Kolmogorov-Smirnov ve Levene testlerine göre Supra Zr materyali normal dağılıma uygunluk ve varyansların homojenliğini varsayımlarını sağladığı için göreceli monoklinik faz oranlarının istatistiksel analizi parametrik bir test olan Anova Varyans Analizi testi ile yapılmıştır (çizelge 3.9). Supra Zr materyaline ait betimleyici istatistikler yapılmış, çizelge 3.8'de Supra Zr materyalinin alt gruplarına ait ortalama, standart sapma, minimum (min) ve maksimum (max) değerleri verilmiştir.

Çizelge 3.8. Supra Zr materyalinin alt gruplarına ait ortalama,standart sapma, min. ve max. değerlerini gösteren çizelge.

	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum
SK	10	0,28	0,02	0,24	0,32
ST	10	0,25	0,01	0,23	0,29
SA	10	0,28	0,02	0,23	0,31
SO	10	0,35	0,01	0,34	0,37
Total	40	0,29	0,04	0,23	0,37

Betimleyici istatistik sonuçlarına göre en yüksek ortalama Xm değerine sahip grubun 0,35 ile SO grubu olduğu görülmektedir. SO grubunu sırasıyla 0,28 ile SA, 0,28 ile SK ve 0,25 ile ST grupları takip etmektedir.

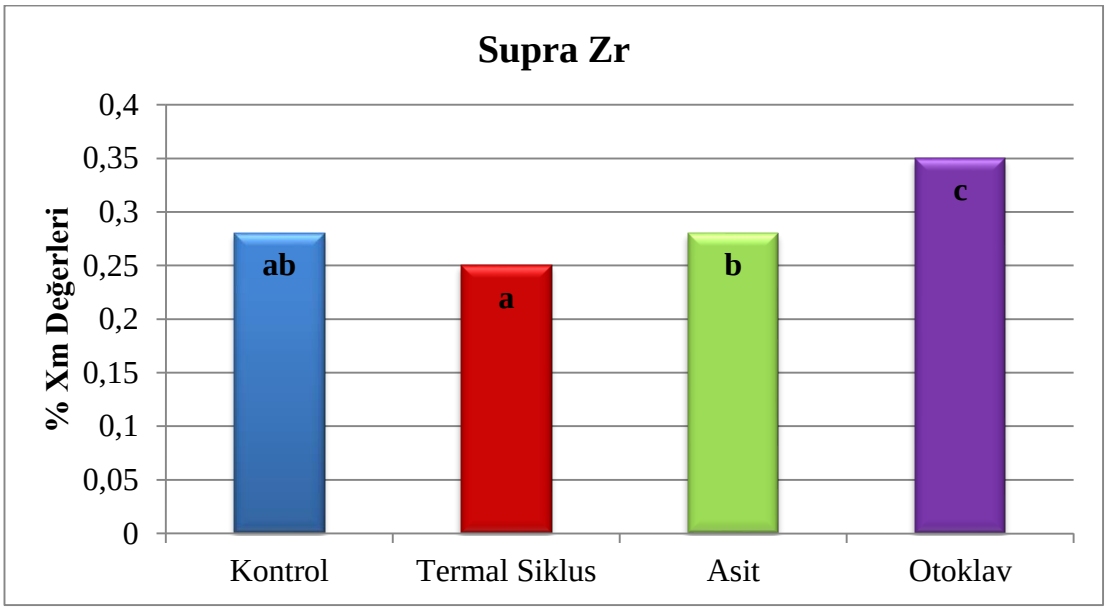
Çizelge 3.9. Supra Zr materyaline ait alt grupların göreceli faz miktarları için Anova Testi.

	Kareler toplamı	df	Kareler ortalaması	F	P
Gruplar arası	0,05	3	0,01	37,52	0,000
Grup içi	0,01	36	0,00		
Total	0,07	39			

Sıfır hipotezi (H_0) Supra Zr materyalinin alt gruplarına göre XRD pik yoğunluklarından elde edilen göreceli monoklinik faz miktarı verilerinin materyalin alt gruplarının ortalamaları arasında fark olmadığıdır.

Anova Varyans analizi testi sonuçlarına göre Supra Zr materyalinin göreceli monoklinik faz miktarında materyalin alt grupları arasında farklılık olduğu belirlenmiştir ($p<0,05$). H_0 hipotezi reddedilir. Bu farkın nedenini belirlemek için post-hoc ikili karşılaştırma testlerinden Tukey HSD testi kullanılmıştır.

Tukey HSD ikili karşılaştırma testinin sonuçlarına üç farklı grup oluştuğu görülmektedir. En düşük ortalama Xm değerlerinin görüldüğü 1. grupta ST (a) ve SK (ab) grupları yer almaktadır. 1. gruba göre daha yüksek ortalama Xm değerlerine sahip 2. grupta SK (ab) ve SA (b) grupları, en yüksek ortalama Xm değerlerine sahip 3. grupta ise SO (c) grubu yer almaktadır. SK grubu hem birinci hem ikinci grupta yer almaktadır (şekil 3.6.).



Şekil 3.6. Supra Zr materyaline ait alt grupların Xm değeri farklılıkları.

CopraPretty materyaline ait göreceli monoklinik faz miktarı (Xm) bulguları

Kolmogorov-Smirnov ve Levene testlerine göre CopraPretty materyali normal dağılıma uygunluk ve varyansların homojenliği varsayımlarını sağlamadığı için ($p<0,05$) göreceli monoklinik faz oranlarının istatistiksel analizi nonparametrik bir test olan Kruskal Wallis istatistiksel analiz testi ile yapılmıştır (çizelge 3.10).

Çizelge 3.10. CopraPretty materyali göreceli faz miktarları için Kruskal Wallis Testi.

	Ki Kare	Serbestlik Derecesi	P
XRD	34,50	3	0,000

Sıfır hipotezi (H_0) CopraPretty materyalinin alt gruplarına göre XRD pik yoğunluklarından elde edilen göreceli monoklinik faz miktarı verilerinin materyalin alt gruplarının medyanları arasında fark olmadığıdır.

Kruskal Wallis istatistiksel analizi sonuçlarına göre CopraPretty materyalinin göreceli monoklinik faz miktarında materyalin alt grupları arasında farklılık olduğu belirlenmiştir ($p<0,05$). H_0 hipotezi reddedilir. Bu farkın nedenini belirlemek için Mann Whitney U istatistiksel analiz testi kullanılmıştır.

Her bir alt grup; ikili olarak aynı materyalin diğer alt grubu ile karşılaştırılmıştır. Çizelge 3.11-3.12'de elde edilen rank ve p değerleri verilmiştir.

Çizelge 3.11. CopraPretty materyalinde alt grupların ortalama rank değerleri.

	Materyal	N	Ortalama rank
	WK	10	7,60
	WT	10	13,40
	WA	10	25,50
	WO	10	35,50
	Total	40	

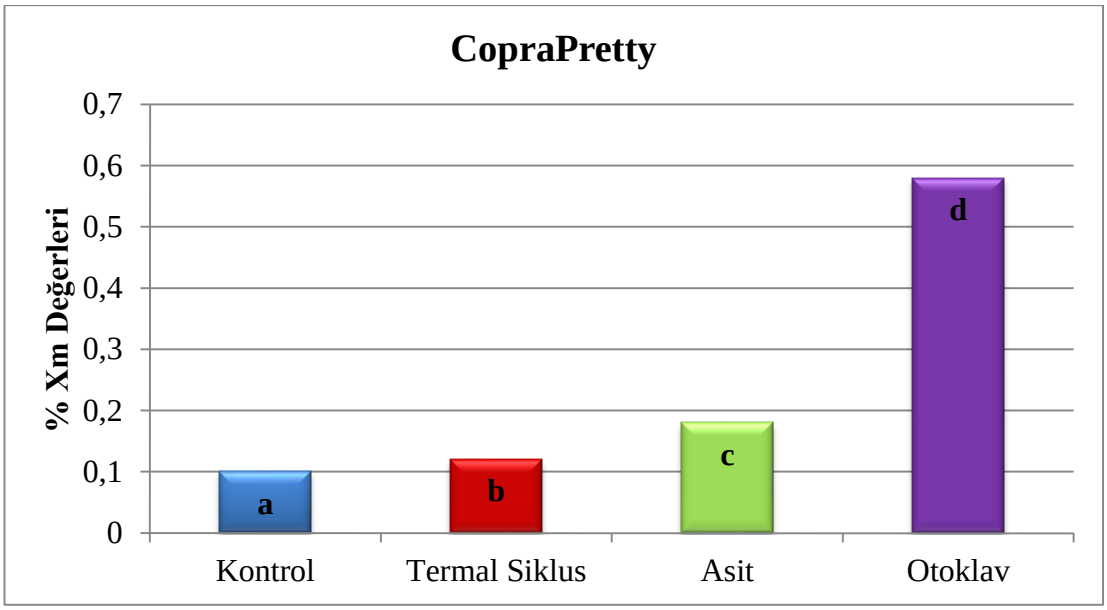
Çizelge 3.12. CopraPretty materyaline ait alt grupların Mann Whitney U testi sonucu elde edilen P değerleri.

WK	W T	P
7,60	13,40	0,029
WK	**WA**	**P**
5,50	15,50	0,000
WK	**WO**	**P**
5,50	15,50	0,000
WT	**WA**	**P**
5,50	15,50	0,000

Çizelge 3.12 (Devam). CopraPretty materyaline ait alt grupların Mann Whitney U testi sonucu elde edilen P değerleri.

WT	WO	P
5,50	15,50	0,000
WA	**WO**	**P**
5,50	15,50	0,000

Mann Whitney U testinin sonuçlarına göre tüm alt gruplar arasında fark vardır. Dört farklı grup oluştuğu görülmektedir. En düşük Xm değerlerinin görüldüğü 1. grupta WK (a) grubu yer almaktadır. 1. gruba göre daha yüksek Xm değerlerine sahip 2. grupta WT (b) grubu, 3. grupta 2. gruba göre daha yüksek Xm değerlerine sahip WA (c) grubu, en yüksek Xm değerlerine sahip 4. grupta ise WO (d) grubu yer almaktadır (şekil 3.7.).



Şekil 3.7. CopraPretty materyaline ait alt grupların Xm değeri farklılıkları.

3.2. Eğilme Dayanımı (ED) Bulguları

İki eksenli eğilme dayanımı testi uygulanan gruplardan test sonucunda Newton cinsinden elde edilen eğilme dayanımı değerleri MPa olarak hesaplanmıştır. Elde edilen ED verilere ait ortalama (ort.) standart sapma (std. Sapma) minimum (min.) maksimum (max.) ve medyan değerleri çizelge 3.13.'te verilmiştir.

Çizelge 3.13. Gruplara ait ED (MPa) değerleri.

	N	Ort.	Std. Sapma	Minimum	Maksimum	Medyan
Prettau	40	1086,90	107,04	794,53	1273,35	1090,47
PK	10	1178,66	65,60	1076,58	1273,35	1167,92
PT	10	1109,32	112,01	939,97	1227,85	1147,37
PA	10	1045,04	61,09	980,98	1186,55	1034,12
PO	10	1014,60	106,76	794,53	1135,69	1021,26
Supra Zr	40	1046,16	143,42	725,01	1245,10	1084,00
SK	10	1178,11	35,02	1140,20	1245,10	1165,30
ST	10	1095,86	50,01	1022,82	1161,59	1092,29
SA	10	984,86	168,06	749,22	1188,24	949,80
SO	10	925,82	121,66	725,01	1065,42	942,79
CopraPretty	40	861,61	118,89	664,77	1122,66	829,14
WK	10	834,40	89,53	717,87	1007,15	819,50
WT	10	806,51	67,34	715,34	959,58	800,11
WA	10	842,45	152,74	664,77	1102,67	829,39
WO	10	963,10	96,57	806,82	1122,66	969,66

Elde edilen verilere göre iki eksenli eğilme dayanımı değerlerinin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile test edilmiş, normal dağılım gösteren değişkenler için varyanslarının homojenliği ise Levene testi ile değerlendirilmiştir.

Değerlerin normal dağılım özelliğini ve varyansların homojenliği varsayımlarını sağladığı durumlarda nonparametrik testlere göre daha güçlü olan parametrik testlerden Anova Varyans Analizi testi uygulanmıştır. Bu varsayımlardan en az birinin sağlanamadığı durumlarda ise nonparametrik bir test olan Kruskal Wallis testi uygulanmıştır.

Kolmogorov-Smirnov ve Levene testlerine göre ED değeri p=0,389; p=0,164 olduğundan bu değişkenlere ait değerler normal dağılım ve varyansların homojenliği varsayımlarını sağlamaktadır. Bu nedenle grupların ED değerlerinin istatistiksel analizi parametrik bir test olan Anova Varyans Analizi testi testi ile yapılmıştır (çizelge 3.15). Gruplara ait betimleyici istatistikler yapılmış, çizelge 3.14'da gruplara ait ortalama, standart sapma, min. ve max. değerleri verilmiştir.

Çizelge 3.14. Gruplara ait ortalama, standart sapma, min ve max. değerlerini gösteren çizelge.

	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum
Supra Zr	40	1046,16	143,42	725,01	1245,10
Prettau	40	1086,90	107,04	794,53	1273,35
CopraPretty	40	861,61	118,89	664,77	1122,66
Total	120	998,23	157,54	664,77	1273,35

Betimleyici istatistik sonuçlarına göre en yüksek ortalama ED değerine sahip materyalin 1086,90 MPa ile Prettau materyali olduğu görülmektedir. Prettau materyalini sırasıyla 1046,1673 MPa ile Supra Zr materyali ve 861,6187 MPa ile CopraPretty materyali takip etmektedir.

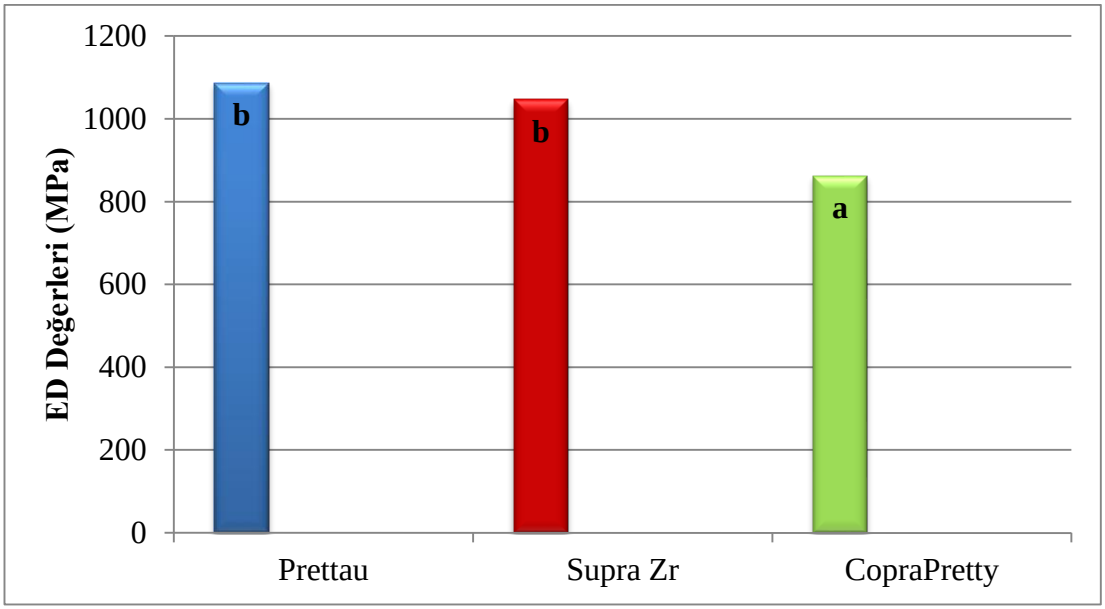
Çizelge 3.15. Gruplara uygulanan Anova Testi sonuçlarını gösteren çizelge

	Kareler toplamı	df	Kareler ortalaması	F	P
Gruplar arası	1152970,72	2	576485,36	37,46	0,000
Grup içi	1800492,11	117	15388,82		
Total	2953462,84	119			

Sıfır hipotezi (H_0) Y-TZP materyallere göre ED değerleri ortalamaları arasında fark olmadığıdır.

Anova varyans analizi testi sonuçlarına göre bütün materyallerin ED değerlerinde gruplar arası farklılık olduğu belirlenmiştir ($p<0,05$). H_0 hipotezi reddedilir. Bu farkın nedenini belirlemek için post-hoc ikili karşılaştırma testlerinden Tukey HSD testi kullanılmıştır.

Tukey HSD ikili karşılaştırma testinin sonuçlarına iki farklı grup oluştuğu görülmektedir. En düşük ortalama ED değerlerinin görüldüğü 1. grupta CopraPretty (a) materyali yer almaktadır. 1. gruba göre daha yüksek ortalama ED değerlerine sahip 2. grupta ise Supra Zr (b) ve Prettau (b) materyallerinin yer aldığı görülmektedir (Şekil 3.8.).



Şekil 3.8. Grupların ED değeri farklılıkları.

3.2.1. Y-TZP Materyallerinde Yapay Yaşlandırma İşlemlerinin Eğilme Dayanımına Etkisinin İncelenmesi

Elde edilen verilere göre iki eksenli eğilme dayanımı değerlerinin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi ile test edilmiş, normal dağılım gösteren değişkenler için varyanslarının homojenliği ise Levene testi ile değerlendirilmiştir.

Değerlerin normal dağılım özelliğini ve varyansların homojenliği varsayımlarını sağladığı durumlarda nonparametrik testlere göre daha güçlü olan parametrik testlerden Anova Varyans Analizi testi uygulanmıştır. Bu varsayımlardan en az birinin sağlanamadığı durumlarda ise nonparametrik bir test olan Kruskal Wallis testi uygulanmıştır.

Prettau materyaline ait eğilme dayanımı bulguları

Kolmogorov-Smirnov testine göre ED değerleri için $p=0,389$ olduğundan bu değişkene ait değerler normal dağılım varsayımını sağlamaktadır. Levene testine göre ED değerleri için $p<0,05$ olduğundan varyansların homojenliği varsayımını sağlamamaktadır. Bu varsayımlardan biri sağlanamadığından Prettau materyali için ED verilerinin istatistiksel analizi nonparametrik bir test olan Kruskal Wallis istatistiksel analiz testi ile yapılmıştır (çizelge 3.16).

Çizelge 3.16. Prettau materyali ED değerleri için Kruskal Wallis Testi.

	Ki Kare	Serbestlik Derecesi	P
XRD	13,024	3	0,005

Sıfır hipotezi (H_0) Prettau materyalinin alt gruplarının ED değerlerinin medyanları arasında fark olmadığıdır.

Kruskal Wallis istatistiksel analizi sonuçlarına göre Prettau materyalinin alt gruplarının ED değerleri medyanları arasında farklılık olduğu belirlenmiştir ($p<0,05$). H_0 hipotezi reddedilir. Bu farkın nedenini belirlemek için Mann Whitney U istatistiksel analiz testi kullanılmıştır.

Her bir alt grup; ikili olarak aynı materyalin diğer alt grubu ile karşılaştırılmıştır. Çizelge 3.17-3.18'de elde edilen rank ve p değerleri verilmiştir.

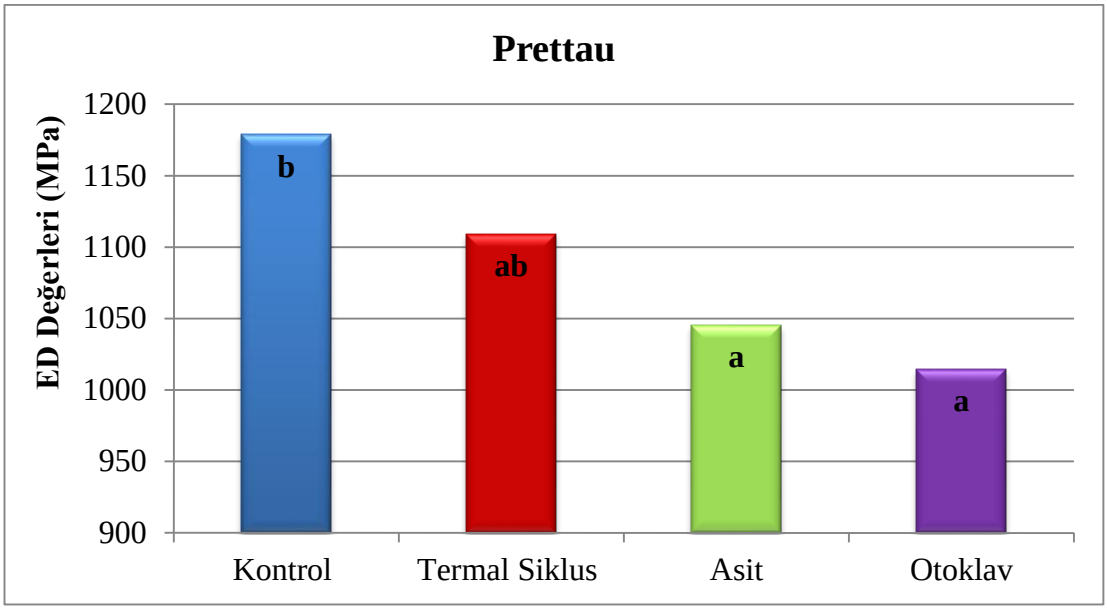
Çizelge 3.17. Prettau materyalinde alt grupların ortalama rank değerleri.

	Materyal	N	Ortalama rank
	PK	10	30,50
	PT	10	22,50
	PA	10	15,50
	PO	10	13,50
	Total	40	

Çizelge 3.18. Prettau materyaline ait alt grupların Mann Whitney U testi sonucu elde edilen P değerleri.

PK	**PT**	**P**
12,10	8,90	0,247
PK	**PA**	**P**
14,80	6,20	0,000
PK	**PO**	**P**
14,60	6,40	0,001
PT	**PA**	**P**
11,90	9,10	0,315
PT	**PO**	**P**
12,70	8,90	0,105
PA	**PO**	**P**
11,20	9,80	0,631

Mann Whitney U testinin sonuçlarına iki farklı grup oluştuğu görülmektedir. 1. grupta PO (a), PA (a) ve PT (ab) grupları yer alırken, 2. grupta PT (ab) ve PK (b) grupları yer almaktadır. PT grubunun her iki grupta da yer aldığı görülmektedir (şekil 3.9.).



Şekil 3.9. Prettau materyaline ait alt gruplar arasındaki ED değeri faklılıkları.

Supra Zr materyaline ait eğilme dayanımı bulguları

Kolmogorov-Smirnov testine göre ED değerleri için p=0,378 olduğundan bu değişkene ait değerler normal dağılım varsayımını sağlamaktadır. Levene testine göre ED değerleri için p<0,05 olduğundan varyansların homojenliği varsayımını sağlamamaktadır. Bu varsayımlardan biri sağlanamadığından Prettau materyali için ED verilerinin istatistiksel analizi nonparametrik bir test olan Kruskal Wallis istatistiksel analiz testi ile yapılmıştır (çizelge 3.19).

Çizelge 3.19. Supra Zr materyali ED değerleri için Kruskal Wallis Testi.

	Ki Kare	Serbestlik Derecesi	P
XRD	19,822	3	0,000

Sıfır hipotezi (H_0) Supra Zr materyalinin alt gruplarının ED değerlerinin medyanları arasında fark olmadığıdır.

Kruskal Wallis istatistiksel analizi sonuçlarına göre Prettau materyalinin alt gruplarının ED değerleri medyanları arasında farklılık olduğu belirlenmiştir (p<0,05). H_0 hipotezi reddedilir. Bu farkın nedenini belirlemek için Mann Whitney U istatistiksel analiz testi kullanılmıştır.

Her bir alt grup; ikili olarak aynı materyalin diğer alt grubu ile karşılaştırılmıştır. Çizelge 3.20-3.21'de elde edilen rank ve p değerleri verilmiştir.

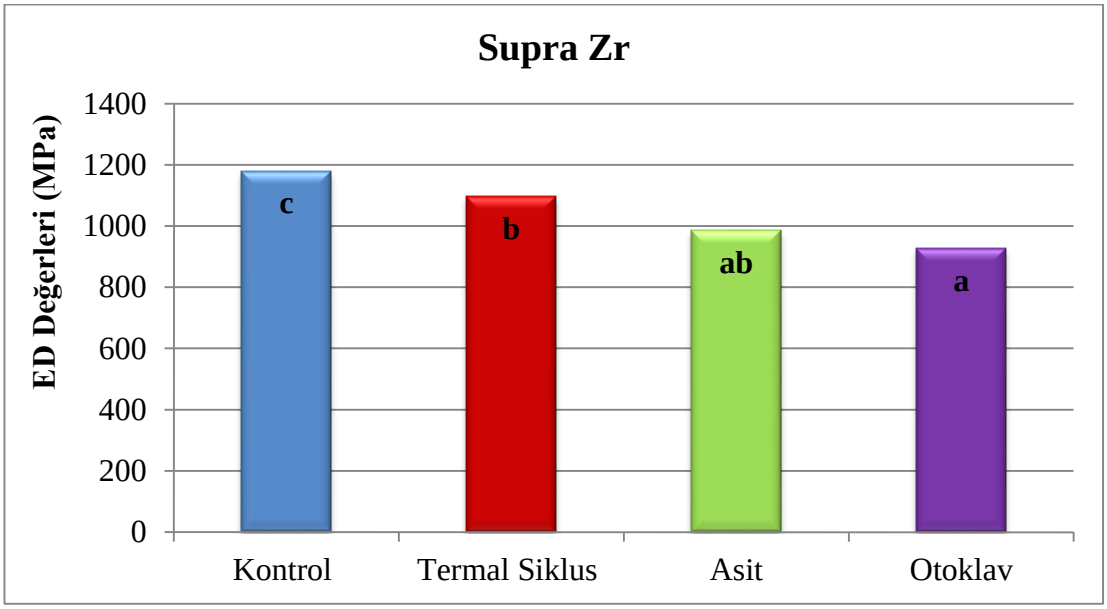
Çizelge 3.20. Supra Zr materyalinde alt grupların ortalama rank değerleri.

	Materyal	N	Ortalama rank
	SK	10	32,80
	ST	10	21,90
	SA	10	17,10
	SO	10	10,20
	Total	40	

Çizelge 3.21. Supra Zr materyaline ait alt grupların Mann Whitney U testi sonucu elde edilen P değerleri.

SK	**ST**	**P**
14,700	6,300	0,001
SK	**SA**	**P**
13,600	7,400	0,019
SK	**SO**	**P**
15,500	5,500	0,000
ST	**SA**	**P**
11,800	9,200	0,353
ST	**SO**	**P**
14,800	6,200	0,000
SA	**SO**	**P**
11,500	9,500	0,481

Mann Whitney U testinin sonuçlarına üç farklı grup oluştuğu görülmektedir. Daha düşük ED değerlerinin görüldüğü 1. grupta SO (a) ve SA (ab) grupları yer alırken, 2. grupta SA (ab) ve ST (b) grupları, en yüksek ED değerlerinin görüldüğü 3. grupta ise SK (c) grubu yer almaktadır. SA grubunun her iki grupta da yer aldığı görülmektedir (şekil 3.10).



Şekil 3.10. Supra Zr materyaline ait alt gruplar arasındaki ED değeri farklılıkları.

CopraPretty materyaline ait eğilme dayanımı bulguları

Kolmogorov-Smirnov ve Levene testlerine göre ED değerleri için p=0,505; p=0,503 olduğundan bu değişkene ait değerler normal dağılım ve varyansların homojenliği varsayımlarını sağlamaktadır. CopraPretty materyali için ED verilerinin istatistiksel analizi parametrik bir test olan Anova varyans analizi testi ile yapılmıştır (çizelge 3.23). Gruplara ait betimleyici istatistikler yapılmış, çizelge 3.22'de gruplara ait ortalama, standart sapma, min. ve max değerleri verilmiştir.

Çizelge 3.22. CopraPretty materyalinin alt gruplarına ait ortalama, standart sapma, min ve max. değerlerini gösteren çizelge.

	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum
WK	10	834,40	89,53	717,87	1007,15
WT	10	806,51	67,34	715,34	959,58
WA	10	842,45	152,74	664,77	1102,67
WO	10	963,10	96,57	806,82	1122,66
Total	40	861,61	118,89	664,77	1122,66

Betimleyici istatistik sonuçlarına göre en yüksek ortalama ED değerine sahip grubun 963,10 MPa ile WO grubuna ait olduğu görülmektedir. WO grubunu sırasıyla 842,45 MPa ile WA grubu ve 834,40 MPa ile WK grubu takip etmektedir. En düşük ED değerine sahip olan grup ise 806,51 MPa ile WT grubudur.

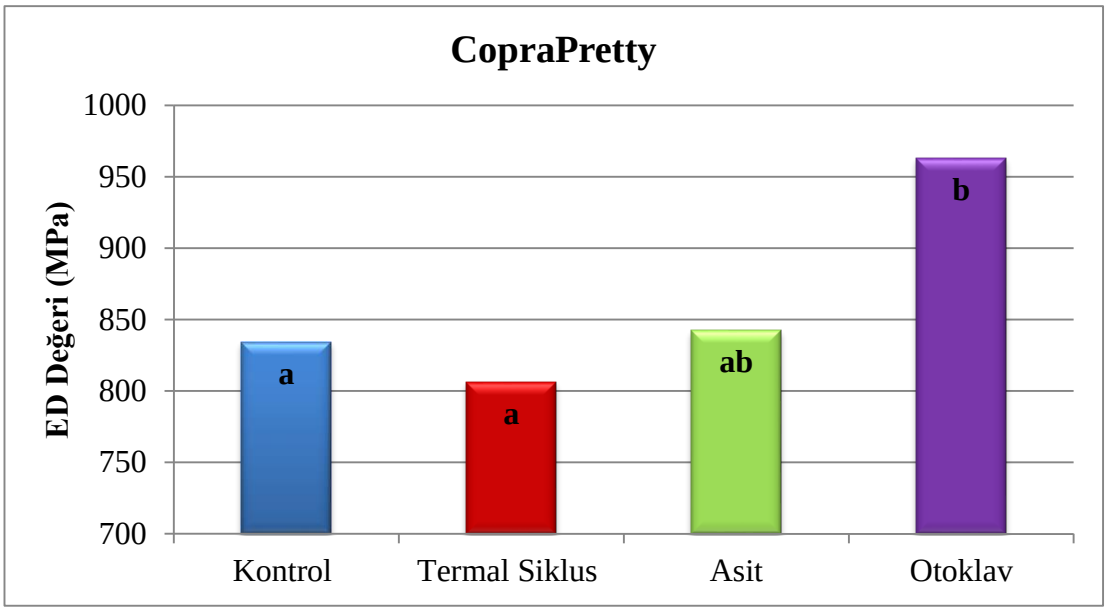
Çizelge 3.23. Gruplara uygulanan Anova Testi sonuçlarını gösteren çizelge

	Kareler toplamı	df	Kareler ortalaması	F	P
Gruplar arası	144433,38	3	48144,46	4,26	0,011
Grup içi	406896,77	36	11302,68		
Total	551330,15	39			

Sıfır hipotezi (H_0) CopraPretty materyaline ait alt gruplara göre ED değerleri ortalamaları arasında fark olmadığıdır.

Anova varyans analizi testi sonuçlarına göre CopraPretty materyalinin alt gruplarının ED değerlerinde gruplar arası farklılık olduğu belirlenmiştir ($p<0,05$). $P<0,05$ olduğundan H_0 hipotezi reddedilir. Bu farkın nedenini belirlemek için post-hoc ikili karşılaştırma testlerinden Tukey HSD testi kullanılmıştır.

Tukey HSD ikili karşılaştırma testinin sonuçlarına iki farklı grup oluştuğu görülmektedir. En düşük ortalama ED değerlerinin görüldüğü 1. grupta WT (a), WK (a) ve WA (ab) grupları yer almaktadır. 1. gruba göre daha yüksek ortalama ED değerlerine sahip 2. grupta ise WA (ab) ve WO (b) gruplarının yer alır. WA grubunun her iki grupta da yer aldığı görülmektedir (şekil 3.11).



Şekil 3.11. CopraPretty materyaline ait alt gruplar arasındaki ED değeri farklılıkları.

3.3. XRD & Eğilme Dayanımı İlişkisi

Üç farklı Y-TZP seramik materyaline uygulanan yapay yaşlandırma işlemleri sonucunda materyallere ait göreceli monoklinik faz konsantrasyonunun (Xm) materyalin eğilme dayanımına (ED) etkisi olup olmadığını belirlemek için gruplara Pearson korelasyon testi yapılmıştır (çizelge 3.24-3.26).

Çizelge 3.24. Prettau grubunun Xm & ED ilişkisi.

		ED	Xm
ED	Pearson Korelasyonu	1	-0,41(**)
	P (2-tailed)		0,008
	N	40	40
Xm	Pearson Korelasyonu	-0,41(**)	1
	P (2-tailed)	0,008	
	N	40	40

**Korelasyon 0.01 güven aralığında anlamlıdır.

Çizelge 3.25. Supra Zr grubunun Xm & ED ilişkisi.

		ED	Xm
ED	Pearson Korelasyonu	1	-0,33(*)
	P (2-tailed)		0,037
	N	40	40
Xm	Pearson Korelasyonu	-0,33(*)	1
	P (2-tailed)	0,037	
	N	40	40

*Korelasyon 0.05 güven aralığında anlamlıdır.

Çizelge 3.26. CopraPretty grubunun Xm & ED ilişkisi.

		ED	Xm
ED	Pearson Korelasyonu	1	0,502(**)
	P (2-tailed)		0,001
	N	40	40
Xm	Pearson Korelasyonu	0,502(**)	1
	P (2-tailed)	0,001	
	N	40	40

**Korelasyon 0.01 güven aralığında anlamlıdır.

Prettau materyali için Xm ve ED değerleri arasında negatif yönde 0,41 oranında bir ilişki (ters ilişki) vardır.

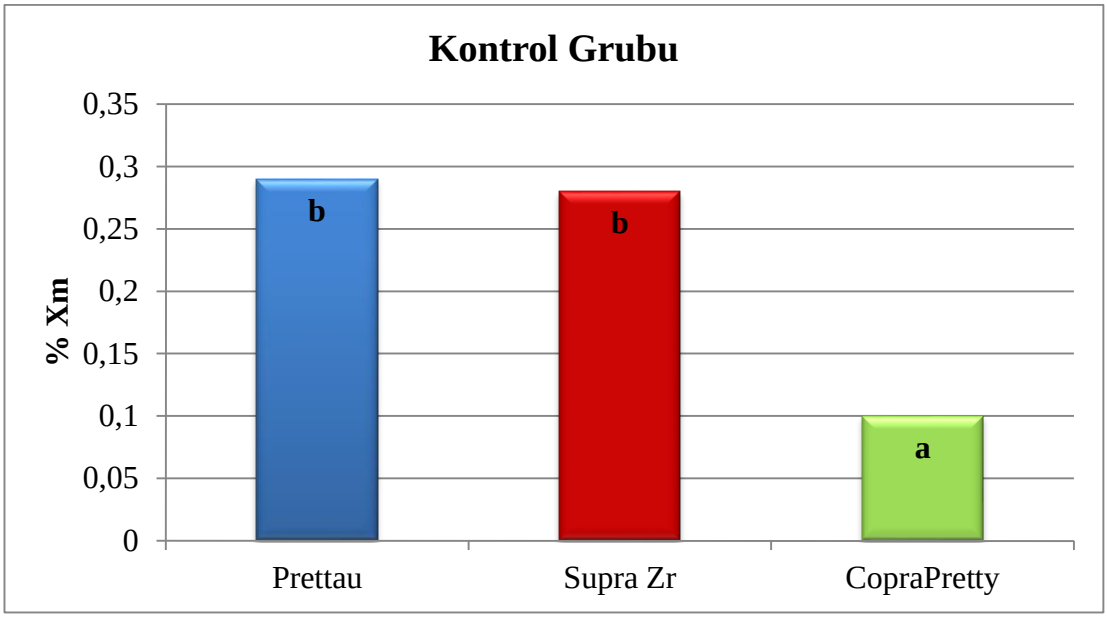
Supra Zr materyali için Xm ve ED değerleri arasında negatif yönde 0,33 oranında bir ilişki (ters ilişki) vardır.

CopraPretty materyali için Xm ve ED değerleri arasında pozitif yönde 0,50 oranında bir ilişki (doğru ilişki) vardır.

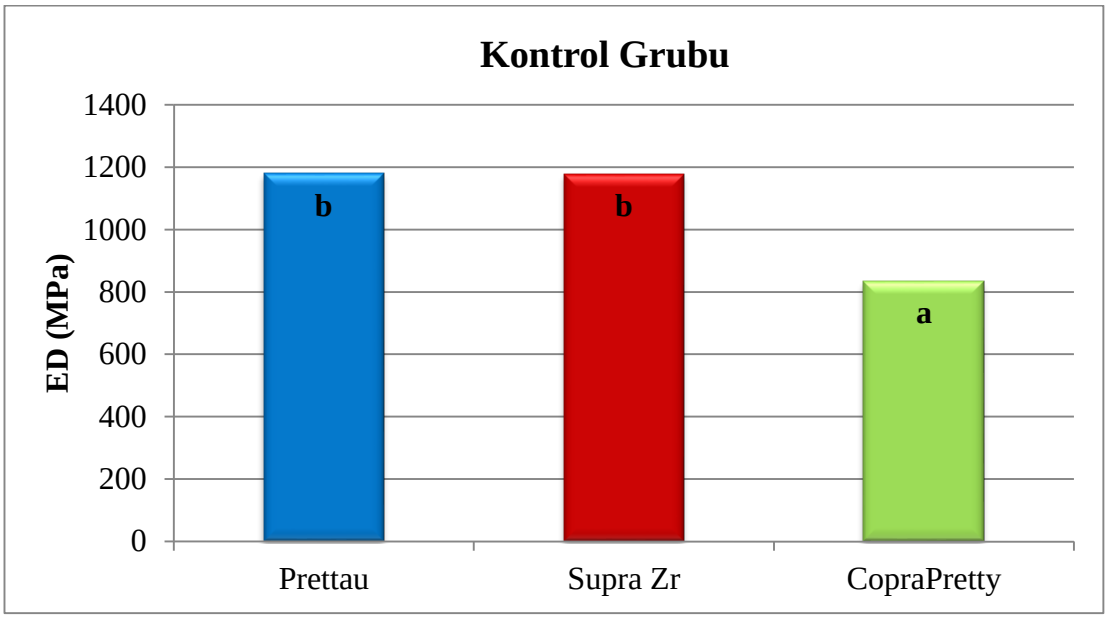
3.4. Yapay Yaşlandırma İşlemi Uygulanan Grupların Gruplararası Göreceli Monoklinik Faz Miktarı (Xm) ve Eğilme Dayanımı Farklılıklarının İncelenmesi

3.4.1. Kontrol Grubu

Eğilme dayanımı ve Xm değerleri için Mann Whitney U testi sonuçlarına göre 2 grup oluştuğu görülmektedir. Ortalama ranklara göre; daha düşük eğilme dayanım değerlerinin görüldüğü 1 .ci grupta WK (a) grubu yer almaktadır. 1.ci gruba göre daha yüksek eğilme dayanım değerlerine sahip 2.ci grupta SK (b) ve PK (b) grupları bulunmaktadır (şekil 3.12-3.13.).



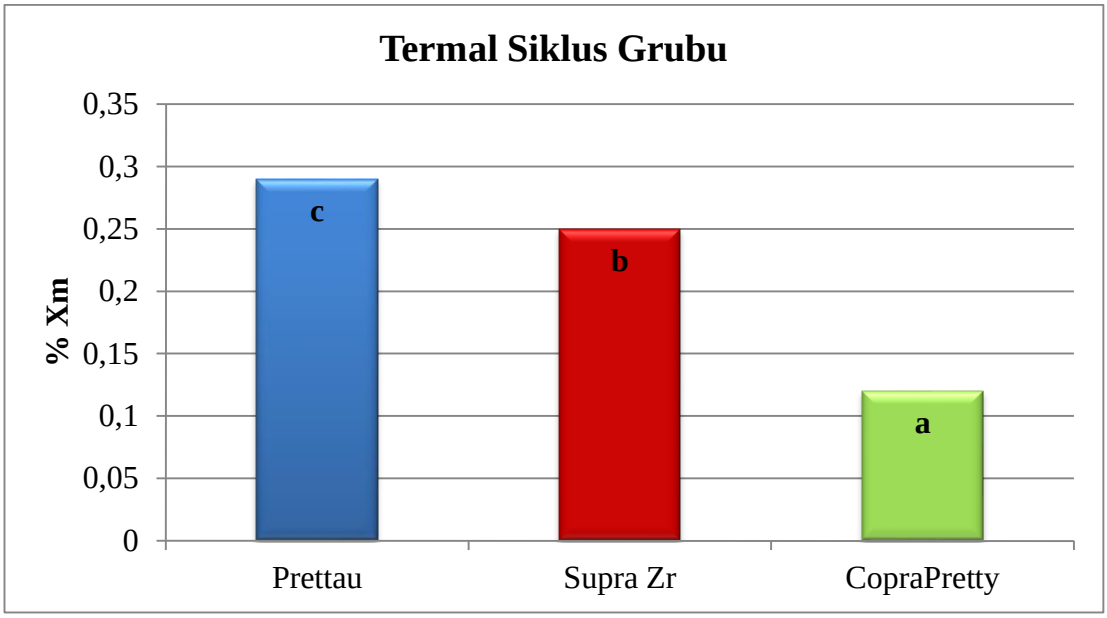
Şekil 3.12. Kontrol gruplarına ait Xm değeri farklılıkları.



Şekil 3.13. Kontrol gruplarına ait ED değeri farklılıkları.

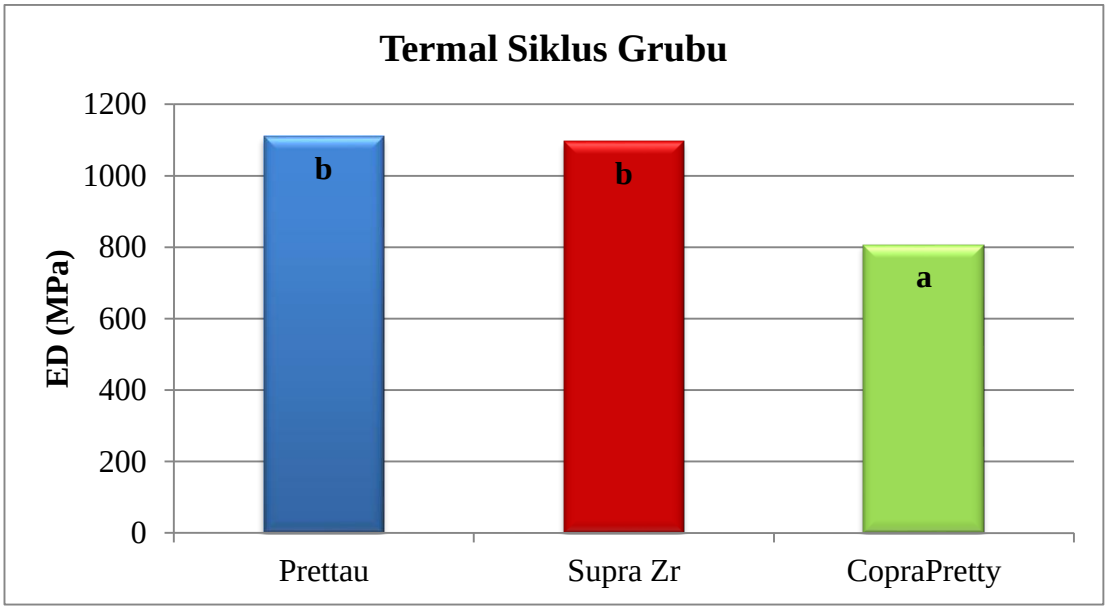
3.4.2. Termal Siklus Grubu

Xm değerleri için Tukey HSD test sonuçlarına göre 3 farklı grup oluştuğu görülmektedir. En düşük ortalamaya sahip 1.ci grupta WT (a) grubu bulunmaktadır. Daha yüksek ortalamaya sahip 2.ci grupta ST (b) grubu yer almaktadır. En yüksek Xm ortalamasına sahip 3.cü grupta ise PT (c) grubu vardır (şekil 3.14).



Şekil 3.14. Termal Siklus gruplarına ait Xm değeri farklılıkları.

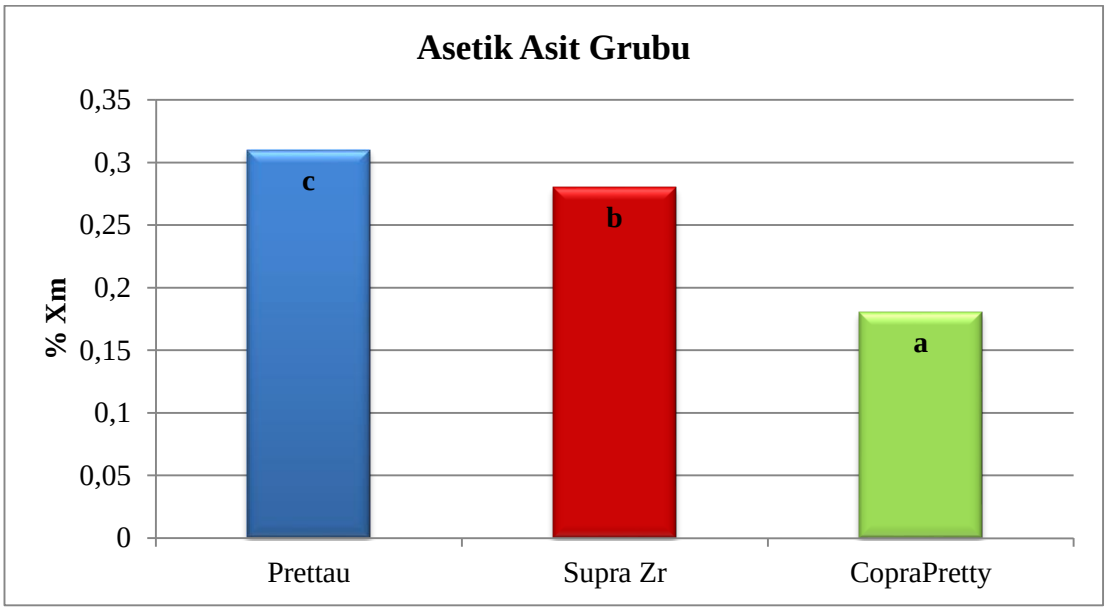
Eğilme dayanımı değerleri için Mann-Whitney U testi sonuçlarına göre 2 farklı grup oluştuğu görülmektedir. Ortalama ranklara göre; daha düşük eğilme dayanım değerlerinin görüldüğü 1 .ci grupta WT (a) grubu yer almaktadır. 1. gruba göre daha yüksek eğilme dayanım değerlerine sahip 2.ci grupta ST (b) ve PT (b) grupları bulunmaktadır (şekil 3.15).



Şekil 3.15. Termal Siklus gruplarına ait ED değeri farklılıkları.

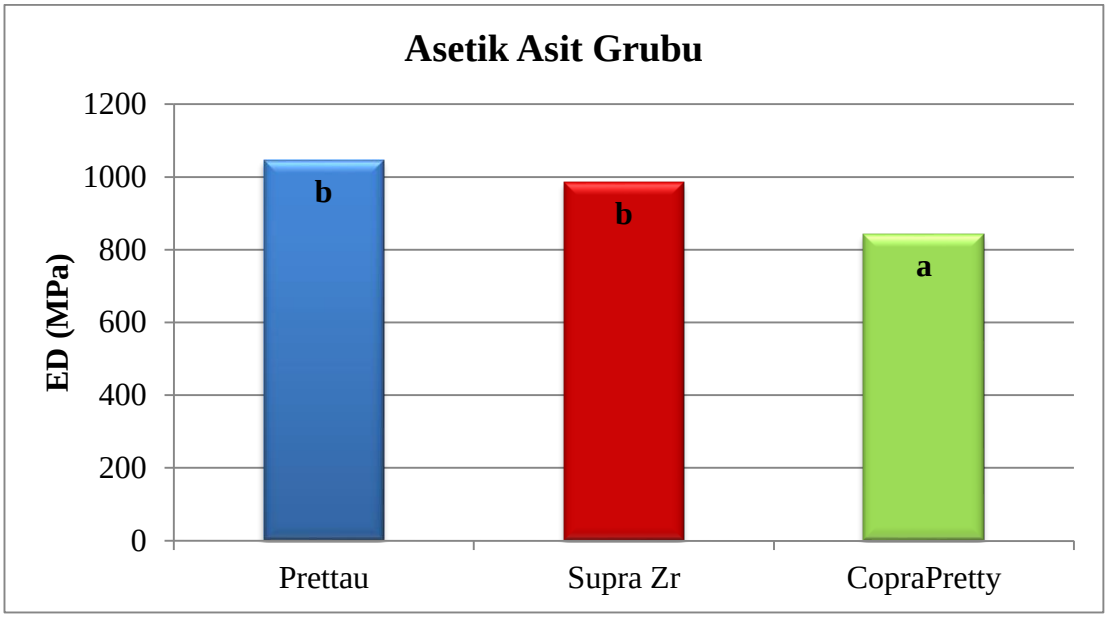
3.4.3. Asetik Asit Grubu

Xm değerleri için Tukey HSD test sonuçlarına göre 3 grup oluşmuştur. En düşük ortalamaya sahip 1. grupta WA (a) grubu bulunmaktadır. Daha yüksek ortalamaya sahip 2. grupta SA (b) grubu yer almaktadır. En yüksek XRD ortalamasına sahip 3.cü grupta ise PA (c) grubu vardır (şekil 3.16).



Şekil 3.16. Asetik Asit gruplarına ait Xm değeri farklılıkları.

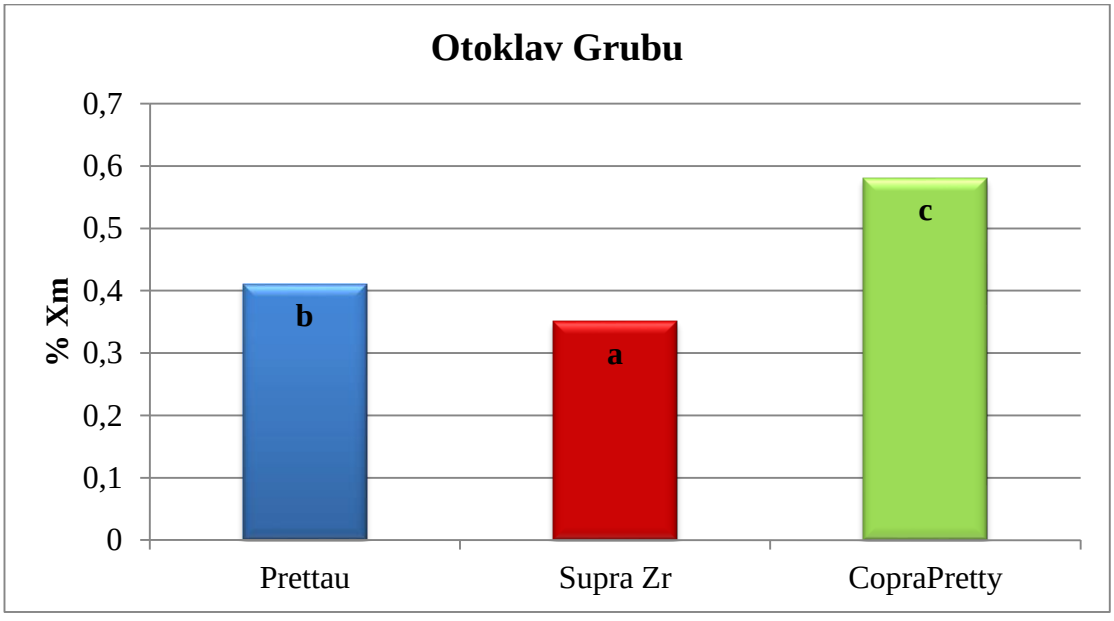
Eğilme dayanımı değerleri için Mann Whitney U testi sonuçlarına göre 2 farklı grup oluştuğu görülmektedir. Ortalama ranklara göre; daha düşük eğilme dayanım değerlerinin görüldüğü 1. grupta WA (a) grubu yer almaktadır. 1.ci gruba göre daha yüksek eğilme dayanım değerlerine sahip 2.ci grupta SA (b) ve PA (b) grupları bulunmaktadır (şekil 3.17).



Şekil 3.17. Asetik Asit gruplarına ait ED değeri farklılıkları.

3.4.4. Otoklav Grubu

Xm değerleri için Tukey HSD test sonuçlarına göre 3 farklı grup oluşmuştur. En düşük ortalamaya sahip 1. grupta SO (a) grubu bulunmaktadır. Daha yüksek ortalamaya sahip 2. grupta PO (b) grubu yer almaktadır. En yüksek Xm ortalamasına sahip 3.cü grupta ise WO (c) grubu vardır (Şekil 3.18).



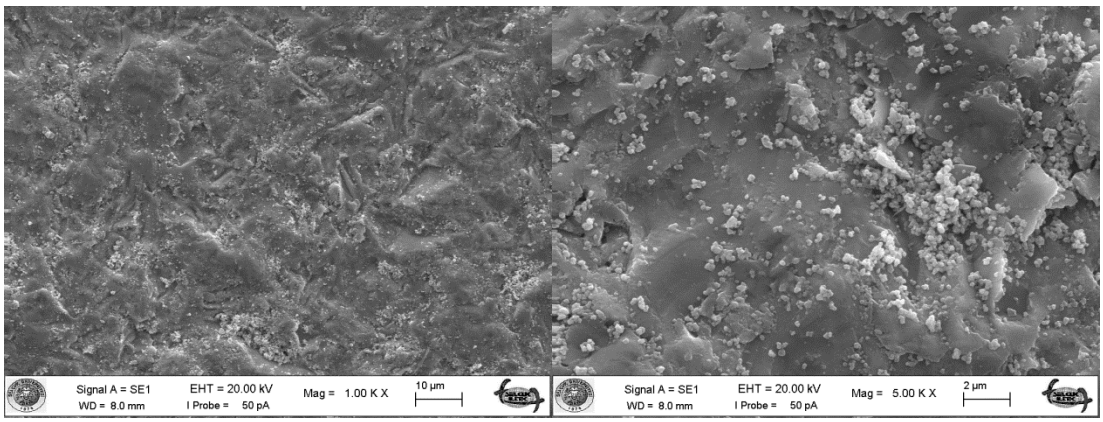
Şekil 3.18. Otoklav gruplarına ait Xm değeri farklılıkları.

ED değeri için; P=0,206 olduğundan, otoklav grupları için eğilme dayanımı ortalamaları arasında fark yoktur.

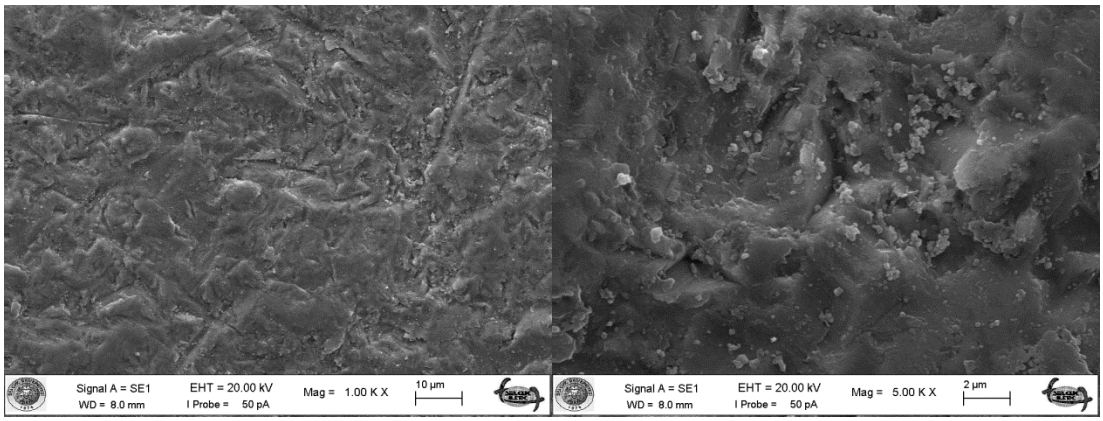
3.5. SEM Analizi Bulguları

Prettau materyaline ait SEM görüntüleri

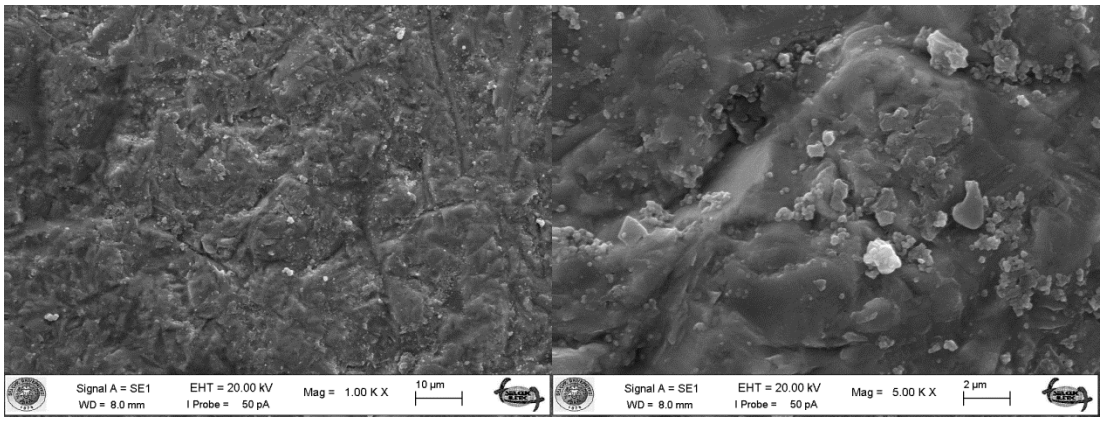
Kontrol Grubu



Termal Siklus Grubu

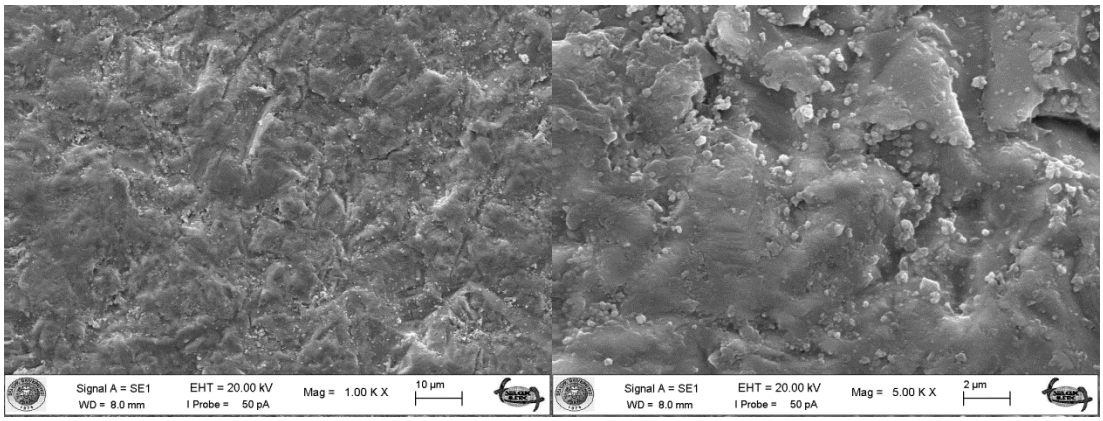


Asetik Asit Grubu



Şekil 3.19. Prettau materyaline ait SEM görüntüleri.

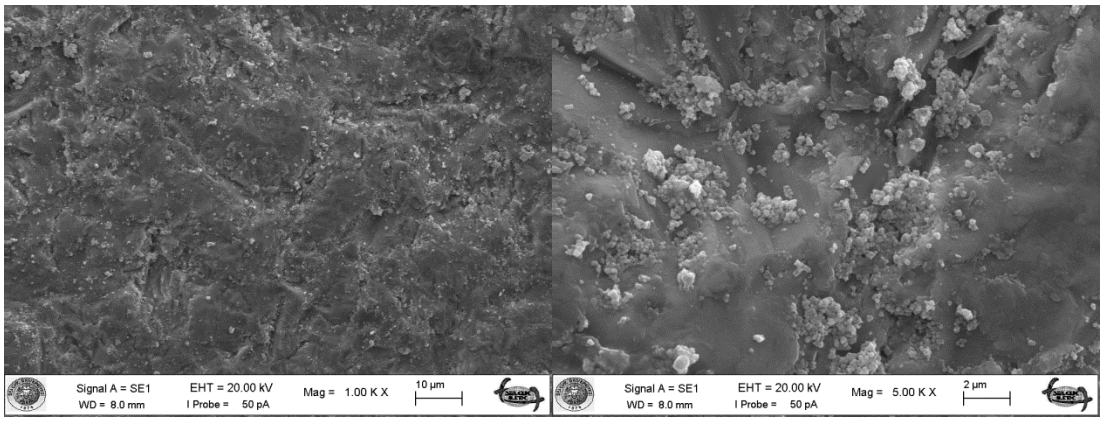
Otoklav Grubu



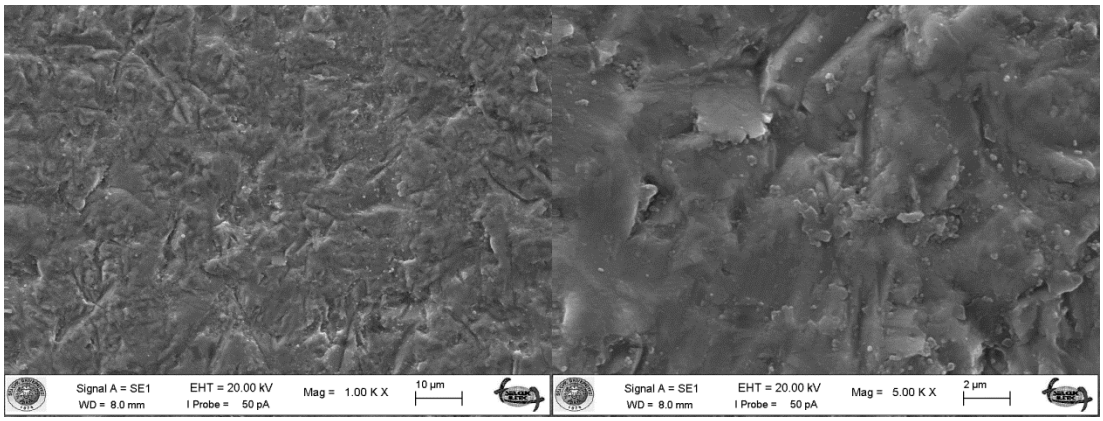
Şekil 3.19 (Devam). Prettau materyaline ait SEM görüntüleri.

Supra Zr materyaline ait SEM görüntüleri

Kontrol Grubu

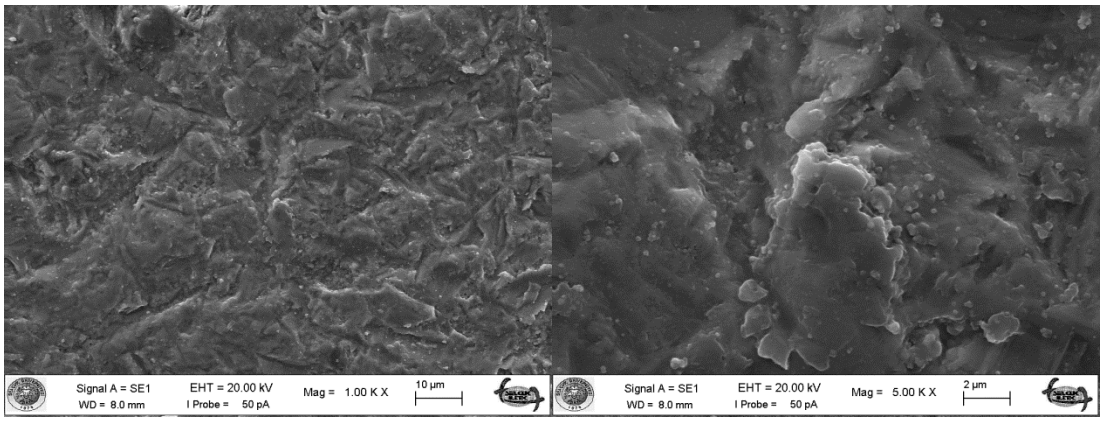


Termal Siklus Grubu

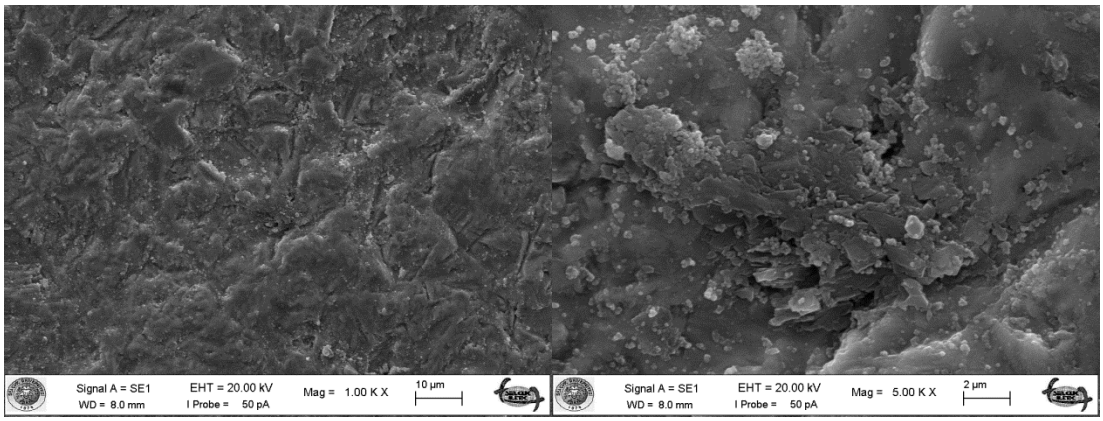


Şekil 3.20. Supra Zr materyaline ait SEM görüntüleri.

Asetik Asit Grubu



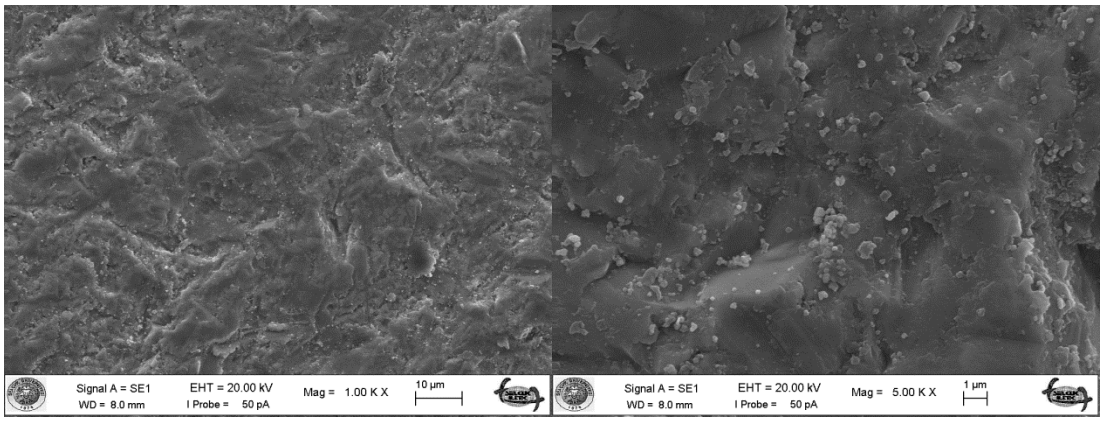
Otoklav Grubu



Şekil 3.20 (Devam). Supra Zr mateyaline ait SEM görüntüleri.

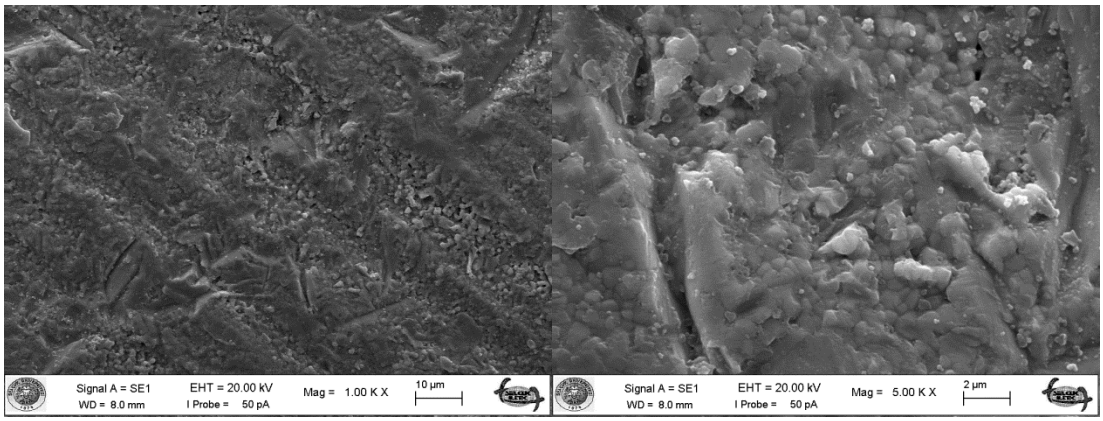
CopraPretty materyaline ait SEM görüntüleri

Kontrol Grubu

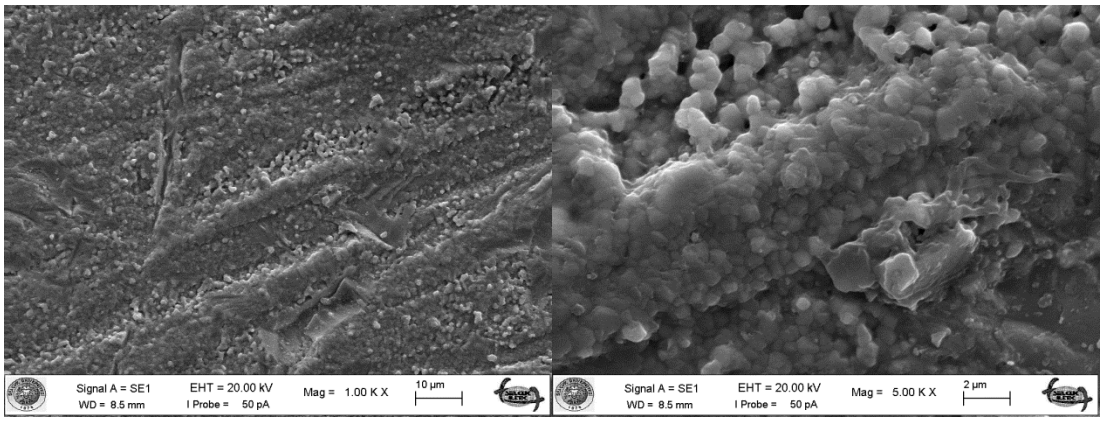


Şekil 3.21. CopraPretty mateyaline ait SEM görüntüleri.

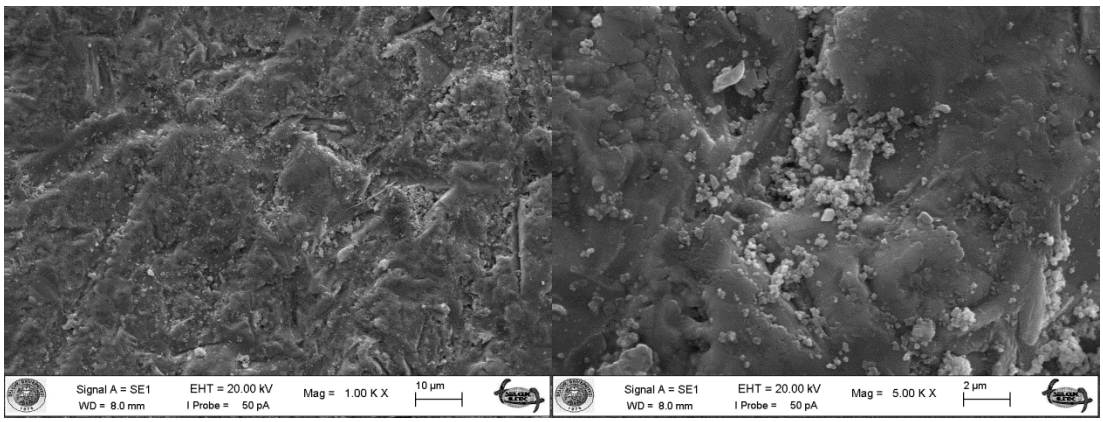
Termal Siklus Grubu



Asetik Asit Grubu



Otoklav Grubu



Şekil 3.21 (Devam). CopraPretty mateyaline ait SEM görüntüleri.

3.5.1. SEM Analizi Bulgularının Değerlendirilmesi

Prettau, Supra Zr ve CopraPretty materyallerinin alt gruplarından rastgele seçilmiş birer örnek; x1000 ve x5000 büyütme ile SEM altında incelenmiştir.

Prettau materyalinin alt gruplarına ait SEM görüntülerinde fissur ve çatlaklar dikkat çekmektedir. Materyalin K grubunda gözlemlenen yüzey deformasyonunun frezeleme aşamasında oluştuğu düşünülmektedir.

Supra Zr materyaline ait alt gruplarda TS grubu; CopraPretty materyaline ait alt gruplarda ise K grubu; materyallerin kendi alt gruplarına göre daha düzgün bir yüzeye sahiptir.

Materyallerin asit gruplarında diğer gruplara göre daha fazla yüzey deformasyonu gözlemlenmektedir. CopraPretty materyalinin asit grubundaki deformasyon diğer materyallerin asit gruplarında gözlemlenen deformasyona göre daha fazladır. Bu durumun; asitin oluşturduğu deformasyonla ilişkili olabileceği düşünülmektedir.

Her ne kadar uygulanan yaşlandırma işlemleri agresif işlemler olsa da; materyalin iç yapısında bu denli değişiklik yapabilmesi olası değildir. Bu nedenle gözlemlenen fissur ve çatlakların varlığının frezeleme aşamasında oluştuğu düşünülmektedir.

3.6. Weibull İstatistik Analizi

Bu çalışmada 3 farklı Y-TZP seramiğe uygulanan yapay yaşlandırma işlemi sonucunda elde edilen eğilme dayanımı verilerinin örnekler arasındaki değişkenliğinin analizinde Weibull analizi kullanılmıştır. Weibull analizi sonucunda Weibull modülüsleri (m), karakteristik dayanımlar (σ_o), R^2 değerleri ve Weibull kırılma olasılığı grafikleri elde edilmiştir. Weibull analizi sonucunda bulunan m ve karakteristik dayanım (σ_o) değerleri çizelge 3.30'da verilmiştir.

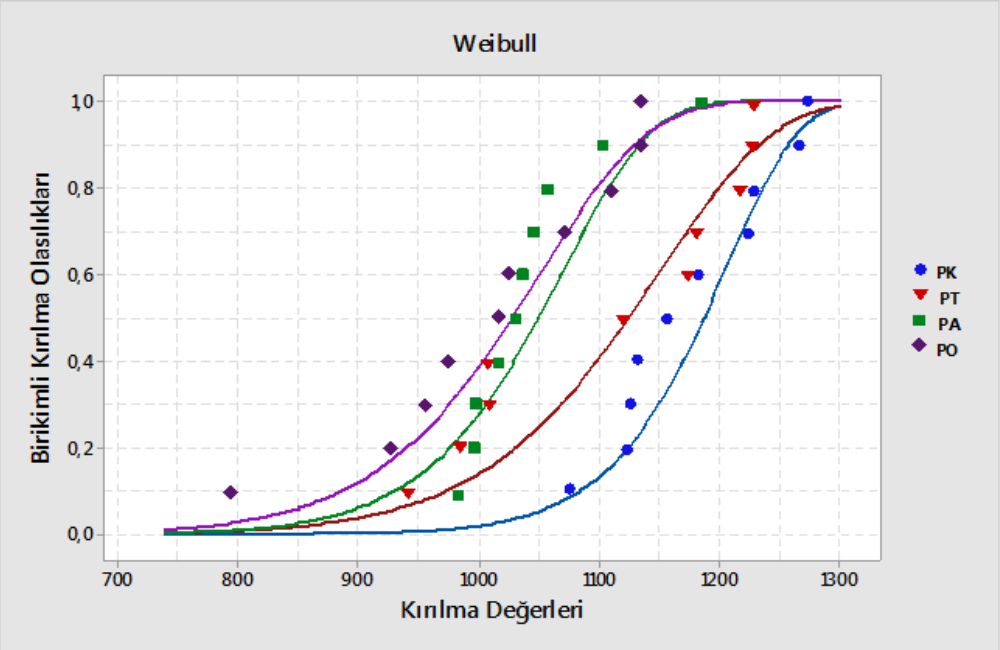
Çizelge 3.27. Weibull analizi sonucunda bulunan σ_o, m ve R^2 değerleri.

	Supra Zr (S)			Prettau (P)			Copra Pretty (W)		
İşlem	σ_o	M	R^2	σ_o	m	R^2	σ_o	m	R^2
K	1196,00	35,62	0,734	1035,23	21,05	0,921	873,46	10,88	0,897
T	1118,74	25,60	0,929	1159,75	11,22	0,896	836,62	13,91	0,854
A	1054,24	6,72	0,913	1074,80	18,59	0,744	904,81	6,41	0,855
O	977,28	8,81	0,961	1061,29	10,93	0,973	1006,56	11,22	0,898

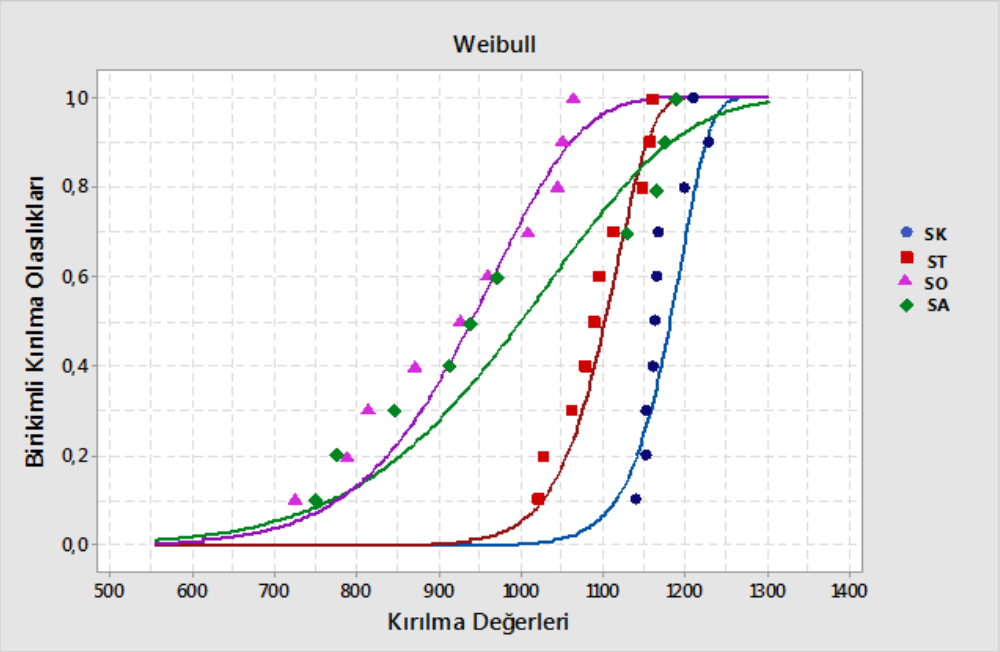
Weibull analizi sonuçlarına göre materyallerin m değerlerinin uygulanan yaşlandırma işlemine göre değiştiği görülmüştür. Weibull moduluslerinin az olması bu grupların güvenilirliklerinin az olduğunu göstermektedir. En yüksek m değeri Supra Zr kontrol grubundaki örneklere aittir. Bu sonuç; Supra Zr kontrol grubundaki örneklerin eğilme dayanımı değerlerinin birbirine yakın ve standart sapmanın az olduğunu gösterir.

3.6.1. Weibull Kırılma Olasılığı Grafikleri

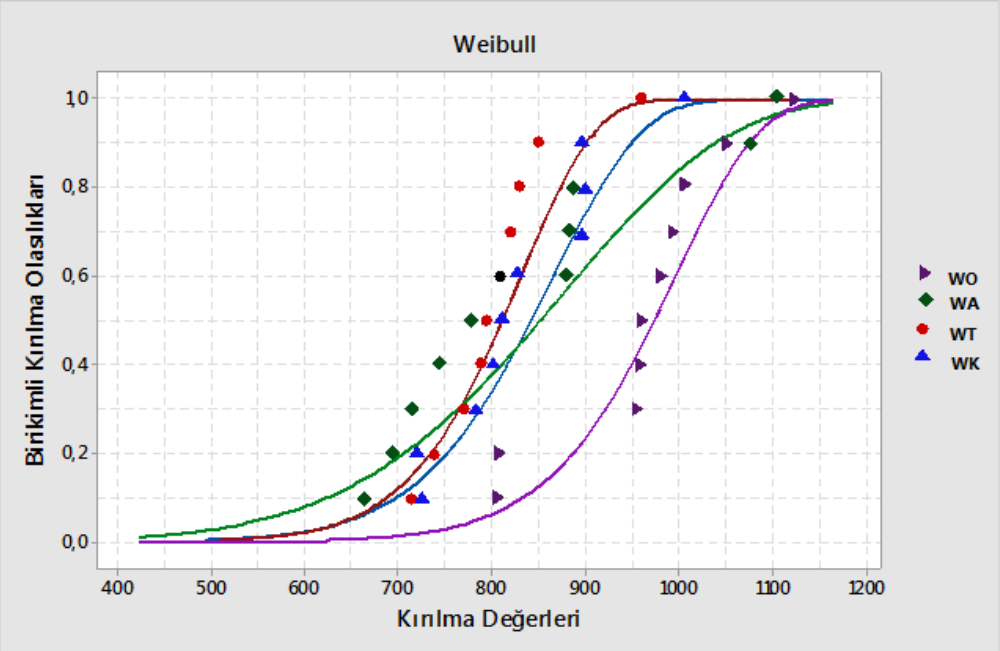
Weibull analizine bağlı olarak her bir grubun Weibull kırılma olasılığı grafiği elde edilmiştir (Şekil 3.22-3.24).



Şekil 3.19. Prettau materyalinin alt gruplarına ait Weibull kırılma olasılığı grafiği.



Şekil 3.20. Supra Zr materyalinin alt gruplarına ait Weibull kırılma olasılığı grafiği.



Şekil 3.21. Copra Pretty materyalinin alt gruplarına ait Weibull kırılma olasılığı grafiği.

4. TARTIŞMA

3 farklı monolitik Y-TZP seramiğin düşük ısı bozunması ve bozunmanın materyalin eğilme dayanımına etkisinin değerlendirildiği bu çalışma sonucunda hipotez reddedilmiştir.

Diş hekimliğinde estetik için arayışlar; seramikler gibi metal desteksiz restorasyonların arayışına neden olmuştur (Gomes ve Montero 2011). Günümüzde tüm dünyada dental uygulamalarda zirkonya seramikler sıklıkla kullanılmaktadır (Martin ve Matthias 2014).

Zirkonya kor materyallerine; daha iyi estetik sağlayabilmek için, genellikle saydam veneer porseleni ilave edilmektedir (Mochales ve ark 2011, Rekow ve ark 2011). Materyalin yapısındaki çatlaklara ağız içi kompleks germe stres dağılımlarının varlığının eklenmesi sonucunda düşük başarısızlıklık yükleri altında; tabakalanmış zirkonya restorasyonlarda başarısızlık görülür (Mosharraf ve ark 2011). Kırıkların; zayıf noktalardan başlayıp veneer ya da veneer-kor arayüzüne doğru devam ettiği; kor materyalinin içerisine doğru uzanan çatlaklara ve veneer porselende chipping ya da delaminasyona neden olduğu görülmüştür (Mochales ve ark 2011, Rekow ve ark 2011).

Veneer porselendeki chipping ve delaminasyon; tabakalanmış zirkonya restorasyonlarda en sık görülen kırık tipidir (Tinschert ve ark 2008, Wolfart ve ark 2009, Sun ve ark 2012). Bu nedenle, restorasyonun başarı oranını arttırıp chipping probleminin üstesinden gelebilmek için veneer seramiğin olmadığı zirkonya restorasyon tipi; monolitik zirkonya restorasyon sistemi tanıtılmıştır (Rojas-Vizcaya 2011, Beuer ve ark 2012, Preis ve ark 2012). Saydam-diş renginde monolitik zirkonyanın gelişimi veneer porselenin kullanılmadığı restorasyonların üretimine olanak sağlamıştır (Johansson ve ark 2014, Stober ve ark 2014). Saf zirkonyadan monolitik zirkonya restorasyonların üretimi mekanik stabiliteyi ve dental restorasyonlarda endikasyonların genişliğini arttırmıştır (Beuer ve ark 2009).

Monolitik zirkonya restorasyonlara ait az sayıda çalışma vardır ve yapılan çalışmaların bir çoğu gelişmiş laboratuvar sonuçları ve klinik sonuçlar göstermiştir (Rojas-Vizcaya 2011, Beuer ve ark 2012, Preis ve ark 2012). Tüm bu nedenlerden

dolayı bu çalışmada üç farklı monolitik zirkonya materyali; Prettau, Supra Zr ve CopraPretty kullanılmıştır.

Zirkonya restorasyonlar oral kavite içerisinde siklik yüklemeye ve ıslak çevreye maruz kaldığından diş hekimliğinde başarılı bir şekilde kullanılabilmeleri için benzer koşullar sağlanması ve bu koşullarda değerlendirmelerin yapılması gereklidir (Borchers ve ark 2010). Bu nedenle bu çalışmada farklı yapay yaşlandırma işlemlerinin materyalin faz dönüşümü ve eğilme dayanımı üzerine olan etkileri incelenmiştir.

Stabilize zirkonya metastabil tetragonal faz içermektedir. Bu metastabil faz oda sıcaklığında zirkonyumu kütle halinde kullanabilmeyi mümkün kılar. Ayrıca metastabil tetragonal faz; mekanik strese maruz kaldığında monoklinik faza dönüştüğünden çatlak yayılımına karşı dirençlidir. Faz transformasyonu mikroçatlakların etrafındaki lokalize alanlarda hacim artışına bağlı sıkışma stresleri oluşturur bu sayede çatlak yayılımı önlenmiş olur. Bu fenomen transformasyon doygunluğu olarak bilinir (Garvie ve ark 1975). Metastabil tetragonal faz mekanik stres olmadan nemli atmosferde materyalin yüzeyinden başlayarak kütlenin içerisine doğru monoklinik faza dönüşür. Bu da mikroçatlaklara neden olur ve materyalin dayanımını düşürür. Bu süreç düşük ısı bozunması (DIB) ya da yaşlanma olarak adlandırılır (Chevalier ve ark 2007).

Oral kavitedeki zirkonya seramiklerin uzun dönem mekanik tavırlarına en zararlı etkinin DIB olduğu düşünülmektedir. Bu bozunma nemli atmosferde kolaylaşan; metastabil tetragonal fazın monoklinik faza yavaş dönüşümüne bağlıdır (Guo 2004). Yoshimura ve ark (1987) ve Sato ve Shimada (1985)'ya göre bu dönüşüm Zr-O-Zr bağlarını çözerek, suyun zirkonya kafesin içerisine girdiği izole yüzey grenlerinde başlar. Belirli stabilize edici oksitlerin uygulanmasından sonra oluşan oksijen boşluğunun varlığı hidroksit iyonlarının difüzyonunu teşvik eder ve bu şekilde bozunmasını hızlandırır (Kim ve ark 1994). İn vivo koşullar altında bu süreç oldukça yavaştır ve oral ortamda transformasyonun etkisini ortaya çıkarmak için zaman içerisinde daha kapsamlı deneyler gerekebilir (Chevalier ve ark 1999).

DIB'nın dental protezlere etkisi tam olarak değerlendirilememiştir (Lughi ve Sergo 2010). Zirkonya kor dental porselenle veneerlendiğinde; oral çevreyle ya da tükrükle direkt teması kesilir. Bu nedenle DIB etkisi sınırlanır. Ancak monolitik

zirkonya kronlar tükrükle direkt temas halindedir. Bu nedenle DIB etkilerinin görülebileceğini varsaymak mümkündür (Attia ve Kern 2004).

Zirkonya seramiklerin düşük ısı bozunması için çalışmalarda kullanılan yaşlandırma ortamları nispeten daha hafif nemli ortamda yaşlandırmadan (3 yıla varan periyodlarla) (Kitano ve ark 1993), çok daha agresif otoklav koşullarına kadar değişiklik gösterir (Ruhle ve ark 1984, Chevalier ve ark 1999).

Her ne kadar şu anki hızlandırılmış testler tahmini transformasyon oranı belirlemede tek dayanak olsa da, ürün ömrüyle ilgili; in vitro hızlandırılmış test süresiyle, belirli bir ürünün ömrü arasında sıkı bir korelasyon olduğu yönündeki tartışmalar günümüzde sıklıkla ortaya konmaktadır (Lughi ve Sergo 2010).

Lughi ve Sergo (2010) son zamanlarda hızlandırılmış testlerden Y-TZP seramiklerin düşük ısı bozunması güvenilirliğiyle ilgili güvenilir bir ömür tahmini elde edilemeyeceğini rapor etmiştir. Ölçülen aktivasyon enerjisini baz alan in vivo tahminler stres etkisi eklendiğinde buna bağlı olarak gerçek klinik durumlar çok daha kötü olabileceğinden çok risklidir. Her ne kadar hızlandırılmış testler; test sonrasında zirkonya seramiklerin performansı, mikroyapı ve çeşitli Y-TZP seramiklerin özellikleri hakkında yararlı bilgiler ortaya koysa da, seramiklerin prognozlarına etki edebilir.

Literatürde, yapay yaşlandırma rejimine uygun bir fikir birliği yoktur (Gale ve Darwell 1999). Gale ve Darvell (1999) 130 adet termal siklus çalışmasını derlemiş; soğuk ve sıcak tanklar için sırasıyla 5ºC ve 55ºC'lik medyan sıcaklık derecelerini rapor etmişlerdir.

Harper ve ark (1980) hastaların canlı dişlerinin 15 sn'den daha uzun süre aşırı sıcak ya da soğuk maddelerle direkt teması tolere edemeyeceğine dikkat çekmişlerdir.

Literatürde devir daim süreleri 100 devirden (Crim ve Garcia-Godoy 1987) 50,000 devire (Inoue ve ark 2005) kadar farklılık göstermektedir. Devir süreleri genellikle isteğe bağlı olarak belirlenir ki bu da sonuçların kıyaslanmasını zorlaştırmaktadır. ISO TR 11450 standardı (ISO 1994) 5 – 55ºC suda 500 devrin uygun bir yaşlandırma rejimi olduğunu bildirir. Oysa ki; Gale ve Darvell (1999) 10,000 devrin yaklaşık olarak 1 yıllık in vivo fonksiyona karşılık geldiği sonucuna

varmışlardır. Bu nedenlerle bu çalışmada termal siklus grubundaki örneklere 5 – 55ºC sıcaklıklarda 15 sn süre ile 1 yıllık in vivo fonksiyona karşılık gelen 10,000 devir uygulanmıştır.

Y-TZP'ye göre seramik materyaller için ISO 13356 standardı; zirkonyanın yaşlanmasına standart bir metod oluşturabilmek ve düşük ısı bozunması karakteristiklerinin belirlenmesi için geliştirilmiş ve revize edilmiştir (ISO;2008).

Zirkonyanın transformasyonu termal olarak aktive edilebildiğinden materyalin ağız boşluğu içerisinde uzun dönem davranışını tahmin edebilmek için otoklavda hızlandırılmış yaşlandırma testleri uygulanmıştır (Chevalier ve ark 1999).

Chevalier ve ark (1999) zirkonyayı, otoklav uygulanmasıyla 134ºC'de 2 bar basınçta 1 saat yaşlandırmanın, önemli ölçüde t-m dönüşümü ile sonuçlandığını ve teorik olarak in vivo koşullarda 37ºC'de 3-4 yıl ile kıyaslanabilir bir etkiye sahip olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle bu çalışmada otoklav grubundaki örneklere otoklav uygulamasıyla 134ºC'de 2 bar basınçta 5 saat yaşlandırma işlemi uygulanmıştır.

Perdiago ve ark (2012) ZrO_2 bazlı materyallerin hidrotermal yaşlanmasını değerlendirdikleri çalışmalarında kontrol grubu örneklerini 37ºC'de 5 saat bekletmişlerdir. Bu çalışmada Perdiago ve ark (2012)'nın çalışmasına uygun olarak kontrol grubu örneklerine aynı işlem uygulanmıştır.

Zirkonyum seramikler tek kronlar, sabit protezler ve teleskop kronlar gibi diş destekli restorasyonların üretimi için sıklıkla kullanılmaktadır (Kohorst ve ark 2007, Zafiropoulos ve ark 2010). Ancak tüm bu dental zirkonya restorasyonlar oral kavitede bozunmayı tetikleyici bir çok faktöre maruz kalmaktadır. Sulu tükrüğe maruz kalma, sıcaklık değişimleri, gıda alımı esnasındaki asidik değişiklikler, çiğneme esnasındaki siklik yüklemeler gibi faktörler mekanik stabilitede düşüşe neden olmaktadır (Nguyen ve ark 2009, Thompson 2010).

Dental seramikler için uluslararası standart olan ISO 6872 (ISO 1995)'e göre kimyasal çözünürlük belirlenmek istendiğinde %4'lük asetik asitte 80ºC'de 16 saatlik çıkarım testi kullanılır. Bu çalışmada asetik asit grubundaki zirkonya örnekler; %4'lük asetik asitte 80ºC'de 16 saat bekletilerek yaşlandırılmıştır.

Zirkonya alt yapıların kullanımı uzun ve geniş sabit dental protezler için popülerlik kazanmıştır. Seramiklerin benzersiz dönüşüm-sertleşme yeteneği ve arzu edilen mekanik özellikleri sayesinde; sanat, CAD/CAM teknolojisi ile kombine edierek doğru, karmaşık ve güvenilir zirkonya alt yapıların üretimi basit bir işlem haline gelmiştir (Denry ve Kelly 2008, Kelly ve Denry 2008). Bununla birlikte zirkonyanın mekanik özellikleri rutin klinik ve laboratuvar işleme prosedürleri nedeniyle önemli ölçüde tehlikeye girebilir. Bazı yüzey işlemlerinin özellikle hava-partikül aşındırmanın alt yapıları önemli bir ölçüde zayıflattığı; yüzeydeki ya da yüzey kenarındaki hasarın dayanımda kayda değer bir düşüşe neden olduğu görülmüştür (Kosmac ve ark 1999, Wang ve ark 2008).

Dayanım; kırılgan materyallerin performansını açıklayan önemli bir mekanik özelliktir (Üçtaşli ve ark 1996, Zeng ve ark 1998). Ancak termal ve mekanik süreçte büyüyen mikroçatlaklar ve defektler dayanım ölçümlerini önemli derecede etkileyebilir (Kelly 1995, Ritter 1995). Bu yüzden dayanımın koşullara bağlı olduğu düşünülmektedir (Kelly 1995).

Herhangi bir seramiğin optimum dayanımı; fabrikasyon prosedürü ve çatlak içeriğinin azlığına bağlıdır (Üçtaşli ve Wilson 1996). Ayrıca seramik materyallerin kesin dayanımını; test metodları, örnek boyutları, test ortamı, polisajlama prosedürü, stres oranı, ve örneğin strese maruz kalan alanı gibi çeşitli faktörler de etkileyebilir (Albakry ve ark 2003).

Kırılma dayanımı testleri ağız içi yükleme koşullarını yaratmadığı gerçeğine rağmen, araştırmada değişkenlerin kontrol edilebileceği standart bir ortam sunar (Aboushelib ve Wang 2010).

Seramik materyallerin eğilme dayanımını değerlendirmede kullanılan farklı test yöntemleri mevcuttur. Bu testler tek yönlü eğilme testlerinden; 3 nokta eğilme, (Seghi ve Sorensen 1995, Cattell ve ark 1997) ve 4 nokta eğilme (Ban ve Anusavice 1990, Giordano ve ark 1995) testlerini içeren tahribatsız test yöntemleri (Fischer ve ark 2001) ve iki yönlü eğilme testlerinden (Rosenstiel ve ark 1993); halka üstünde halka (Zeng ve ark 1998); halka üstünde top (Rosenstiel ve ark 1993) ve üç top üstünde piston (Cattell ve ark 1997, Cattell ve ark 1999) testleridir.

Üç nokta eğme testlerinde, dikdörtgen şeklindeki örnek iki silindirik destek üzerine yerleştirilerek desteklenir ve yük orta noktadan uygulanır. Dört nokta eğme testlerinde ise örnek aynı şekilde iki silindirik desteğin üzerine yerleştirilmektedir ve yük uygulanan iki nokta, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzaklıkta konumlandırılmaktadır (Craig ve Powers 2002).

Üç nokta eğme testi dental seramiklerin dayanımını belirlemede kullanılan standart test metodudur. Ancak, bu testin en büyük sakıncası örnek kenarlarına yakın olan defektlere ve çatlaklara olan doğal hassasiyetleridir (Wagner ve Chu 1996). Ayrıca, test örnekleri boyut ve hacim olarak dental restorasyonlardan oldukça farklıdır (Kelly 1995).

İki yönlü eğilme testleri kullanılarak bu problemin üstesinden gelinmiştir zira iki yönlü eğilme testleri bu tür defektlerden etkilenmez (Wagner ve Chu 1996). Bu testlerde, disk şeklindeki örnek bir halka ya da daire oluşturacak şekilde duran toplar ile alt yüzeyinden desteklenmektedir. Alt yüzeydeki halka ya da toplara merkezi olarak konumlandırılmış bir piston ile yukarıdan yükleme yapılmaktadır (ISO;1995).

İki yönlü eğilme dayanımı test edebilmek için kullanılan en iyi test; saf eğilmeyi taklit edebilme ve kenar kaybını korumasından dolayı üç top üstünde piston testidir (Ban ve Anusavice 1990, Wagner ve Chu 1996). ISO 6872 standardı ise iki eksenli bükülme testlerinden üç top üzerinde piston testini önermektedir (ISO;1995).

Dental seramiklerin bükülme dayanıklılığını belirlemede kullanılan tek eksenli bükülme testleriyle karşılaştırıldığında ISO 6872 standardı tarafından önerilen iki eksenli bükülme testlerinde yükleme örneklerin merkezinden yapıldığı için dayanıklılık değerleri, örnek kenarlarındaki çatlaklardan etkilenmemektedir (ISO;1995). Bu nedenle örnek yüzeylerindeki küçük hatalar göz ardı edilebilmektedir (Lin ve ark 2012).

ISO 6872'ye göre üç top üstünde piston test düzeneğinde, 3,2 ± 0,5 mm çapındaki çelik toplar 10-12 mm çapında bir daire etrafında ve birbirlerine merkezden 120º açıyla yerleştirilmektedir (ISO;1995). Bu destek toplar üzerine örnek merkezi olarak konumlandırılmaktadır. 1,2-1,6 mm çapındaki düz uçlu silindir piston ile örneğin merkezine kuvvet uygulanmaktadır. Bu çalışmada kullanılan test düzeneğinde ISO 6872 standardına uygun olarak 3,2 mm çapında paslanmaz çelik

toplar, 10 mm çapındaki bir daireye dairenin merkezine göre 120 derece açı ile konumlandırılmıştır. Örneklerin işleme tabi tutulan yüzeylerine 1,4 mm çapındaki silindir şeklinde basma ucu ile yükleme yapılmıştır.

Eğilme dayanımı çalışmalarında elde edilen sonuçlar arasındaki farklılıklar test dizaynı ile açıklanabilir (Albakry ve ark 2003). Çalışmalarda piston ucu çapı 1.3 mm den 1.6 mm'ye kadar değişmekte, bu yüzden daha düşük dayanım değerleri görülmektedir (Wagner ve Chu 1996, Cattell ve ark 1997, Cattell ve ark 1999, Gorman ve ark 2000). Albarky ve ark (2003) yaptıkları çalışmada piston ucu çapını 0.75 mm seçmiş, bu durumun maksimum gerilme stresine maruz kalan örnek alanını küçülttüğünden dayanım değerlerini arttırmış olabileceğini belirtmişlerdir.

Bu çalışmada kullanılan örneklerden farklı olarak; Flinn ve ark (2014) dental uygulamalarda kullanılan üç farklı zirkonya tipinin hidrotermal yaşlanmasını araştırdıkları çalışmalarında, örneklerini bar şeklinde hazırlamışlardır. Bir yüzey etkisi olarak DIB'na eğilme dayanımı ölçümlerinin hassasiyetini arttırmak için ince barlar kullanılmıştır. İnce barların eğilme dayanımı yüzey çatlaklarına daha kalın örneklere göre çok daha hassastır (Baldissara ve ark 2010, Schmitt ve ark 2010).

Ebeid ve ark (2014) sinterizasyon parametrelerinin monolitik saydam zirkonyaya olan etkilerini inceledikleri çalışmalarında; örneklerini disk şeklinde hazırlamış iki yönlü eğilme dayanımı testlerinden üç top üstünde piston testini tercih etmişlerdir.

Perdiago ve ark (2012) ZrO_2 bazlı materyallerin hidrotermal yaşlanmasını değerlendirdikleri çalışmalarında örneklerini disk şeklinde hazırlamış, eğilme dayanımı değerlerini iki yönlü eğilme dayanımı testlerinden üç top üstünde piston testi ile ölçmüştür.

Kohorst ve ark (2012) dental uygulamalarda kullanılan farklı zirkonya seramiklerin düşük ısı bozunmasını inceledikleri çalışmalarında örneklerini disk şeklinde hazırlamış, eğilme dayanımı verilerini üç top üstünde piston testi ile değerlendirmişlerdir.

Borchers ve ark (2010) hidrotermal ve mekanik koşulların zirkonyaya etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında örneklerini disk şeklinde hazırlamış, eğilme dayanımı verilerini üç top üstünde piston testi ile değerlendirmişlerdir.

Disk seklindeki test örnekleri ISO 6872 standardında tip 2 dental seramikler için bildirilen boyutlara uygun olarak, 12 -16 mm çapında ve 1,2 ± 0,2 kalınlığında hazırlanmaktadır.

Dental seramiklerin dayanımını değerlendirmede iki yönlü kuvvet yüklemesinin kullanılmasının asıl nedeni; iki yönlü dayanım değerlerinin; dental materyallerin ağız ortamında çok yönlü kuvvete maruz kalmalarından dolayı genellikle daha güvenilir olmasıdır (Hsueh ve Thompson 2007). Tüm bu nedenlerden dolayı bu çalışmada; Ebeid ve ark (2014), Perdiago ve ark (2012), Kohorst ve ark (2012) ve Borchers ve ark (2010)'nın çalışmalarına uygun olarak örnekler disk şeklinde hazırlanmış iki yönlü eğilme testlerinden üç top üstünde piston testi tercih edilmiştir. Çalışmada kullanılan disk şeklindeki zirkonya örnekler sinterizasyon sonrası final boyutu 12.0 mm çapında ve 1.2±0.2 mm kalınlıkta olacak şekilde hazırlanmıştır.

Dayanım verileri işlenirken istatistiksel analizler önemlidir çünkü örnekler hazırlanırken oluşan çatlaklar nedeniyle seramiklerin dayanım verilerinde geniş bir hata aralığı vardır. Yalnızca ortalama eğilme dayanımı değerleri incelenerek, seramiklerin özelliklerinin doğru karakterize edilemeyeceği bilinmektedir (Roebben ve ark 2003).

Zirkonya seramiklerin dayanımının güvenilirliği başarısızlık olasılığı ve ISO 6872 ile önerilen Weibull istatistiksel analizi parametresi Weibull Modulusu ile ele alınmıştır (Guazzato ve ark 2005, Curtis ve ark 2006, 6872 2008).

Weibull modulusu dayanımın çeşitliliğini tanımlamak ya da mikroyapı içinde dağılan mikroçatlakların ve kusurların sonucu olan asimetrik dayanımın dağılımını tanımlamak için kullanılır (Siarampi ve ark 2014).

Weibull analizi kırılgan materyallerin üç nokta ya da dört nokta eğme testlerinden elde edilen eğilme dayanımı değerlerini yüksek hassasiyetle yorumlar (McCabe ve Carrick 1986). Daha yüksek Weibull modulusu daha homojen çatlak dağılımına karşılık gelir ve yüksek yapısal dayanıklılık ve düşük başarısızlık olasılığı ile sonuçlanan; materyal içindeki defektlerin daha düzgün ve hacim içerisinde daha eşit dağıldığını akla getirir (Weibull 1951, Kittl ve Diaz 1988, Ritter 1995, Tinschert ve ark 2000).

Seramikler içerisindeki mikroçatlaklar ve kusurlar nedeniyle dayanımında geniş bir çeşitlilik gösterir. Weibull modulu (m) kusur-boyut dağılımıyla ilişkilidir (Oblac ve ark 2004). Deneysel verinin güvenilirliğini elde edebilmek için, ortalama eğilme dayanımı ve Weibull modulusu (m) değerlendirmek önemlidir. Bu yüzden seramikleri ilgilendiren çalışmalarda, Weibull modulus ölçülür. Bu nedenle bu çalışmada Weibull analizi yapılmış, Weibull modulus değeri değerlendirilmiştir.

Yüzeyde ya da yüzeye yakın alanda faz transformasyonunu gözlemleyerek zirkonya seramiklerin yaşlanma davranışlarını karakterize etmek için birçok farklı teknik mevcuttur (Deville ve ark 2005).

Kohorst ve ark (2012); farklı stabilize edici oksitlerle stabilize edilmiş zirkonya seramiklerin yaşlanma karakteristiklerine kapsamlı bir şekilde ulaşabilmek için zirkonya seramikleri XRD, AFM ve SEM gibi farklı analiz metodlarıyla incelemişlerdir.

X-ray difraksiyon (XRD) tekniği, X ışınlarını kullanarak seramik ve metal gibi kristal yapılı materyallerin moleküllerinin geometri ve şeklini belirlemek için kullanılmaktadır. Böylece materyalin kristal yapısı, fiziksel ve kimyasal etkilerin kristal yapı üzerindeki etkisi ve kristal boyutları tespit edilmektedir (Cullity 2001). XRD analizi bu temel kullanım alanının yanı sıra; kimyasal analizlerde miktar ve kalitenin belirlenmesi, fiziksel etkilerin materyalin yapısında oluşturduğu stres ve yeni materyal geliştirilmesinde kullanılmaktadır (Samuel ve ark 1989).

XRD; zirkonyanın transformasyon kinetiğini, tahribatsız, nicel değerlendiren geleneksel ilk tekniktir. X ışını birkaç milimetre genişliğinde olduğundan, genellikle örnek yüzeyinin bir kısmının davranışını karakterize etmektedir. Bununla birlikte sinyal-gürültü oranı oldukça düşüktür, dönüştürülen zirkonya fraksiyonunun %5'ten daha az olduğu dönüştürülmüş bölgelerden elde edilebilir (Deville ve ark 2005). Bu çalışmada yapay yaşlandırma işlemleri sonrasında; örneklerdeki t-m dönüşümünü değerlendirebilmek amacıyla XRD analizi kullanılmış, örneklerin göreceli monoklinik faz miktarı değerleri Xm; XRD analizi ile elde edilmiştir.

Y-TZP dental seramikler, saf ZrO_2'ten elde edilen 0.2 μm – 0.5 μm çapında uniform, eş eksenli grenlerden ve % 1.75 - 3.5 mol Y_2O_3' ten (ağırlığının %3.5 – 8.7) oluşur (Matsui ve ark 2003, Matsui ve ark 2008, Matsui ve ark 2009).

Y-TZP' nin davranışı ve DIB çeşitli faktörlere bağlıdır. Bozunma Y_2O_3 içeriği az (Sato ve Shimada 1985) ve geniş grenli ise artmaktadır (Jue ve ark 1991, Li ve Watanabe 1998, Gremillard ve ark 2004).

Kompozisyon, fırınlama zamanı ve sıcaklığına bağlı olarak Y-TZP seramikler tetragonal ve kübik fazlardan oluşan bir karışım içerir (Matsui ve ark 2003, Matsui ve ark 2008, Matsui ve ark 2009). Artan sıcaklık ve yaşlanma zamanı faz transformasyon oranını güçlendirir (Sato ve Shimada 1985, Chevalier ve ark 1999, Payyapilly ve Butt 2007). Yüzey preparasyonu esnasında oluşan artık streslerden kaynaklanan etkiler de olabilir (Deville ve ark 2006) ve kübik faz t-m transformasyonu için nükleasyon alanı gibi davranır (Chevalier ve ark 2004).

Zirkonya seramiklerin DIB davranışını etkileyen; stabilize edici katyonun değerliği ve büyüklüğü, stabilizatörün dağılımı, faz bileşimi, gren büyüklüğü ve dağılımı ve ikincil fazların varlığı gibi çeşitli faktörler vardır. Bahsedilen parametrelerin çoğunluğu birbirine bağlıdır ve sinterleme zamanı, sinterleme sıcaklığı ve sinterleme atmosferi gibi sinterleme koşullarından güçlü bir şekilde etkilenir (Hallmann ve ark 2012).

Zirkonya sinterleme koşulları istikrarlı ve dayanıklı bir zirkonya dental seramik elde edebilmek için gereken başlıca faktörlerden biridir. Ancak dental alanda bu konuya ilişkin ancak birkaç makale bulunabilir (Kosmač ve Kocjan 2012). Dahası; sinterleme koşullarının DIB'na etkisi halen iyi bir şekilde çalışılamamıştır (Hallmann ve ark 2012, Stawarczyk ve ark 2013). Bu da büyük ihtimalle zirkonya alt yapıların sabit dental protezlerde veneer seramik ve yapıştırma ajanıyla kaplı olması bu nedenle de oral çevreden ayrılıyor olmasıyla ilişkilidir. Ancak bazı sabit dental protezler veneer seramikle kaplanmayabilir. Ayrıca bazı yapıştırma materyallerinin dentin tübülleri aracılığıyla su absorbe ettiği görülmüştür (Jevnikar ve ark 2000).

Zirkonyanın sinterleme parametrelerindeki farklılıklar direkt olarak mikroyapısını ve özelliklerini etkileyebilir (Chevalier 2006). Bu etkinin derecesi, özellikle de üreticilerin kısa sinterleme döngülerini tanıtmalarının ardından dental araştırmacıların ilgi alanına girmiştir. Birçok araştırmacı zirkonya kor seramiklerde sinterizasyon zamanı ve derecesindeki değişikliklerin translusensi, gren büyüklüğü ve biaksiyal eğilme dayanımına etkisini incelemiş; ancak bu değişimlerin monolitik

zirkonya üzerindeki etkileri halen net bir şekilde açıklanamamıştır (Hjerppe ve ark 2008, Jiang ve ark 2011, Kim ve ark 2013, Stawarczyk ve ark 2013).

Halmann ve ark (2012) yaptıkları çalışmada 1400ºC'den daha yüksek sinterleme sıcaklıklarının; daha büyük ortalama gren büyüklüğüne neden olup yaşlanma sırasında materyalin transforme olan alanını arttırdığını belirtmişlerdir.

Elshazly ve ark (2011) 1450ºC'de sinterlenen zirkonya örneklerin; 1150 ve 1650ºC'de sinterlenen örneklere göre daha küçük gren boyutu ve daha yüksek DIB direncine sahip olduğunu göstermişlerdir. Bu durum Nakamura ve ark (2015)'nın çalışmasını destekler niteliktedir ancak diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında ((Chevalier ve ark (1999) ve Deville ve ark (2005)) DIB hassasiyetinde; bir tutarsızlık söz konusudur. Bu durum materyalin üretim aşaması ve zirkonya tozunun özelliklerinin DIB'nın hassasiyetini etkilediğini desteklemektedir. Bu nedenle her bir ürünün DIB hassasiyetinin değerlendirilmesi önemlidir (Deville ve ark 2005).

Bu çalışmada kullanılan Y-TZP seramik materyalleri içerik bakımından farklılık göstermekte, Supra Zr materyali diğer materyallere göre farklı sinterizasyon derecesinde sinterlenmektedir. Prettau ve CopraPretty materyali 1600ºC' de sinterize edilirken, Supra Zr'nın sinterizasyon derecesi 1500ºC'dir. Tüm bu nedenlerden dolayı; CopraPretty materyaline ait ortalama eğilme dayanımı değerlerinin (861,61) diğer seramik materyallere göre (Prettau 1086,90; Supra Zr 1046,16) daha düşük olmasının; yüksek sinterizasyon derecesi ve materyalin içeriği ile ilgili olabileceği düşünülebilir.

Y-TZP seramiklerle ilgili asıl problem düşük ısı bozunmasına olan hassasiyetleridir (Borchers ve ark 2010). Her ne kadar zirkonyanın mekanik özellikleri öne çıksa da zirkonyanın ömrünü azaltan bu fenomen yirmi yıldan uzun bir süre önce rapor edilmiştir. Kobayashi ve ark 150°C-400°C arasındaki yaşlanma fenomenine ilişkin bozunmayı ilk gözlemleyen kişilerdir (Kobayashi ve ark 1981). O zamandan beri, çok sayıda çalışma mekanik özelliklere ilişkin düşük ısı bozunması fenomenine odaklanmıştır (Yoshimura 1988, Lilley 1990 , Lawson 1995, Chevalier ve ark 1999, Deville ve ark 2003).

Düşük ısı bozunması; maksimum oranı 250ºC'de olmak üzere 65-500ºC aralığında görülür ve özellikle su ya da buhar varlığında; yüzeyde metastabil t fazının

stabil m fazına dönüşümüyle ilişkilidir (Lawson 1995, Chevalier 2006). Transformasyon stres-korozyon tipi mekanizmayla yüzeydeki izole grenlerden başlar ve bir kere tüm yüzey bozunduğunda, bozunma materyal kütlesinin içerisine doğru mikro ve makro çatlakları (Lawson 1995) provoke eder; bu da materyalin mekanik özelliklerinin azalmasıyla sonuçlanır. Oksijen boşluğunu işgale bağlı Zr-OH bağlarının oluşmasına yol açan su ve zirkonya arasındaki etkileşim; t-m transformasyonu için bir mekanizma olarak önerilmiştir. Bu da grenler arasında hidrostatik gerilme stresleri oluşturur ve Zr iyonları etrafındaki oksijen konfigürasyonunu modifiye eder bu durum da tetragonal fazın kararsızlaşmasına yol açar.

Chevalier ve ark (2009)'na göre geniş makaslama gerilimi ve dönüşüme eşlik eden yer değiştirmeler de gren sınırları arasında çatlaklar yaratabilir bu da nemin; materyalin içine daha rahat penetre olmasını sağlar ve bu süreç nem girişi devam ettiği sürece tekrarlanır. Her ne kadar bu mekanizma oral sıcaklıklarda oldukça yavaş olsa da katkıda bulunan diğer faktörler; tükrükte bulunan sabit nem, çeşitli içeceklere bağlı sıcaklık ve pH değişimleri, çiğnemeye bağlı oluşan tekrarlayan yüksek okluzal yükler yaşlanma sürecini hızlandırabilir ve materyalin mekanik özelliklerini azaltabilir (Gaillard ve ark 2008, Kohorst ve ark 2008). İkinci mekanizma, kararsızlaştırma mekanizmasıdır ve $Y(OH)_3$ ve Y(O)OH bağlarının oluşmasını sağlayan ytrria ile OH^- iyonlarının reaksiyonuna dayanır. Yttrium içeriğinin azalması t-ZrO_2'nin kararsızlaşmasına ve m fazına dönüşmesine yol açar (Castkova ve ark 2004).

Y-TZP metal desteksiz restorasyonların alt yapısı olarak tercih edilen materyaldir. Bu nedenle, yaşlanma mekanizmasının ve Y-TZP dayanımı ve mikroyapısıyla olan ilişkilerinin daha iyi anlaşılması gerekir (Borchers ve ark 2010).

Dental zirkonyanın bozunmasıyla ilgili çalışmalar bozunmanın materyalin ömrüne etkisi olup olmadığını değerlendirmeye yöneliktir (Borchers ve ark 2010, Kim ve ark 2009).

Stresin (Lughi ve Sergo 2010) ve hidrotermal koşulların materyalin t-m faz transformasyonuna bağlı mekanik özelliklerinin bozulmasıyla ilişkili olduğu bilinmektedir (Chevalier ve ark 2009).

Zirkonyanın yaşlanmasının etkileri, özellikle oral çevrede t-m faz transformasyonu ile ilişkisi henüz tam olarak açıklanamamıştır (Borchers ve ark 2010).

Tetragonal zirkonya strese maruz kaldığında; monoklinik faza dönüşürken tetragonal fazın boyutunun artması sayesinde stres minimalize edilir (Lughi ve Sergo 2010). Bu stres; laboratuvar testleri ve materyalin mekanik özelliklerini önemli ölçüde azaltan suda periyodik yükleme nedeniyle olabilir ve uzun dönemde materyalin ömrüne etki edebilir (Aboushelib ve ark 2007).

Bu çalışmada; tüm seramik materyallere ait kontrol ve termal siklus gruplarının göreceli monoklinik faz miktarı değerlerinin (% Xm) otoklav ve asit gruplarına göre daha düşük olması (SK 0,28; ST 0,25; SA 0,28; SO 0,35) - (PK 0,29; PT 0,29; PA 0,31; PO 0,41) – (WK 0,10; WT 0,12; WA 0,18; WO 0,58); materyal içerisinde çatlak başladığında, tetragonal fazdaki zirkonya grenlerinin çatlağın başlangıç noktasında monoklinik faza dönüşmesi, bu süreçte faz transformasyonu nedeniyle gren hacminin artması ve çatlak yayılımını zorlaştıran kompresif stresleri indüklenmesiyle ilişkili olabilir. (Kim ve ark 2000, Larsson ve ark 2007, Manicone ve ark 2007, Adatia ve ark 2009, Lughi ve Sergo 2010).

Kontrol ve termal siklus grubundaki örneklere uygulanan işlemlerin; asit ve otoklav grubundaki örneklere uygulanan işlemlere nazaran daha az agresif olduğu bu nedenle kontrol ve termal siklus gruplarında daha az gerçekleşen transformasyona bağlı, daha düşük Xm değerlerinin elde edildiği düşünülebilir.

Bu çalışmada Prettau ve Supra Zr materyallerinin kontrol ve termal siklus gruplarına ait ED değerlerinin (PK 1178 MPa, PT 1109 MPa; SK 1178 MPa, ST 1095 MPa) asit ve otoklav gruplarının ED değerlerinden (PA 1045 MPa, PO 1014 MPa; SA 984 MPa, SO 925 MPa) daha yüksek olması da; yine kontrol ve termal siklus grubundaki örneklere uygulanan yaşlandırma işlemlerinin asit ve otoklav grubundaki örneklere uygulanan işlemlere göre daha az agresif olan yaşlandırma koşullarıyla ve daha az t-m dönüşümü, materyalin daha az bozunmasıyla ilişkili olabilir.

Stabilize zirkonyum oksitin (ZrO_2) seramik restorasyonlarda estetik materyal olarak kullanımı daha dayanıklı protezlere olan ihtiyacı karşılamıştır. Zirkonyum

oksit 3 farklı kristallografik formda bulunur: monoklinik, tetragonal, kübik. Zirkonyum okside %3 mol yttrium oksit ilavesi; zirkonyum oksidin moleküler stabilitesini arttırır, yttria stabilize zirkonyanın (Y-TZP) üretimine olanak tanır. Bu sayede zirkonyum oksit oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulabilir (Piconi ve Maccauro 1999) ve mekanik özellikleri geliştirilebilir (Kim ve ark 2000, Larsson ve ark 2007, Manicone ve ark 2007, Adatia ve ark 2009).

Dental uygulamalarda tetragonal zirkonya polikristali çoğunlukla %3 mol yttria (3Y-TZP) ile stabilize edilmektedir (Denry ve Kelly 2008). Y-TZP zirkonya dental restorasyonların yüksek dayanımının nedeni tetragonal kristallografik fazın oda sıcaklığındaki stabilizasyonudur. Ancak; yüksek enerji durumundaki tetragonal fazdan (t), en düşük enerji durumundaki (doğal denge durumu) (Garvie ve ark 1975, Deville ve Chevalier 2004) monoklinik faza (m) transformasyon; konsantre stres alanlarından, özellikle yüzeydeki ya da kafes içindeki çatlaklardan kendiliğinden gerçekleşmeye eğilimlidir. Bu t-m transformasyonu; monoklinik faz tetragonal fazla kıyaslandığında daha geniş bir hacme sahip olduğundan %3-4'lük net bir hacim artışıyla ilişkilidir (Garvie ve ark 1975, Porter ve Heuer 1977, Deville ve Chevalier 2004). Hacimdeki bu olumlu değişim; yüzeydeki mikroçatlakların kapanmasını sağlayarak çatlakların materyal kitlesinin iç yüzeyine ilerlemesine engel olur. Bu nedenle zirkonya seramikleri başarısızlıktan koruyan bir sertleşme mekanizması olarak rapor edilmiştir. Ancak ciddi miktarda monoklinik faza dönüşüm yüzeyde yükselmelere ve parçalanmalara neden olabilecek stresler yaratabilir (Swain 1989, Evans 1990).

Zirkonya materyallerin yüksek güç ve dayanımı tetragonal yapının monoklinik yapıya transformasyonuna bağlı (t–m) sertleşme fenomeninin bir sonucudur (Garvie ve ark 1975, Hannink ve ark 2000). Bu çalışmada CopraPretty materyaline ait Xm değerlerinin; otoklav ve asit gruplarında yüksek olup (WO 0,58; WA 0,18; WT 0,12; WK 0,10) ED değerlerinin de (WO 963 MPa, WA 842 MPa, WK 834 MPa; WT 806 MPa) yine bu gruplarda yüksek oluşu sertleşme fenomeniyle ilgili olabilir.

Cotes ve ark (2014) yaptıkları çalışmada 400 gün suda bekletme ve otoklavda yaşlandırma sonucunda; otoklav grubunda tetragonaldan monoklinik faza daha fazla

transformasyon gözlemlemiş ancak bu durumun Y-TZP seramiğin eğilme dayanımına etki etmediğini belirtmişlerdir.

Borchers ve ark (2010) termal, mekanik siklus sonrası ve 37°C'de suda uzun süre saklama sonrasında düşmüş yük destekleme kapasitesinin zirkonyanın bozunmasına bağlı olmadığını, belki de transformasyon alanının yeterli derinliğe ilerleyemediğinden ve bu nedenle ek çalışmalara ihtiyaç olduğundan bahsetmiştir.

Flinn ve ark (2014) zirkonyanın hidrotermal yaşlanmasının zirkonyanın ince barlarının eğilme dayanımında t-m transformasyonuna bağlı önemli bir düşüşe neden olduğunu belirtmişlerdir.

Gaillard ve ark (2008) 131ºC'deki su buharında 1-60 saatlik hidrotermal bozunmanın *t→m* faz transformasyonunu uyardığını ve bozunmuş yüzeyin Young modulu ve sertliğindeki azalmaya bağlı yüzey altındaki mikroçatlakları arttırdığını rapor etmişlerdir.

Bu çalışmada CopraPretty materyaline ait kontrol ve termal siklus gruplarının eğilme dayanımı değerlerinin otoklav ve asit gruplarına göre daha düşük olmasının nedeni; Gaillard ve ark (2008) ve Flinn ve ark (2014)'nın yapmış oldukları çalışmaların sonuçlarıyla ilgili olabilir. Ancak zirkonya restorasyonlar; oral çevrede çok daha fazla faktörlere (siklik, mekanik ve termal) maruz kalmaktadır bu eşitlikte tüm bu koşullar dikkate alınmamıştır bu nedenle in vivo koşullarda yaşlanma muhtemelen daha hızlı gerçekleşecektir (Kohorst ve ark 2012).

Otoklav kullanılarak yapılan hızlandırılmış yaşlandırma testleri in vivo koşullarda zirkonyanın faz transformasyonunu ölçmek için önerilir. Teorik olarak 134ºC'de 1 saatin in vivo koşullarda 3-4 yıla karşılık geldiği hesaplanmıştır (Chevalier ve ark 1999, Chevalier 2006).

Birçok çalışma; her ne kadar önemli ölçüde monoklinik faz içeriği olsa da (Tanaka ve ark 2002, Tanaka ve ark 2003, Kim ve ark 2010) zirkonya test örneklerinin dayanımının ISO 13356 (buharlı otoklav: 134ºC'de 0.2 MPa 'da 5 saat) standardına göre önemli ölçüde etkilenmediğini göstermiştir (ISO;2008).

Ben ve ark (2008); 0.5 mm kalınlığındaki örneklerle otoklav (121ºC 0.15 MPa), fizyolojik salin ve %4'lük asetik asit (80ºC'de 80 gün) gibi farklı yapay

yaşlandırma ortamlarda çalışma yapmış, yalnızca otoklav grubundaki örneklerin eğilme dayanımında istatistiksel olarak anlamsız fakat belirgin bir düşüş izlemişlerdir (1046 MPa'dan 892 Mpa'ya). Ben ve ark (2008)'nın çalışması bu çalışmada kullanılan materyallerin asit ve otoklav gruplarının sonuçlarını destekler niteliktedir.

Tanaka ve ark (2003) otoklavda 121ºC, 0.15 MPa'da 190 saatten sonra; XRD analizi ile %90'dan fazla monoklinik faz içeriği belirlediği halde Y-TZP barların eğilme dayanımı değerini 1054±91 MPa olarak göstermişler. Ancak bu tür çalışmalarda örnek kalınlıkları 1.5 mm ile 1.6 mm arasında değişiklik göstermektedir, oysa ki birçok zaman çalışmalarda kullanılan kalınlıklar klinikte kullanılan kronlara ya da kısmi sabit dental protez alt yapılarına uygun seçilir (Flinn ve ark 2012).

Nakamura ve ark (2015) yapmış olduğu çalışmada 100 saatlik otoklav uygulamasından sonra kırılma yükleme kapasitesinin düştüğünü ancak kronların halen kırılma direncine sahip olduğunu bu durumun da klinik koşullar için önemli olduğunu vurgulamıştır. Molar kronların die üzerine simante edildiği simante yüzeyin nemle teması kesmeye yardımcı olarak DIB'nın etkilerini azalttığı, kırılma dayanımı arttırdığı bu nedenle de daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulabileceğine dikkat çekilmiştir.

Sanon ve ark (2013) zirkonyum implantlarla yaptıkları otoklavda yaşlandırma çalışmasından sonra; klinik kullanım ile uyumlu sürelerde yaşlandırıldıktan sonra gözenekli yüzeye sahip 3Y-TZP 'nin yüksek yorulma dayanımı sergilediğini belirtmişlerdir. Bu sıklıkla yaşlanmanın dayanım kaybına neden olduğunu belirten önceki çalışmaların aksine bir durumdur. Bu nedenle zirkonya dental ürünlerde genelleştirmelerden kaçınılmalı ve her bir yeni ürün/süreç kombinasyonu karar verilmeden önce dikkatlice test edilmelidir.

Kim HT ve ark (2009)'nın yaptığı bir çalışmada eğilme dayanımı değerleri otoklavda 125°C'de 10 saat yaşlandırılan grupta yaşlandırmanın olmadığı gruba göre daha yüksek çıkmıştır. Bu sonuçlar bir ölçüde monoklinik konsantrasyonun eğilme dayanımında artış sağladığını ortaya çıkarmıştır. İlk başta t-m faz transformasyonu Y-TZP yüzeyinde başlar ve monoklinik faz miktarı az olduğunda fiziksel özellik ve gren boyutundaki değişiklikler önemsizdir (Pittayachawan ve ark 2007). Öte yandan reziduel stres azalır ve faz transformasyonunun neden olduğu hacim artışı çatlak

yayılımını inhibe eder (Piconi ve Maccauro 1999). Bu fenomen eğilme dayanımının artışıyla ilişkilendirilebilir (Yoshimura 1988). Tüm bu bilgiler; bu çalışmada kullanılan CopraPretty materyalinin otoklav grubundaki örneklerinde diğer gruplara göre daha fazla göreceli monoklinik faz miktarına (% Xm) (WO 0,58, WA 0,18, WT 0,12, WK 0,10) sahip olup, yine diğer gruplara göre daha yüksek eğilme dayanımı (WO 963 MPa, WA 842 MPa, WK 834 MPa; WT 806 MPa) değerlerine sahip olmasıyla ilgili olabilir.

Yüzeyde monoklinik faz doygunluğa ulaştığında, faz transformasyonu Y-TZP seramik kütlesinin içerisine doğru ilerler (Yoshimura 1988). Bu koşullar altında, internal çatlaklar kritik olabilir ve eğilme dayanımının bozulması görülür (Suárez ve ark 2004).

Chevalier ve ark (1999) 130°C'de yaşlandırmada 7 saatten sonra; monoklinik içeriğin %30'dan fazla olduğunu, çekirdekleşme oranının doygunluk seviyesine ulaştığını bulmuşlardır.

Chevalier ve ark (2004) zamana bağlı yaşlanmanın Y-TZP üzerindeki değişimlerini incelemişlerdir. Otorler sıcaklık ve bekleme süresinin arttırılmasının; transformasyon oranını arttırdığını ve bunun gren büyüklüğüyle ilişkili olabileceğini rapor etmişlerdir. Tetragonal gren büyüklüğü arttığında, stabilite azalmaya başlar.

Flinn ve ark (2012) üç farklı Y-TZP zirkonya ile yaptıkları yapay yaşlandırma çalışmasında; yapay yaşlandırma esnasında oluşan t-m faz dönüşümüne bağlı olarak; otoklav koşullarına tabi tutulmuş zirkonya örneklerin beklendiği üzere DIB'ndan etkilendiğini belirtmişlerdir.

Nakamura ve ark (2015) bar şeklinde ve molar kron olarak hazırladıkları zirkonya örnekleri otoklavda 134ºC'de 0-200 saate kadar değişen sürelerde tutarak DIB'nı uyarmayı amaçlamışlardır. Nakamura ve ark (2015) yaptıkları çalışmada bu ölçüme dayanarak otoklav uygulamasıyla 10-200 saatin oluşturduğu DIB'nın vücud sıcaklıklarında 30-600 yıla karşılık geldiğini varsaymışlardır. Ancak Lughi ve Sergo (2010)'nun da değindiği gibi faz transformasyon ölçümleri büyük hatalar içerebilir. Bu nedenle Nakamura ve ark (2015)'nın yaptıkları çalışmada otoklav süresini bu denli uzatmaları; oral kavitede zirkonyanın olası hayat süresini yeterince kapsamaya yöneliktir.

Nakamura ve ark (2015)'nın yapmış oldukları çalışmada otoklav uygulaması DIB'nı indüklemiş monolitik zirkonya kronlarda kırılma direncini önemli ölçüde düşürmüştür. Bu bulgular Flinn ve ark (2012)'nın 0.2 mm kalınlığında bar şeklindeki zirkonya örneklere 134ºC'de 200 saat otoklav uygulamasının; eğilme dayanımını önemli derecede düşürdüğünü gösterdiği çalışmalarının bulgularıyla örtüşmektedir. Bu bilgiler Prettau ve Supra Zr materyallerinde otoklav grubundaki örneklerin diğer gruplara göre göreceli monoklinik faz miktarlarının fazla, eğilme dayanımı değerlerinin daha düşük olmasıyla ilgili olabilir.

Rijk ve ark (2013) beş dental seramiğin kimyasal dayanılırlığını değerlendirmede çay ile karışık tanik asit, yapay tükrük, Ringer solusyonu, distile su ve asetik asit olmak üzere beş farklı test solusyonu kullanmışlar; çalışmada en agresif solusyonun asetik asit solusyonu olduğunu rapor etmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan seramik materyallerin asit gruplarında göreceli monoklinik faz miktarının (% Xm) (SK 0,28; ST 0,25; SA 0,28; SO 0,35) - (PK 0,29; PT 0,29; PA 0,31; PO 0,41) – (WK 0,10; WT 0,12; WA 0,18; WO 0,58); kontrol ve termal siklus gruplarına göre daha yüksek çıkması asetik asidin zirkonya üzerindeki agresif etkisiyle ilgili olabilir.

Li ve ark (2013) yaptıkları çalışmada Y-TZP faz dönüşümlerini tanımlamak ve ölçmek için güvenilir yöntemlerden biri olarak XRD analizini kullanmışlardır (Scott 1975, Borchers ve ark 2010, Tholey ve ark 2010, Kawai ve ark 2011). Bununla birlikte, çoğu zaman başlangıç t-m transformasyonunu; tipik X ışını penetrasyon derinliğinin 6 μm civarında olmasına kıyasla ilgili alanı 1μm' den az olan normal XRD kullanarak kesin olarak ölçmek zordur (Cullity 2001). Ek olarak monoklinik içeriğin %5'ten az olduğu; normal XRD kullanılarak kesin olarak ölçülemez (Chevalier ve ark 2007).

XRD analizinin derin alanlara uygulama zorluğa bağlı olarak, derinlik ilk 5 μm'den daha fazla olduğunda daha kesin sonuçlar için AFM gibi başka metodlar gereklidir (Chevalier ve ark 1999).

XRD'ye genellikle 1º-5º açıları insidansında bakılır bu da X ışınlarının penetrasyon derinliğini düşürür ve bu nedenle monoklinik faz miktarında belirgin bir yükselme gözlenir (Chevalier ve ark 2007).

Ağız ortamındaki stres, sıcaklık, asit, nem ve tükrük kombinasyonunun transformasyon oranını nasıl etkilediği halen net bir şekilde anlaşılamamıştır (Chevalier ve ark 2009, Lughi ve Sergo 2010). Diğer çalışmalar vücut sıvılarında ya da suda; mekanik özellikler üzerinde yaşlanmanın küçük etkilerini göstermişlerdir (Jung ve ark 2007, Sato ve Shimada 1985, Yoshimura ve ark 1987).

Borchers ve ark (2010)'nın yaptığı çalışmada Xm değerlerindeki artışın materyalin dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı görülmüştür. Bu durum transformasyon alanının kütlenin dayanımını etkileyebilecek kadar yeterli derinliğe inememesiyle açıklanabilir. Bu açıklama t-m faz transformasyonunun yüzeyde başlayıp materyalin içerisine doğru ilerlediği; hacimdeki artışa bağlı olarak; ilk dönüşen grenlerin fark edilebilir iç stresler oluşturmadan yalnızca yüzeyde iyileştirme oluşturduğu gerçeği ile desteklenebilir (Chevalier ve ark 2007). Bu çalışmada kullanılan Supra Zr ve Prettau materyallerine ait asit gruplarının otoklav gruplarına göre göreceli monoklinik faz miktarlarının düşük ED değerleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamsız oluşu anlatılan bu durumla ilişkili olabilir.

Ancak; yüzeyde kesin bir miktara ulaşan monoklinik içeriğin neden olabileceği birikmiş stres mikroçatlaklara neden olabilir. Mikroçatlaklar ne zaman ki yeterli bir uzunluğa ulaştı kırıkların çekirdek noktası olarak işlev görür ve bu da materyalin dayanımını azaltır (Chevalier ve ark 2009). Bu çalışmada Supra Zr ve Prettau materyallerine ait asit gruplarının kontrol gruplarına göre ED değerlerinin daha düşük olması ve termal siklus grubuna göre ED değerleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamsız oluşu bu durumla ilişkili olabilir.

Stres indüklü monoklinik faz transformasyonu güç ve dayanım gibi mekanik özelliklerle ilişkilidir (Pittayachawan ve ark 2009, Yilmaz ve ark 2011). Kumlama, aşındırma, siklik yükleme, termal ve kimyasal yaşlandırma faz transformasyonunu hızlandırabilir (Karakoca ve Yilmaz 2009, Pittayachawan ve ark 2009, Yilmaz ve ark 2011).

Y-TZP seramiklerde t-m faz dönüşümünün dıştan içe doğru gerçekleştiği rapor edilmiştir (Yoshimura 1988). Bu nedenle monoklinik miktarı birden arttığında t-m faz dönüşümünün dıştan içe doğru başladığı kabul edilebilir. Düşük ısı bozunmasının Vita In-Ceram YZ' nin kırık yüzeyinde 'portakal kabuğu' görüntüsüne

neden olduğu görülmüştür (Ardlin 2002). Bu da düşük ısı bozunmasına bağlı her bir grenin yüzeye itildiğini ve yüzey pürüzlülüğünün arttığını göstermektedir. Yüzeydeki bu değişim Y-TZP seramiklerin mekanik özelliklerinin bozunmasına neden olabilir. Önceki çalışmalar düşük ısı bozunmasına bağlı Y-TZP seramiklerdeki faz dönüşümünün dayanımı azalttığını göstermiştir (Lilley 1990 , Chevalier ve ark 1999, Deville ve ark 2003). Bu bilgiler bu çalışmada kullanılan Prettau ve Supra Zr materyallerinin otoklav ve asit gruplarında göreceli monoklinik faz miktarlarının (% Xm) yüksek (PK 0,29, PT 0,29 PA 0,31; PO 0,41) - (SK 0,28, ST 0,25, SA 0,28, SO 0,35) eğilme dayanımı değerlerinin düşük olmasıyla ilişkili olabilir (PK 1178 MPa, PT 1109 MPa, PA 1045 MPa, PO 1014 MPa) - (SK 1178 MPa; ST 1095 MPa, SA 984 MPa, SO 925 MPa).

Zirkonya seramikler yüksek eğilme dayanımlarından dolayı dikkatleri üzerlerine çekmişlerdir ancak Siarampi ve ark'nın (2014) yaptığı çalışma özellikle posterior bölgede bulunan zirkonya restorasyonların olağan okluzal yükler karşısında durabilme yeteneğini sorgulamaktadır.

Molar bölgedeki ısırma kuvvetleri 342 ile 1280 N arasında farklı değerlerde ölçülmüştür ve ortalama 580 N'dur (Tortopidis ve ark 1998) diş sıkma ve bruksizm sırasındaki kuvvetler ayrıca önemlidir.

Hızlandırılmış in vitro yaşlandırmadan birkaç saat sonra dayanım değerlerinde ilk artışın görüldüğü başka çalışmalarda da rapor edilmiştir. Bu durum az miktarda t-m dönüşümüyle ilişkilidir (Kim ve ark 2009).

Eğer belirli oranda bir t-m dönüşümü yüzeyle sınırlıysa; yüzeydeki lokal sıkıştırma streslerine bağlı materyalin dayanımının artmasına neden olabilir ki bu da olası ilerleyen çatlakları kapatma eğilimindedir (Kim ve ark 2009). Bu çalışmada kullanılan CopraPretty materyaline ait otoklav ve asit grubunda; eğilme dayanımı değerlerinin yüksek oluşu bu durumla ilgili olabilir. Ancak; eğer materyalin kütlesinin içerisine doğru provoke ederse, özellikle oral çevrede okluzal yükler altında görülebilen stres indüklü transformasyon etkisi altında başarısızlık kaçınılmazdır. Kim ve ark (2009) Y-TZP seramiklerin eğilme dayanımlarının bozunmasını birçok çeşitli düşük ısı uygulamalarından sonra değerlendirmiş ve eğilme dayanımın monoklinik konsantrasyon noktasının %12 ve % 54 arasında düşmeye başladığını rapor etmişlerdir.

Klinik koşullarda; veneer ve veneer-kor arayüzündeki kırıklar koru içeren kırıklara göre daha sıklıkla görülebilir (Aboushelib ve ark 2005). Bu nedenle düşük ısı bozunmasından sonra bile 700 MPa olarak görülen eğilme dayanımı klinik koşullarda pek de etkili olamayabilir. Klinik koşullara daha yakın ortam yaratmak için düşük ısı bozunması sonrasında veneer/kor örneklere tekrarlayan vertikal ve lateral kuvvetlerin yüklendiği geliştirilmiş bir deney modeli dizaynı kuvvetle önerilir (Kim ve ark 2009).

Her bir seramik örnek için, kırık boyutu, şekli ve dağılımı örnekten örneğe değişiklik göstermektedir. Bu nedenle Weibull kırılgan materyallerin dayanımını karakterize etmek için dağılım fonksiyonu parametresi önerir ve Weibull dağılım fonksiyonu dental seramikleri de içeren çok sayıda kırılgan materyalin eğilme dayanımını karakterize etmekte sıklıkla kullanılan bir modeldir (Weibull 1951, Ritter 1995, Basu ve ark 2009).

Y-TZP için Weibull modulus değeri 10-18 arasında değişmektedir (Kosmac ve ark 1999, Luthard ve ark 2004, Curtis ve ark 2006, Tinschert ve ark 2007). Moon Ji-Eun ve ark (2015) monolitik zirkonya örneklere farklı büyüklüklerde alimuna partikülleri içeren hava partikül aşındırma ile yüzey işlemi uygulamış, üç nokta kırma testi ile eğilme dayanımlarına bakmışlardır. Yaptıkları çalışmada monolitik zirkonya için Weibull modulus değeri 7-20 arasında değişiklik göstermiştir.

Weibull analizinin kırılma olasılığıyla ilişkili olduğu rapor edilmiştir. Düşük m değerleri geniş çatlak boyutu dağılımıyla ilişkilidir (Roebben ve ark 2003, Oblak ve ark 2004). Tersine weibull modülüs için geniş değerler; çatlak boyutunun daha ince olduğu yayılımlarda ya da daha az stresin olduğu alandaki daha az kritik çatlakları indükler (Guazzato ve ark 2005).

Düşük m değeri geniş çatlak boyutu dağılımı ve geniş hata aralığıyla ilişkiliyken; yüksek m değeri ince çatlak-boyutu ve öne çıkan güvenilirlikle ilişkilidir (Roebben ve ark 2003, Oblac ve ark 2004). Bu bilgiler sonucunda, bu çalışmada elde ettiğimiz Weibull analizi sonuçlarına göre; Supra Zr materyaline ait kontrol grubunun (m=35,62); diğer alt gruplarına göre en homojen çatlak dağılımına, yüksek yapısal dayanıklılığa ve düşük başarısızlığa; CopraPretty materyaline ait asit grubunun (m=6,41) ise diğer alt gruplara göre geniş çatlak dağılımı, düşük yapısal dayanıklılık ve yüksek başarısızlığa sahip olduğu söylenebilir.

Guazzato ve ark (2004) veneerlenmiş zirkonyanın iki yönlü eğilme dayanımını değerlendirdikleri çalışmada yüzeyin tabanındaki Weibull modulus ve stres dağılımlarının materyalin özelliklerinden etkilendiğini belirtmişlerdir.

Siarampi ve ark (2014)'nın yeni bir Y-TZP seramikle (Zeno Zr) yaptıkları çalışmada; %15 'lik m faz ve 10 saatlik yaşlandırmadan sonra, araştırılan Y-TZP seramiğin (ZENO Zr) Weibull modulusunde %50 'den daha fazla dikkat çeken bir düşüş kaydedilmiştir. Bu düşüş üretim ve imalat aşamasında Zeno Zr seramik kütlesinin içerisine yerleşmiş daha çok kusurun varlığı, mikroçatlaklar ve porların varlığı ile açıklanabilir (Kim ve ark 2010, Siarampi ve ark 2012). Bu çatlaklar doğada mikroskobik olmasına rağmen stres konsantrasyon alanları olarak rol oynayabilir, çatlak oluşumu ve yayılımı için potansiyel alan olarak rol oynayabilir (Swain ve Rose 1986) ve su penetrasyonunu kolaylaştıran DIB sürecini büyütebilir (Chevalier 2006). Bu çalışmada kullanılan materyallerin alt gruplarına ait m değeri farklılıkları bu bilgilerle ilişkili olabilir.

Siarampi ve ark (2014) 'nın yaptığı çalışmanın bazı limitasyonları vardır. Eğilme dayanımı ve başarısızlık olasılığı ağız içi okluzal yükleri daha iyi taklit eden dinamik yükleme yerine statik yükleme altında araştırılmıştır. Şu anda tam seramik protezlerin klinik performansını değerlendirebilecek tek bir in vitro değerlendirme yoktur (Anusavice ve ark 2007), bu yüzden bu çalışmanın sonuçları; kron şeklindeki örneklerden değil de özel bir şekle sahip barlardan ve barların üzerinde herhangi bir seramik tabaka olmadığı da dikkate alınarak, bu perspektif altında değerlendirilmelidir. Ayrıca in vitro yaşlandırma Chevalier ark (1999) modele göre yapılmış ve in vitro hızlandırılmış yaşlanma testi olsa da gerçek klinik durumlar farklı sonuçlar oluşturabilir. Daha fazla araştırma kompozisyon, gren büyüklüğü ve açık gözeneklilik gibi faktörlerin zirkonya seramiklerin dayanımının güvenilirliğini yöneten mekanizma ile ilişkisi hakkında kesin bir açıklayıcı bilgi ortaya koyabilir (Siarampi ve ark 2014).

Lughi ve Sergo (2010) DIB üzerine kritik bir makale yayınlamışlar ve transformasyon doygunluğuna ulaşan zirkonyanın diş hekimliğinde kullanılmamasını önermiştir. Ancak klinik olarak zirkonya destekli restorasyonlar başarıyla kullanılmakta, ve bazı restorasyonlarda alt yapı kalınlığı; daha konservatif diş kesimi

ve ışık geçirgenliğini arttırarak estetiği sağlayarak 0.3 mm'ye kadar düşürülebilmektedir (Baldissara ve ark 2010, Schmitt ve ark 2010).

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada üç farklı Y-TZP seramik sistemden elde edilen disk şeklindeki örneğe farklı yapay yaşlandırma işlemleri (termal siklus, asetik asit ve otoklav ile yaşlandırma) uygulanmıştır. Her bir sisteme ait birer grup ise kontrol grubu olarak bırakılmış kontrol grubundaki örnekler 37ºC'de 5 saat süre ile bekletilmiştir. Yapılan yaşlandırma işlemlerinin zirkonya seramiklerin faz dönüşümüne ve eğilme dayanımına etkisi incelenmiştir. Yüzey topografileri SEM analizi ile incelenmiştir. Bu in-vitro çalışmanın limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1) XRD analizi sonucunda elde edilen pik değerlerine göre faz dönüşümü değerleri hesaplanmıştır. En fazla faz dönüşümü Prettau, en az faz dönüşümü CopraPretty materyalinde görülmüştür. Tüm seramik materyallerde; otoklavda yaşlandırma işleminin, diğer yaşlandırma işlemlerine göre daha fazla faz dönüşümüne neden olduğu görülmüştür. Asit ile yaşlandırma işleminin termal siklus işlemine göre daha fazla faz dönüşümüne neden olduğu görülmüştür.

2) Eğilme dayanımı değerleri materyallere göre farklılık göstermiştir. Prettau ve Supra Zr materyalleri CopraPretty materyaline göre daha yüksek eğilme dayanımı gösterirken Prettau ve Supra Zr materyallerinin eğilme dayanımı değerleri arasında fark yoktur.

3) Yaşlandırma işlemleri sonrasında Prettau ve Supra Zr materyallerinde en yüksek eğilme dayanımı değerleri kontrol gruplarında görülürken, en düşük eğilme dayanımı değerleri otoklav ve asit gruplarında görülmüştür. CopraPretty materyaline ait otoklav grubu kontrol ve termal siklus gruplarına göre daha yüksek eğilme dayanımı değerini göstermiştir. Materyallerin otoklav gruplarının eğilme dayanımı değerleri arasında fark yoktur.

4) Yapılan korelasyon testinin sonucuna göre Prettau ve Supra Zr materyallerinde faz dönüşümü ve eğilme dayanımı arasında negatif ilişki vardır. Monoklinik faz miktarı arttıkça eğilme dayanımı değerleri azalmıştır. CopraPretty materyalinde faz dönüşümü ve eğilme dayanımı arasında pozitif bir ilişki vardır.

5) Bu çalışmada zirkonyanın düşük ısı bozunmasının nicel görüntülemesi için literatürde aynı zamanda geleneksel olarak tanımlanan XRD ve SEM analiz yöntemleri kullanmıştır. Ancak bu analizler dönüşümün başlangıç fazına, sınırlı bir kavramaya izin verir. XRD analizinin derin alanlara uygulama zorluğa bağlı olarak, derinlik ilk 5 μmden daha fazla olduğunda daha kesin sonuçlar için AFM gibi başka methodlar gereklidir.

6) Yeni bir zirkonya materyali dental alanda kullanmaya karar verirken önce gerekli in-vitro çalışmaların yapılması, sonrasında in-vivo sonuçların değerlendirilmesi uygun olacaktır.

7) Bu çalışmada in-vitro yaşlandırma testleri ISO standartlarına uygun olarak yapılmış olsa da gerçek klinik durumlar farklı sonuçlar oluşturabilir. Daha fazla araştırma zirkonya seramiklerin dayanımının güvenilirliğini yöneten mekanizma ile ilişkisi hakkında kesin bir açıklayıcı bilgi ortaya koyabilir.

8) Çalışmanın kron şeklindeki örneklerle değil de, disk şeklinde örneklerle yapıldığı dikkate alınmalı, çalışmanın sonuçlarının bu perspektif altında değerlendirilmelidir.

9) Monolitik zirkonya materyallerine ilişkin az sayıda çalışma vardır; farklı yaşlandırma işlemleri uygulanması sonucu meydana gelen faz dönüşümünün eğilme dayanımına etkisini inceleyen, yaşlandırma süresinin daha uzun olduğu daha başka çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

6. KAYNAKLAR

Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan C, Feilzer A, 2005. Microtensile bond strenght of different components of core veneered all-ceraamic restorations. Dent Mater, 21, 984-91.

Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan C, Feilzer A, 2007. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. Dent Mater, 23, 952-9.

Aboushelib MN, Wang H, 2010. Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars. J Prosthet Dent, 104, 98-104.

Adatia N, Bayne S, Cooper L, Thompson J, 2009. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. J Prosthodont, 18, 17-22.

Addison O, Fleming G, Marquis P, 2003. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. Dent Mater, 19, 291-7.

Akın E, 1983. Diş Hekimliğinde Porselen. 2. Baskı. İstanbul, İ.Ü. Diş Hek. Fak. Yayınları.

Akın E, 1990. Diş Hekimliğinde Porselen. 3. Baskı. İstanbul, G.Ü. Basım Evi ve Film Merkezi, s. 7-10.

Akın E, 1999. Diş Hekimliğinde Porselen. 3. Baskı. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.

Aksoy G, 2003. Dental Seramiklerde Glazür Katmanının Önemi. E. Ü. Diş Hek Fak Derg, 24, 103-11.

Albakry M, Guazzato M, Swain M, 2003. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. J Prosthet Dent, 89, 374-80.

Al-Nazhan S, Spanberg L, 1990. Morphological cell changes due to chemical toxicity on human periodontal ligament fibroblasts and L929 cells. J Endod, 16, 129-34.

Andreiotelli M, Wenz H, Kohal R, 2009. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. Clin Oral Implants Res, 4, 32-47.

Anusavice K, 2003. Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed. Florida, Saunders, p. 660-663.

Anusavice K, Kakar K, Ferree N, 2007. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? Clin Oral Implants Res, 18, 218-31.

Ardlin B, 2002. Transformation-toughened zirconia for dental inlays,crowns and bridges: chemical stability and effect of low- temperature aging on flexural strength and surface structure. Dent Mater, 18, 590-5.

Attia A, Kern M, 2004. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent, 92, 551-6.

Baldissara P, Llukace A, Ciocca L, Valandro F, Scotti R, 2010. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. J. Prosthet Dent, 104, 6-12.

Ban S, Anusavice K, 1990. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. J Dent Res, 69, 1791-9.

Ban S, Sato H, Suehiro Y, Nakahishi H, M N, 2008. Biaxial flexure strength and low temperature degradation of Ce-TZP/Al_2O_3 nanocomposite and Y-TZP as dental restoratives. J Biomed Mater Res B: Appl Biomater, 87, 492-8.

Basu B, Tiwari D, Kundu D, Prasad R, 2009. Is Weibull distribution the most appropriate statistical strength distribution for brittle materials? Ceram. Int., 35, 237-46.

Bean T, Zhuang W, Tong P, Eick J, Chappelow C, Yourtee D, 1995. Comparison of Tetrazolium Colorimetric and 51Cr Release Assays for Cytotoxicity Determination of Dental Biomaterials Dent Mater, 11, 327-31.

Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D, 2009. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings a new fabrication mode for all-ceramic restorations. Dental Materials, 25, 121-8.

Beuer F, Stimmelmayr M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M, 2012. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. Dental Materials, 28, 449-56.

Boening K, Walter M, Reppel P, 1992. Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. J Oral Rehabil, 19, 281-7.

Boening K, Wolf B, Schmidt A, Kastner K, Walter M, 2000. Clinical fit of procera all-ceram crowns. J Prosthet Dent, 84, 419-24.

Borchers L, Stiesch M, Bach FW, Buhl JC, Hübsch C, Kellner T, Kohorst P, Jendras M, 2010. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. Acta biomaterialia, 6, 4547-52.

Brackett MG, Lockwood PE, Messer RL, Lewis JB, Bouillaguet S, Wataha JC, 2008. In vitro cytotoxic response to lithium disilicate dental ceramics. Dental materials, 24, 450-6.

Cales B, Stefani Y, Lilley E, 1994. Long-term in vivo and in vitro aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. J Biomed Mater Res, 28, 619-24.

Cattani-Lorente M, Scherrer S, Ammann P, Jobin M, Wiskott H, 2011. Low temperature degradation of a Y-TZP dentalceramic. Acta Biomater, 7, 858-65.

Cattell M, Clarke R, Lynch E, 1997. The transverse strength, reliability and microstructural features of four dental ceramic-Part II. J Dent, 25, 399-407.

Cattell M, Clarke R, Lynch E, 1997. The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics-Part II. J Dent, 25, 409-14.

Cattell M, Knowles J, Clarke R, Lynch E, 1999. The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. Journal of Dentistry, 27, 183-96.

Castkova K, Hadraba H, Cihlar J, 2004. Hydrothermal aging of tetragonal zirconia ceramics. Ceram-Silikaty, 48, 85-92.

Chevalier J, 2006. What future for zironia as a biomaterial? Biomaterials, 27, 535-43.

Chevalier J, Cales B, Drouin J, 1999. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. J Am Ceram Soc, 82, 2150-4.

Chevalier J, Deville S, Munch E, Jullian R, Lair F, 2004. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis Biomaterials, 25, 5539-45.

Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, Pezzotti G, 2009. On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alümina/zirconia composite for arthroplasty applications. Biomaterials, 30, 5279-82.

Chevalier J, Gremillard L, Deville S, 2007. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. Annu Rev Mater Res, 37, 1-32.

Chevalier J, Gremillard L, Virkar A, Clarke D, 2009. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. J Am Ceram Soc, 92, 1901-20.

Chevalier J, Loh J, Gremillard L, Meille S, Adolfson E, 2011. Low-temperature degradation in zirconia with a poroussurface. Acta Biomater, 7, 2986-93.

Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi G, 1999. Subcritical crack propagation in 3Y-TZP ceramics: static and cyclic fatigue. J Am Ceram Soc, 82, 3129-38.

Chong K, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W, 2002. Flexural strength of in-ceram alümina and in-ceram zirconia core materials. Int J Prosthodont, 15, 183-8.

Christel P, Meunier A, Dorlot J, Crolet J, Witvoet J, Sedel Lea, 1988. Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery. Ann N Y Acad Sci, 523, 234-56.

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

Christensen G, 2001. Computerized restorative dentistry: State of the art. J Am Dent Assoc, 132, 1301- 3.

Christensen G, 2011. The all-ceramic restoration dilemma: where are we? J Am Dent Assoc, 142, 668-71.

Clarke I, Manaka M, Green D, Williams P, Pezzotti G, Kim Y, al e, 2003. Current status of zirconia used in total hip implants. J Bone Joint Surg Am, 85, 73-84.

Conrad H, Seong W, Pesun I, 2007. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent, 98, 389-404.

Coşkun A, 2002. Farklı Metal Desteksiz Porselen Sistemlerinin Kenar Uyumu ve Mikrosızıntıya Etkisi ile Eğilme ve Dayanıklılıklarının İncelenmesi. Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sivas.

Cotes C, Arata A, Melo RM, Bottino MA, Machado JP, Souza RO, 2014. Effects of aging procedures on the topographic surface, structural stability, and mechanical strength of a ZrO_2 based dental ceramic. Dental Materials, 30, 396-404.

Cottom B, Mayo M, 1996. Fracture toughness of nanocrystalline ZrO_2 -3 mol Y_2O_3 determined by Vickers indentation. Scripta Mater, 34, 809-14.

Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci G, Piconi C, al e, 1999. In vitro evaluation of mutogenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. Biomaterials, 20, 371-6.

Craig R, 1993. Restorative Dental Materials. 9th ed. St. Louis, Mosby Year Book Inc.

Craig R, 1996. Restorative Dental Materials. 10th ed. St Louis, Mosby, p. 467-8.

Craig R, 1997. Restorative Dental Materials. 10th ed. St Louis, Mosby Year Book.Inc, p. 113-47.

Craig R, Powers J, 2002. Restorative dental materials, 11th edi, St. Luis, Mosby.

Crim G, Garcia-Godoy F, 1987. Microleakage: the effect of storage and cycling duration. J Prosthet Dent, 57, 574-6.

Crispin B, 1994. Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Tokyo. Quintessence Pub Co, Inc., p. 71-123.

Cullity B, 2001. Elements of X-Ray diffraction. 3rd ed. B.D. Cullity and S.R. Stock. Upper Saddle River: Prentice Hall. p. 30-60.

Culp L, McLaren E, 2010. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. Compend Contin Educ Dent, 31, 716-20.

Curtis A, Wright A, Fleming G, 2006. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZPdental ceramic. J Dent, 34, 195-206.

De Rijk N, Jennings K, Menis D. A comparison of chemical durability test solutions for dental porcelains. Biomedical Engineering IV: Recent Developments: Proceeding of the Fourth Southern Biomedical Engineering Conference, 152.

Deany I, 1996. Recent advances in ceramics for dentistry. Crit Rev Oral Biol Med, 7, 134-43.

Denissen H, Dozic A, Van der Zel J, M. VW, 2000. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. J Prosthet Dent, 84, 506-13.

Denry I, Kelly J, 2008. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater, 24, 289-307.

Derand P, Derand T, 2000. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. Int J Prosthodont, 13, 131-5.

Deville G, Chevalier J, 2004. Martensitic transformation in zirconia:Part I. Nanometer scale prediction and measurement oftransformation induced relief Sylvain. Acta Mater, 52, 5697-707.

Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolome J, Requena J, Moya J, 2003. Low-temperature ageing of zirconia-toughened alümina ceramics and its implication in biomedical implants. J Eur Ceram Soc, 23, 2975-82.

Deville S, Chevalier J, Gremillard L, 2006. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. Biomaterials, 27, 2186-92.

Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G, 2005. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. J Biomed Mater Res B: Appl Biomater, 72, 239-45.

Duret D, Preston J, 1991. CAD/CAM imaging in dentistry. Curr Opinion Dent, 1, 150-4.

Efeoğlu A, 1992. Diş Hekimliği Tarihi. İstanbul, Alemdar Ofset, s. 23-87.

El-Mowafy O, Brochu F, 2002. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review. J Can Dent Assoc, 68, 233-7.

Esquivel-Upshaw J, Rose W, Oliveira E, Yang M, Clark A, Anusavice K, 2012. Randomized. Controlled Clinical Trial of Bilayer Ceramic and Metal-Ceramic Crown Performance. J Prosthodont.

Evans A, 1990. Perspective on the development of hightoughness ceramics. J Am Ceram Soc, 73, 187-206.

Fassina P, Zaghini N, Bukat A, Piconi C, Greco F, Piantelli S, 1992. Yttria and calcia partially stabilized zirconia for biomedical applications. In: Ravagliogli A, Krajewski A, editors. Bioceramics and the human body. London and New York: Elsevier Applied Science, 223-9.

Fantozzi G, Chevalier J, Guilhot B, 2001. Processing microstructure and thermomechanical behavior of ceramics. Adv Eng Mater 3, 563-9.

Fathi H, 1997. Handbook of Extractive Metallurgy, Vol III Wiley-VCH

Feuerstein P, 2004. Can technology help dentists deliver better patient care? J Am Dent Assoc, 135, 11-6.

Filser F, Kocher P, Gauckler L, 2003. Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. Assembly Autom, 23, 382-90.

Fischer H, Dautzenberg G, Marx R, 2001. Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials. Dent Mater, 17, 289-95.

Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle C, 2008. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. J Dent, 36, 316-21.

Fischer H, Weber M, Marx R, 2003. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. J Dent Res, 82, 238-42.

Flinn BD, Mancl LA, Raigrodski AJ, 2012. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. J Prosthet Dent, 108, 223-30.

Flinn BD, Raigrodski AJ, Singh A, Mancl LA, 2014. Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. J Prosthet Dent, 112, 1377-84.

Fritzsche J, 2003 Zirconium oxide restorations with the DCS precident system. Int J Comput Dent, 6, 193-201.

Gaillard Y, Jiménez-Piqué E, Soldera F, Mücklich F, Anglada M, 2008. Quantification of hydrothermal degradation in zirconia by nanoindentation. Acta Mater, 56, 4206-16.

Gale M, Darwell B, 1999. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent, 27, 89-99.

Garvie R, Hannink R, Pascoe R, 1975. Ceramic steel? Nature, 258, 703-4.

Garvie R, Nicholson P, 1972. Phase analysis in zirconia systems. J Am Ceram Soc, 55 303-5.

Garvie R, Urbani C, Kennedy D, McNeuer J, 1984. Biocompatibility of magnesia partially stabilized zirconia (Mg-PSZ) ceramics. J Mater Sci, 19, 3224-8.

Giordano R, 1996. Dental ceramic restorative systems. Compendium, 17, 779-94.

Giordano R, Cima M, Pober R, 1995. Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. Int J Prosthodont, 8, 311-19.

Gomes A, Montero J, 2011. Zirconia implant abutments: a review. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 16, 50-5.

Gorman C, McDevitt W, Hill R, 2000. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. Dental materials, 16, 389-95.

Gökçe S, 1999. In-Ceram Core (kor) Destekli Porselen Kronlarda Core Tasarımının Dayanıklılığa Etkisi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Gremillard L, Chevalier J, Epicier T, Deville S, Fantozzi G, 2004. Modeling the aging kinetics of zirconia ceramics. Journal of the European Ceramic Society, 24, 3483-9.

Gren D, Hannink R, Swain M, 1988. Transformation toughening of ceramics. Boca Raton, FL:CRC Pres.

Griggs J, 2007. Recent advances in materials for allceramic restorations. Dent Clin North Am., 51, 713-27.

Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain M, 2004. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alümina-reinforced dental ceramic. Biomaterials, 25, 2153-60.

Guazzato M, Albakry M, Ringer S, Swain M, 2004. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia based dental ceramics. Dent Mater, 20, 449-56.

Guazzato M, Albakry M, Swain M, Ironside J, 2002. Mechanical properties of in-ceram alümina and inceram zirconia. Int J Prosthodont, 15, 339-46.

Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain M, 2004. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. Biomaterials, 25, 5045-52.

Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV, 2005. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. Journal of Dentistry, 33, 9-18.

Guo X, 2004. Property degradation of tetragonal zirconia induced by low temperature defect reaction with water molecules. Chem Mater, 16, 3988-94.

Gupta T, Bechtold J, Kuznicki R, Cadoff L, Rossing B, 1977. Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. Journal of Materials Science, 12, 2421-6.

Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, Reusser E, Stadler J, Zenobi R, Stawarczyk B, Özcan M, Hämmerle CH, 2012. The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 100, 447-56.

Hallmann L, Ulmer P, Reusser E, Louvel M, Hämmerle CH, 2012. Effect of dopants and sintering temperature on microstructure and low temperature degradation of dental Y-TZP-zirconia. Journal of the European Ceramic Society, 32, 4091-104.

Hannink R, Kelly P, Muddle B, 2000. Transformation toughening in zirconiacontaining ceramics. J Am Ceram Soc, 83, 461-87.

Harper R, Schnell R, Swartz M, Phillips R, 1980. In vivo measurements of thermal diffusion through restorations of various materials. J Prosthet Dent, 43, 180-5.

Heffernan M, Aquilino S, Diaz-Arnold A, Haselton D, Stanford C, Vargas M, 2002. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part 1: Core materials. J Prosthet Dent, 88, 4-9.

Heffernan M, Aquilino S, Diaz-Arnold A, Haselton D, Stanford C, Vargas M, 2002. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part 2: core and veneer materials. J Prosthet Dent, 88, 10-5.

Heintze S, Rousson V, 2010. Fracture rates of IPS Empress all-ceramic crowns-a systematic review. Int J Prosthodont, 23, 129-33.

Helmer J, Driskell T, 1969. Research on bioceramics Symposium on Use of Ceramics as Surgical Implants. South Carolina.

Heuer A, Claussen N, Kriven W, Ruhle M, 1982. Stability of tetragonal ZrO_2 particles in ceramic matrices. J Am Ceram Soc, 65, 642-50.

Hirano M, 1992. Inhibition of low temperature degradation of tetragonal zirconia ceramics: a review Br Ceram Trans J, 91, 139-47.

Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P, 2009. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. J Biomedical Mater Res Part B: Appl. Biomater., 88, 519-29.

Hjerppe J, Närhi T, Fröberg K, Vallittu PK, Lassila LV, 2008. Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. Acta Odontologica Scandinavica, 66, 262-7.

Hondrum S, 1992. A Review of the Strength Properties of Dental Ceramics. J. Prosthet. Dent, 67, 859-65.

Hsueh C, Thompson G, 2007. Appraisal of formulas for stresses in bilayered dental ceramics subjected to biaxial moment loading. J Dent 35, 600-6.

Huang H, 2003. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. Materials Science and Engineering: A, 345, 155-63.

Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K, al. e, 2005. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. j Dent Res, 84, 1160-4.

ISO 6872, International Organization for standartisation, Dental ceramic. Geneva, 1995.

ISO 11405, International Organization for Standardization, Dental materials-guidance on testing of adhesion to tooth structure, 1994.

ISO 13356 Implants for surgery: ceramic materials based on yttria stabilized tetragonal zirconia (Y-TZP). Geneva, 2008

James D, Glen H, David J, 1991. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. J Prosthetic Dent, 66, 747-53.

Jeong H, 2006. Fracture strength of zirconia monolithic crowns. J Korean Acad Prosthodont, 44, 157-64.

Jevnikar P, Serša I, Sepe A, Jarh O, Funduk N, 2000. Effect of surface coating on water migration into resin-modified glass ionomer cements: A magnetic resonance micro-imaging study. Magnetic resonance in medicine, 44, 686-91.

Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W, 2011. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 22, 2429-35.

Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, VultVonSteyern P, 2014. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. Acta Odontol. Scand., 72, 145-53.

Jones D, 1985. Development of dental ceramics. An historical perspective. Dent Clin. North. Am. , 29, 621-44.

Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet J, Laurent-Maquin D, 1999. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alümina ceramics J Biomed Mater Res, 47, 481-93.

Jue JF, Chen J, Virkar AV, 1991. Low-Temperature Aging of t-Zirconia: The Role of Microstructure on Phase Stability. Journal of the American Ceramic Society, 74, 1811-20.

Jung RE, Sailer I, Hammerle C, Attin T, Schmidlin P, 2007. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry, 27, 251.

Kao H, Ho F, Yang C, Wei W, 2000. Surface machining of fine-grain Y-TZP. J Europ Ceram Soc, 20, 2447-55.

Kao R, Perrone N, Capps W, 1971. Large-defleclion solution of the coax i a I-ring, circular-glass-plate flexjre problem. J Am Ceram Soc, 54, 566-57l.

Karakoca S, Yilmaz H, 2009. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 91, 930-7.

Kawai Y, Uo M, Wang Y, Kono S, Ohnuki S, Watari F, 2011. Phase transformation of zirconia ceramics by hydrothermal degradation. Dental materials journal, 30, 286-92.

Kelly J, 1995. Perspectives on strength. Dent Mater, 11, 103-10.

Kelly J, 2004. Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin North Am, 48, 513-30.

Kelly J, Denry I, 2008. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. Dent Mater, 24, 289-98.

Kelly J, Nishimura I, Campbell S, 1996. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent, 75, 18-32.

Kern M, Thompson V, 1994. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alümina ceramic, volume loss, morphology, and changes in the surface composition. J Prosthet Dent, 71, 453-61.

Kern M, Wegner S, 1998 Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. Dent Mater, 14, 64-71.

Kılıç K, Kesim B, Sümer Z, Polat Z, Öztürk A, 2010. Tam Seramik Materyallerinin Biyouyumluluğunun MTT Testi ile İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Dergisi, 19, 125-32.

Kim D, Lee M, Lee D, Han J, 2000. Mechanical properties,phase stability, and biocompatibility of (Y, Nb)-TZP/Al_2O_3 composite abutments for dental implant. J Biomed MaterRes, 53, 438-43.

Kim H, Han J, Yang J, Lee J, Kim S, 2009. The effect of lowtemperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics. J Adv Prosthodont, 1, 113-7.

Kim J, Covel N, Guess P, Rekow E, Zhang Y, 2010. Concerns ofhydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia J Dent Res, 89, 91-5.

Kim MJ, Ahn JS, Kim J-H, Kim H-Y, Kim W-C, 2013. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. The journal of advanced prosthodontics, 5, 161-6.

Kim Y, Jung C, Park J, 1994. Low temperature degradation of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals under aqueous solutions. J Nucl Mater, 209, 326-31.

Kirstein A, Woollpy R, 1967. Symmetrical bending of the circular elastic plates of equally spaced point supporled. J Res Natl Bur Stds, 71, 1-10.

Kisi E, Howard C, 1998. Crystal structures of zirconia phases and their inter-relation. Key Eng Mater, 153, 1-36.

Kitano Y, Iwanaga H, Oishi M, Mutsuda Y, Masaki T, 1993. Structural and mechanical changes of zirconia and zirconiacomposites after aging. In: Duran P, Fernandez JF, editors.3rd euro-ceramics, vol. 3: engineering ceramics. Spain:Faenza Editrice Iberica S.L; p. 647-52.

Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T, 1981. Phase change and mechanical properties of ZrO_2-Y_2O_3 solid electrolyte after ageing. Solid State Ionics, 3, 489-93.

Kohal R, Klaus G, 2004. A zirconia implant-crown system: a case report. Int J Periodontics Restorative Dent, 24, 147-53.

Kohal R, Papavasiliou G, Kamposiora P, Tripotakis A, Strub J, 2002. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium partially stabilized zirconia implants. Int J Prosthodont, 15, 189-94.

Kohorst P, Borchers L, Strempel J, Stiesch M, Hassel T, Bach F, al e, 2012. Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. Acta Biomater, 8, 1213-20.

Kohorst P, Dittmer M, Borchers L, Stiesch-Scholz M, 2008. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. Acta Biomater, 4, 1440-7.

Kohorst P, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch-Scholz M, 2007. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. European journal of oral sciences, 115, 161-6.

Kokoti M, Sivropoulou A, Koidis P, P. G, 2001. Comparison of cell proliferation on modified dental ceramics. J Oral Rehabil, 28, 880 -87.

Kosmač T, Kocjan A, 2012. Ageing of dental zirconia ceramics. Journal of the European Ceramic Society, 32, 2613-22.

Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L, 1999. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dent Mater, 15, 426-33.

Larsson C, Holm L, Lovgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P, 2007. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study J Oral Rehabil, 34, 702-9.

Lawson, S. 1995. Environmental degradation of zirconia ceramics. J Eur Ceram Soc, 15, 485-502.

Li JF, Watanabe R, 1997. Influence of a small amount of Al_2O_3 addition on the transformation of Y_2O_3-partially stabilized ZrO_2 during annealing. Journal of materials science, 32, 1149-53.

Li JF, Watanabe R, 1998. Phase Transformation in Y_2O_3-Partially-Stabilized ZrO_2 Polycrystals of Various Grain Sizes during Low-Temperature Aging in Water. Journal of the American Ceramic Society, 81, 2687-91.

Li KC, Waddell JN, Prior DJ, Ting S, Girvan L, van Vuuren LJ, Swain MV, 2013. Effect of autoclave induced low-temperature degradation on the adhesion energy between yttria-stabilized zirconia veneered with porcelain. Dental Materials, 29, 263-70.

Liao T, Li K, Breder K, 1997. Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. J Mater Process Tech, 70, 198-206.

Lilley E, 1990 Review of low temperature degradation in Y-TZPs. In: Tressler RE, McNallan MCeramic transaction: corrosion and corrosive degradation of ceramics. Westerville: American Ceramics Society, 387-407.

Lin W, Ercoli C, Feng C, Morton D, 2012. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. J Prosthodont, 21, 353-62.

Liu PR, 2005. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compendium, 26, 507-13.

Lughi V, Sergo V, 2010. Low temperature degradation aging of zirconia: a critical review of the relevant aspects in dentistry. Dent Mater, 26, 807-20.

Luthard R, Holzhüter M, Rudolph H, Herold V, Walter M, 2004. CAD/CAM- machining effects on Y-TZP zirconia. Dent Mater, 20, 655-62.

Luthardt R, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp J, Kuhlisch E, Walter M, 2002. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. J Dent Res, 81, 487-91.

Luthardt R, Sandkuhl O, Reitz B, 1999. Zirconia-TZP and alümina advanced technologies for the manufacturing of single crowns. Eur J Prosthodont Rest Dent, 7, 113-9.

Lofstrom L, Barakat M, 1989. Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations. J Prosthet Dent, 61, 664-9.

M Cabe J, 1994. Applied dental materials. 7th ed. London, Mass Publishing Co, p. 77-86.

Malkondu Ö, Özkurt Z, Kazazoğlu E, 2006. Zirconia in dentistry. İmplanttr dergisi, 3, 18-28.

Manicone P, Rossi Iommetti P, Raffaelli L, 2007. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. J Dent, 35, 819-26.

Martin S, Matthias K, 2014. Survival of anterior cantilevered all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses made from zirconia ceramic. Journal of Dentistry, 42, 660-3.

Masanao I, Fei Z, Jan De M, Shunsuke M, Ignace N, Jozef V, Bart Van M, Kim V, 2014. Influence of Sintering conditionns on low-temperature degradation of dental zirconia. Dental Materials, 30, 669-78.

Matsui K, Horikoshi H, Ohmichi N, Ohgai M, Yoshida H, Ikuhara Y, 2003. Cubic-Formation and Grain-Growth Mechanisms in Tetragonal Zirconia Polycrystal. Journal of the American Ceramic Society, 86, 1401-8.

Matsui K, Yoshida H, Ikuhara Y, 2008. Grain-boundary structure and microstructure development mechanism in 2–8 mol% yttria-stabilized zirconia polycrystals. Acta materialia, 56, 1315-25.

Matsui K, Yoshida H, Ikuhara Y, 2009. Isothermal Sintering Effects on Phase Separation and Grain Growth in Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal. Journal of the American Ceramic Society, 92, 467-75.

McKinney K, Herbert C, 1970. Effect of surface finish on structural ceramic failure. J Am Ceram Soc 53, 513-6.

McLaren E, Terry D, 2002. CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. Compend Contin Educ Dent 23, 637-41, 44,46.

Mc Lean J, 1979. The Science and Art of Dental Ceramics. The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use. Illinois, Quintessence Publishing Co.

McLean J, 1980. The Science and art of dental ceramics. Tokyo, Quintessence Publishing Co, 1, 30-57.

Mebouta-Nkamgeu E, Adnet J, Bernard J, Zierold K, Kilian L, Jallot E, Benhayoune H, Bonhomme P, 2000. In vitro effects of zirconia and alümina particles on human blood monocyte-derived macrophages: X-ray microanalysis and flow cytometric studies. J Biomed Mater Res, 52, 587-94.

Mehulić M, Mehulić K, Kos P, Komar D, M K, 2005. Expression of contact allergy in undergoing prosthodontic therapy patients with oral diseases. Minerva Stomatol, 54, 303-9.

Messer R, Lockwood P, Wataha J, Lewis J, Norris S, Bouillaguet S, 2003. In vitro cytotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics. J Prosthet Dent, 90, 452-8.

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

Mochales C, Maerten A, Rack A, Cloetens P, Mueller W, Zaslansky P, Fleck C, 2011. Monoclinic phase transformations of zirconia-based dental prostheses, induced by clinically practised surface manipulations. Acta biomaterialia, 7, 2994-3002.

Mosharraf R, Rismanchian M, Savabi O, Ashtiani AH, 2011. Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. The journal of advanced prosthodontics, 3, 221-8.

Mörmann W, Bindl A, 2002. All-ceramic, chair-side computeraided design/computer-aided machining restorations. Dent Clin North Am, 46, 405-26.

Nağaş Ç, Ergün G, 2008. Zirkonya seramiklerin diş hekimliğindeki yeri ve geleceği. GÜ Diş Hek Fak Derg, 25, 51-60.

Nakahara I, Nakamura N, Nishii T, Miki H, Sakai T, Sugano N, 2010. Minimum five-year follow-up wear measurement of longevity highly cross-linked polyethylene cup against cobalt-chromium or zirconia heads. J Arthroplasty, 25, 1182-7.

Norton M, Yarlagadda R, Anderson G, 2002. Catastrophic failureof the Elite Plus total hip replacement, with a Hylameracetabulum and Zirconia ceramic femoral head. J Bone JointSurg Br, 84, 631-5.

Nguyen H, Tan K, Nicholls J, 2009. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. Int J Oral Maxillofac Implants, 24, 636-46.

O'Brien W, 1989. Dental materials, properties and selection. Chicago: Quintessence Publishing Co, 210-24.

O'Brien W, 1997. Dental Materials and their selection. Chicago. Quintessence Publishing Co,Inc., 91-125.

Oblak C, Jevnikar P, Kosmac T, Funduk N, Marion L, 2004. Fracture resistance and reliability of new zirconia posts. J Prosthet Dent, 91, 342-8.

Özen J, Atay A, Beydemir B, Serdar M, Ural A, Dalkız M, Soysal Y, 2005. In vitro IL-1beta release from gingival fibroblasts in response to pure metals, dental alloys and ceramic. J Oral Rehabil, 32, 511-17.

Öztaş DD, 1990. Porselen Jaket Kron Yapımında Uygulanan Çeşitli Kor Materyallerinin Mekanik Özelliklerinin Araştırılması. Doktora Tezi, A.U. Diş Hek. Fak., Ankara.

Palin W, Burke F, 2005. Trends in indirect dentistry:8.Cad/Cam Technology. Dent Update, 32, 566-72.

Paolo F, Pierfrancesco R, Luca R, 2007. An overview of zirconia ceramics;`Basic properties and clinical applications. Journal of Dentistry, 35, 819-26.

Pascal M, Kung-Rock K, Urs C, James S, William H, 1999. Crack Propensity of porcelain laminate veneers: a simulated operatory evaluation. J Prosthetic Dent, 81, 327-34.

Passerini L, 1939. Isomorphism among oxides of different tetravalent metals: CeO_2-ThO_2; CeO_2-ZrO_2; CeO_2-HfO_2. Gazzet Chim Ital, 60, 762-76.

Payyapilly J, Butt D, 2007. Kinetics of hydrothermally induced transformation of yttria partially stabilized zirconia. Journal of nuclear materials, 360, 92-8.

Pera P, Conserva E, Pin D, Acquaviva A, Riboldi A, Mariottini G, Pane L, 2005. Cytotoxicity in vitro analysis of ceramic materials for "metal free" prosthetic substructures. Minerva Stomatol, 54, 363-71.

Piconi C, Burger W, Richter H, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, al e, 1998. Y-TZP for artificial joint replacements. Biomaterials, 19, 1489-94.

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

Piddock V, Marquis P, Wilson H, 1987. The mechanical strength and microstructure of all-ceramic crowns. J Dent, 15, 153-8.

Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles J, 2007. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. Dent Mater, 23, 1018-29.

Pittayachawan P, McDonald A, Young A, Knowles J, 2009. Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 88, 366-77.

Porter D, Heuer A, 1977. Mechanisms of toughening partiallystabilized zirconia (PSZ). J Am Ceram Soc, 60, 183-4.

Powers J, Sakaguchi R, 2006 Craig's restorative dental materials. In: Scope and history of restorative materials 12th ed. St. Louis: Mosby Elsevier Inc. 2-12.

Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M, 2012. In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. Journal of dentistry, 40, 921-8.

Preston D, 1988. Perspectives in dental ceramics. Chicago, Quintessence Publishing Co.

Raffaelli L, Iommetti PR, Piccioni E, Toesca A, Serini S, Resci F, Missori M, De Spirito M, Manicone PF, Calviello G, 2008. Growth, viability, adhesion potential, and fibronectin

expression in fibroblasts cultured on zirconia or feldspatic ceramics in vitro. Journal of Biomedical Materials Research Part A, 86, 959-68.

Raigrodski A, 2004. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin N Am, 48, 531-44.

Raigrodski A, 2004. Contemporary materials and technologies for allceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent, 98, 557-62.

Raigrodski A, Chiche G, 2001. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. J Prosthet Dent, 86, 520-5.

Raigrodski A, Hillstead M, Meng G, Chung K, 2012. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. J Prosthet Dent, 107, 170-7.

Reich Sven, Oliver S, 2013. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. Clinical oral investigations, 17, 1765-72.

Rekow E, Silva N, Coelho P, Zhang Y, Guess P, Thompson V, 2011. Performance of dental ceramics challenges for improvements. Journal of dental research, 90, 937-52.

Ricardo S, Igor S, Paulo F, Adeliani A, Antonio C, 2012. Porcelain monolayers and porcelain/alümina bilayers reinforced by Al_2O_3/$GdAlO_3$. J Mechanical Behav. of Biomedical M., 5, 110-5.

Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P, 2002 Bakterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. Int J Oral Maxillofac Implants 17, 793-8.

Ritter J, 1995. Predicting lifetimes of materials and materialstructures. Dent Mater, 11, 142-6.

Robert G, 1993. Restorative Dental Materials. 9th Ed. Mosby Year Book Inc, London.

Roebben G, Basu B, Vleugels J, Van der Biest O, 2003. Transformation-induced damping behaviour of Y-TZP zirconia ceramics. Journal of the European Ceramic Society, 23, 481-9.

Rojas-Vizcaya F, 2011. Full Zirconia Fixed Detachable Implant-Retained Restorations Manufactured from Monolithic Zirconia: Clinical Report after Two Years in Service. Journal of Prosthodontics, 20, 570-6.

Rosenblum MA, Schulman A, 1997. A review of all ceramic restoration. JADA; 128; 297- 307.

Rosenstiel S, Gupta P, Van der Sluys R, Zimmerman M, 1993. Strength of a dental glass-ceramic after surface coating. Dent Mater, 9, 274-79.

Rosentiel S, Land MF, J F, 2001. Contemporary fixed prosthodontics. The C. V. Mosby Company, 643-72.

Rosenstiel S, Porter S, Johnston W, 1989. Colour measurement of all-ceramic crown systems. J Oral Rehabil, 16, 491-501.

Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G, 2006. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. Dent Mater, 22, 176-82

Ross I, Rainforth W, McComb D, Scott A, Brydson R, 2001. The role of trace additions of alümina to yttria–tetragonal zirconia polycrystals (Y–TZP). Scripta materialia, 45, 653-60.

Ruhle M, Claussen N, Heuer A, 1984. Microstructural studies of Y_2O_3-containing tetragonal ZrO_2 polycrystals (Y-TZP). In:Claussen N, Ruhle M, Heuer AH, editors. Advances inceramics, vol. 12, science and technology of zirconia Zl.Columbus, OH: The American Ceramic Society, Inc.; . 352-70.

Ruff O, Ebert F, 1929. Refractory ceramics: I. The forms of zirconium dioxide. Z Anorg Allg Chem, 180, 19-41.

Ruff O, Ebert F, Stephen E, 1929. Contributions to the ceramics of highly refractory materials: II System zirconia-lime 180, 215-24.

Sadowsky SJ, 2006. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. J Prosthet Dent, 96, 433-42.

Saldana J, Ramirez H, Vigueras D, Scheneider G, 2003. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. J Mat Rest, 18, 2415-26.

Samuel R, Chandrasekar S, Farris T, Licht R, 1989. Effect of residual streses on the fracture of ground ceramics. J Am Ceram Soc, 72, 1960-6.

Sanon C, Chevalier J, Douillard T, Kohal RJ, Coelho PG, Hjerppe J, Silva NR, 2013. Low temperature degradation and reliability of one-piece ceramic oral implants with a porous surface. Dental Materials, 29, 389-97.

Sarıdağ, S. 2007. İnley destekli sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımlarının incelenmesi, Doktora Tezi, S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Türkiye.

Sato T, Shimada M, 1985. Control of the tetragonal-to-monoclinic phase transformation of yttria partially stabilized zirconia in hot water. Journal of materials science, 20, 3988-92.

Sato T, Shimada M, 1985. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO_2 polycrystals by annealing in water. J Am Ceram Soc. 68, 356-9.

Schmitt J, Wichmann M, Holst S, Reich S, 2010. Restoring severely compromised anterior teeth with zirconia crowns and featheredged margin preparations: a 3-year follow-up of a prospective clinical trial. Int J Prosthodont, 23, 107-9.

Schwickerath H, 1988. Ceramic-metal crowns. Quintessenz Zahntech, 14, 1147- 51.

Scott H, 1975. Phase relationships in the zirconia-yttria system. Journal of Materials Science, 10, 1527-35.

Seghi R, Sorensen J, 1995. Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont, 8, 239-46.

Shetty D, Rosenfield A, McCuire P, Bansal C, Duckworth W, 1980. Biaxial flexure tests tor ceramics. Am Ceram Soc Bull, 59, 1193-7.

Shillinburg H, Hobo S, Whitset L, 1981. Fundamentals of fixed prosthodontics. 2nd ed. Chicago. Quintessence Publishing Co.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Bracked SE, 1997. All ceramic restorations. In: Bateman LA, ed. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3rd ed. London: Quintessence Publishing Co. Inc; p.433-55.

Siarampi E, Kontonasaki E, Andrikopoulos K, Kantiranis N, Voyiatzis G, Zorba T, Paraskevopoulos K, Koidis P, 2014. Effect of in vitro aging on the flexural strength and probability to fracture of Y-TZP zirconia ceramics for all-ceramic restorations. Dental Materials.

Siarampi E, Kontonasaki E, Papadopoulou L, Kantiranis N, Zorba T, Paraskevopoulos K, al. e, 2012. Flexural strenght and probability of failure of cold isostatic pressed zirconia core ceramics for ceramic restorations. J Prosthet Dent, 108, 84-95.

Silva V, Lameiras F, Lobato Z, 2002. Biological reactivity of zirconia-hydroxyapatite composites. Journal of Biomedical Materials Research, 63, 583-90.

Sorensen J, 2004. The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. Ouintessence Dent Technol, 26, 57-67.

Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerlet CH, 2013. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. Clinical oral investigations, 17, 269-74.

Stober T, Bermejo J, Rammelsberg P, Schmitter M, 2014. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. J.OralRehabil., 41, 314-322.

Studart A, Filser F, Kocher P, Gauckler L, 2007. In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. Biomaterials. 28, 2695-705.

Suárez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martinez F, 2004. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. International Journal of Prosthodontics, 17, 35-8.

Subarrao E, 1981. Zirconia: an overview. In: Heuer AH, Hobbs LW, editors. Science and technology of zirconia. Columbus, OH: The American Ceramic Society, p. 1-24.

Subbarao E, Maiti H, Srivastava K, 1974. Martensitic transformation in zirconia Phys Status Solidi Series A, 21, 9-40.

Sun T, Shao L, Deng B, Wen N, 2012. Shear bond strengths between ceramic cores and veneering ceramics of dental bi-layered ceramic systems and the sensitivity to thermocycling. Ceramics–Silikáty, 56, 238-44.

Sundh A, Molin M, Sjögren G, 2005. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia allceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dent Mater, 21, 476-82.

Sundh A, Sjogren G, 2006. Fracture resistance of allceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. Dent Mater, 22, 778-84.

Swabb J, Low J, 1991. Low temperature degradation of Y-TZP materials. J Mater Science, 26, 6706-17.

Swain M, 1989. Toughening mechanisms for ceramics. Mater SciForum, 13, 237-53.

Swain M, Hannink R, 1989. Metastability of the martensitic transformation in a 12 mol% ceria-zirconia alloy: Grinding studies. J Am Ceram Soc, 72, 1358-64.

Swain M, Rose L, 1986. Strenght limitations of transformation-toughened zirconşa alloys. J Am Ceram Soc, 69, 511-8.

Taira M, Nakao H, Matsumoto T, Takahashi J, 1999. Cytotoxic effect of methyl methacrylate on 4 cultured fibroblasts. The International journal of prosthodontics, 13, 311-5.

Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M, al e, 2002. Ce-TZP/Al_2O_3 nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. J Biomed Mater Res B: Appl Biomater, 63, 262-70.

Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Uchida M, Kokubo T, Nakamura T, 2003. Phase stability after aging and its influence on pin-on-disk wear properties of Ce-TZP/Al_2O_3 nanocomposite and conventional Y-TZP. Journal of Biomedical Materials Research Part A, 67, 200-7.

Tholey MJ, Berthold C, Swain MV, Thiel N, 2010. XRD 2 micro-diffraction analysis of the interface between Y-TZP and veneering porcelain: role of application methods. dental materials, 26, 545-52.

Thompson G, 2000. Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. Dental Materials. 16, 235-43.

Thompson VP, 2010. Reliability and Fatigue Damage Modes of Zirconia and Titanium Abutments. The International Journal of Prosthodontics, 1, 56-9.

Tinschert ve ark 2000. Structural reliability of alümina-, feldspar-, leucite-, mica-, and zirconia-based ceramics. J Dent, 28, 529-35.

Tinschert J, Natt G, Mohrbotter N, Spiekermann H, Schulze KA, 2007. Lifetime of alümina and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations. J.Biomed.Mater.Res.PartB:Appl.Biomater, 80, 317-21.

Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H, 2008. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. The International journal of prosthodontics, 21, 217-22.

Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, Toman M, 2002. Tüm Seramik Kronlar. Bornova; İzmir. Meta Basım., s. 3-8.

Tortopidis D, Lyons M, Baxendale R, Gilmour W, 1998. Thevariability of bite force measurement between sessions, indifferent positions within the dental arch. J Oral Rehabil; 25:681-6.

Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C, 2012. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. J Adv Prosthodont, 4, 76-83.

Tsubakino H, Nozato R, Hamamoto M, 1991. Effect of Alümina Addition on the Tetragonal-to-Monoclinic Phase Transformation in Zirconia–3 mol% Yttria. Journal of the American Ceramic Society, 74, 440-3.

Türker Ş, Koçak A, 2006. Zirconia in dentistry. Atatürk üniv. Diş hek. Fak. Derg., 16, 41-5.

Türkoğlu P, Bultan Ö, Öngül D, 2010. Tam seramik restorasyonlarda dayanıklılığı etkileyen faktörler. İstanbul Ünv Dişhekimlği Fakültesi Dergisi, 44, 45-3.

Uludamar A, 2007. Zirkonyum Oksit Seramik Restorasyonlarda Farklı Yüzey Hazırlıklarının Kompozit Yapıştırma Simanının Bağlanmasına Etkilerinin İncelenmesi, Doktora Tezi, S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Türkiye.

Uo M, Sjögren G, Sundh A, Watari F, Bergman M, Lerner U, 2003. Cytotoxicity and bonding property of dental ceramics. Dent Mater, 19, 487-92.

Üçtaşli S, Wilson H, 1996. Influence of layer and stain firing on the fracture strength of heat-pressed ceramics. Journal of oral rehabilitation, 23, 170-4.

Üçtaşli S, Wilson H, Unterbrink G, Zaimoglu A, 1996. The strength of a heatpressed all-ceramic restorative material. J Oral Rehabil 23, 257-61.

Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. Eur J Esthet Dent 2009,4,130-51.

Van den Ber P, De With G, 1993. Strength and residuel stres of Mg-PSZ after grinding. Wear 160, 301-8.

Van Noort R, 2002. Introduction to Dental Materials. 2ND ED., Mosby Yearbook; St Louis. 29-63.

Van Noort R, 2005. Introduction to Dental materials. 2 nd ed. St. Louis, Missouri, Elsevier Science.

Wagner W, Chu T, 1996. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. J Prosthet Dent, 76, 140-4.

Wall J, Cipra D, 1992. Alternative Crown Systems. Dental Clinics of North America, 36, 765-82.

Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ, 2008. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. Dental materials, 24, 633-8.

Warashina H, Sakano S, Kitamura S, Yamauchi K, Yamaguchi J, Ishiguro N, 2003. Biological reaction to alümina, zirconia, titanium and polyethylene particles implanted onto murine calvaria. Biomaterials 24, 3655-61.

Wataha J, Craig R, Hanks C, 1992. Precision of and New Methods for Testing In Vitro Alloy Cytotoxicity. Dent Mater 8, 65-70.

Weibull W, 1951. A statistical distribution function of wideapplicability. J Appl Mech 18, 293-7.

Wen M, Mueller H, Chai J, Wozniak W, 1999. Comparative mechanical property characterization of 3 all-ceramic core materials. Int J Prosthodont, 12, 534-41.

Wildgoose D, Johnson A, Winstanley R, 2004. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review J Prosthet Dent, 91, 136-43.

Wolfart S, Harder S, Eschbach S, Lehmann F, Kern M, 2009. Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (Cercon): end abutments vs. cantilever design. European journal of oral sciences, 117, 741-9.

Woolfson M, 1997. An introduction to X-ray crystallography. 2nd ed. New York, NY: Cambridge University Pres;.

Xu H, Wei L, Jahanmir S, 1996. Influence of grain size on the grinding response of alümina. J Am Ceram Soc, 79, 1307-13.

Yavuzyılmaz H, 1996. Metal destekli estetik (veneer-kaplama) kronlar. Ankara, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, 13-25.

Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E, 2005. Tam Seramik Sistemleri I. GÜ Diş Hekim Fak Derg, 22, 41-8.

Yavuzyılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E, 2005. Tam porselen sistemleri II. G. Ü. Diş Hek Fak Derg, 22, 49-60.

Yilmaz H, Aydin C, BE G, 2007. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent, 98, 120-8.

Yilmaz H, Nemli S, Aydin C, Bal B, Tıraş T, 2011. Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. Dent Mater, 27, 786-95.

Yin L, Jahanmir S, Ives L, 2003. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. Wear, 255, 7, 975-89.

Yoshimura M, 1988. Phase stability of zirconia. Am Ceram Sot Bull, 67, 1950-5.

Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Somiya S, 1987. Role of H2O on the degradation process of Y-TZP. J Mater Sci Lett, 6, 465-7.

Yoshinari M, Derand T, 1994. Fracture Strength of All-Ceramic Crowns. Int. J. Prosthodont, 7, 329-38.

Zafiropoulos G-G, Rebbe J, Thielen U, Deli G, Beaumont C, Hoffmann O, 2010. Zirconia removable telescopic dentures retained on teeth or implants for maxilla rehabilitation. Three-year observation of three cases. Journal of Oral Implantology, 36, 455-65.

Zaimoglu A, Can G, 2004. Sabit protezler. Ankara. A. Ü. Diş Hek. Fak. Yayınları, 25-77.

Zaimoğlu A, Can G, Ersoy A. E., L A, 1993. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi.

Zan T, 1999. Çeşitli yüzey şartlandırma işlemlerinin konvansiyonel dental porselenlerin eğilme dayanıklılığı üzerine etkisi. G Ü Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi; Ankara. 15-9.

Zeng K, Oden A, Rowcliffe D, 1998. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. Int J Prosthodont, 11, 183-89.

Zhang B, Zheng X, Tokura H, M. Y, 2003. Grinding induced damage in ceramics. J Mater Process Tech 132, 353-64.

Zhao K, Pan Y, Guess P, Zhang X, Swain M, 2012. Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. Dent Mater, 28, 653-60.

8. ÖZGEÇMİŞ

1986 yılında Aydın'da doğdu. İlkokulu Gazi Paşa İlkokulu, ortaokulu Gazi Paşa Ortaokulu, liseyi Aydın Adnan Menderes Anadolu Lisesi'nde okudu. 2005 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde başladığı lisans öğrenimini 2010 yılında tamamladı. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi ABD'nda doktora yapmaktadır. Yabancı dili İngilizcedir. Evlidir.