

ENGIN TÜRKMEN

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2019



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

DOKTORA TEZİ

**FARKLI YAPIDAKİ ZİRKONYA SERAMİKLERİN YAPAY
YAŞLANDIRMA SONRASI SERTLİK VE KIRILMA
MUKAVEMETLERİNİN MİKROYAPI ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

ENGİN TÜRKMEN

**DANIŞMAN
PROF. DR. M. MURAT AYDIN**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2019

TEZ ONAYI

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü . Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora öğrencisi Engin TÜRKMEN tarafından Prof. Dr. Murat AYDIN' ın danışmanlığında hazırlanan "Farklı Yapıdaki Zirkonya Seramiklerin Yapay Yaşlandırma Sonrası Sertlik ve Kırılma Mukavemetlerinin Mikroyapı Analizi ile İncelenmesi " başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 06/02/2019 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

**Jüri Başkanı
Danışman**

Prof. Dr. Murat AYDIN
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri

Prof. Dr. Betül TUNCELLİ
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri

Prof. Dr. Muzaffer ATEŞ
Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri

Prof. Dr. Erman B. TUNCER
Aydem Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

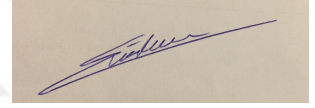
Jüri

Prof. Dr. Deniz ŞEN
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

BEYAN

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

Engin TÜRKMEN



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince benden değerli zamanını, sabrını, bilimsel ve mesleki tecrübelerini ve bilgisini esirgemeyen ve bana yol gösteren değerli hocam ve danışmanım **Sayın Prof. Dr. Murat Aydın**'a,

Doktora eğitimim sırasında her zaman bana destek olan, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan başta **Sayın Prof. Dr. Betül Tuncelli**, **Sayın Prof. Dr. Deniz Şen** ve kürsümüzde bulunan tüm değerli çalışma arkadaşlarıma,

Bu tezin yazımı ve değerlendirilmesi sürecinde bana yol gösteren **Sayın Prof. Dr. Muzaffer Ateş** ve **Sayın Prof. Dr. Erman Tuncer**'e

Doktora eğitimim boyunca bana yardım ve desteğini yakından hissettiğim, bilgi ve tecrübeleriyle bana ışık tutan, bu çalışmanın kurgulanmasında ve yürütülmesinde değerli katkıları olan **Sayın Dr. Pınar Türkoğlu**'na;

Deney örneklerinin hazırlanması sırasında bana yardımcı olan **Sayın Mehmet Özcan**, **Sayın Adnan Köse** ve **Sayın Ferdi Kolip**'e

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

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

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ	Xİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....	XV
ÖZET	XVI
ABSTRACT.....	XVII
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. DENTAL SERAMİKLER.....	3
2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi.....	3
2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı.....	3
2.1.3. Dental Seramiğin Yapısı	5
2.1.3.1. Feldspar	6
2.1.3.2. Kaolin.....	6
2.1.3.3. Kuartz.....	7
2.1.3.4. Renklendirici ve Opaklaştırıcı Ajanlar.....	7
2.1.3.5. Güçlendirici Ajanlar.....	8
2.1.4. Dental Seramiğin Özellikleri.....	8
2.1.5. Dental Seramikleri Güçlendirme Yöntemleri	9
2.1.5.1. Seramiğin Metal Alt Yapı Üzerine Uygulanması	9
2.1.5.2. Yüzeyde Basma Gerilmelerinin Oluşturulması.....	10
2.1.5.3. Camın Kristal Bir Faz İle Güçlendirilmesi	12
2.1.5.4. Camın Kontrollü Kristalizasyonu.....	12
2.1.5.5. Cam İnfiltrasyonu İle Seramiğin Güçlendirilmesi	12
2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	12
2.2.1. Metal Destekli Seramik Sistemler.....	13

2.2.1.1. Geleneksel Metal Destekli Porselenler	13
2.2.2. Metal Desteksiz Tam Seramiklerin Sınıflandırılması	13
2.2.2.1. Tam Seramiklerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması.....	13
2.2.2.2. Tam Seramik Sistemlerin Güçlendirme Mekanizmalarına Göre Sınıflandırılması	13
2.3. CAD/CAM SİSTEMLERİ.....	14
2.3.1. Tanımı ve Tarihsel Gelişimi.....	14
2.3.2. Sistem Çeşitleri	14
2.3.2.1. MAD-MAM Sistemi	15
2.3.2.2. MAD-CAM Sistemi	15
2.3.2.3. CAD-CAM Sistemi	15
2.4. Tam Seramik Restorasyonlar	17
2.5. Zirkonyum.....	17
2.5.1. Zirkonyumun Mikroyapısı	17
2.5.2. Zirkonyumun Mekanik ve Fiziksel Özellikleri.....	19
2.5.3. Zirkonyumun Biyouyumluluğu	24
2.5.4. Zirkonya Seramiklerin Üretimi	24
2.5.4.1. Green Stage Zirkonya Blok.....	25
2.5.4.2. Pre-Sinterize Zirkonya Blok.....	25
2.5.4.3. Sinterize Zirkonya Blok	25
2.5.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Bloklar.....	26
2.5.5.1. Konvansiyonel Y-TZP Bloklar	26
2.5.5.1.3. Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları	27
2.5.5.1.4. Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları	27
2.5.5.2. Monolitik Yeni Nesil Y-TZP Bloklar	28
2.5.6. Zirkonyum Oksit Alt Yapıların Üretimi	30
2.5.7. Zirkonyum Esaslı Seramikler.....	31
2.5.7.1. Cerec in Lab	31
2.5.7.2. Zirkozahn	31
2.6. Mekanik özelliklerin belirlenmesinde uygulanan test yöntemleri	32
2.7. Sertlik Değeri Ölçümü	32
2.8. Kırılma Tokluğu (K_{Ic}) Ölçümü	34

2.9. Bükülme Direnci Ölçümü	35
2.10. X-Işını Difraksiyon (XRD) Analizi	36
2.11. Enerji Dispersif Spektrometri (EDS) Analizi	37
2.12. Yapay Yaşlandırma.....	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	42
3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	42
3.2. Deney Örneklerinin Elde Edilmesi	43
3.2.1. Zirkozahn Sistemi ile örneklerin üretilmesi.....	43
3.2.2. Cerec sistemi	45
3.3. Üstyapı Porselenlerinin Uygulanması.....	48
3.5. Biaksiyel bükülme Testi.....	52
3.6. Vickers Mikrosertik Testi ve Kırılma Tokluğu Ölçümü.....	55
3.7. Mikroyapı Analizi	57
3.8. X-Işını Difraksiyon Analizi	58
4. BULGULAR.....	60
5. TARTIŞMA	96
KAYNAKLAR	111
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	125
ÖZGEÇMİŞ	126

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 3-1: Deney grupları

Tablo 4-1: Deney gruplarının dağılımı

Tablo 4-2: P1 ve P2 grupları arasında Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı:(MPa) değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4-3: P3 ve P4 grupları arasında Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı:(MPa) değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4-4: Vita YZ HT markasının çift tabaka ve tek tabakalı örneklerinin Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı:(MPa) değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4-5: P5 ve P6 grupları arasında Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4-6: P7 ve P8 grupları arasında Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4-7: Zirkonzahn Prettau Anterior markasının çift tabaka ve tek tabakalı örneklerinin Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4-8: Çift tabaka örneklerin Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı:

Tablo 4-9: Tek tabakalı örneklerin Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerlerinin markalar arasında karşılaştırılması

Tablo 4-10: Gruplar arasında Vickers sertlik, kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4-11: P1, P2, P3 ve P4 grupları arasında Vickers sertlik, kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4-12: P5, P6, P7 ve P8 grupları arasında Vickers sertlik, kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4-13: P1 ve P5 grupları arasında Vickers sertlik , kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4-14: P2 ve P6 grupları arasında Vickers sertlik, kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4-15: P3 ve P7 grupları arasında Vickers sertlik, kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4-16: P4 ve P8 grupları arasında Vickers sertlik, kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4-17: Tüm grupların EDS analiz bulguları

Tablo 4-18: Tüm grupların monoklinik faz oranları

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Seramik yüzeyinden küçük hacimli sodyumun çıkıp büyük hacimli potasyum iyonunun girmesi

Şekil 2-2: Zirkonyumun faz değişim sıcaklık değerleri

Şekil 2-3: Zirkonyanın faz dönüşüm şeması

Şekil 2-4: Düşük ısı bozunması

Şekil 2-5: Vickers sertlik testi ile materyal üzerinde oluşan iz

Şekil 2-6: Biaksiyel bükülme dayanımı testi

Şekil 2-7: Zirkonyanın (ZrO_2) su molekülü (H_2O) ile reaksiyonunun şematik görünümü

Şekil 3-1: Zirkonya disklerin kalınlığını kontrol etmek için hazırlanan metal indeks

Şekil 3-2: Zirkonzahn Tarayıcı Ünite

Şekil 3-3: Zirkonzahn Kazıyıcı Ünite

Şekil 3-4: Zirkonzahn Sinterleme Fırını

Şekil 3-5: Pre-sinterize Vita YZ HT blok

Şekil 3-6: Sirona inEos X5 dental tarayıcı

Şekil 3-7: ZR Dental yazılımı ile düzenlenen örnek tasarım

Şekil 3-8: Vita YZ HT için önerilen porselen pişirme talimatı

Şekil 3-9: Üstyapı uygulamasında kullanılan Vita VM9 porselen tozu

Şekil 3-10: Standart üstyapı porselen kalınlığı elde etmek amacıyla kullanılan paslanmaz çelik kalıp

Şekil 3-11: Üstyapı porseleni uygulaması için önerilen pişirme dereceleri

Şekil 3-12: Vita Zyrcomat 6000 MS porselen fırını

Şekil 3-13: Zirkonya gruplarının karışmaması için otoklav poşedi uygulaması

Şekil 3-14: Yapay yaşlandırma işlemi için kullanılan B tipi otoklav

Şekil 3-15: Üiversal Test Cihazı

Şekil 3-16: Biaksiyel bükülme dayanımı testi için kullanılan alt sabit parça

Şekil 3-17: Biaksiyel bükülme dayanımı testi için kullanılan üst hareketli parça

Şekil 3-18: Biaksiyel bükülme dayanımı testi düzeneği

Şekil 3-19: Vickers mikrosertlik ölçüm cihazı

Şekil 3-20: Tarama Elektron Mikroskobu

Şekil 3-21: Karbon kaplama ve platin kaplama cihazı

Şekil 3-22: X-Işını Difraksiyon Analizi cihazı X^{pert} Pro PANalytical, Hollanda

Şekil 4-1: Vita YZ HT markasının Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerlerinin çift tabaka ve tek tabakalı örnekler arasında karşılaştırılması

Şekil 4-2: Vita YZ HT markasının Vickers sertlik değerlerinin çift tabaka ve tek tabakalı örnekler arasında karşılaştırılması

Şekil 4-3: Vita YZ HT markasının Kırılma tokluğu değerlerinin çift tabaka ve tek tabakalı örnekler arasında karşılaştırılması

Şekil 4-4: Zirkonzahn Prettau Anterior markasının Vickers sertlik değerlerinin çift tabaka ve tek tabakalı örnekler arasında karşılaştırılması

Şekil 4-5: Zirkonzahn Prettau Anterior markasının Kırılma tokluğu değerlerinin çift tabaka ve tek tabakalı örnekler arasında karşılaştırılması

Şekil 4-6: Zirkonzahn Prettau Anterior markasının Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerlerinin çift tabaka ve tek tabakalı örnekler arasında karşılaştırılması

Şekil 4-7: P1, P2, P3 ve P4 grupları arasında Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerleri

Şekil 4-8: P5, P6, P7 ve P8 grupları arasında Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerleri

Şekil 4-9: Zirkonzahn Prettau Anterior monolitik monoklinik faz oranı %0.

Şekil 4-10: Vita YZ HT çift tabaka monoklinik faz oranı %8.

Şekil 4-11: Vita YZ HT monolitik yaşlandırılmış monoklinik faz oranı %14.

Şekil 4-12:Vita YZ HT monolitik monoklinik faz oranı %5.

Şekil 4-13: Zirkonzahn Prettau Anterior çift tabaka yaşlandırılmış monoklinik faz oranı %0.

Şekil 4-14: Vita YZ HT çift tabaka yaşlandırılmış monoklinik faz oranı %21.

Şekil 4-15: Zirkonzahn Prettau Anterior monolitik yaşlandırılmış monoklinik faz oranı%0.

Şekil 4-16: Zirkonzahn Prettau Anterior çift tabaka monoklinik faz oranı %0.

Şekil 4-17: Tüm grupların XRD sonuçlarının tek grafik üzerinde analizi.

Şekil 4-18: Vita YZ HT monolitik x2500

Şekil 4-19: Vita YZ HT monolitik yaşlandırılmış x2500

Şekil 4-20: Vita YZ HT monolitik x7500

Şekil 4-21: Vita YZ HT monolitik x15000

Şekil 4-22: Vita YZ HT monolitik x7500

Şekil 4-23: Vita YZ HT monolitik yaşlandırılmış x15000

Şekil 4-24: Vita YZ HT tabakalama x2500

Şekil 4-25: Vita YZ HT tabakalama x7500

Şekil 4-26: Vita YZ HT tabakalama x15000

Şekil 4-27: Vita YZ HT tabakalama yaşlandırılmış x350

Şekil 4-28: Vita YZ HT çift tabakalı yaşlandırılmış x2500

Şekil 4-29: Zirkonzahn Prettau Anterior monolitik x7500

Şekil 4-30: Zirkonzahn Prettau Anterior monolitik x2500

Şekil 4-31: Zirkonzahn Prettau Anterior monolitik x15000

Şekil 4-32: Zirkonzahn Prettau Anterior monolitik yaşlandırılmış x2500

Şekil 4-33: Zirkonzahn Prettau Anterior monolitik yaşlandırılmış x7500

Şekil 4-34: Zirkonzahn Prettau Anterior monolitik yaşlandırılmış x15000

Şekil 4-35: Zirkonzahn Prettau Anterior çift tabaka x2500

Şekil 4-36: Zirkonzahn Prettau Anterior çift tabaka x7500

Şekil 4-37: Zirkonzahn Prettau Anterior çift tabaka x15000

Şekil 4-38: Zirkonzahn Prettau Anterior çift tabaka yaşlandırılmış x2500

Şekil 4-39: Zirkonzahn Prettau Anterior çift tabaka yaşlandırılmış x350

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

Y-TZP: Yttrium ile stabilize zirkonya polikristali

PSZ: Parsiyel stabilize zirkonya

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

t→m: Tetragonal monoklinik faz dönüşümü

HIP: (Hot Isostatic Pressed) Tam sinterize zirkonya

Non-HIP: (Non Hot Isostatic Pressed) Sinterlenmemiş zirkonya

XRD: (X Ray Diffraction) X ışını difraksiyon analizi

SEM: (Scanning Electron Microscope) Alan Saçılmalı Tarama Elektron mikroskobu

EDS: (Energy Dispersive Spectrometry) Enerji Dağılım Spektrometresi

mm: Milimetre

µm: Mikrometre

MPa: Megapaskal

ÖZET

TÜRKMEN E. Farklı yapıdaki zirkonya seramiklerin yapay yaşlandırma sonrası sertlik ve kırılma mukavemetlerinin mikroyapı analizi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, ProtetikDiş Tedavisi ABD, İstanbul 2018.

CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) sistemleri ile yapılan zirkonya seramik esaslı materyallerin mekanik özelliklerinin, kimyasal içeriklerinin ve yapay yaşlandırma işlemi sonrası bu materyallerin mekanik özellikleri üzerine etkilerini incelemeyi amaçladığımız çalışmamızda Vita YZ HT ve Zirkozahnn Prettau Anterior olmak üzere 2 farklı zirkonya seramik melzemesi kullanıldı. Her grupta 10 adet örnek olacak şekilde 8 grup oluşturuldu. 4 grup tek tabaka şeklinde 4 grup ise çift tabaka olacak şekilde üstyapı porseleni işlenerek hazırlandı. Her bir gruptan rastgele seçilen 1'er örnek için XRD ve EDS analizleri uygulandı. Altgruplardan birine yaşlandırma işlemi uygulanırken diğer gruba uygulanmadı. Tüm örneklerin yapay yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası Vicker's sertlik değeri, bükülme direnci ve kırılma tokluğu ölçüldü. Elde edilen sonuçların istatistiksel analizleri için Kolmogorov-Smirnov, Mann Whitney U ve Kruskal Wallis testi kullanıldı. Örneklerin yüzeyleri SEM analizi ile incelendi.

EDS analizi sonuçlarına göre Zirkozahnn Prettau Anterior grubunun Y_2O_3 miktarının VitaYZ HT den yüksek olduğu, kırılma tokluğu ve Vickers sertlik değerlerinin her iki grup arasında anlamlı bir fark oluşturmadığı görüldü. Bükülme direnci sonuçlarına göre her iki grup için de tek tabakalı olarak üretilmiş örneklerin daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu ve iki grup arasında bükülme direnci açısından anlamlı bir fark olmadığı sonucuna ulaşılmıştır. XRD analizi sonuçlarına göre yapay yaşlandırma işlemi sonrası Zirkozahnn PrettauAnterior grubunda herhangi bir monolitik faz dönüşümü oluşmadı fakat Vita YZ HT grubunda monolitik faz dönüşümü görüldü. En yüksek monolitik faz oranının Vita YZ HT grubunun çift tabaka halinde hazırlanan ve yapay yaşlandırma işlemi uygulanan grupta görüldüğü saptanmıştır. SEM analizi sonuçlarına göre yapay yaşlandırma sonrasında gruplarda yüzeyde bozulma oluşturacak bir deformasyon görülmemiştir.

Anahtar Kelimeler: zirkonya, yapay yaşlandırma, düşük ısı bozunması, biaksiyel bükülme dayanımı, fazdeğişim

ABSTRACT

TURKMEN, E. Evaluation of hardness and fracture strength properties of different zirconia types using microstructural analysis following artificial aging Istanbul University, Institute of Health Sciences, Department of Prosthodontics. Doktora Tezi. Istanbul 2018.

Vita YZ HT and Zirkozahn Prettau Anterior are the two zirconia ceramic materials which were used in the study that aims to investigate the mechanical properties and chemical content of zirconia ceramic materials which are produced by means of CAD / CAM (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) systems, and the changes on the mechanical properties of these materials after the implementation of artificial aging.

8 different groups were formed in the study, comprising 10 samples for each. XRD and EDS analyzes were performed for each sample which was randomly selected from each group. While one of the subgroups was exposed to the process of artificial aging, it was not implemented for the other group. For all of the samples in the study, Vickers hardness ratio, flexural strength and fracture toughness were measured before and after artificial aging of the materials. Kolmogorov-Smirnov, Mann Whitney U and Kruskal Wallis tests were used for statistical analysis of the results. The surfaces of the samples were examined by SEM analysis.(p=0.05)

According to the results of EDS analysis, it was seen that amount of Y_2O_3 in Zirkozahn Prettau Anterior group was higher than that of Vita YZ HT. In addition, it is ascertained that there is not a significant difference between the two groups in terms of fracture toughness and Vickers hardness values.

With regards to the results of the flexural resistance, it was concluded that the monolayer samples had a higher fracture resistance for both groups, and there was no significant difference between the two groups in terms of flexural strength.

According to the results of XRD analysis, no monoclinic phase transformation was observed in the Zirkozahn Prettau Anterior group after artificial aging, while the monoclinic phase transformation results were positive for Vita YZ HT. Furthermore, the highest monoclinic phase ratio is calculated for the double layered and artificially aged sample of Vita YZ HT group. According to the results of SEM analysis, there was no deformation on the surface of the samples in groups.

Key Words: monolithic zirconia, artificial aging, low-temperature degradation, biaxial flexural strength, phase change

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Metal alt yapılı seramik restorasyonlar mekanik özelliklerinin yüksek olması sebebiyle ön ve arka dişlere uygulanan restorasyonlarda yüksek başarı yüzdesiyle kullanılmaktadır. Ancak ağız içerisindeki restorasyonun kole bölgesinde metalin yansımaları, ağız içerisinde bazı alerjik reaksiyonlara sebep olabilmesi, korozyona uğrayabilmesi ve ön bölgede estetiği sağlamada zorluk çıkarabilecek yeterli translusentliğe sahip olmaması restorasyonun dezavantajları arasında bulunmaktadır. Günümüzde kişilerin estetik kaygısının artmasının ardından gelişen teknolojiyle birlikte; geleneksel olarak kullanılan metal seramik restorasyonların alternatifi olarak doğal dişe en yakın renkte, biyoyumluluğu yüksek ve alt yapıda kullanılan metalin mekanik dayanımı sonucu ortaya çıkan fiziksel özellikleri benzer birçok yeni sistemin oluşmasına sebep olmuştur (McLean JW 2001; Fisher H ve ark. 2002; Sundh ark. 2002; Isgro G. ve ark. 2003; Guazzato M ve ark. 2005).

Tam seramik sistemlerin kullanımı malzemelerin özelliklerinin gelişmesi ile birlikte sadece ön bölge kullanımıyla kısıtlı olmaktan çıkıp arka bölge restorasyonlarında kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonya materyali boyutsal değişiminin az olması, fiziksel ve kimyasal olarak dayanıklılığının yüksek olması nedeniyle, tam seramik sistemlerin hem anterior hem de posterior bölgede kullanımlarını sıklaştırmıştır (Guazzato M ve ark. 2005; Guazzato M ve ark. 2004; Kelly JR 2008; Tinschert J ve ark. 2000).

Zirkonya, kristal yapısına etki edecek uygulamalar karşısında faz değişimi göstermektedir. Hacmi küçük olan tetragonal fazın, hacmi daha büyük olan monoklinik faza dönüşmesi ile yapısında bulunan çatlakların ilerleyişini durdurmakta ve bu dönüşüm tokluğu mekanizması sayesinde çiğneme kuvvetlerine yüksek dayanım gösterebilmektedir. Buna karşılık bu faz değişimi mekanizmasının çok sayıda tekrarlanması ile zirkonyanın yapısında fiziksel olarak zayıflamanın meydana geldiğini bildiren çalışmalar da mevcuttur “(Denry ve ark. 2004; Van Dijken JDW 1999)”.

Bir protetik restorasyonun çiğneme fonksiyonları ile estetiği karşılaması ve uzun süre ağızda kalması beklenilir. Zirkonyanın; çiğneme kuvvetlerine, sıcak soğuk-asit baz döngülerine ve neme maruz kalacağı klinik ağız ortamında uzun vadede ne tür davranışlar göstereceğini inceleyen araştırmaların sayısı günümüzde az sayıda ve

yetersizdir (Guazzato M. ve ark. 2002; Mörmann WH ve ark. 2002).

Bu doktora tez çalışmasında, yüksek translsentliğe sahip 2. Ve 3. nesil zirkonyanın, üst yapı materyali uygulanan ve uygulanmayan iki farklı şekilde kullanımının, ağız ortamında zamana bağlı olarak gelişen yaşlanma öncesi ve sonrası; kırılma direnci, kırılma tokluğu, Vickers sertliği, XRD, EDS analizleri ve SEM görüntüleri açısından meydana gelen değişimlerin incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmaktadır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi

Diş hekimliğinde sabit protezlerin ve bu sabit protezlerde kullanılan seramiğin, bugünkü kullanım standartlarına ulaşması yıllar sürmüştür. Seramik, kelime kökenini Yunan dilinde yanmış madde anlamından gelen keramos sözcüğünden alırlar (Rosenblum BA ve ark 1997). Seramiğin yeryüzünde kullanımı yaklaşık on bin yıl önceki taş devri zamanlarına dayanmaktadır. Çeşitli araçların yapımında kullanılan ilk seramikler translusent olmaması, mekanik olarak zayıflığı ve materyalin porozite içermesi sebebiyle diş hekimliği pratiğinde kullanımı ideal bir malzeme olarak görülmemiştir. Sonraki yıllarda bu malzeme diş hekimliğine özel olarak geliştirilmiş ve kullanıma geçilmiştir. Bu tür seramikler, translusentlik ve mekanik dayanım açısından diş hekimliğinde kullanılabilir bir material olarak kabul edilmiştir. (Nayır E. 1999).

‘Porselen’, İtalyanca ‘porcellana’ kelimesinden türetilmiştir. Porselen; içeriğinde kil içeren veya tamamen kilden oluşan hammadde olmuş bir seramik grubudur. Porselen seramiğin en üstün ve en mükemmel formudur. (Van Dijken JWV. 1999).

Felspatik porselenin keşfinden önce 1723’ de Pierre Fauchard Lechirurgien Dentiste isimli kitabında metal protezlerin porselen ile kaplanmasından bahsetmiştir (Kelly Robert J ve ark. 1996). Fauchard porselenin dişhekimliğinde ki önemini belirtmiş ve böylece porselen ile ilgili çalışmaların başlamasına öncülük etmiştir.

1774’ de Paris’ li eczacı Alexis Duchateau, dişhekimi Nicholas Dubois de Chemant ın yardımıyla Guerhard Dental Porselen Fabrikasını kurarak ilk porselen protezleri üretmiş ve patent almıştır (Wildgoose David G ve ark. 2004; Efeoğlu A. 1992; Anusavice KJ. 1993; McLean J.V. 1980; Haselton RD. ve ark 2000; Shillingburg HT. 1997; Wall JG and Cipra DL 1992).

Porselen, dişhekimliğinde uzun yıllardır kullanılmasına ve estetik avantajlarına rağmen, dayanıksız olduğu için 1950’ lere kadar tercih edilmemiştir. 1950 yılında porselene lösit kristallerinin ilave edilmesiyle, ısıl genleşme katsayısı artmıştır. Porselenin ısıl genleşme katsayısının artması, porselen-metal bağlantısını güçlendirmiş ve porselenin dayanıklılığını da arttırmıştır (Shillingburg HT. 1997; Kelly

Robert J ve ark. 1996).

Weinstein ve arkadaşları diş hekimliğinde 1962 yılında K₂O (Potasyum Oksit) muhteva eden seramik tozu ile metal altyapılı seramik restorasyonları ilk defa yapmışlardır (Tinschert J. ve ark. 2000). Ancak metal altyapının ışığın geçişine izin vermemesi nedeniyle mevcut doğal dişlerle renk uyumunun sağlanmasında sorunlar ortaya çıkmıştır (Isgro G. ve ark. 2003).

Metal destekli dental seramik restorasyonlar ilk kez 1962' de Weinstein tarafından altın alaşımları üzerinde kullanılmaya başlanmış ve patenti alınmıştır (Efeoğlu A. 1992).

1965 yılında da McLean ve Hughes, porseleni içerisinde porselene destek olacak metal altyapı olmadan %40-50 oranında alumina kristalleri ekleyip mekanik dayanımını artırarak, yüksek fiziksel özelliklere sahip seramiklerin gelişmesinde ilk adımı atmışlardır (Fischer H. ve ark. 2002; White S.N ve ark. 1994; Wildgoose David G. ve ark. 2004; Guazzato M. ve ark. 2002).

Cam seramiğin döküm yapılarak dişhekimliğinde uygulanması 1968' de McCulloch tarafından yapılmıştır. (Wildgoose David G. ve ark. 2004). 1971' de Francois Duret ilk defa CAD-CAM tekniği ile dental restorasyonların bilgisayar desteği ile yapılabileceğini bildirmişlerdir. (Wildgoose David G. ve ark 2004). 1972'de Southan ve Jorgensen refraktör day materyalini geliştirmesiyle birlikte diş hekimliğinde tam seramik sistemler yaygınlaşmıştır (Isgro G. ve ark. 2003).

1976'da McLean ve Sced platin folyonun kuron içerisinde alumina kuronların güçlendirmesi fikrini ortaya çıkarmışlardır. Kullanılan metal folyo yüzeyde oluşan defektlerin oluşmasını engelleyerek gerilim sonucu oluşabilecek zararın ortadan kalkmasına yardımcı olmaktadır. Bu sistemde folyo 2µm kalınlığında kalayla kaplanmaktadır. Bu kalay tabakasının oksitlenmesi ile porselen bağlantısı güçlenmektedir. Bu sistem ticari olarak Vita-Pt (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ismi ile piyasaya sunulmuştur (Fisher H. ve ark. 2002; Shillingburg RT. 1997).

1980' de Mörmann ve Brandestini, diş hekimliğinde kullanılan porseleni CAD-CAM sistemi ile muayenehane koşullarında işleyebilen Cerec sistemini bulmuşlardır (Wildgoose David G. ve ark 2004). 1985' de Adair ve Grossman dökülebilir seramik

materyalini geliştirmiştir. (White S.N ve ark. 1994). Aynı dönemlerde Bruggers'de Hi-Ceram'I geliştirmiştir (Isgro g. ve ark 2003). 1985' de Sadoun cam infiltrasyonlu alumina tekniği olan In-Ceram'I geliştirmiştir (Wildgoose David G. ve ark 2004). 1989 yılında AL_2O_3 içeriği %90 oranının üzerine çıkarılmış ve mekanik dayanımı arttırılmış olan In-Ceram sistemi kullanıma sunulmuştur (Isgro G. ve ark 2003).

1990' da Wohlwend ve Scharer, ilk defa seramiğin press yöntemiyle kullanıldığı Empress sistemini bulmuştur (Wildgoose David G. ve ark. 2004).

1990'lı yılların sonlarına gelindiğinde, %70 oranında lityum disilikat içeren ve IPS Empress'e göre kırılma direnci üç kat daha yüksek olan IPS Empress 2 klinik kullanıma sunulmuştur (Wildgoose David G. ve ark. 2004).

Diş hekimliğinde kullanılan bir restoratif materyalin, ideal bir materyal olarak adlandırılabilmesi için; diş yapısını koruması, dayanıklı olması, estetik olması, doku uyumunun iyi olması, doğal dişe benzer aşınma ve aşındırma özelliğine sahip olması, mine ısıl genleşme katsayısına yakın olması, düşük ısıl iletkenliğinin olması, üretim kolaylığının olması, düşük maliyette üretilebilmesi, hızlı ve kontrollü üretim yapılması gerekir (Wall JG. and Cipra DL. 1992).

Porselen, restoratif bir materyalden beklenen en iyi estetik özelliklere sahip olmasının yanında mekanik baskı kuvvetlerine karşı da dayanıklıdır. Fakat makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı yeterli dirence sahip değildir (Guazzato M. ve ark. 2002).

Metal altyapılı restorasyonların estetik ve biyolojik ihtiyaçları karşılamada yarattığı sorunlar sebebiyle 20. yüzyılın başında tam seramik sistemler geliştirilmiştir. İlk zamanlar sadece inleylerde kullanılan bu malzemeler günümüzde posterior bogelerde de rahatlıkla kullanılabilir. (Guazzato M. ve ark. 2002; Touati B. ve ark. 1998).

2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Seramik kelimesinin tanımı Protez Terimleri Sözlüğünde metal olmayan bir elementin birden fazla metalle yaptığı birleşim olarak geçmektedir. (Guazzato M. ve ark. 2004). Oluşan birleşimde yapı olarak daha büyük olan oksijen atomları bir matriks yapı görevi görür ve yapıca daha küçük olan metal atomları arasına sıkışarak yer tutar. Seramik kristalinde hem atomik hem iyonik hem de kovalent bağ özelliğinde bağlar bulunmaktadır. materyalin içerisindeki bu bağ yapısı malzemenin fiziksel ve kimyasal

dayanımını arttırırken aynı zamanda seramiği daha kırılğan bir hale getirerek istenmeyen bir duruma neden olur. (Akın E. 1990).

Dental seramikler denilince ilk akla gelen, günümüzdeki dental seramiklerin başlangıç noktası olan ve temel yapısı olarak kabul edilen feldspatik porselenlerdir. Feldspatik porselenin ana yapısı, oksijen iyonu ile silisyum tetrahedra (SiO_4) gibi dörtlü ünitelerin kimyasal bağlarla bağlanması sonucu oluşmaktadır.

Dental seramiğin ana yapısı Silisyum tetrahedra olup, dental seramiğin yapısındaki feldspar ($\text{K}_2\text{O Al}_2\text{O}_3 6\text{SiO}_2$), kaolin ($2\text{H}_2\text{O Al}_2\text{O}_3 2\text{SiO}_2$) ve Quartz'ın (SiO_2) yapısına girer. Fırınlanmış tüm porselenlerin içeriğinde silika matrikse gömülmüş olan küçük kristaller (lösit ve/veya alumina-silikat kristaller) bulunur. Kristallerin miktarı porselenin kullanılacağı endikasyona göre belirlenir. Lösit, potasyum feldspar ve camın reaksiyonu sonucu oluşur. Lösit; termal genleşmeye etkisi, optik özellikleri, sertliği ve dayanıklılığı sağlaması nedeniyle dental porselenlerde önemli bir yere sahiptir (Sundh A. ve ark 2004; Nayır E. 1999; Shillingburg HT. 1997).

2.1.3. Dental Seramiğin Yapısı

2.1.3.1. Feldspar

Feldspar, sodyum ve potasyum alumina silikatın karışımı ile oluşur. Porselenin anayapısını oluşturan ve doğal bir ışık geçirgenliğine sahip olması için kullanılan bir maddedir. Porselen yapısı içerisinde %60 civarında bir orana sahiptir. Fırınlama işlemi sırasında eriyerek kil ve kuartza matriks oluşturur (Akın E. 1990). $1100\text{ }^\circ\text{C}$ - $1300\text{ }^\circ\text{C}$ da eriyen feldspar, doğada hiçbir zaman saf halde bulunmaz. Feldspar $1250\text{ }^\circ\text{C}$ - $1500\text{ }^\circ\text{C}$ ortalamalarında eriyerek serbest kristalin fazında cam hale gelir ve kuartz ve kaoline yapının oluşmasında yardımcı olur (Rosenblum MA ve ark 1997).

Feldsparın içeriğindeki potas (K_2O) ve soda (Na_2O) oranları bir miktar farklılık gösterebilmektedir. (Rosenblum MA ve ark 1997; YavuzyılmazH ve ark. 2003). Bu durum feldsparın özelliklerini etkiler. Potas erimiş camın viskozitesini arttırırken, soda füzyon ısısını düşürür. Bu nedenle, porselenin fırınlanması sırasında piropplastik akış adı verilen ve dışın morfolojisinin porselenin akması sonucu şekil değiştirmesinin önüne geçmek için doğru oranlarda potas bulunması çok önemlidir (YavuzyılmazH ve ark.

2003; Fischer H. ve ark 2002).

Potas formundaki feldspar molekülünün yapısındaki 6 adet silisyumdioksit ile bağlanmakta ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) olan silisyumdioksit ile bağlandığında ise molekül lösit olarak tanımlanmaktadır. Potasın cam ile reaksiyonu sonucunda elde edilen ve feldspardan daha güçlü yapıdaki lösit ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$), seramiği güçlendirmekte, optik özelliklerini artırmakta ve ısıl genleşme katsayısını yükselterek metale yakın bir ısıl genleşme katsayısı oluşturmaktadır (Craig RG. 1997; Roseblum MA. ve ark 1997; Anusavice KJ. 1993).

2.1.3.2. Kaolin

Kaolin bir alüminyum silikat hidratıdır ($Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$) %1 ila %5 oranında bulunmaktadır. 1800°C eriyen kaolin ısıya oldukça dayanıklıdır (Akın. E. 1990). Porselenin pişirilmeden önce kolay şekillendirilebilmesinde ve yapının stabil kalmasında rol oynar. Fakat görüntüsünün opak olması sebebiyle az miktarlarda bile olsa kaolinin bulunduğu ilk dental porselenlerde istenilen translüsentlik elde edilememiş ve bu sebepten yerini içerisinde kristalin ihtiva eden feldspatik cam materyaline bırakmıştır (Anusavice KJ. 1993; Noort R. 2002).

2.1.3.3. Kuartz

Kuartzın erime derecesi diğer materyallere oranla daha yüksektir (yaklaşık 1700°C). Silika yapısında olup, yapı içinde doldurucu ve tutucu görev yapar. Kuartz (SiO_2) porselenin pişirilmesi sırasında değişime uğramaz ve pişirme sonucu meydana gelebilecek büzülme önleyerek güçlendirici olarak rol oynar. Yapı içerisinde %10 ila %30 oranında bulunur ve termal genleşme katsayısının kontrol edilmesinde rol oynar. Porselenin fiziksel dayanımının artmasını sağlar (Noort R. 2002). Materyalin görünümünün daha translüsent olmasında rol oynar (Roseblum MA. ve ark 1997).

Dental restorasyonların yapımında kullanılan porselen tozu malzemelerin belirli oranlarda karıştırılmasıyla elde edilir. Öncelikle içeriğindeki tozlar fırınlandıktan sonra ortaya çıkan karışım üretici firmanın yapıya belirli oranlarda metal oksit ilavesi sonucu bir araya gelir ve erimiş yapının su içerisinde soğutulmasıyla ortaya çıkar. Ortaya çıkan bu yapıya 'frit' denir. Malzemenin ani soğutulması sonucu cam içerisinde yaygın çatlak oluşumu ve stress birikimi meydana gelir. Daha sonra materyal ezilip toz haline

getirildikten sonra ince porselen tozu halinde kullanılır (Noort R. 2002).

2.1.3.4. Renklendirici ve Opaklaştırıcı Ajanlar

Porselene renk vermek için, ince cam tozları ve feldspar; Ti, Mn, Fe, Co, Cu, Ni gibi ısıya dayanıklı metal oksitler ile yüksek ısıda birleştirilir. Oluşan yapı öğütülerek (fritting) porselen renk pigmentleri elde edilir. Doğal renklerin elde edilebilmesi için porselen içinde opaklaştırıcı yapılara da ihtiyaç vardır. Özellikle metal altyapılı porselenlerde opaklaştırıcı yapıların eklenmesi estetik sonuçlar ortaya çıkarır. Opaklaştırıcı ajan olarak seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksit sık olarak kullanılmaktadırlar. Porselenler içinde, birbirinden farklı partikül boyutlarına sahip olan ve cam matriks yapı içerisinde farklı dağılımasahip olan opaklaştırıcı ajanlar, ışığın farklı şekilde yansımaya sebep olurlar (McLean JW. 1980).

2.1.3.5. Güçlendirici Ajanlar

B_2O_3 , K_2O_3 , Na_2O , MgO , Li_2O ve P_2O_5 gibi oksitler cam modifiye edici olarak adlandırılırlar. Bunlar camın ergime derecesini düşürmek amacıyla kullanılırlar. Yanlış kullanımları devitrifikasyon problemini ortaya çıkarır. Devitrifikasyon; cam yapıcı silisyum tetrahedraların (SiO_4) oluşumunun engellenmesi sonucu camın kristal yapısının bozunması demektir. Bu olay porseleni zayıflatır ve bulutlu bir görünüm ortaya çıkarır. Dental porselenler piropplastik akmaya dirençli olmak zorundadır. Bu sebeple camın viskozitesi ve pişirme derecesi düşük olmalıdır. Bu da ara oksitlerin yapı içerisine eklenmesiyle sağlanır. Cam materyalinin sertliğinin ve viskozitesinin artırılması alüminyum oksit (Al_2O_3) gibi bir ara oksit eklenmesiyle sağlanabilmektedir (McLean JW. 1980).

2.1.4. Dental Seramiğin Özellikleri

Dental seramikler kimyasal yapısını ve estetiğini uzun süre muhafaza edebilmektedirler. Mine ve dentinin yapısına yakın ısı iletkenliği ve yine onlara yakın termal genleşme katsayısına sahiptirler.

Dental seramikler fiziksel olarak yüksek baskı dayanıklılığına sahiptirler (350-550 MPa), fakat çekme dayanıklılığı oldukça düşüktür (20-60 MPa). Materyalin temel yapısını cam oluşturmaktadır. Camın dayanabileceği gerilme kuvveti % 0.1'den daha azdır. ayrıca yüzeyinde oluşan mikroçatlaklara karşı oldukça hassastırlar. Ortaya çıkan

bu durum dental seramiklerin restorasyon yapım aşamasında ve kullanımında bir dezavantaj oluşturabilmektedir (Yavuzyılmaz H. ve ark. 2003).

2.1.5. Dental Seramikleri Güçlendirme Yöntemleri

Seramiğin; estetik özelliklerinin yüksek olması, Biaksiyel kuvvetlere karşı direnci, çevresel etkenlere direnç, biyouyum ve ideal fiziksel özellikler gibi avantajları bulunmaktadır. Fakat makaslama kuvvetlerine karşı dayanımının düşük ve kırılabilirliğinin yüksek olması materyalin güçlendirilmeye ihtiyacının olduğuna göstermektedir.

Seramiğin güçlendirilmesinde beş farklı yöntem uygulanmaktadır:

1. Seramiğin metal bir alt yapı ile desteklenmesi
2. Seramik yüzeyinde basma geriliminin oluşturulması
3. Cam yapının kristal bir faz eklenerek güçlendirilmesi
4. Cam yapının kontrollü olarak kristalizasyonu
5. Cam infiltre edilerek ile seramiğin güçlendirilmesi

2.1.5.1. Seramiğin Metal Alt Yapı Üzerine Uygulanması

2.1.5.1.1. Metal – Seramik Kuronlar

Metal – seramik kuron köprü protezlerinde alt yapı olarak kullanılan metal, Porselenin dayanıklılığını arttırmak için kullanılmaktadır. Metalin çekme kuvvetine karşı dayanıklılığı porselenden daha yüksektir. Bu sebeple seramiklerin metal bir alt yapı ile desteklenmesi gerekmektedir. Oluşturulan metal alt yapı oluşan çekme ve basma gerilimlerinin oluşmasını engeller ve yüzeydeki çatlakların artışı önler. Seramiğin metal bir altyapı ile desteklenmesi yapıya lösit kristallerinin eklenmesi ile feldspatik porselenlerin ısıl genleşme katsayısının, altın alaşımının ısıl genleşme katsayısına yakın hale getirilmesiyle ortaya çıkmıştır. (Guazzato M. ve ark 2002).

Metal – seramik restorasyonlarında metal alt yapının, ışığın geçişini ve yansımaları engellemesi nedeni ile estetik olumsuz etkilenmektedir ve dişetin kole bölgesinde oluşan renklesme, metal ve seramiğin ısıl genleşme katsayılarının farklılığı, allerjen durumlar gibi dezavantajlar metal alt yapının kullanımını sınırlandıran

dezavantajlar mevcuttur (Kelly Robert J. ve ark 1996).

2.1.5.1.2. Platin Folyo İle Güçlendirilen Seramik Kuronlar

Platin Folyolar kullanılma sebebi; kullanılacak metal altyapı kalınlığının azaltılıp diş dokusunda daha az aşındırma yapılması, metal altyapı oluşturmak için yapılan mum modelaj ve döküm prosedürlerinin ortadan kaldırılması ile minimum maliyetle estetik restorasyonların oluşturulmasını sağlamaktır (Isgro G. ve ark 2003).

McLean ve Sceed çift platin folyo yöntemi ile platin folyonun tabakalarından birinin kuronun restorasyonunun iç kısmında bırakılarak alümina caket kuronların dayanıklılığının artırılmasını sağlamışlardır. Bu teknik uygulanırken alçı model üzerinde iki kat platin folyo uygulaması esasına dayanır. Üstteki platin folyonun etrafı 2µm kalınlığındaki kalay ile sarılır. porselenin pişirilmesi sonrasında en içte bulunan folyo ayrılır ve diğer kaplanan platin folyo ise porselenin iç yüzeyiyle kimyasal bir bağlantı oluşturulur. Platin folyonun seramik içinde kalması yapısal sağlamlığını artırır, ancak ışık geçirgenliğini azaltarak gri bir renklenmeye neden olması estetik olarak dezavantaj oluşturmuştur (Shillingburg HT. 1997).

Renaissance / Ceplatec (Williams Gold Refining Co., Inc., Buffalo, N. Y.), Sunrise (Tanaka Dental, Skokie ILL, Japan), Flexebond (Elephant Edelmetal, Hoorn, The Netherlands), Plati-deck (Schone Edelmetal, Degussa, Amsterdam, The Netherlands) gibi sistemler sonradan geliştirilen folyo sistemleridir ve orjinal folyo sisteminin modifikasyonlarıdır (Yavuzylmaz H. ve ark 2005).

2.1.5.2. Yüzeyde Basma Gerilmelerinin Oluşturulması

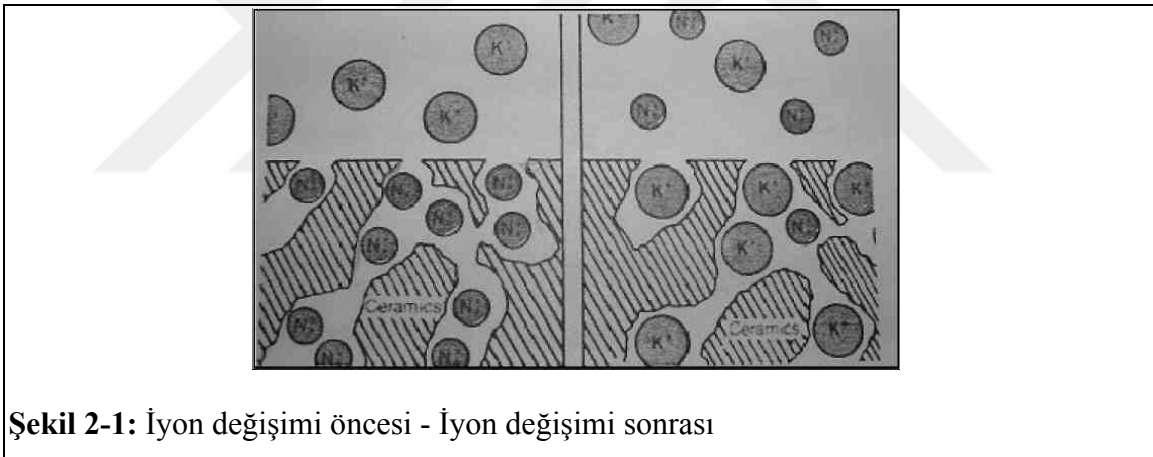
Seramik ve camların güçlendirilmesinde en çok kullanılan yöntem, baskı gerilmelerini materyalin üst yüzeyine çıkarmaktır. Güçlendirme işlemi; uygulanan kuvvetin ortaya çıkan gerilim kuvvetleriyle karşılanması sağlanır. Bu yöntemle materyalin içerisinde oluşan çekme gerilmelerinin oluşmasını önlenir. Bu sebeple çeşitli teknikler uygulanmaktadır (Anusavice KJ. 1993).

1. Kimyasal yolla iyon değişimi.
2. Fiziksel yolla temperleme.

2.1.5.2.1. İyon Değişimi (Kimyasal Temperleme)

Metal-seramik restorasyonlarda ortaya çıkan problemler çoğunlukla yüzey tabakasındaki çatlakların çekme kuvveti ile karşı karşıya geldiği zaman meydana gelir ve yüzeyde bulunan çatlakların ilerlemesinde artış ortaya çıkar (Crispin BJ. 1994). Bu yöntem yüzeyde bulunan çatlakların ilerlemesini önlemek amacıyla daha düşük ısılarda seramiğin yüzeyinde kompresif bir tabaka oluşturulması amaçlanmıştır.

Cam yapı içerisindeki bazı iyonlar yapı olarak daha büyük boyutlu iyonlarla değiştirilir. Seramik yüzeyinde kompresif bir tabaka oluşturulur. Erimiş tuz banyosu geçiş ısısının altında olacak şekilde ayarlanır ve yapı bu banyo içerisine daldırılır. Oluşturulan bu düşük sıcaklıklarda cam yapı rijit bir haldedir, iyonik hareketlerin ortaya çıkabilmesi için bu ısı yeterlidir ve yalnızca alkali iyonlar yer değiştirebilir. Seramiğin içerisindeki Na^+ iyonları KNO_3 banyosu içerisinde bulunan K^+ iyonları ile yer değiştirmektedir (Şekil 2-1).



Şekil 2-1: İyon değişimi öncesi - İyon değişimi sonrası

Seramik yüzeyinden küçük hacimli sodyumun çıkıp büyük hacimli potasyum iyonunun girmesi (Yavuzylmaz H, 2005).

Potasyum iyonları sodyumdan yaklaşık %35 daha geniş hacimlidir ve silikat yapıyı sıkıştırarak baskıyı ortaya çıkarır. Bu sıkışan bölge çekme kuvvetlerinin yüzeyde bulunan mikroçatlakların üzerindeki etkisini azaltır (Anusavice KJ. ve ark 1991). Seramik yüzeyinde 700MPa'lık biaksiyel bükülme dayanımının oluşturur. Yapılan işlemler kimyasal güçlendirme (kimyasal temperleme) olarak adlandırılır (McLean JW. 1980)

2.1.5.2.2. Temperleme

Bu yöntem, camın yumuşamaya başladığı dereceden biraz daha altındaki sıcaklığa kadar getirilip, hızlıca soğutulmasıyla gerçekleştirilir. Bu çabuk soğutulma işlemi sırasında içteki kısım daha yavaş soğurken büzülme eğilimi gösterir. En dıştaki kısım ise daha sert ve rijittir. Bu şekilde en dış tabakada daha önce sertleşen yüzeydeki tabaka ile içerideki daha yumuşak haldeki kısım arasında gerilimler oluşur. İç kısımda germe gerilimleri, yüzeydeki kısımda ise daimi olarak kalan basma gerilimleri ortaya çıkar. Bu teknikte sıcak cam fazdaki porselen erimiş tuz banyosuna ya da silikon yağına batırılır ya da hava ile teması sağlanır. (O'Brien WJ. 2002; Crispin BJ. 1994).

2.1.5.3. Camın Kristal Bir Faz İle Güçlendirilmesi

Dental seramikleri güçlendirme yöntemlerinden biri de yapının kristal faz ile güçlendirilmesidir. 3 şekilde yapılır:

- 1.Seramik yapı içerisine alümina kristallerinin eklenerek ile güçlendirilmesi
- 2.Seramik yapı içerisine lösit kristallerinin eklenerek ile güçlendirilmesi
- 3.Seramik yapının çerisine kristalize magnezyum alüminyum oksit kristalleri eklenerek güçlendirilmesi (McLean JW. 1980).

2.1.5.4. Camın Kontrollü Kristalizasyonu

Cam seramiklerin yapılış tekniği, mum modelajın uçurulması tekniği ile döküme alınan camın ısı işlem uygulanması sonrası seramiğe dönüştürülmesi esasına dayanır. Camın, cam seramiğe dönüştürülmesi işlemine seramikleştirme denmektedir. Yapılan işlemler, oluşturulan cam yapı içerisinde çekirdek yapıların oluşması ve bu çekirdek yapıların etrafında kristalin büyümesi şeklinde iki etapta gerçekleşmektedir. Bu şekilde amorf yapının yerine kontrol altında kristal büyüklüğü elde edilir ve içerisinde porozite barındırmayan, homojen ve aynı büyüklükte yüksek mekanik dayanıma sahip mikroyapılar ortaya çıkar. Dicor, Cerapearl ve Cerestore bu sistemlere örnektir. (Yavuzylmaz H ve ark. 2003).

2.1.5.5. Cam İnfiltrasyonu İle Seramiğin Güçlendirilmesi

Sinterlenen alüminyum oksit yapı üzerine camın infiltre edilmesiyle porselenin yapısında bulunan poroziteler ortadan kaldırılır. Ve bu şekilde porselenin yüksek ısıya

maruz kaldığı yapılarının stabil, kayma ve akmaya karşı direnci artırılır. In-Ceram sisteminde yapıyı daha dirençli bir hale getirmek için cam ve alüminyum oksit iki aşamalı bir işlemden geçer. lantanoksit (La_2O_3) camı infiltre edilir. (McLean JW. 1980).

2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

A. Metal Destekli Seramik Sistemler

- a. Döküm, CAD-CAM ve laser sinterleme sistemleri ile yapılan metal alt yapı üzerinde uygulanan dental seramikler
- b. Metal folyo üzerinde bitirilen dental seramikler (Galvano kronlar)

B. Metal Desteksiz Seramik Sistemler (Tam Seramikler)

2.2.1.1. Metal Destekli Porselenler

Metallerin çekme dayanıklılığın porselenlerden daha yüksek olması, porselenlerin metal alt yapıyla desteklenmesi fikrinin ortaya atılmasına sebep olmuştur. Metal alt yapı çekme gerilimlerinin oluşmasını engelleyerek, yüzeydeki çatlakların yayılmasını önlemektedir. Metalin dayanıklılığı ile porselenin estetiğini birleştiren metal-porselen restorasyonlar kuron-köprü protezi uygulamaları esnasında gereksinimleri karşılayıp uzun süreli bir tedavi seçeneği olmuştur. (Anusavice KJ. 2003; Zaimoğlu A. 1993).

Metal-porselen restorasyonların geniş kullanım alanı bulmalarına karşın; metal alt yapının seramiğin ışık geçirgenliğini azaltması, marjinal kenarlarda metalin görünmesi, porselenden metalin renginin yansımaları, metal ile porselen arasındaki bağlantı başarısızlıkları, kullanılan metalin allerjik ve toksik özelliklere sahip olması gibi dezavantajlara sahiptir. Bu dezavantajlar sebebiyle metal-porselen restorasyonların yerine geçebilecek sistemler araştırılmaya başlanmıştır (Christensen GJ. 2003).

2.2.2. Metal Desteksiz Tam Seramiklerin Sınıflandırılması

2.2.2.1. Tam Seramiklerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması

- A. CAD-CAM Sistemleriyle Hazırlanan Tam Seramikler
- B. Refraktör Day Tekniği İle Hazırlanan Seramikler

C. Dökülebilir Tam Seramikler (Cam Seramikler)

D. Preslenebilir Tam Seramikler

E. Copy-Milling (Pantograf) Tekniği İle Hazırlanan Tam Seramikler

2.2.2.2. Tam Seramik Sistemlerin Güçlendirme Mekanizmalarına Göre Sınıflandırılması

Yüksek dirence sahip alt yapı materyalleri (Conrad HJ. Ve ark. 2007).

1. Cam Seramikler
2. Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
3. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler
4. Feldspatik seramikler
5. Alumina Esaslı Seramikler
6. Zirkonya Esaslı Seramikler

2.3. CAD/CAM SİSTEMLERİ

2.3.1. Tanımı ve Tarihsel Gelişimi

CAD/CAM, Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing kelimelerinin kısaltılmış halidir. Modelajın üç boyutlu şeklini bilgisayarda dizayn eder ve bilgisayara bağlı kazıyıcı ünite üretimi yapar (Mc Laren EA. Ve ark 2002).

CAD/CAM sistemi diş hekimliğinde ilk defa 1971 yılında Francois Duret tarafından kullanılmıştır (Wildgoose David G. ve ark. 2004). Francois Duret, bu sistemi oluştururken maliyeti ve işgücünü azaltmayı hedeflemiştir. CAD/CAM in kullanıma girmesiyle istenilen sayıda ürün, daha kısa zamanda ve daha kolay üretilir. Fakat diş hekimliğinde bu durum endüstrideki gibi değildir, çünkü yapılan her restorasyon hasta için ayrı dizayn edilir ve kişiseldir (Mc Laren EA. ve ark. 2002).

İlk üretilen CAD/CAM sistemleri, bilgisayar gücünün düşüklüğü ve tarama cihazlarının çözünürlüğünün az olması nedeniyle kole uyumu ve iç uyumu kötü olan restorasyonların ortaya çıkmasına neden olmaktaydı. Ancak günümüzdeki teknolojik gelişmeler ve yazılım konusundaki ilerlemeler bu sorunları en aza indirmiş ve restorasyon ile uyumu yüksek bir şekilde getirmiştir.

CAD/CAM, geleneksel yöntemlerle yapılamayan restorasyon malzemelerinin kullanımına izin vermektedir. Bu işlem stresin minimum indirildiği, yoğunluğun yüksek olduğu, porozitenin azaltıldığı ve mikroyapısının arttırıldığı malzemelerin kullanımına olanak sağlar (Strub JR. ve ark. 2006).

Diş hekiminin diş preperasyonunu, komşu olan dişleri ve karşı çenedeki dişlerin 3 boyutlu şekilde model üzerinden veya ağız içerinden tarar. Köprü veya daha fazla diş içeren restorasyonlarda ise, komşu ve karşıt dişlerle ilgili daha fazla veriye ihtiyaç vardır (Witkowski S. 2005).

Diş hekimliğinde kullanılan 3 tip 3D tarama cihazı bulunmaktadır. Mekanik taramayı yapan üniteye yalancı kök üzerinden tarama işlemi yapılır. Ağız içi tarayıcıda prepare edilen diş ve komşu dişlerin görüntüleri kaydedilerek dijital bir model elde edilir. Optik tarayıcının kullanıldığı durumlarda ise lazer ile yalancı kök yüzeyinin taraması optik olarak yapılır (Fradeani M. ve ark 2005).

2.3.2. Sistem Çeşitleri

1. MAD-MAM sistemi
2. MAD-CAM sistemi
3. CAD-CAM sistemi

2.3.2.1. MAD-MAM Sistemi (Manuel-aided design /Manuel- aided manufacturing)

Laboratuvarda diş teknisyeninin hazırladığı mum modelaj esas alınarak bir alt yapı oluşturulur ve hasta ağızında denenmiş alt yapı üzerine alışılagelmiş şekilde, tabakalama yöntemiyle porselen işlenir.

2.3.2.2. MAD-CAM Sistemi (Manuel-aided design / Computer-aided manufacturing)

Bu sistemde dental restorasyon, diş teknisyeninin manuel olarak hazırladığı mum veya resin maketin bir frezeleme cihazına yerleştirilmesi ile işlenir (Mehl A. Ve ark. 1999). CAM sistemindeki frezlerin grensiz ve grenli olanları vardır. Gren olmayan frezler ile tarama işlemi yapılırken, diğer tarafta grenli frezle kazıma işlemi yapılır. Sinterlemeyle, blok üzerindeki talimat doğrultusunda % 20-25 hacimli işlenen blok, normal boya ulaşır. Diğer sistemlere göre daha ucuzdur. Kullanımı kolaydır.

2.3.2.3. CAD-CAM Sistemi (Computer-aided design / Computer-aided manufacturing)

CAD-CAM sisteminde, bilgisayar aracılığıyla veri toplanır. Tasarımın bilgisayarda yapılması, her aşamada fayda sağlamaktadır. Bunlardan en önemlileri tasarım hızı, yüksek hassasiyet ve ilgili tasarımların kolaylıkla değiştirilebiliyor ve çoğaltılabiliyor olmasıdır. Tasarımlar için en hızlı şekilde ideal sonuçlara yaklaşmak mümkündür.

CAD-CAM sistemlerinin dişhekimliğinde yer alması 1980'lerin başındadır. Bundan çok önce endüstride kullanım alanı bulmuştur. ENIAC, elektrikli ve elektronik verileri işleyebilen ilk bilgisayardır. Bu sistemin ilk deneme çalışmaları, savunma sanayisinde, 1945 yılında, uzun menzilli top ve füzelerin daha az isabet hatasıyla işlem hesaplamalarında yapılmıştır. 1951 yılında endüstriyel kullanıma geçildi. 1965-1970 arası, CNC ya da freze cihazlar kavramının gündeme gelmesi ve sonrasında CAD sisteminin kullanılmaya başlaması, CAD-CAM sistemlerinin bugünkü geldiği noktayı oluşturacak yapı taşları olmuştur. CAD-CAM kullanımında, 1970 yıllarında A.B.D.'de Bruce Altschuler, Fransa'da Francois Duret ve İsviçre'de Werner Mormann ile Marco Brandestini, öncü olmuşlardır. 1977'de ilk intraoral optik grid-yüzey tarama sistemini Young ve Altschuler geliştirmişlerdir (Witkowski S. 2006). Duret, ilk başlarda kendi adının verildiği, sonraları Sopha Bioconcept System (Los Angeles, CA, U.S.A) adıyla piyasaya sunulan, ancak tek restorasyon üretebilen CAD-CAM sistemini (1984) ortaya koymuştur. Ancak fazla detaylı olması ve maliyetlerin yüksek olması sebebiyle sistem başarılı bulunmamıştır. Dişhekimliği pratiğinde kullanılan ilk CAD-CAM sistemi Mormann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC (Sirona Dental Systems, Salzburg, Austria) olmuştur.

Günümüzde aşındırma işlemini altı eksenle yapabilen cihazlar ortaya çıkmıştır. (Mormann WH. ve ark. 2002).

CAD/CAM sistemleri üç parçadan oluşmaktadır:

Tarayıcı (Scanner): Komşu dişleri, diş hekiminin yaptığı diş hazırlığını ve oklüzyondaki dişleri intraoral yada ekstraoral olarak taramaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan 3 tip 3-D tarayıcı kullanılmaktadır.

Mekanik Tarayıcı: Bir pin yardımıyla yalancı kök üzerinden tarama işlemini

yapar,

Ağızçi Tarayıcı: Prepare edilmiş ve ilişkide olan dişlerin, anatomik yapıların görüntüsünü kaydederek dijital bir model elde edilir,

Optik Tarayıcı: Yalancı kök yüzeyini renkli veya beyaz ışık ile optik olarak tarar (Sato TS. 1985).

Yazılım (Software): Yapılacak restorasyonun bilgisayarda ekran üzerinde üç boyutlu olarak tasarım ve planlamasının yapılabilmesine imkan sağlar. Çeşitli dental restorasyonların tasarımları için firmalar tarafından oluşturulan özel yazılımlar bulunmaktadır. (Beuer F. ve ark. 2008).

Donanım (Hardware): Donanım, bilgisayar kontrolündeki frezeleme ve aşındırma cihazlarından oluşur. Prefabrike metal yada seramik bloklar frezelenerek restorasyon elde edilir. CAM üretiminden sonra bazı manuel düzeltmeler, cilalama, restorasyonun renklendirilmesi ve veneerlenmesi gibi ufak tefek işlemler diş teknisyeni tarafından gerçekleştirilmektedir (Tinschert J. ve ark. 2004; Strub JR. ve ark. 2006).

2.4. Tam Seramik Restorasyonlar

Tam seramik restorasyonlar, metal destekli porselenlerde görülen olumsuzlukları ortadan kaldırmak amacı ile geliştirilmiştir. Metal-porselen restorasyonlara göre, tam seramik restorasyonlar doğal dişe yakın translusentliğiyle alakalı olarak üstün estetik potansiyele sahiplerdir (Castellani D. ve ark. 1994).

2.5. Zirkonyum

Zirkonyum periyodik tabloda Zr olarak sembolize edilir. Periyodik cetvelin 5. Periyodu'nda 4b grubunda yer alan bir geçiş elementidir. Atom numarası 40, atomik ağırlığı 91.22 g/mol, değerleri +2, +3 veya +4'tür (Piconi C. ve ark. 1999).

Zirkonyum tabiatta bileşik halinde bulunabilir. Zirkonyumun bilinen mineralleri, zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2) dir (Berthelsen CL. ve ark. 2000). $ZrSiO_4$ diğer adı 'zirkon'dur. Zirkonyum dioksitin diğer isimleri ise zirkonya ve baddeleyite tir.

Zirkonyanın keşfi ilk olarak Alman Kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından 1789 yılında yapılmıştır. (Chevalier J. 2006). 1914 yılından öncesine kadar

zirkonyum saf halde kullanılmamıştır. Uzun yıllar pigment oluşturmak amacıyla seramiklere eklenerek kullanılmıştır.

Zirkonyum aşınmaya, sıcaklığa ve korozyona direnci yüksek bir malzemedir (Raigrodski AJ. 2004). Zirkonyumun fiziksel dayanımı malzemenin saflığı sebebiyle artmaktadır. Zirkonyum reaksiyona girebilen bir metal olması sebebiyle, hava veya su ile temas etmesi durumunda yüzeydeki tabakada anında oksitlenme meydana gelir. Ortaya çıkan bu tabaka korozyona karşı direnç oluşturur.

İn vitro çalışmalarda yapılan mekanik testlerde zirkonya materyalinin bükülme direnci 900-1200 MPa arasında değişiklik göstermektedir. t-m faz dönüşümü fiziksel dayanımını etkilemektedir.

Zirkonyumun saf halinin kaynama sıcaklığı 4409 °C olup, erime sıcaklığı 1855°C'dir ve ısı iletkenliği düşüktür. Zirkonya (ZrO_2) birden çok faz içermektedir. Materyalin içeriğinde üç farklı kristal yapı bulunmaktadır. Bunlar Monoklinik (m), Tetragonal (t) ve Kübik (c) fazlardır. İçeriğindeki yapıların kimyasal özellikleri benzerdir (Denry I. ve ark. 2008).

2.5.1. Zirkonyanın Mikroyapısı

Zirkonya polimorfik bir malzemedir ve kristalleri aşağıdaki fazlara sahiptir. (Şekil 2.2)

- 1) Kübik faz (c): 2370°C ile 2680°C arasında stabil faz
- 2) Tetragonal faz (t): 1170°C ve 2370°C arasında stabil faz
- 3) Monoklinik faz (m): Oda sıcaklığında stabil faz



Şekil 2-2: Zirkonyanın faz değişim sıcaklık değerleri

Fırınlama işlemi sonrasında soğumaya bırakılan ZrO_2 'nin yapısında $100^\circ C$ ile $1170^\circ C$ arasında t-m faz dönüşümü meydana gelir. Bu dönüşüm kontrol altında tutulamaz ve %1-5 arası hacimde bir artış görülür. Ortaya çıkan bu durum, zirkonyanın soğuması esnasında daha küçük partiküllere dönüşümüne neden olduğu için, malzemenin dayanıklılığının azalmasına sebep olmaktadır. Zirkonyanın oda sıcaklığında t-m faz dönüşümüne engel olmak amacıyla malzemenin içeriğine Ca, Al, Mg gibi metal oksitler eklenir. Bunların ilavesi sonucunda t-m faz dönüşümü kontrollü bir şekilde sağlanmış olur. Zirkonyuma, kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yttrium ve seryum gibi metal oksitlerin ilavesi sonucunda yalnız zirkonya- yttrium bileşiminin kullanıma uygun olduğu ortaya çıkmıştır. Yttrium ile stabilize edilen zirkonyanın oda sıcaklığında sadece tetragonal fazda kalması sağlanmıştır.

2.5.2. Zirkonyanın Mekanik ve Fiziksel Özellikleri

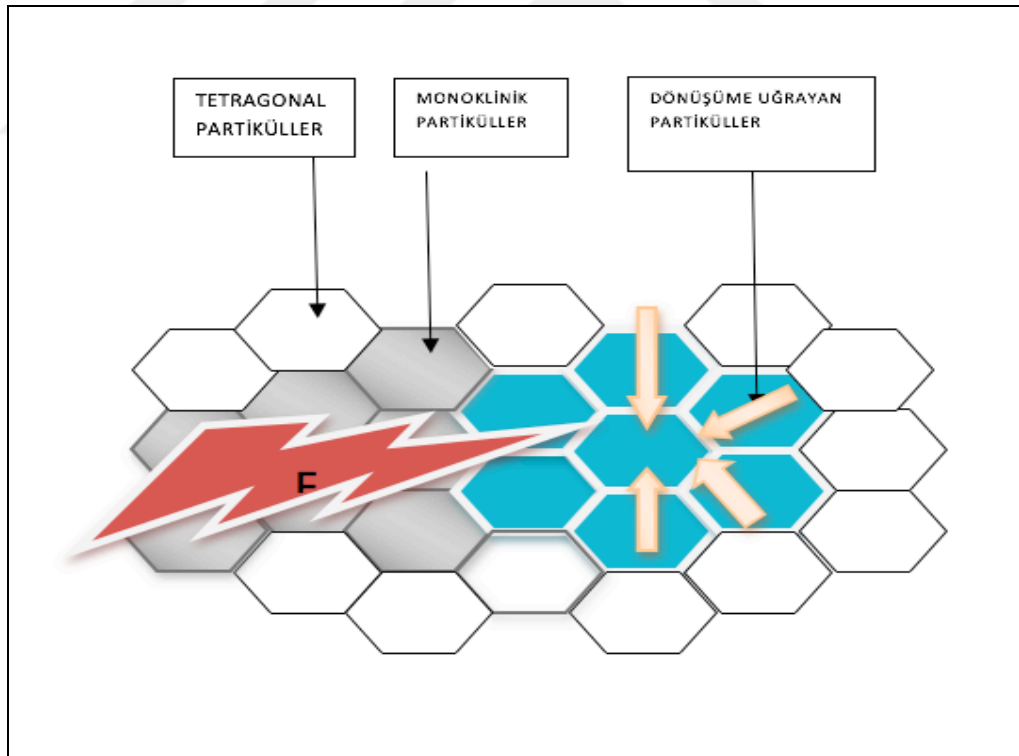
Zirkonyanın fiziksel dayanım değerleri çelik ile benzer bulunmuştur. Bükülme dayanımı 900-1200 MPa (Kosmac T ve ark 1999; Luthardt RG. Ve ark 2004), elastiklik modülü yaklaşık 200 MPa ve Vickers sertliği ise dental alaşımlardan 4-5 kat fazla olarak tespit edilmiştir.

ZrO_2 nin fiziksel dayanımı ile ilgili 2 teori bulunmaktadır:

1. Termal genleşme katsayısı farkı: Zirkonyumun içeriğindeki tetragonal faz ve

kübik fazın arasında termal genişleme katsayısı farkı bulunmaktadır. Bu durum sıcaklık değişimi esnasında yapının içerisinde mikro çatlakların oluşmasına sebep olur. Ortaya çıkan mikro çatlaklar, yapının içerisinde bir iç basınç meydana getirir ve oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisinin dağılmasına sebep olur ve mikroçatlakların ilerlemesini durdurur.

2. İç stres oluşumu: PSZ ile güçlendirilmiş bir restorasyon, ağız içerisinde kullanılmaya başlandığında, yapının içeriğindeki kübik yapı üzerine bir baskı uygulanır ve bu baskının sonucunda kübik yapı içerisindeki düzenli şekilde dağılım göstermiş olan tetragonal faz kendisinden daha büyük hacme sahip monoklinik faza geçer. Bu t-m dönüşümü, yapının kristallerinde %3-5 oranında hacmin artmasına ve kübik yapı içinde basma kuvvetleriyle bir iç stres oluşumuna sebep olur. Oluşan bu alanlar ise çatlakların ilerlemesini önler ve bu şekilde ZrO_2 seramiklerinin fiziksel dayanımları artmış olur. Zirkonyaya yüksek mekanik dayanımı veren 'transformasyon sertleşmesi' de denilen bu özelliğidir (Christel P. ve ark. 1989). (Şekil 2-3)



Şekil 2-3: Zirkonyanın faz dönüşüm şeması

2.5.2.1. Zirkonyanın Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

Y-TZP nin mekanik özelliklerini etkileyen faktörler aşağıda belirtilmiştir:

1. Stabilize edici oksidin miktarı
2. Zirkonya partiküllerinin şekli ve boyutu
3. Nem
4. Sıcaklık
5. Zaman

Stabilize Edici Oksidin Miktarı

Zirkonya yapıya eklenen stabilizatör oksit oranının artışı ve gren boyutlarının artması faz dönüşümünü hızlandırır. Zirkonyum oksitinin fiziksel özelliklerini artırma amacıyla yapı içerisine düşük oranlarda CaO, Y_2O_3 , MgO gibi stabilize edici oksit ilavesi yapılır ve bu eklenen oksitler ZrO_2 yapı içerisinde homojen şekilde dağıtılır. Bu konu üzerine yapılan çalışmalar, yapı içerisine %2 civarı Y_2O_3 ilave edilmesiyle oluşan materyalin en iyi sonuçlara ulaşılmıştır. Y_2O_3 oranının arttığı durumlarda; tetragonal faz oranı azalırken, grenin hacmi artar ve yapının özelliği bozulur. Ayrıca yapı içerisindeki Y_2O_3 oranı artarsa sinterlenme ısı düşer. Düşük ısıda yapılan sinterleme sonrasında ise yapının içerisindeki poroziteyi artırır ve mekanik dayanımında azalmaya sebep olur (Robin C ve ark 2002; Matinlinna JP. Ve ark 2004).

Zirkonya Partiküllerinin Boyutu ve Şekli

Zirkonya içeriğindeki partikül boyutları ve partikül şekilleri de materyalin fiziksel özellikleri etkilemektedir. Materyalin optimum fiziksel dayanıklılığı için, partiküllerin boyutunun 0.3 μm olması gerekliliği bildirilmiştir. Sinterlenmiş zirkonyanın mekanik özellikleri yapı içerisindeki partikül içeriğinin artması ile azalmasına sebep olmaktadır. İçeriğindeki stabilizatör oksit miktarı %1 oranında artırılması, yani % 3 Y_2O_3 eklenmesi, partikülün boyutunun 1 μm değerine çıkmasına ve malzemenin mekanik özelliklerinin bozulmasına neden olur (Saldana JM. Ve ark. 2003). Partikülün boyutlarının artırılması durumunda ise, t-m faz dönüşümü spontan

olarak ortaya çıkar. Bu dönüşüm; yapı içerisindeki partiküllerin dağılımının homojen olmasıyla ve küçük gren boyutlarında olması ile önlenir. Y-TZP seramiklerde en yüksek mekanik dayanım değerlerine ulaşabilmek ve faz dönüşüm sertleşmesini oluşturabilmek için %2 oranında yttriyum oksit eklenmesi ve gren boyutunun 0.3 µm olması en uygun değerlerdir (Piwowarczyk A. ve ark. 2005).

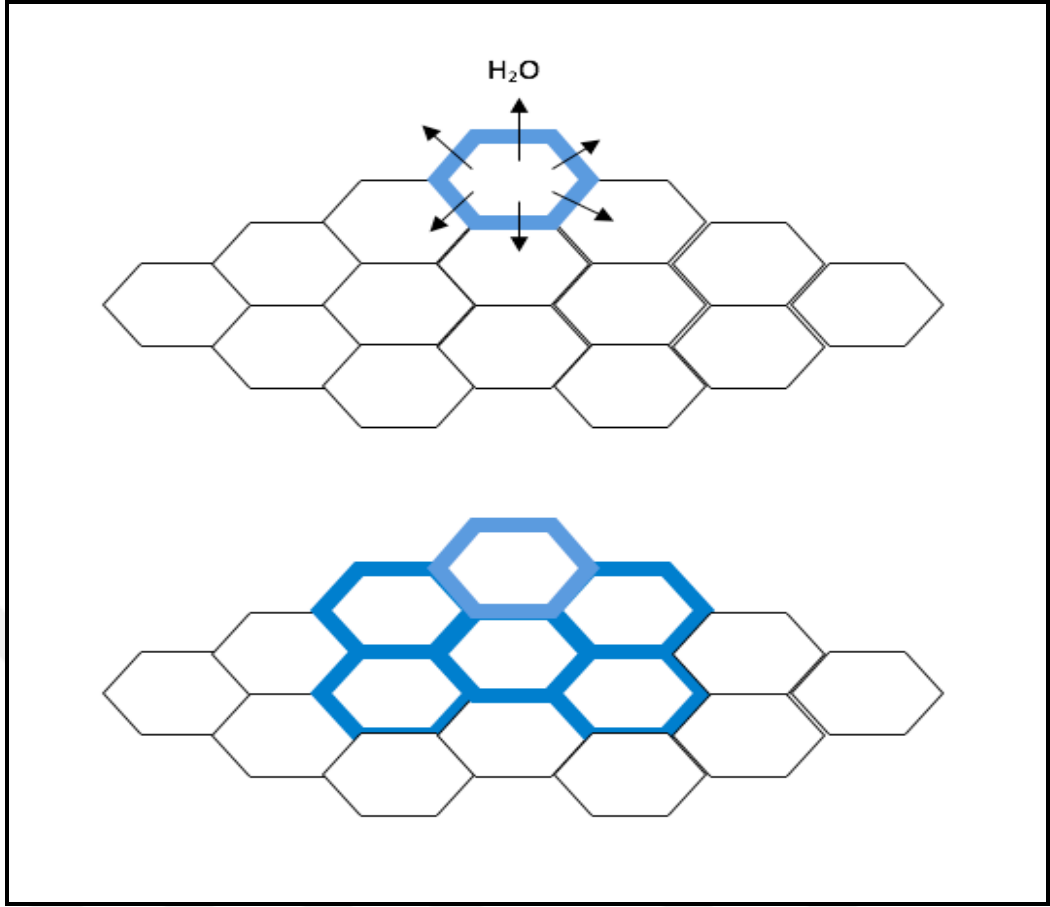
Eşit partikül içeriğine sahip olan iki malzemenin bükülme ve kırılmaya karşı olan dayanıklılığı, yapının içerisindeki porozite miktarına bağlıdır. Porozitenin artması malzemenin fiziksel özelliklerinin zayıflamasına sebep olmaktadır. Porozitenin malzemenin içerisindeki miktarı, yapının içerisindeki çatlakların ilerlemesinin de değişimine sebep olmaktadır (Kern M. ve ark. 1998). Materyalin içerisindeki porozite fazla ise çatlakların ilerlemesi daha küçük grenlerin arasından intergranuler şekilde olacaktır. Malzemenin fiziksel dayanımının düşük olduğu durumlarda intergranuler çatlak ilerleyişi görülmektedir (Matinlinna JP. ve ark. 2004).

Sıcaklık

Y-TZP' nin fiziksel özelliklerini olumsuz anlamda etkileyen durumlardan biri de sıcaklık artışıdır. Bu durumun sebebi, t-m faz dönüşümünün spontan olması ve materyalin yarı-stabil olan fiziksel özelliğini kaybetmesi sebebiyledir. T-m faz dönüşümünün ortaya çıkabilmesi için 200-300°C'lik sıcaklık aralığı gerekmektedir. Malzemenin 100-400°C'ye maruz bırakılması sonucunda ortaya çıkan faz dönüşümüne low-temperature degradation (LTD; düşük ısıda bozunması) denir. Nem varlığında faz dönüşüm miktarı artar ve materyal yarı stabil özelliğini kaybederek fiziksel özellikleri bozunmaya uğrar (Saldana JM. ve ark. 2003).

Nem

Ortamda nemin varlığı yalnız başına sinterleme işlemi yapılmış zirkonyanın fiziksel dayanımını etkileyen bir etken olmadığı, fakat yüksek sıcaklıklarda nemin varlığında faz dönüşümünün hızının artış gösterdiği bildirilmiştir. Nem varlığının düşük ısıda bozunma olayı, pek çok araştırmacının çalışmaları sonucu tam olarak açıklanamasa da zirkonyanın yüzeyinde bulunan ZrO_2 'nin su absorbe etmesine bağlı olarak yüzey tabakasında t-m faz değişiminin olduğu ve enerjinin birikim gösterdiği bildirilmiştir. (Şekil 2-4)



Şekil 2-4: Düşük ısı bozunması

Zaman

Tam seramik sistemlerde görülen materyalin yorgunluğu, zirkonyanın yapındaki farklılık sebebiyle içeriği Y-TZP olan seramiklerde görülmemektedir. Fakat Y-TZP içeren zirkonya seramiklerde zamanla t-m faz dönüşümünün devam etmesi sebebiyle yaşlanma görülmektedir. Yaşlanma durumunda malzeme, yarı stabil olan özelliğini kaybeder ve fiziksel özellikleri bozulur (Josset Y. ve ark 1999).

Zirkonyanın yaşlanması;

1. t-m faz dönüşümü materyalin yüzey tabakasında başlar ve içine tabakada devam eder,
2. Yaşlanma sonucu malzemenin, fiziksel özellikleri değişmektedir,
3. t-m faz dönüşümü nem ile gerçekleşir,
4. Faz dönüşümünde önemli olan sıcaklık 200°C–300°C arasındadır,
5. Stabilize edici oksit oranının artması veya tanecik boyutlarının azalması faz

dönüşümünü azaltır,

6. Fiziksel yapısındaki bozulma, malzemenin içerisindeki çatlaklarla ve t-m faz dönüşümüyle birlikte ortaya çıkar.

2.5.3. Zirkonyanın Biyouyumluluğu

Yapılan çalışmalar sonuçları değerlendirildiğinde, saf zirkonyanın biyolojik uyumluluklarının yüksek olduğu ayrıca herhangi bir lokal veya sistemik reaksiyonun ortaya çıkmasına sebep olmadığı ortaya konulmuştur (Covacci V. ve ark 1999). Saf ve saf olmayan zirkonyum tozlarından elde edilen zirkonyanın mutajenik ve karsinojenik etkilerinin hücre üzerine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, Y-TZP'nin hücreyle uyumlu ve mutajenik ve karsinojenik herhangi bir reaksiyona sebep olmadığı belirtilmiştir. (Rimondini L. ve ark. 2002).son yıllarda yapılan Y-TZP'nin bakteri tutulumunun değerlendirildiği çalışmalarda zirkonyanın titanyumdan daha az bakteri tutulumu gösterdiği otaya çıkmıştır. (Beuer F. ve ark. 2008).

Ayrıca Uzun İ. doktora çalışmasındaki sitotoksisite testi sonuçlarından elde ettiği bulgularda kullanan malzemelerin belirli oranlarda toksik olduğu; fakat 3Y-TZP içerikli malzemenin, IPS Emress 2 ve titanium alaşımlarından daha az toksisiteye neden olduğu ve biyouyumluluğunun daha yüksek olduğunu bildirmiştir (Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Farklı Materyallerin Biyouyumluluklarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Protetik Diş tedavisi Anabilim Dalı. Erzurum: Atatürk Üniversitesi, 2009).

2.5.4. Zirkonya Seramiklerin Üretimi

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya blokların aynı kimyasal kompozisyona sahip olmasına rağmen, bloğun elde edilmiş şekline bağlı olarak direnç ve ışık geçirgenliği açısından farklılıklar bulunmaktadır.

Üretim şekline göre yttrium içeren zirkonya bloklar; Green Stage Zirkonya, Pre-sinterize Zirkonya ve Sinterize Zirkonya olmak üzere üçe ayrılmaktadır.

2.5.4.1. Green Stage Zirkonya Blok

Seramik tozlarının özel bağlayıcılar kullanılarak, ısı uygulanmaksızın preslenmesi ile hazırlanan bu bloklar tebeşir kadar yumuşak ve en kolay işlenebilen bloklardır. Kuru ortamda elmas ve tungsten frezlerle şekillendirilirler. Sinterleme esnasında oluşabilecek büzülmeyle tolere etmek için hacimsel olarak %20-25 daha büyük hazırlanırlar. Sinterleme işleminden sonra sinterlenmemiş poröz zirkonya, yaklaşık %20-30 oranında bir büzülmeyle uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir(Raigrodski AJ. 2001; Raigrodski AJ.ve ark. 2004).

2.5.4.2. Pre-Sinterize Zirkonya Blok

Pre-sinterize zirkonya bloklar, green zirkonyanın, 500°C'de yaklaşık olarak 30 dakika fırınlanması ile elde edilir. Yarı sinterlenmiş haldeki bloklar CAD-CAM sistemi kullanılarak elmas ve karbid frezler ile su soğutmalı ortamda 'green machining' olarak adlandırılan 'ham şekillendirme' işlemine tabi tutulur. Aşındırma sonrası normalden daha büyük hazırlanan alt yapılar, basınçsız şekilde 1350°C-1500°C arasında sinterlenir. Böylece sinterlenmemiş poröz zirkonya yaklaşık %20-30 oranında bir büzülmeyle uğrayarak daha az poröz, yoğun ve dayanıklı bir hale gelir.

2.5.4.3. Sinterize Zirkonya Blok

Sinterlenmesi tamamlanmış bloklardır ve doğrudan aşındırma işlemine tabi tutulurlar. Sinterize zirkonya bloklar elde edilirken öncelikle materyal, yaklaşık olarak 1300°C de sinterlenir. Daha sonra partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla, isostatik ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak), 1000 bardan daha yüksek bir basınç altında 1400-1500°C'lik bir ısı ile ısıtılır. Ardından beyazlaşmaya kadar açık havada ısıtma işlemine devam edilir. Çünkü sinterlenip basınca maruz kalarak gri-siyah bir renk alan Y-TZP'nin oksitlenerek beyaz renk alması için bu son ısıtma işleminin yapılması gerekmektedir. Bu materyalin, green stage bloklara göre daha geçirgen ve yoğun bir yapıya sahip olması ve direncinin %20 oranında yüksek olması gibi avantajları bulunmasına karşın, şekillendirme sırasında daha fazla zaman harcanması ve kullanılan elmas frezlerin aşınması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu bloklardan hazırlanan restorasyonlar direkt olarak gerçek boyutunda şekillendirilirler.

2.5.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Zirkonya Bloklar

Günümüzde özellikle CAD/CAM sistemlerinin gösterdiği gelişmeler ile birlikte pek çok materyalin hasta başında direkt olarak üretilen blokları bulunmaktadır. Bu sayede tedavi süresi kısaltmakta ve sunulan tedavinin kalitesinde artış sağlanmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar da CAD/CAM sistemleri ile uyumludur ve esas olarak iki tiptir.

2.5.5.1. Konvansiyonel Y-TZP Bloklar

Tüm konvansiyonel zirkonya blokların yapısı benzerlik göstermekle birlikte ağırlıkça % 87-95 oranında ZrO_2 ve % 4-6 oranında Y_2O_3 ve diğer oksitleri içermektedir. Bükülme dayanımları 900-1200 MPa, elastik modülüsleri ise yaklaşık 210 GPa'dır. Günümüzde çoğu firmanın konvansiyonel zirkonya bloğu değişen ebatlarda bulunmaktadır (Van Aken RH. ve ark. 2010).

Yttrium oksit(Y_2O_3), saf zirkonyayı oda sıcaklığında stabilize etmek ve multifazlı parsiyel stabilize zirkonyayı elde etmek için yapıya ilave edilen stabilize edici bir oksittir(Catledge SA. ve ark. 2003)Tetragonal zirkonya polikristali (TZP) oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edici oksit olarak %2-3 oranında Y_2O_3 içerir. Tetragonal tanecikler metastabil yapıdadır. Tanecik yapısının belirli bir büyüklüğün üzerinde olması, Tetragonal→Monoklinik faz dönüşümüne neden olmaktadır. Oda sıcaklığında metastabil bir yapı elde etmek için tanecik büyüklüğünün $0,8 \mu m$ ' den küçük olması gerekmektedir. Ancak tanecikler çok ince yapıda olduğunda Tetragonal→Monoklinik faz dönüşümünü inhibe edilebilmektedir.

2.5.5.1.1.Y-TZP Seramik Restorasyonların Endikasyonları

1. Anterior ve posterior bölge tek kuron protezleri,
2. Üç-dört üniteli köprü protezleri

2.5.5.1.2. Y-TZP Seramik Restorasyonların Kontrendikasyonları

1. Örtülü kapanış vakalarında,
2. Yetersiz oklüzal mesafe,
3. Yetersiz destek diş kuron boyu,
4. Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar,
5. Kanatlı köprü (kantilever) kullanımı tasarlandığında,

2.5.5.1.3. Y-TZP Seramik Restorasyonların Avantajları

1. Yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahip olmaları,
2. Biyouyumlulukları, lokal veya sistemik yan etkilerin görülmemesi,
3. İnce partiküllü olması sayesinde detaylı şekillendirilebilmeleri,
4. Preparasyonun dişeti hizasında veya üzerinde bitirilebiliyor olması,
5. Isısal iletkenliklerinin düşük olması ile hassasiyet ve pulpa irritasyonlarını önlemeleri,
6. Titanyuma göre daha az bakteri birikimi görülmesi,
7. Radyopak olmaları dolayısıyla restorasyonun radyolojik değerlendirmesine olanak sağlaması,
8. Simantasyonu için adeziv yapıştırma önerilmekle beraber konvansiyonel teknikler de kullanılabilir olmaları avantajlarıdır (Rimondini L. ve ark. 2002).

2.5.5.1.4. Y-TZP Seramik Restorasyonların Dezavantajları

1. Görünümleri opaktır,
2. Aşındırma ve yüzey işlemlerinin, materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri vardır,

3. Köprü protezlerinde, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda gövde ile destek kuronun birleşim alanı daralacağından oklüzal kuvvetler altında restorasyonun dayanıklılığı azalmaktadır,
4. Bu restorasyonlarda uyumsuzluk görüldüğünde yeni bir ölçü alınarak tekrar yapılmaları gerekir.

2.5.5.2. Monolitik Yeni Nesil Y-TZP Bloklar

Günümüzde monolitik zirkonya blokların yapısı kimyasal olarak konvansiyonel zirkonya bloklara benzer olmak ile birlikte teknolojinin ilerlemesi ve toz işleme tekniklerinde kaydedilen gelişmeler sonucunda yapıca bazı farklılıklar göstermektedir. Tanecik çapında meydana gelen küçülme ve homojenitenin artması materyalin ışık geçirgenliğini artırıp kırılma dayanımını güçlendirmiş, düşük ısı bozunmasına karşı zirkonyanın direnç kazanmasını sağlamıştır (Krell A. ve ark. 2009).

Toz işleme tekniklerindeki ilerlemelerle daha saf zirkonya tozlarının elde edilmesi, içyapıda karşılaşılan çatlak ve defektleri en aza indirmişdir (Kocjan A. ve ark. 2015). Konvansiyonel zirkonyaların ortalama tanecik boyutu 1 µm ve üzerinde iken, yeni nesil monolitik zirkonya blokların ise ortalama tanecik boyutu 0,2-0,8 µm arasında değişmektedir (Klimke J. ve ark. 2011). Yeni nesil monolitik zirkonya bloklarda, materyal yoğunluğu yüksek tutulup monoklinik faz oranı konvansiyonel zirkonya bloklara kıyasla düşürülmüştür. ISO 2008 standartlarına göre yaşlandırmanın ardından zirkonyanın % 25'ten daha az monoklinik faz bulundurması gerekmektedir. Yeni nesil monolitik zirkonya bloklarda ise bu oran % 10'un altına inmektedir (Kelly JR. ve ark. 2008). Bu da materyalin uzun dönem klinik başarısı üzerine doğrudan etkilidir. Konvansiyonel zirkonya bloklarda materyal yapısına, dayanıklılığı arttırmak ve yaşlandırma işlemine direnç kazandırmak için eklenen alümina (%1-5) ışık geçirgenliğine olan olumsuz etkisi sebebiyle yeni nesil monolitik zirkonyalarda ciddi oranda azaltılmış (% 0,1) ancak materyalin yaşlandırmaya karşı zirkonyaya kattığı direnç alümina dağılımının geliştirilmesi ile korunmuştur (Dittmann R. ve ark. 2011; Zhang Y. ve ark. 2014).

Konvansiyonel zirkonya blokların içerisinde mekanik özellikleri geliştiren fakat ışık geçirgenliği üzerine olumsuz etkili organik bağlayıcılar bulunurken, yeni nesil

monolitik zirkonya bloklarda yapı içerisindeki atomlar herhangi bir bağlayıcıdan destek almaksızın birbirlerinin içerisine geçmektedir. Bu tip bloklarda renklendirme seçeneklerinin de artmış olması estetiği arttırmıştır. Işık geçirgenlikleri artırılmış yeni nesil monolitik zirkonya bloklar esas olarak ikiye ayrılmaktadırlar (Zhang Y. ve ark. 2013).

2.5.5.2.1. HT Zirkonya Bloklar (High Translucent)

Yapıca konvansiyonel zirkonya bloklar gibi % 87-95 oranında ZrO_2 ve % 4-6 oranında üç mol Y_2O_3 ile diğer oksitleri içermektedir. Öte yandan yeni nesil zirkonya blokların tüm özelliklerini içerirler. Tanecik boyutları 0.2-0.8 μm aralığında yoğunlukları en az $6 g/cm^3$ 'tür. % 10'un altında monoklinik faz içermekle birlikte yapılarındaki alumina oranı % 0.1'in altındadır (Johansson C. ve ark. 2014). Işık geçirgenlikleri konvansiyonel zirkonya bloklara kıyas ile çok daha homojen yapıda olmaları sebebi ile üstündür (Vichi A. ve ark. 2016) fakat lityum disilikatlar seviyesinde değildir (Harianawala HH. ve ark. 2014). Öte yandan kırılma dayanımları en az konvansiyonel zirkonya bloklar kadar yüksektir.

Endikasyonları

Zirkonyum alt yapılı seramik kuronların kullanıldığı tüm endikasyonlar, monolitik zirkonyadan elde edilen restorasyonlar için de geçerlidir. Ayrıca yüksek sertlik ve kırılma dirençlerinden dolayı;

- Uzun gövdeli köprü protezlerinde,
- Full ağız restorasyonlarında,
- İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda,
- Endokuronlarda,
- İnley ve onley kuronlarda,
- İmplantüstü kuronlarda kullanım alanı bulmaktadır.

Avantajları

- Daha yüksek translüsentlik,
- Seramik-zirkonyum arasında kopma olmaması,
- Antagonist dişte abrazyona sebep olmaması,
- Daha yüksek bükülme direnci,
- Dişlerde minimal preparasyon gerektirmesi olarak sayılabilir.

Dezavantajları

- Maliyet,
- Laboratuvar aşamalarının zor olması olarak gösterilebilir (Zhang Y. ve ark. 2013).

2.5.5.2.2. Kübik Zirkonya Bloklar

Son yıllarda üretilen bu tip zirkonya blokların yapısı konvansiyonel ve HT bloklardan farklıdır. Ticari isimleri ultra translucent (UT) olarak ta geçebilen bu bloklar yapılarında kübik-tetragonal faz karışımı bulundurlar. Monoklinik faz değişimi oldukça az görülür ya dahiç görülmez. Kübik zirkonya bloklar beş mol Y_2O_3 içerdikleri için 5Y-TZP olarak ta isimlendirilebilmektedirler. Piyasada bulunan bu tip blokların esneme dayanımları 500- 750 MPa aralığında değişmektedir yani mekanik özellikleri konvansiyonel ve HT bloklar seviyesinde değildir. Öte yandan en önemli alternatifleri olan lityum disilikatlardan (400 MPa) daha yüksek esneme dayanımına sahiplerdir. Tüm zirkonya bloklar arasında en fazla ışık geçirgenliği gösteren bloklardır ve endikasyonları arasında anterior lamina restorasyonları da bulunmaktadır (Leone R. ve ark. 2016; Baldissara P ve ark. 2016).

2.5.6. Zirkonyum Dioksit Alt Yapıların Üretimi

Alt yapılar, üretilen zirkonya bloklardan, CAD-CAM veya manuel olarak elde edilirler.

2.5.7. Zirkonya Esaslı Seramikler

2.5.7.1. Cerec in Lab

Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics kelimesinin baş harflerinden oluşan CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya), bilgisayar teknolojisi ile dizayn ve üretimi yapılan dental restorasyonların hazırlanmasında en yaygın olarak kullanılan sistemdir. Mormann ve Brandestini tarafından ilk kez 1984 yılında çalışılan bu sistem, 1992 yılında Cerec 1, 1994 yılında Cerec 2, 2000 yılında Cerec 3 ve 2005 yılında da in-EOS (ExtraOral-Scanner) olarak geliştirilmiştir. İlk zamanlarda yaşanan yetersiz marjinal uyum ve oklüzal morfolojinin tam verilememesi gibi problemler son dönemlerde geliştirilen yeni yazılım programları ile aşılmaya çalışılmaktadır (Denry ve ark. 2008).

Bu sistemde, bilgisayar desteği ile kullanılan ve ağız içinden kayıt alabilen özel bir kamera ile preparasyonun optik olarak ölçüsü alınmaktadır. Cihaz, alınan optik ölçünün aktarıldığı dizayn ünitesi ile freze işleminin gerçekleştirildiği üretim ünitesinden oluşmaktadır. Bilgisayar desteği ile restorasyonun tasarımı yapıldıktan sonra, seramik blok freze yoluyla şekillendirilmektedir (Touati B. ve ark. 1999; Mormann WH. ve ark. 2002).

Zirkonya blokta, sinterleme sonrası yaklaşık olarak %20 oranında büzülme meydana geleceği için alt yapı, freze cihazında final boyutundan %20 daha büyük hazırlanmalıdır. Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Dicor MGC, Cerec ProCAD, Cerec Vitablocks InCeram-Alumina ve Cerec Vitablocks InCeram-Zirkonya bu sistemde bulunan ürünlerdir. Diğer sistemlerle kıyaslandığında; daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan farklı blokları da işleyebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 adet renk seçeneği ile renklendirebilmesi gibi avantajları vardır. Ancak Cerec InLab ile 3 üyeden daha uzun köprüler yapılamamakta ve sistemin oklüzal yüzeyi şekillendirebilmesi yetersiz kalmaktadır (Giray Z. ve ark. 2007).

2.5.7.2. Zirkozahn

Zirkozahn (Steger, Ahrntal, İtalya) sistemi ile hem CAD/CAM hem de MAD/MAM (Manuel Aided Design/ Manuel Aided Manufacturing) yöntemiyle üretim yapılabilmektedir. MAD/MAM yönteminde, alçı model üzerinde restorasyon yapılacak

diş ya da dişlerin alt yapı tasarımı, firmanın kendi ürettiği ışıkla sertleşen kompozit rezin ile yapılır.

Restorasyonun şekillendirilebilmesi için kompozit tasarım, makinenin okuyucu ucunun bulunduğu tarafa, Zirkonzahn blok ise aşındırma işleminin yapılacağı tarafa yerleştirilir. Okuyucu frez, teknisyen tarafından hazırlanan kompozit alt yapı üzerinde manuel olarak hareket ettirilirken, kesici frez, zirkonya blok üzerinde susuz ortamda restorasyonu şekillendirir. Hacim olarak %20 daha büyük hazırlanan restorasyon, istenilen rengin elde edilebilmesi için renklendirici solüsyonlar ile renklendirildikten sonra yaklaşık 1500°C'de 16 saat süre ile sinterlenir ve orijinal boyutuna ulaşır. CAD/CAM sisteminde ise restorasyonu yapılacak alt yapının modeli optik olarak Optical Scanner S 600'de taranır, bilgisayar yazılımıyla alt yapı tasarımı yapılır ve CAD/CAM M5 kullanılarak zirkonya bloktan alt yapı frezelenerek hazırlanır. Alt yapı tasarlanırken bir tarayıcı tarafından modellerin taranması gerekmez. Bu nedenle andırkat bulunan ve paralel olmayan kesimlerde, diğer sistemlere göre daha rahat restorasyon hazırlanabilir.

Bu sistemde, Y-TZP blok olarak ICE Zirconia'nın dışında, Prettau Zirconia adında yeni bir zirkonya blok daha piyasaya sürülmüştür. Bu bloğun amacı, restorasyonun tamamının ya da bir kısmının bu bloktan üretilmesi ve minimal üst yapı porseleni kullanılarak ya da üst yapı porselenine ihtiyaç duyulmaksızın renklendirici solüsyonlarla uygun estetiğin sağlanabilmesidir (Ghazy MH, ve ark. 2011).

2.6. Mekanik özelliklerin belirlenmesinde uygulanan test yöntemleri

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin belirli bir mekanik dirence sahip olmaları gerekmektedir. Dış kuvvetlerin etkisiyle oluşabilecek şekil değişikliklerine karşı materyalin gösterdiği direnç, o materyalin mekanik özelliklerini belirlemektedir. Elastiklik modülü, kırılma dayanımı, kırılma tokluğu, bükülme dayanımı, yorulma, sertlik, aşınma dayanımı (abrazyon direnci) materyalin mekanik özellikleridir (Phillips RW. 1996).

2.7. Sertlik Değeri Ölçümü

Sertlik bir materyale sert bir cismin nüfus etme miktarı ile ölçülmektedir. Düşük değerler yumuşak materyalleri, yüksek değerler ise sert materyalleri belirtmektedir (Phillips RW. 1996).

Malzemelerin sertliğini ölçmek için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemler sırasıyla aşağıda belirtilmiştir.

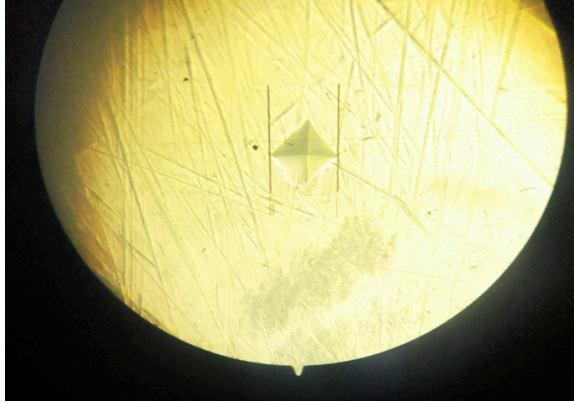
Sertlik ölçme yöntemleri:

- Brinell
- Rockwell
- Vickers

Brinell sertlik testinde; ölçme cihazı yardımı ile malzemenin yüzeyine, belirli çapta yuvarlak kesitli bilye yardımıyla bir süre boyunca yük uygulanmakta ve sonuç olarak meydana gelen izin çapı ölçülmektedir (Phillips RW. 1996).

Rockwell sertliği, koni ya da küre biçiminde bir ucun belli bir yük altında bir malzeme üzerinde oluşturduğu izin derinliğinden yararlanarak ölçülen sertlik değeridir (Phillips RW. 1996).

Vickers sertlik ölçme yöntemi, sertliği ölçülecek materyalin yüzeyine, tabanı kare olan piramit şeklindeki bir ucun belirli bir yük altında batırılması ve yük kaldırıldıktan sonra meydana gelen izin köşegenlerinin ölçülmesi esasına dayanmaktadır (Şekil 2-10) (O'Brien WJ. 2002).



Şekil 2-5: Vickers sertlik testi ile materyal üzerinde oluşan iz

Sertlik değeri ölçülecek olan materyalin yüzeyinin pürüzsüz ve parlak olması istenmektedir. Örnek yüzeyi kaba ve ince zımpara yapılarak pürüzsüz ve çiziklerden arındırılmış bir hale getirilmelidir. Vickers sertlik ölçme yönteminde tepe açısı 136° olan elmas kare piramit uç kullanılmaktadır (O'Brien WJ. 2002).

Bu yöntemde uygulanacak kuvvet, sertliği ölçülecek materyalin cinsine ve boyutlarına göre belirlenmektedir. Pratikte genel olarak 10-30 ve 50 kg yükleme kuvvetleri tercih edilmektedir. Deney yükünün uygulama süresi normal şartlarda 10-15 saniye kadardır. Materyalin cinsine göre bu süre artabilir. Örnek yüzeyindeki yükün kaldırılmasından sonra meydana getirilen izin görüntüsü metal mikroskobu yardımı ile ölçme ekranına aktarılmaktadır. Ölçme ekranındaki hareketli cetvel yardımı ile izin köşegen uzunlukları ölçülerek ortalaması alınmaktadır. $d = (d_1 + d_2) / 2$ İz alanının bulunmasından sonra Vickers sertliği aşağıdaki formül ile bulunmaktadır (Anusavice K J. ve ark 2003)

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

HV: Vickers sertlik, kg/mm²

P: Yükleme kuvveti

d: Çentiğin iki köşegeninin ortalama uzunluğu, μm

2.8. Kırılma Tokluğu (K_{Ic}) Ölçümü

Ölçüm yapılacak örnek yüzeyinde belirli süre ve farklı yükler ile Vickers izi alınmakta ve bununla beraber üç nokta bükülme dayanımı testi ile bükülme ölçülmektedir. Kırılma tokluğu ölçümü Vickers mikrosertlik değerinin ve bükülme direncinin kullanılarak hesaplanması esasına dayanmaktadır. Kırılma tokluğu, yük altında malzemenin çatlak yayılmasına karşı direncinin sayı ile ifade edilmesidir. Kırılma tokluğu büyük olan materyaller çatlak yayılmasına karşı daha dirençlidir. Kırılma tokluğu küçük olan materyaller daha kırılmandır. Kırılma tokluğu aşağıdaki formül ile hesaplanmaktadır (Anusavice K J. ve ark. 2003):

$$K_{Ic} = 0.59(E/H)^{1/8} (\sigma_f P^{1/3})^{3/4}$$

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

E: Materyalin elastiklik modülü(GPa)

H: Materyalin mikrosertlik değeri

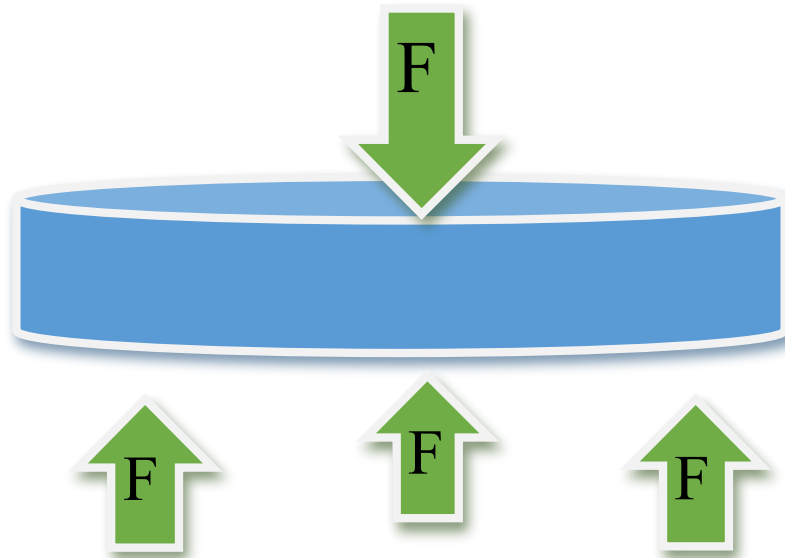
σ_f : Bükölme direnci (MPa)

P: Mikrosertlik ölçümü için kullanılan kuvvet değeri (N)

2.9. Bükölme Direnci Ölçümü

Bükölme testlerinde baskı, çekme ve makaslama kuvvetleri aynı anda meydana gelmektedir ve bu test yöntemleri güvenilir sonuçlar vermektedir. Bükölme direnci ölçümü için dört nokta bükölme testi, biaksiyel bükölme testi ve üç nokta bükölme testi olmak üzere üç yöntem uygulanmaktadır:

Biaksiyel bükölme testi (Üç top piston testi): Biaksiyel bükölme testi için örnekler disk şeklinde hazırlanmaktadır. Örnekler üç çelik bilye üzerine yerleştirilir. Örneğe üç çelik bilyenin tam ortasına denk gelecek şekilde kuvvet uygulanmaktadır. (Şekil 2-6) (Zeng K. ve ark. 1996).



Şekil 2-6: Biaksiyel bükölme testi

Bükülme direnci hesaplaması için aşağıdaki formül kullanılmaktadır:

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

S: Megapaskal cinsinden maksimum gerilim kuvveti

P: Newton cinsinden kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı

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

(ν): Poisson oranı

r1: Milimetre cinsinden, çelik bilyeler (top) üzerinden geçen hayali destek çemberinin çapı

r2: Milimetre cinsinden, baskı ucunun çapı

r3: Milimetre cinsinden örneğin çapı

d: Milimetre cinsinden, numunenin kırılma merkezindeki kalınlığı

2.10. X-Işını Difraksiyon (XRD) Analizi

X-Işını Difraksiyon Analizi, herhangi bir materyalin kristal yapısını X-ışını adı verilen ultraviyole ışıandan daha kuvvetli fakat Gamma ışınından daha zayıf enerjili ışın kullanarak analiz etme esasına dayanmaktadır. X ışınları yüksek enerjili, düşük dalga boyuna sahip elektromanyetik ışımalarıdır ve analizi yapılacak materyalin kristalleri üzerine geldiğinde elektronlar tarafından absorbe edilir ve elektronlar salınım yapmaya başlar. Absorbe edilen X-ışınının enerjisi kristal içerisinde elektronların yörünge değiştirmesine sebep olmaktadır. Yörünge değiştiren elektronlar X-ışını kaynağı gibi davranarak her yöne X-ışınları fotonları yayar. Kristalin farklı bölümlerinden saçılan bu fotonlar, toplanarak ölçülebilir bir X-ışını şiddeti oluştururlar.

Ölçülebilir X-ışınları, karakteristik ya da sürekli olabilir. Sürekli olanlarda bütün dalga boylarında enerji varken, karakteristik X-ışınlarında belirli dalga boylarında enerji mevcuttur. X-ışını difraksiyon analizinde karakteristik X-ışınları kullanılır.

X-ışını difraksiyon analizi;

- Malzemenin içerdiği fazları belirlemekte,

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

X-ışını difraksiyon cihazı monokromatör, filtre ve yönlendirici bileşenlerinden meydana gelir. Monokromatör dalga boyu seçicisi olarak da adlandırılır. Monokromatör; ışık kaynağından gelen polikromatik ışıktan tek bir dalga boylu monokromatik ışık elde edilmesini sağlar. Filtre ile maddeye gelen ışının istenmeyen dalga boyları absorbe edilir. Böylece difraksiyon deneyi için kullanılacak dalga boyuna sahip ışının geçmesi sağlanır. Yönlendirici X-ışını demetini yönlendirir, saçılmasını önler ve mümkün olduğu kadar paralel olmasını sağlar(Pecharsky ve ark., 2005).

2.11. Enerji Dispersif Spektrometri (EDS) Analizi

EDS analizi, materyalin element yapısını incelemek amacıyla kullanılmaktadır. Elektron mikroskobu (SEM) ile yapılan EDS analizi, örnek üzerine taramalı elektron demeti düşürülerek gerçekleştirilir. Bu elektronların bazıları örnekler içindeki elektronlar ile çarpışarak elektronların yörüngelerinden çıkması sağlanır. Yörüngesinden çıkan elektronun yeri, x-ışınları yayan yüksek enerjili elektron tarafından doldurulur. Yayılan x-ışınları analiz edilerek, materyalin element yapısı tespit edilebilmektedir. Taramalı Elektron Mikroskobu ve buna bağlı olarak çalışan Enerji Dispersif Spektrometri;

- Petrol Endüstrisinde,
- TIP' ta,
- Tarımcılıkta,
- Jeolojide kullanılmaktadır (Russ JC. 1984).

2.12. Yapay Yaşlandırma

Diş hekimliği materyalleri ağız içerisinde birçok etkene maruz kalmaktadır. Bu etkenler nedeni ile zaman içerisinde mekanik özellikleri zayıflamaktadır. Materyalin

termal, fiziksel, ve kimyasal etkiler nedeniyle yapısal değişim göstermesi ve mekanik özelliklerinin zayıflaması yaşlanma olarak adlandırılmaktadır. Restoratif materyallerin yaşlanma direnci in vitro çalışmalar ile incelenerek uzun dönem başarılarının yüksek olması için gerekli faktörler belirlenebilmektedir. Bu amaçla restoratif materyallere yapay yaşlandırma işlemleri uygulanmaktadır. Yapay yaşlandırma işlemleri, termal, kimyasal ve fiziksel etkenler kullanılarak yapılabilmektedir. (Giordano R. 2006).

Termal siklus ile yaşlandırma yöntemi ile materyalin su absorbe etmesi sonucu kimyasal yapısında değişiklik meydana geldiği düşünülmektedir. Ayrıca sıcaklık değişimleri nedeniyle materyalde termal büzülme ve genişleme meydana gelmektedir. Bu nedenle restoratif materyallerde çatlak oluşumunun arttığı ve mekanik özelliklerin zayıfladığı düşünülmektedir.

2.13 Zirkonyanın yaşlanması (Düşük ısı bozunması)

Y-TZP seramikler cam matris içermeyen, birbirleri arasında geçiş yapabilen kristal yapılardan oluşur. Materyale yüksek mekanik özelliklerini sağlayan faz dönüşümü mekanizması, baskı kuvveti olmadan spontan olarak gerçekleştiğinde ise mekanik özelliklerde gerilemeye yol açar (Raigrodski 2004).

‘Düşük ısı bozunması’ ilk olarak 1981 yılında Kobayashi tarafından tanımlanmıştır ve zirkonyanın ‘yaşlanma’sı olarak da adlandırılır. Materyalde mikroçatlak oluşumu ve gren yapısının bozunması sonrasında dayanım azalır (Kobayashi ve ark 1981; Chevalier 1999; Chevalier 2006; Francesco ve ark. 2007; Kelly ve Denry 2008; Chevalier ve ark 2009).

2.13.1 Y-TZP’nin yaşlanmasını etkileyen faktörler

2.13.1.1 Faz değişimi sıcaklığı

Tetragonal→monoklinik faz dönüşümün hızlı 200°C- 300°C aralığında oluşur (Yoshimura ve ark 1987; Yoshimura 1988; Picconi ve Maccauro 1999; Chevalier 1999; Lughı ve Sergo 2010).

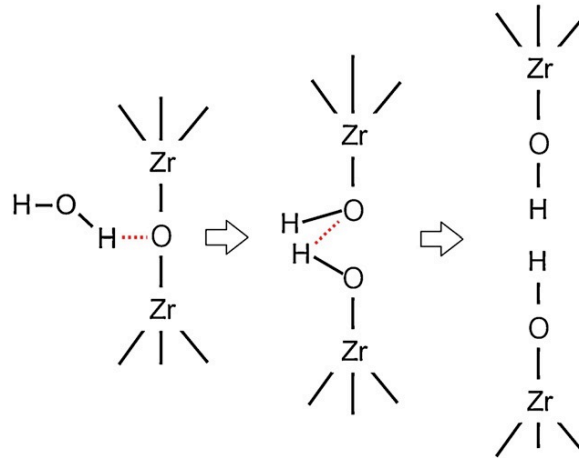
2.13.1.2 Faz değişiminin ilerleme yönü

Faz dönüşümü ve düşük ısı bozunması yüzeyde başlayıp yapı içine ilerlemektedir. Yüzeyde bulunan grenlerden birinin monoklinik faza dönüşümü ile gren hacmi artar ve mikro çatlak oluşur (Şekil 2-10). Faz dönüşümünün devam etmesiyle yüzey yapısı bozulmaya başlar ve nemin bu bölgeye penetrasyonu kolaylaşır (Guazzato 2005; Chevalier ve ark. 2007). Bu da faz değişiminin komşu grenlere yayılmasına sebep olur (Şekil 2-10) (Saldana ve ark. 2003; Deville ve ark 2004; Deville ve ark 2005).

2.13.1.3 Nem miktarı

Su ve su buharı faz dönüşümünü artırır. Su buharı varlığının dönüşüm mekanizması üzerindeki etkisini açıklayan birkaç teori bulunmaktadır.

Sato ve ark. 1985'teki çalışmalarında suyun zirkonya yüzeyinde absorbe edilerek $Zr(OH)_4$ oluşturduğunu ve yüzeyde enerji birikimine neden olarak kendiliğinden tetragonal – monoklinik faz değişimine yol açtığını belirtmişlerdir (Sato ve Shimada 1985)(Şekil 2-7).



Şekil 2-7: Zirkonyanın (ZrO_2) su molekülü (H_2O) ile reaksiyonunun şematik görünümü (Sato ve Shimada 1985).

Lange ve ark. su molekülünün yttria (Y_2O_3) ile etkileşimi sonucu $Y(OH)_3$ molekülü oluşması ile stabilizatör miktarının azaldığını ve bu nedenle t-m faz dönüşümü olduğunu bildirmişlerdir (Lange ve ark. 1986).

Bir başka çalışmada Yoshimura ve ark., su buharının Zr-O bağlarını bozduğunu ve biriken stresin OH⁻ iyonlarının hareketine neden olduğunu belirtmiştir. Bu da zirkonyada moleküllerinin kafes yapısının bozulmasına ve t-m faz dönüşümüne sebep olur (Yoshimura ve ark. 1987; Chevalier 1999; Lughı ve Sergo 2010).

2.13.1.4 Stabilizatör oksit miktarı ve gren boyutu

Stabilizatör oksit olarak Y₂O₃'in ideal konsantrasyon ve homojen dağılım gösterdiği durumlarda düşük ısı bozunmasına karşı direnç artmaktadır. Y₂O₃ miktarı ile tetragonal gren boyutu birbirine bağlıdır. Y₂O₃ içeriği arttıkça kritik gren boyutu artmaktadır. Gren boyutunun kritik değeri aşması faz dönüşümü eğilimini artırmaktadır.

Tsukama yaptığı çalışmada, gren boyutu 1 µm den büyük olduğu zaman, büyük ölçüde tetragonal-monoklinik faz dönüşümü görüldüğünü ve dayanımın azaldığını belirtmiştir. Tane boyutu 0.4 µm den küçük olduğu zaman fazlarda veya dayanımda bir değişim görülmemiştir (Tsukama ve ark.1984; Sato ve Shimada 1985; Lange ve ark. 1986; Chevalier 1999; Deville ve ark. 2005; Chevalier ve ark. 2009).

2.13.2 Zirkonyanın in-vitro ortamda yaşlandırılması

Zirkonya restorasyonların yapım aşamalarında ve ağız içerisine uygulandıktan sonra maruz kaldığı kuvvet, sıcaklık değişimleri ve artık streslerin zirkonyanın yaşlanma sürecine etkilerinin görülebilmesi amacıyla yapay yaşlandırma işlemi yapılmaktadır. Zirkonyanın yaşlandırma işlemiotoklav kullanılarak hızlandırılmış biçimde yapılabilir. Yapay yaşlandırma işleminde amaç zirkonyada oluşan monoklinik faz miktarının ölçülmesidir (Lughı ve Sergo 2010).

2.13.2.1 Otoklav kullanımı

Zirkonya yapı içindeki tetragonal-monoklinik faz geçişi ısıyla aktive olmakta ve su buharının varlığı ile hızlanmaktadır. Otoklav ile yapılan deneylerde su buharının basıncı, sıcaklık ve süre kontrol edilebilen değişkenlerdir. Buharlı otoklavda yüksek sıcaklıklarda yapılan uygulamalar faz dönüşümünü önemli derecede etkilemektedir (Kim ve ark 2010).

Faz dönüşümü için gerekli olan termal aktivasyon enerjisi~ 106 kJ/mol'dür ve 122(±1)°C, 2 bar basınç altında 1 saatlik otoklav uygulaması ile elde edilebilmektedir (Chevalier 1999). Yapılan çeşitli araştırmalarda örneklerin 134°C'da 2 bar basınç altında 1 saat otoklavda bekletilmesinin in vivo ortamda 2-3 yıla eşdeğer olduğunu belirtmişlerdir (Chevalier 1999; Chevalier 2005; Kim ve ark 2010; Lughi ve Sergio 2010).

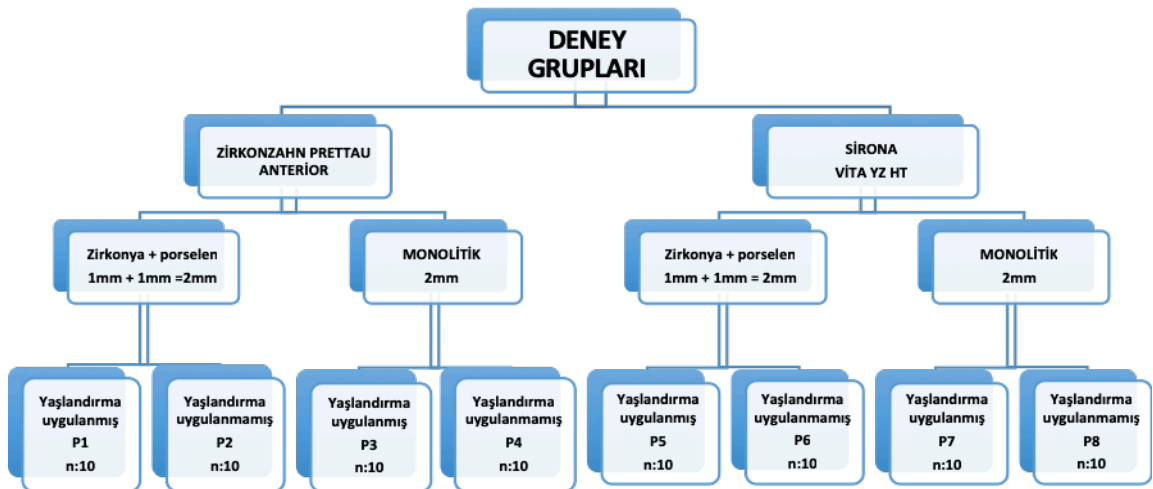


3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Zirkonyanın yaşlandırma işlemleri karşısındaki mekanik dayanıklılığını değerlendirmeyi amaçladığımız çalışmamızda, zirkonyanın klinik kullanımının taklit edilebilmesi için, oluşturulan grupların yarısında zirkonya altyapıların üzerine feldspatik seramik üst yapılar uygulandı. Diğer grupta ise herhangi bir seramik uygulaması yapılmadı. Yapılan yaşlandırma işleminin zirkonyanın mekanik dayanımına etkisinin değerlendirilmesi amacı ile örneklere bükülme testi, Vickers mikrosertlik testi ve kırılma tokluğu analizi yapıldı. Malzemedeki faz değişimlerini değerlendirmek amacı ile de XRD analizi yapıldı. Nitelik analizi için SEM ile alınan görüntüleri karşılaştırıldı ve değerlendirildi.

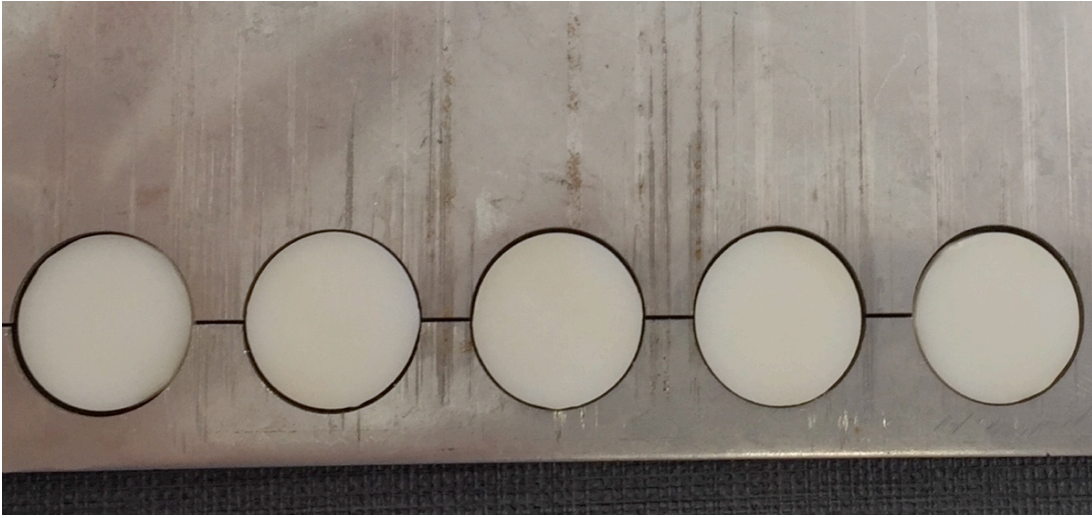
Çalışmamızda standardizasyonu sağlamak amacıyla ISO TR 6872 Diş Hekimliği Seramik Malzemeleri Standardı'na başvuruldu. Çalışmada 2 farklı zirkonya sistemine ait blok ve bu sistemlerle uyumlu feldspatik üstyapı seramiği kullanıldı. Çalışmamızda Zirkozahn (Zirkozahn GmbH, Almanya) ve VITA (Vita Zahnfabrik, Almanya) sistemlerine ait bloklardan, 40'ar tane olmak üzere 80 adet, 15 mm çapında, 1.0 mm ve 2.0 mm kalınlığında zirkonya disk örnekler hazırlandı. Zirkonya örneklerin üzerine Vita VM9 (Vita Zahnfabrik, Almanya) üst yapı seramiklerinin 1.0 mm kalınlığında uygulanmasıyla çift katmanlı örnekler elde edildi. 2 zirkonya sisteminden her biri, 10'ar örnek içeren 4 alt gruba ayrıldı (Şekil 3-1).



Tablo 3-1: Deney grupları

3.2. Deney Örneklerinin Elde Edilmesi

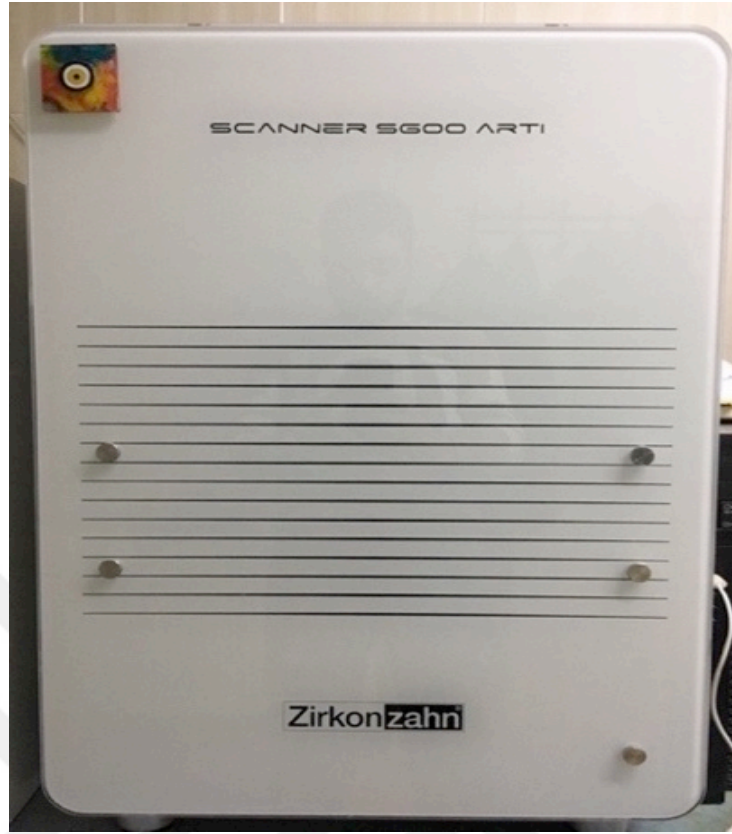
Çalışmamız için üretilecek deney örneklerinin kalınlık ve çaplarının standardizasyonunun sağlanması için paslanmaz çelikten 15 mm çapında 1.0 ve 2.0 mm kalınlığında diskler üretildi. Disklerin üretimi için CNC cihazları kullanıldı. Bu paslanmaz çelik diskler farklı sistemlerde hazırlanacak zirkonya deney örnekleri için şablon olarak kullanılmıştır (Şekil 3-1).



Şekil 3-1: Zirkonya disklerin kalınlığını kontrol etmek için hazırlanan metal indeks

3.2.1. Zirkozahn Sistemi ile örneklerin üretilmesi

Prettau örnekler, Milling Unit M1 Heavy Metal (Zirkonzahn GmbH) cihazında CAD/CAM sistemi ile üretildi ve pre-sinterize zirkonya bloklar kullanıldı (Zirconia blank size 98H20, Zirkonzahn GmbH). Paslanmaz çelik diskler ile hazırlanan altyapı dizaynları, sistemin tarama yapılacak ünitesine yerleştirildi. (şekil 3-2). Altyapı dizaynları lazer tarayıcı aracılığı ile tarandı ve sistemin yazılımında düzenlenerek aşındırma birimine (Scanner S600 arti) transfer edildi (Şekil 3-3). Hacimsel olarak % 20 daha büyük aşındırılan diskler firma talimatları doğrultusunda sinterlendi (Şekil 3-4) ve istenilen boyutlarına ulaşması sağlandı.



Şekil 3-2: Zirkonzahn Tarayıcı Ünite



Şekil 3-3: Zirkonzahn Kazıyıcı Ünite



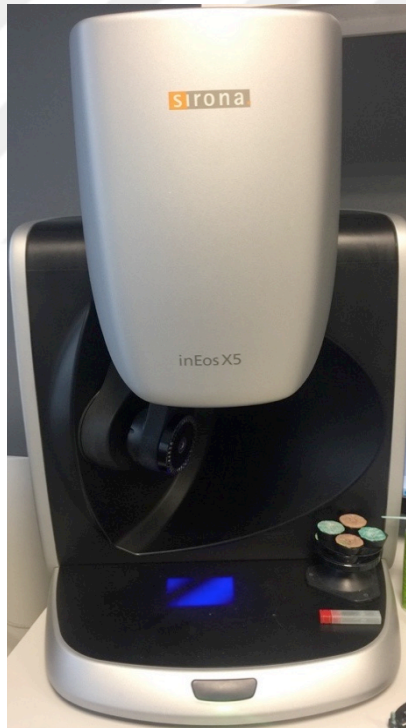
Şekil 3-4: Zirkonzahn Sinterleme Fırını

3.2.2. Cerec sistemi

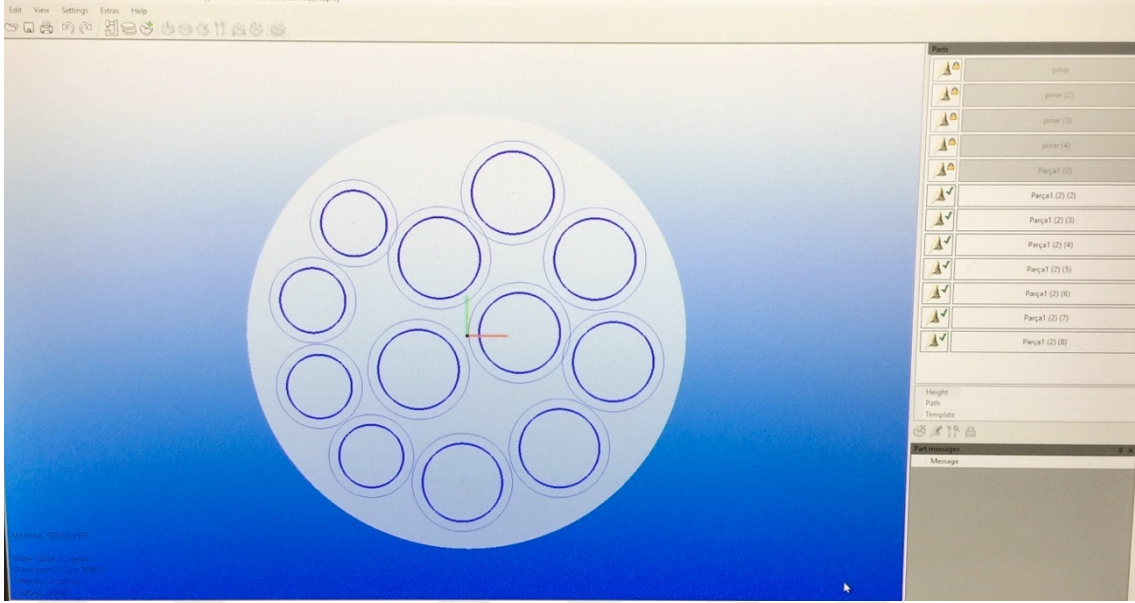
Vita YZ HT örnekler (Şekil 3-5) Sirona inEOS (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) tarayıcısında yapılan tarama işleminden sonra Cerec inEOS X5 cihazında üretildi. (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya). Paslanmaz çelik diskler ile hazırlanan altyapı dizaynları, sistemin tarama yapılacak ünitesine yerleştirildi (Şekil 3-6). Altyapı dizaynları lazer tarayıcı aracılığı ile tarandı ve sistemin yazılımında düzenlenerek (Şekil 3-7) aşındırma birimine transfer edildi. Hacimsel olarak % 20 daha büyük aşındırılan diskler firma talimatları doğrultusunda sinterlendi (Şekil 3-8) ve istenilen boyutlarına ulaşması sağlandı.



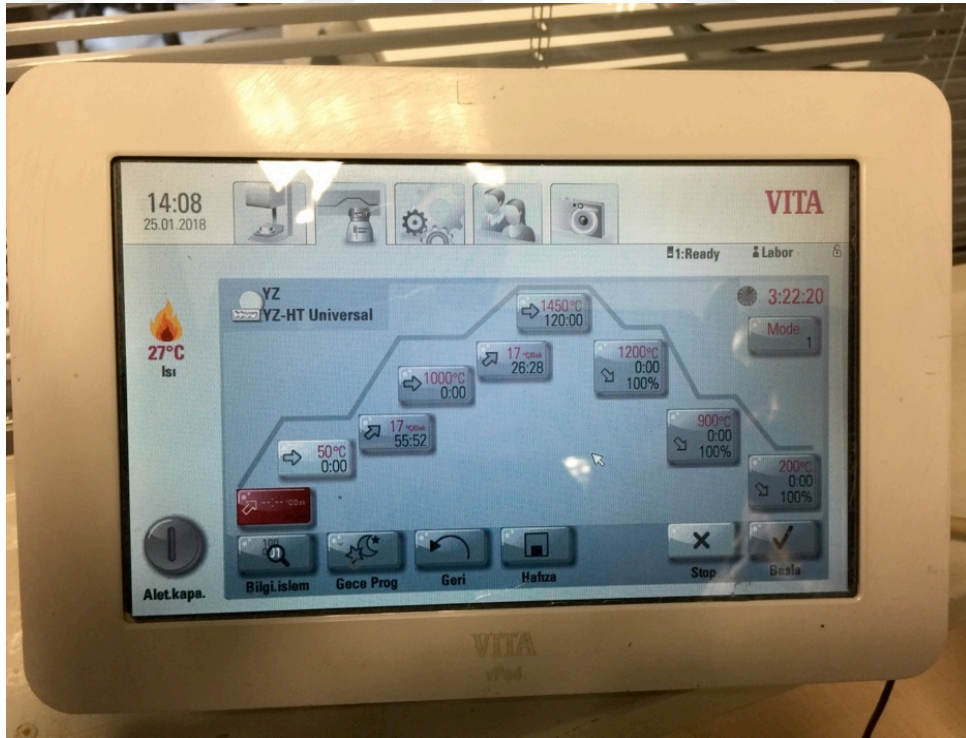
Şekil 3-5: Pre-sinterize Vita YZ HT blok



Şekil 3-6: Sirona inEos X5 dental tarayıcı



Şekil 3-7: ZR Dental yazılımı ile düzenlenen örnek tasarım



Şekil 3-8: Vita YZ HT için önerilen porselen pişirme talimatı

3.3. Üstyapı Porselenlerinin Uygulanması

Üstyapı porseleni uygulamasından önce örnekler basınçlı sıcak buhar veren bir ağıtla (Triton SLA, BEGO, Almanya) 15 saniye süreyle temizlendi. Zirkonya diskler, standart porselen kalınlığı elde etmek amacıyla imal edilen metal kalıp içerisine yerleştirildi (Şekil 3-10). Her alt gruptaki altyapılar üzerine, çapı 15 mm ve yüksekliği 1,0 mm olacak şekilde farklı üstyapı porselenleri uygulandı. Her zirkonya grubuna da üretici firma tarafından önerilen üstyapı seramiği (Şekil 3-9) Vita VM9 (Vita Zahnfabrik, Almanya).



Şekil 3-9: Üstyapı uygulamasında kullanılan Vita VM9 porselen tozu



Şekil 3-10: Standart üstyapı porselen kalınlığı elde etmek amacıyla kullanılan paslanmaz çelik kalıp

Metal kalıptan çıkarılan örnekler fırınlama işlemine tabi tutuldu. Her üstyapı seramiği liner ve dentin tabakaları, firmanın talimatlarına uygun olarak ve belirtilen fırınlama derecelerinde programları doğrultusunda vakumlu porselen fırınında (Vita Vacumat 6000 MP) pişirildi (Şekil 3-11,12).



Şekil 3-11: Üstyapı porseleni uygulaması için önerilen pişirme dereceleri



Şekil 3-12: Vita Zyrcomat 6000 MS porselen fırını

3.4 Örneklere Yapay Yaşlandırma İşleminin Uygulanması

Üstyapı porselen uygulaması yapılan örnekler grupların karışmaması amacıyla yaşlandırma işlemi öncesinde otoklav poşedi ile birbirinden ayrılıp işleme tabi tutuldu (Şekil 3-13). Yapay yaşlandırma işlemi için B tipi otoklav kullanıldı (BMS Dental Srl. İtalya). Otoklavın 134°C ve 2 bar basınç olacak şekilde ayarlandı ve 5 saat süre ile uygulama yapıldı (Şekil 3-14).



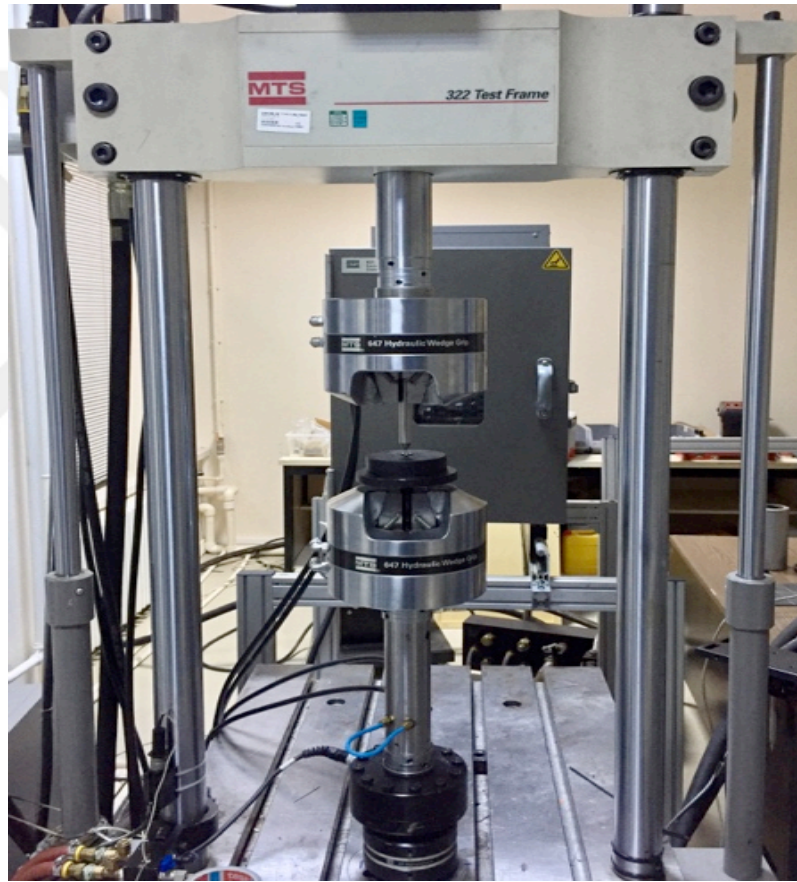
Şekil 3-13: Zirkonya gruplarının karışmaması için otoklav poşedi uygulaması



Şekil 3-14: Yapay yaşlandırma işlemi için kullanılan B tipi otoklav

3.5. Biaksiyel bükülme Testi

Biaksiyel bükülme testi için İstanbul Teknik Üniversitesi Uçak- Uzay Mühendisliği Fakültesi'nde bulunan Üniversal Test Cihazı (MTS 322 Test Frame, ABD) kullanıldı. Biaksiyel eğme testlerinden üç top üzerinde piston (piston on three balls) yöntemi kullanıldı. Zirkonya örneklerin eğme testini gerçekleştirebilmek için cihazın üst ve alt bölümlerine bu test için tasarlanmış (ISO 6872 standardına uygun olarak) parçalar monte edildi (Şekil 3-15).



Şekil 3-15: Üniversal Test Cihazı

Alt sabit bölüme; disk numunelerin yerleşeceği, iç çapı 12.0 mm olan, tabanında birbirine 120 derecelik açıda, 3 adet 3.2 mm çapında çelik bilyeler (top) bulunan parça yerleştirildi(Şekil3.16).



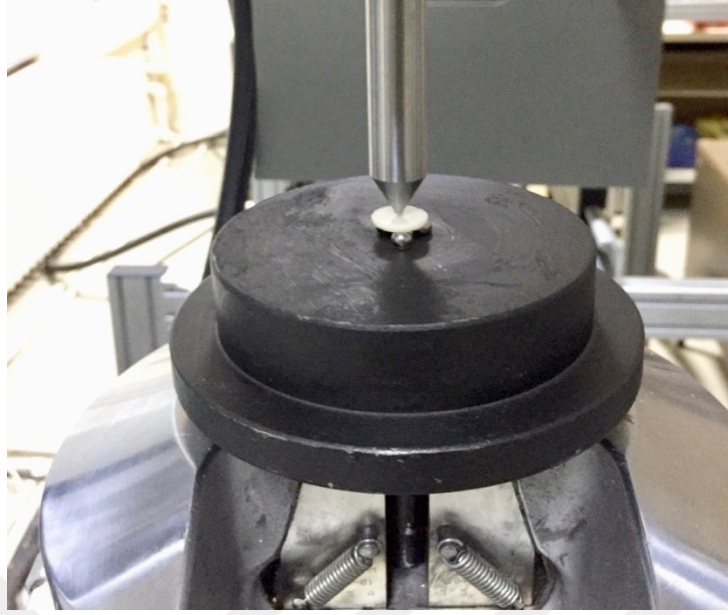
Şekil 3-16: Biaksiyel bükülme testi için kullanılan alt sabit parça

Üst hareketli bölüme ise; uç kısmı 1.4 mm çapında, disk örneğe tam ortasından temas edecek şekilde ayarlanmış baskı ucu monte edildi. Tüm çift katmanlı zirkonya örnekler sırayla test cihazının alt bölümünde bulunan 3 çelik bilye (top) üzerine, feldspatik seramik yüzeyi üstte kalacak, zirkonya yüzeyi çelik bilyelere temas edecek şekilde yerleştirildi (Şekil 3-17).



Şekil 3-17: Biaksiyel bükülme testi için kullanılan üst hareketli parça

Üst hareketli parçadaki baskı ucu disk örneğinin tam merkezine gelecek şekilde ayarlandı ve 1mm/dak. hızla, örnek kırılıncaya kadar kuvvet uygulandı (Şekil 3-18).



Şekil 3-18: Biaksiyel bükülme testi düzeneği

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

Denklem 3-1:

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

S: Megapaskal cinsinden maksimum gerilim kuvveti

P: Newton cinsinden kırılmaya sebep olan toplam yük miktarı

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

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

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

r1: milimetre cinsinden, çelik bilyeler (top) üzerinden geçen hayali destek çemberinin çapı.

r2: milimetre cinsinden, baskı ucunun çapı.

r3: milimetre cinsinden örneğin çapı.

d: milimetre cinsinden, numunenin kırılma merkezindeki kalınlığı.

3.6. Vickers Mikrosertlik Testi ve Kırılma Tokluğu Ölçümü

Zirkonya örneklerin Vickers mikrosertlik değerlerinin ölçümü için İstanbul Teknik Üniversitesi Kimya Metalurji Fakültesi'nde bulunan mikrosertlik ölçme cihazı (Leica VMHT, Leica, Almanya) kullanıldı (Şekil 3-19). Bu test metodunda kare tabanlı, piramit şeklindeki elmas bir uç ile eğme testi uygulandı ve kırılmış çift katmanlı örneklerin zirkonya yüzeyine 0.015-0.070 mm/sn hız ile 1 kgf (9.8 N), 15 saniye uygulanarak diagonal bir çentik oluşturuldu. Uygulanan yük kaldırıldıktan sonra oluşan çentik cihaza bağlı mikroskop ile ölçüldü. Her bir örnek için ölçüm 3 defa tekrarlandı.



Şekil 3-19: Vickers mikrosertlik ölçüm cihazı

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

Denklem 3-2:

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

P = Yük, kgf

d = çentiğin iki köşegeninin ortalama uzunluğu, μm

Kırılma tokluğu ölçümü için, her grubu temsil edecek ortalama Vickers sertlik değerine sahip örnekler seçildi ve örnekler üzerinde, 0,15-0,070 mm/sn hız ile 1 kgF (9.8 N), 15 saniye uygulanarak 6 adet Vickers çentiği oluşturuldu. Vickers çentiklerinin köşegenleri ve etrafındaki radyal çatlaklar Alan Saçılmalı Tarama Elektron Mikroskobu (JSM 7000F, JEOL, Japonya) kullanılarak ölçüldü (Şekil 3-20).



Şekil 3-20: Tarama Elektron Mikroskobu

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

Denklem 3-3

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

K_{Ic} : Kırılma tokluğu ($MPa \cdot m^{1/2}$)

a: çentiğin köşegen uzunluğunun yarısı (μm)

c: oluşan radyal çatlak uzunluğunun yarısı (μm)

H: Vickers sertlik değeri (VHN)

3.7. Mikroyapı Analizi

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

Her gruptan, biaksiyel eğme deneyi sonucunda ortalama değere sahip örnekler seçildi. Mikroyapı analizinde ayrıca her grubu temsilen herhangi bir sıvı ortamında saklanmamış ve biaksiyel eğme testi uygulanmamış zirkonya örnekler kontrol grubu olarak kullanıldı. Tüm örneklerin iletkenliklerinin artması için "karbon kaplama ve platin kaplama" cihazında (Polaron CA7625, Quorum Technologies, İngiltere) platin kaplama işlemi uygulandı (Şekil 3-21).

Örnekler farklı büyütme oranlarında incelendi ve kırık şekilleri ve gren boyutları değerlendirildi. Örneklerin zirkonya yüzeyindeki stabilizatör Y_2O_3 miktarı EDS ile analiz edildi.



Şekil 3-21: Karbon kaplama ve platin kaplama cihazı

3.8. X-Işını Difraksiyon Analizi

X-Işını Difraksiyon Analizi İ.T.Ü Kimya-Metalurji Fakültesi Metalurji Mühendisliği Biyomalzeme Araştırma ve Karakterizasyon Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi (Şekil 3-22). X-ışını difraksiyon analizi için her gruptan ortalama değere sahip örnekler seçildi ve kırık zirkonya yüzeylerinde analiz gerçekleştirildi. Ayrıca her grubu temsilen herhangi bir yaşlandırma işlemine tabi tutulmamış ve biaksiyel eğme testi uygulanmamış zirkonya örneklerle karşılaştırma amacıyla X-ışını difraksiyon analizi yapıldı. X-ışını $\text{CuK}\alpha$ kaynağı 40 kV'da, 40 mA'da, örnekten 250 mm uzaklıkta kullanıldı.



Şekil 3-22: X-Işını Difraksiyon Analizi cihazı X'pert Pro PANalytical, Hollanda

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

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

X_m : monoklinik fazın tamamı şiddet oranı

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

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

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

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

Denklem 3-5

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

$V_t = 1 - V_m$ X_m : monoklinik fazın tamamı şiddet oranı

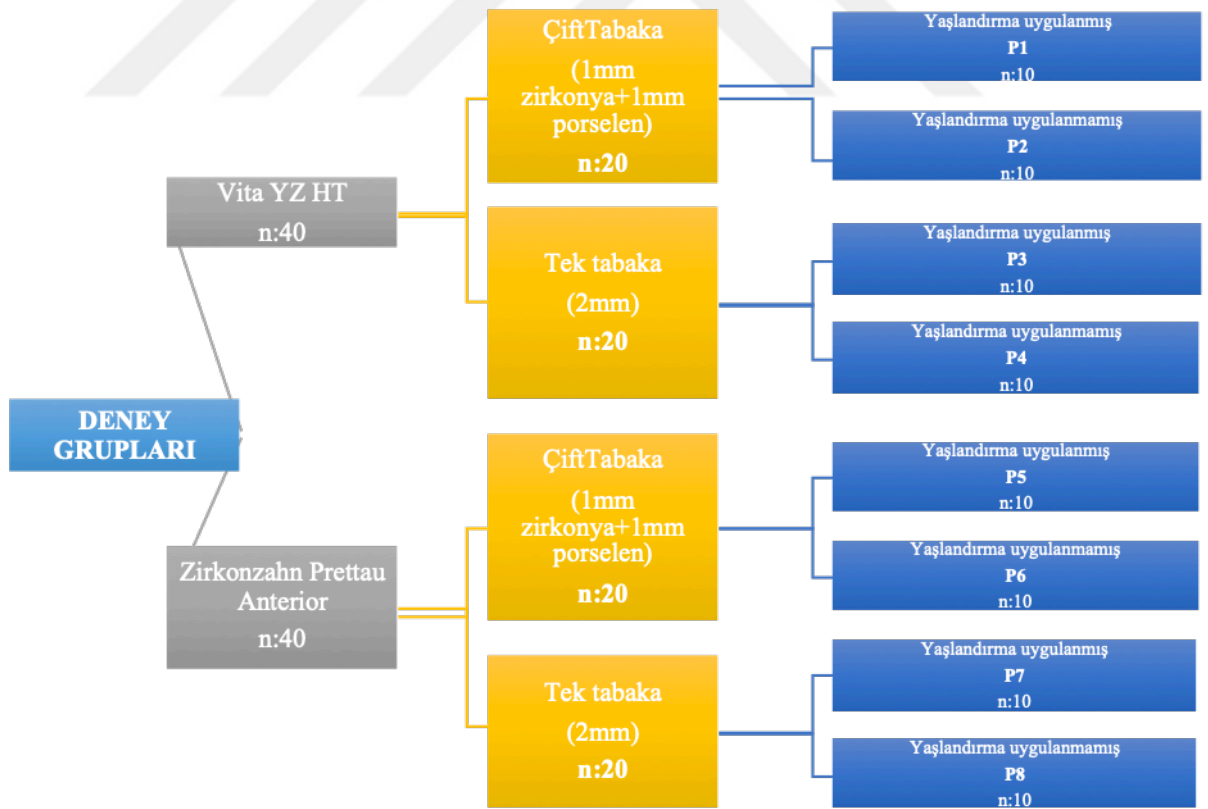
V_m : monoklinik faz hacim oranı

V_t : tetragonal faz hacim oranı

4. BULGULAR

İstatistiksel analizler SPSS versiyon 17.0 programı yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu histogram grafikleri ve Kolmogorov-Smirnov testi ile incelenmiştir. Tanımlayıcı analizler sunulurken ortalama, standart sapma ve ortanca değerler kullanılmıştır. Normal dağılım göstermeyen (nonparametrik) değişkenler gruplar arasında değerlendirilirken Mann Whitney U Testi kullanılmıştır. P-değerinin 0.05'in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar şeklinde değerlendirilmiştir.

Çalışma gruplarda 40 örnek olacak şekilde Vita YZ HT ve Zirkozahn Prettau Anterior olmak üzere iki marka grubundan oluşmaktadır. Her marka grubunun çift tabaka ve tek tabakalı olarak 20 örnekten oluşan alt grupları vardır. Bu alt grupların da yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan şeklinde 10 örnekten oluşan alt grupları vardır (Tablo 4-1).



Tablo 4-1: Deney gruplarının dağılımı

4.1. Biaksiyel Bükülme Dayanımı, Vickers Sertlik ve Kırılma Tokluğu Deneyi Bulguları

4.1.1. Vita YZ HT Grubu

Yaşlandırma işlemi uygulanan ve uygulanmayan Vita YZ HT grubu örneklerin biaksiyel eğme dayanımı değerleri Tablo 4-2’de gösterilmiştir. Vita YZ HT grubunda en yüksek bükülme dayanımı 2 mm ve tek parça olarak hazırlanan grupta görülmüştür. Yaşlandırma işlemi uygulanmış ve uygulanmamış örneklerin karşılaştırılması sonucunda ise kırılma dayanımı, kırılma tokluğu ve Vickers sertlik değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı saptandı.

P1 ve P2 grupları arasında Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerleri karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı saptanmıştır ($p>0.05$). (Tablo 4-2)

	P1			P2			p ¹
	Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	
Vickers sertlik	1823.10	±63.48	1847.00	1848.60	±216.85	1860.50	0.579
Kırılma tokluğu	5.14	±0.30	5.24	5.11	±0.25	5.11	0.315
Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa)	735.13	±111.06	719.85	811.82	±136.83	778.58	0.421

¹Mann Whitney U Testi

Tablo 4-2: P1 ve P2 grupları arasında Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı:(MPa) değerlerinin karşılaştırılması

P3 ve P4 grupları arasında Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerleri karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı ilişki olmadığı gözlenmiştir (hepsi için $p>0.05$). (Tablo 4-3)

	P3			P4			p ¹
	Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	
Vickers sertlik	1881.50	±302.05	1776.50	1836.20	±119.71	1822	0.796
Kırılma tokluğu	5.10	±0.67	4.96	5.12	±0.76	4.96	1.000
Biaksiyel Bükülme Dayanımı (MPa)	1234.35	±161.69	1247.16	1278.72	±120.41	1280.27	0.690

¹Mann Whitney U Testi

Tablo 4-3: P3 ve P4 grupları arasında Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı:(MPa) değerlerinin karşılaştırılması

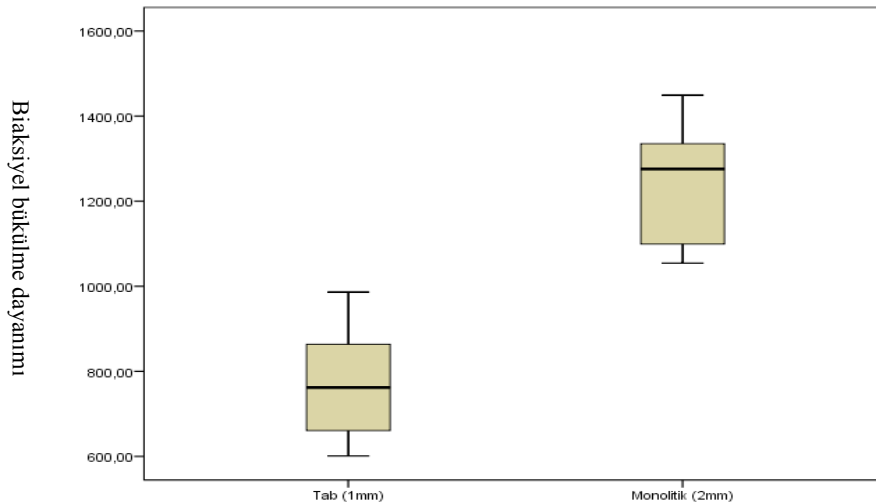
Vita YZ HT markasının çift tabaka ve tek tabakalı örneklerin Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerleri karşılaştırıldığında; tek tabakalı örneklerin Biaksiyel Bükülme Dayanımı ortalamasının (1256,53±136,42MPa) çift tabaka örneklere göre (773,48±124,24MPa) daha büyük olduğu gözlenmiştir ($p<0,001$). (Tablo 4-4)

Vita YZ HT	Tab (çift tabaka)			Monolitik (tek tabaka)			p ¹
	Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	
Vickers sertlik	1835.85	±156.06	1851.00	1858.85	±224.82	1822.00	0.820
Kırılma tokluğu	5.12	±0.27	5.19	5.11	±0.70	4.96	0.076
Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa)	773.48	±124.24	761.75	1256.53	±136.42	1275.55	<0.001

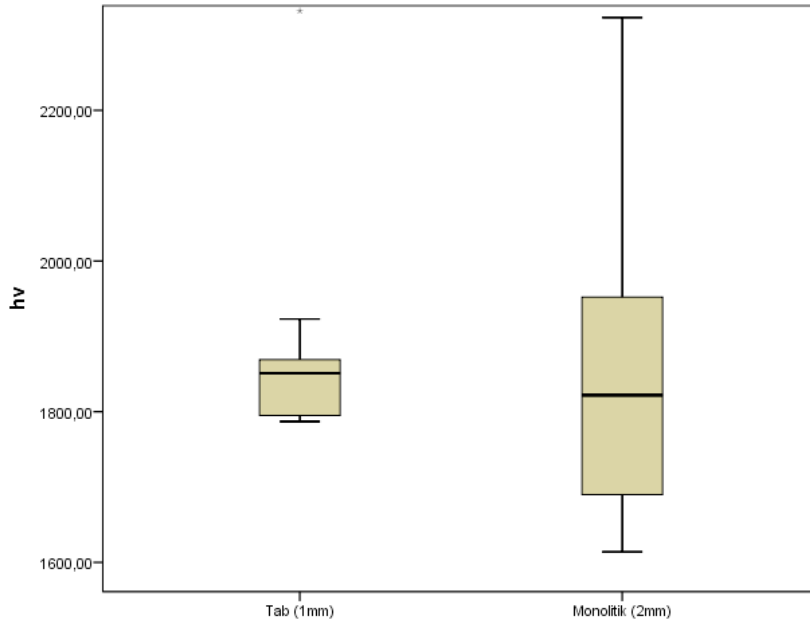
¹Mann Whitney U Testi

Tablo 4-4: Vita YZ HT markasının çift tabaka ve tek tabakalı örneklerin Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı:(MPa) değerlerinin karşılaştırılması

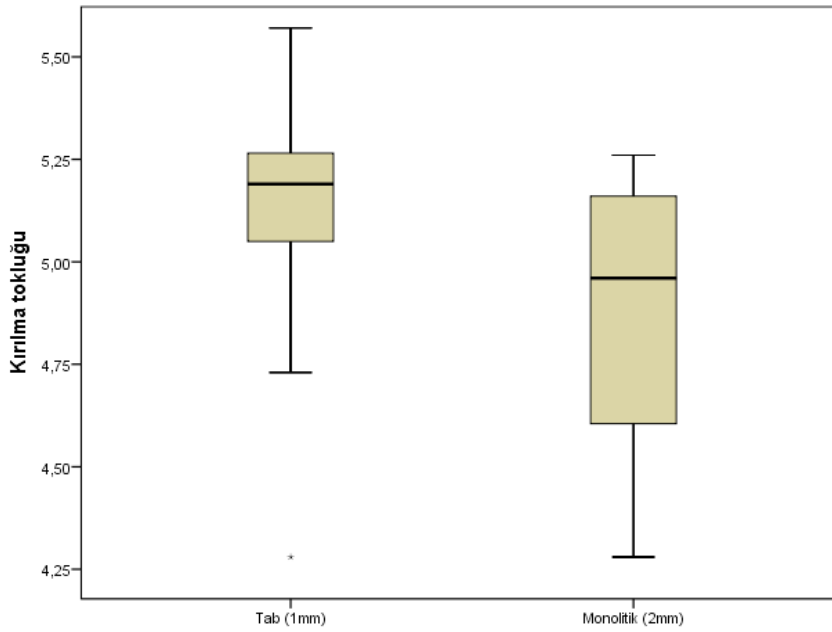
Vita YZ HT gruplarının Biaksiyel bükülme dayanımı, Vickers sertlik ve kırılma tokluğu değerleri tek ve çift tabaka örnekler karşılaştırıldığında her iki grup arasında tek tabakalı örneklerin değerleri anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur (Şekil 4-1,2,3).



Şekil 4-1: Vita YZ HT markasının Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerlerinin çift tabaka ve tek tabakalı örnekler arasında karşılaştırılması



Şekil 1-2: Vita YZ HT markasının Vickers sertlik değerlerinin çift tabaka ve tek tabaklı örnekler arasında karşılaştırılması



Şekil 4-3: Vita YZ HT markasının Kırılma tokluğu değerlerinin çift tabaka ve tek tabaklı örnekler arasında karşılaştırılması

4.1.2. Zirkonzahn Prettau Anterior Grubu

Yapay yaşlandırma işlemi uygulanmış ve uygulanmamış tek ve 2 tabakalı Zirkonzahn Prettau Anterior marka örneklerin kırılma dayanım değerleri tabloda gösterilmiştir. 2 mm kalınlığında tek parça olarak hazırlanan örneklerin kırılma dayanımları 2 parça olarak hazırlanan örneklerin kırılma dayanımlarından anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. Her iki şekilde hazırlanan örneklerin 134°C 2 bar basınç altında 5 saat uygulanan yaşlandırma işlemi sonrasında kırılma dayanımları anlamlı olarak değişim göstermemiştir. ($p < 0.05$).

P5 ve P6 grupları arasında Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerleri karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır (hepsi için $p > 0,05$). (Tablo 4-5)

	P5			P6			p ¹
	Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	
Vickers sertlik	1839.30	±229.77	1899.50	1848.10	±346.82	1933.00	0.796
Kırılma tokluğu	5.03	±0.28	5.05	5.12	±0.26	5.12	0.684
Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa)	738.81	±49.16	738.81	767.53	±15.26	772.09	0.800

¹Mann Whitney U Testi

Tablo 4-5: P5 ve P6 grupları arasında Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerlerinin karşılaştırılması

P7 ve P8 grupları arasında Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerleri karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı ilişki gözlenmemiştir (hepsi için $p > 0.05$). (Tablo 4-6)

	P7			P8			p ¹
	Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	
Vickers sertlik	1861.30	±120.26	1858.50	1850.60	±230.72	1738.00	0.529
Kırılma tokluğu	5.09	±0.25	5.10	5.10	±0.23	5.10	0.971
Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa)	990.40	±170.44	999.92	1049.46	±13.69	1050.24	0.629

¹Mann Whitney U Testi

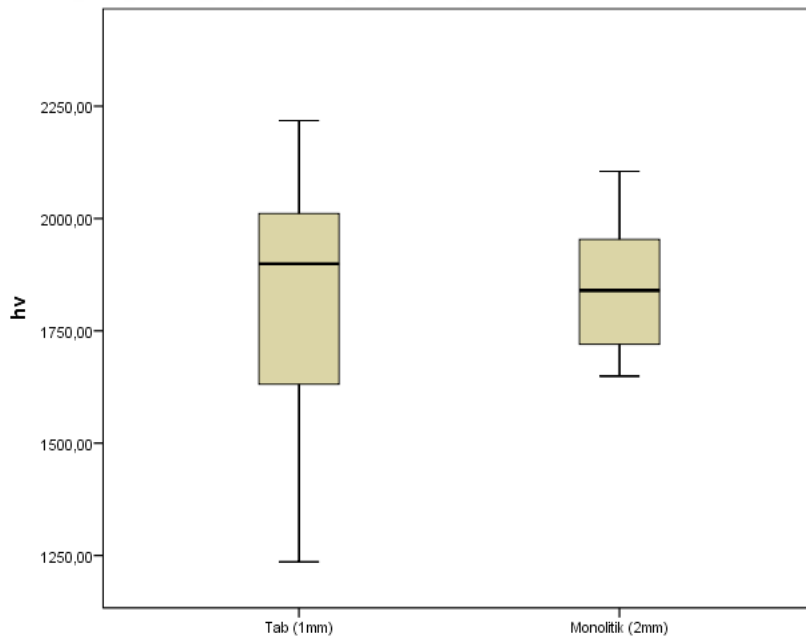
Tablo 4-6: P7 ve P8 grupları arasında Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerlerinin karşılaştırılması

Zirkonzahn Prettau Anterior markasının çift tabaka ve tek tabakalı örneklerin Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerleri karşılaştırıldığında; tek tabakalı örneklerin Biaksiyel Bükülme Dayanımı ortalamasının (1015.71±124.84MPa) çift tabaka örneklere göre (757.96±29.04MPa) daha büyük olduğu saptanmıştır ($p < 0.001$). (Tablo 4-7)

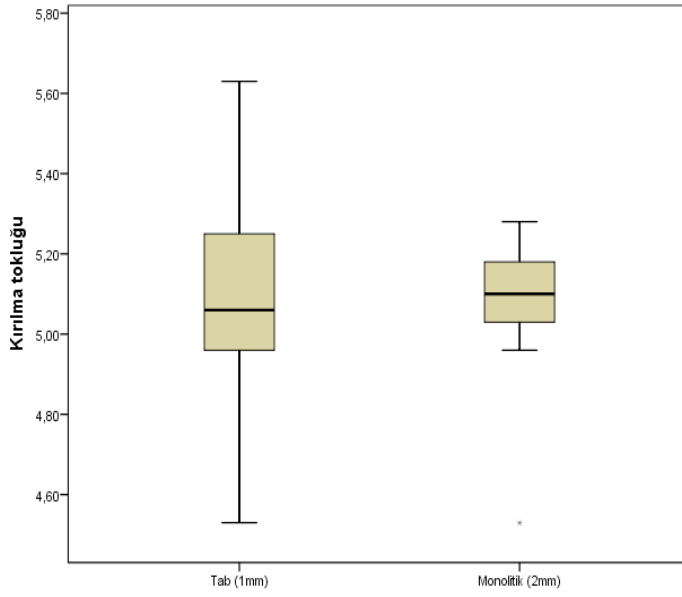
Zirkonzahn Prettau Anterior	Tab (çift tabaka)			Monolitik (tek tabaka)			p ¹
	Ort	s.s.	Medya n	Ort	s.s.	Medya n	
Vickers sertlik	1843.7 0	±286.3 7	1899.5 0	1855.9 5	±179.1 5	1840.0 0	0.69 8
Kırılma tokluğu	5.07	±0.27	5.06	5.09	±0.23	5.10	0.77 9
Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa)	757.96	±29.04	772.09	1015.7 1	±124.8 4	1043.1 4	0.00 1

¹Mann Whitney U Testi

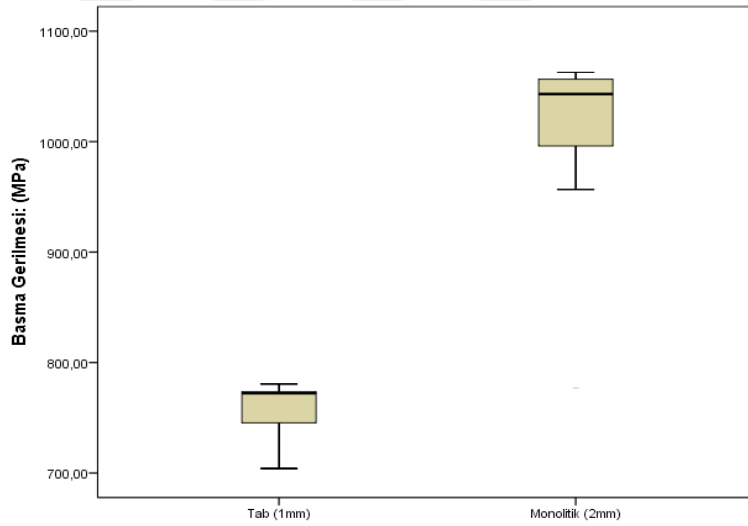
Tablo 4-7: Zirkonzahn Prettau Anterior markasının çift tabaka ve tek tabakalı örneklerin Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerlerinin karşılaştırılması



Şekil 4-4: Zirkonzahn Prettau Anterior markasının Vickers sertlik değerlerinin çift tabaka ve tek tabakalı örnekler arasında karşılaştırılması



Şekil 4-5: Zirkozahn Prettau Anterior markasının Kırılma tokluğu değerlerinin çift tabaka ve tek tabakalı örnekler arasında karşılaştırılması



Şekil 4-6: Zirkozahn Prettau Anterior markasının Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerlerinin çift tabaka ve tek tabakalı örnekler arasında karşılaştırılması

Vita YZ HT ve Zirkozahn Prettau Anterior markalarının çift tabaka örneklerin Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerlerinin markalar arasında karşılaştırılması sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (hepsi için $p>0.05$). (Tablo 4-8)

	Vita YZ HT			Zirkozahn Prettau Anterior			p ¹
	Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	
Vickers sertlik	1835.85	±156.06	1851.00	1843.70	±286.37	1899.50	0.211
Kırılma tokluğu	5.12	±0.27	5.19	5.07	±0.27	5.06	0.414
Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa)	773.48	±124.24	761.75	757.96	±29.04	772.09	0.958

¹Mann Whitney U Testi

Tablo 4-8: Çift tabaka örneklerin Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı:

Tek tabakalı örneklerin Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerlerinin markalar arasında karşılaştırılması sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir (hepsi için $p>0.05$). (Tablo 4-9)

Tek tabaka (2mm)	Vita YZ HT			Zirkonzahn Prettau Anterior			p ¹
	Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	
Vickers sertlik	1858.85	±224.82	1822.00	1855.95	±179.15	1840.00	0.820
Kırılma tokluğu	5.11	±0.70	4.96	5.09	±0.23	5.10	0.072
Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa)	1256.53	±136.42	1275.55	1015.71	±124.84	1043.14	0.061

¹Mann Whitney U Testi

Tablo 4-9: Tek tabakalı örneklerin Vickers sertlik, Kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa) değerlerinin markalar arasında karşılaştırılması

8 grup arasında Vickers sertlik kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerleri karşılaştırılmıştır. Gruplar arasında Biaksiyel Bükülme Dayanımı bakımından anlamlı ilişki olduğu görülmüştür (p:0.001).

Yapılan post-hoc analizle bu anlamlılığın hangi gruplar arasından kaynaklandığı incelenmiştir. P2 grubunun ortalama Biaksiyel Bükülme Dayanımı (811.82±136.83) P8 grubuna göre (1049.46±13.69) daha düşüktür. P3 grubunun (1234.35±161.69) ve P4 grubunun (1278.72±120.41) Biaksiyel Bükülme Dayanımı P6 grubuna göre (767.53±15.26) daha yüksektir. P4 grubunun biaksiyel bükülme dayanımı ortalaması (1278.72±120.41) P7 grubuna (990.40±170.44) ve P8 grubuna göre (1049.46±13.69) daha yüksektir (Tablo 4-10).

		Ort	s.s.	Medyan	p ¹
Vickers sertlik	P1	1823.10	±63.48	1847.00	0.979
	P2	1848.60	±216.85	1860.50	
	P3	1881.50	±302.05	1776.50	
	P4	1836.20	±119.71	1822.00	
	P5	1839.30	±229.77	1899.50	
	P6	1848.10	±346.82	1933.00	
	P7	1861.30	±120.26	1858.50	
	P8	1850.60	±230.72	1738.00	
Kırılma tokluğu	P1	5.14	±0.30	5.24	0.517
	P2	5.11	±0.25	5.11	
	P3	5.10	±0.67	4.96	
	P4	5.12	±0.76	4.96	
	P5	5.03	±0.28	5.05	
	P6	5.12	±0.26	5.12	
	P7	5.09	±0.25	5.10	
	P8	5.10	±0.23	5.10	
Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa)	P1	735.13	±111.06	719.85	0.001
	P2	811.82	±136.83	778.58	
	P3	1234.35	±161.69	1247.16	
	P4	1278.72	±120.41	1280.27	
	P5	738.81	±49.16	738.81	
	P6	767.53	±15.26	772.09	
	P7	990.40	±170.44	999.92	
	P8	1049.46	±13.69	1050.24	

¹Kruskal Wallis Testi

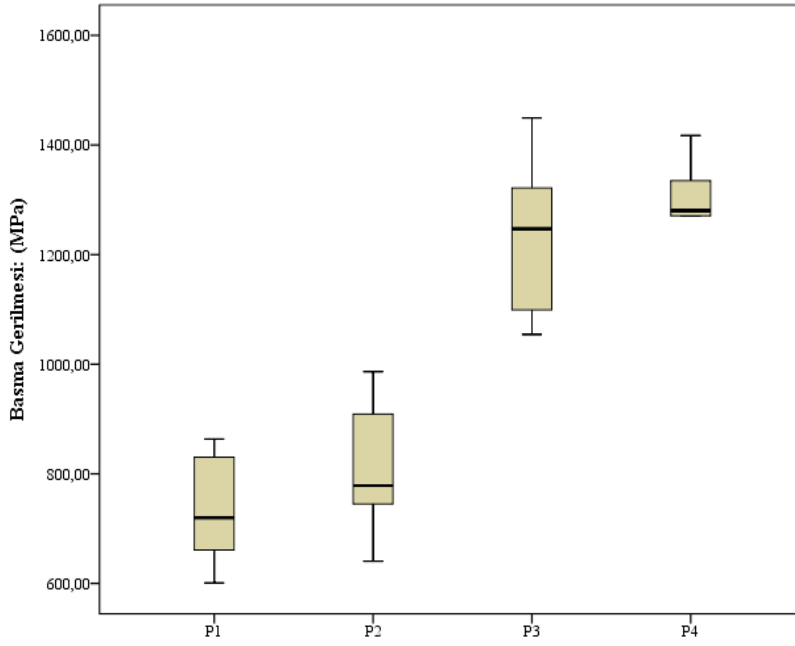
Tablo 4-10: Gruplar arasında Vickers sertlik, kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

P1, P2, P3 ve P4 grupları arasında Vickers sertlik, kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerleri karşılaştırılmıştır. P1 grubunun (735.13 ± 111.06) ve P2 grubunun (811.82 ± 136.83) biaksiyel bükülme dayanımı değeri P3 grubuna (1234.35 ± 161.69) ve P4 grubuna (1278.72 ± 120.41) göre daha düşüktür ($p:0.002$), (Tablo 4-11), (Şekil 4-7).

		Ort	s.s.	Medyan	p ¹
Vickers sertlik	P1	1823.10	± 63.48	1847.00	0.978
	P2	1848.60	± 216.85	1860.50	
	P3	1881.50	± 302.05	1776.50	
	P4	1836.20	± 119.71	1822.00	
Kırılma tokluğu	P1	5.14	± 0.30	5.24	0.293
	P2	5.11	± 0.25	5.11	
	P3	5.10	± 0.67	4.96	
	P4	5.12	± 0.76	4.96	
Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa)	P1	735.13	± 111.06	719.85	0.002
	P2	811.82	± 136.83	778.58	
	P3	1234.35	± 161.69	1247.16	
	P4	1278.72	± 120.41	1280.27	

¹Kruskal Wallis Testi

Tablo 4-21: P1, P2, P3 ve P4 grupları arasında Vickers sertlik, kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerlerinin karşılaştırılması



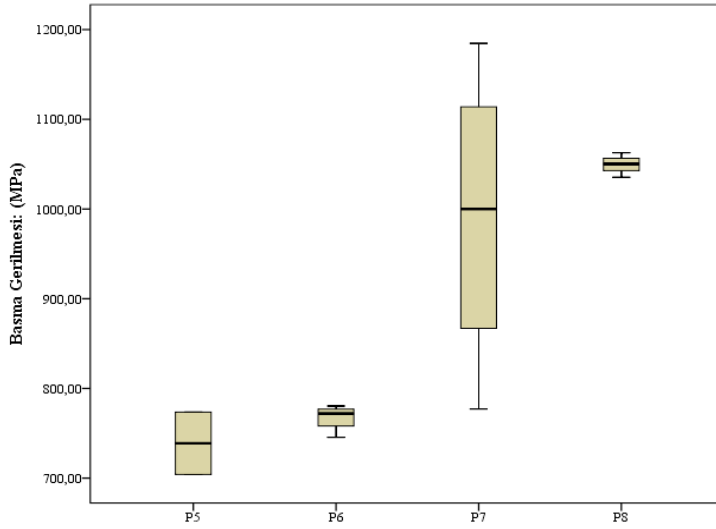
Şekil 4-7: P1, P2, P3 ve P4 grupları arasında Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerleri

P5, P6, P7 ve P8 grupları arasında Vickers sertlik, kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerleri karşılaştırılmıştır. P6 grubunun Biaksiyel Bükülme Dayanımı ($767,53 \pm 15,26$) P7 grubuna ($990,40 \pm 170,44$) ve P8 grubuna ($1049,46 \pm 13,69$) göre daha düşüktür ($p: 0,037$), (Tablo 4-12), (Şekil 4-8).

		Ort	s.s.	Medyan	p ¹
Vickers sertlik	P5	1839.30	±229.77	1899.50	0.970
	P6	1848.10	±346.82	1933.00	
	P7	1861.30	±120.26	1858.50	
	P8	1850.60	±230.72	1738.00	
Kırılma tokluğu	P5	5.03	±0.28	5.05	0.948
	P6	5.12	±0.26	5.12	
	P7	5.09	±0.25	5.10	
	P8	5.10	±0.23	5.10	
Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa)	P5	738.81	±49.16	738.81	0.037
	P6	767.53	±15.26	772.09	
	P7	990.40	±170.44	999.92	
	P8	1049.46	±13.69	1050.24	

¹Kruskal Wallis Testi

Tablo 4-12: P5, P6, P7 ve P8 grupları arasında Vickers sertlik, kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerlerinin karşılaştırılması



Şekil 4-8: P5, P6, P7 ve P8 grupları arasında Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerleri

P1 ve P5 grupları arasında Vickers sertlik, kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerleri karşılaştırıldığında; P1 grubunun Vickers sertlik ortalamasının ($1823,10 \pm 63,48$) P5 grubuna göre ($1839,30 \pm 229,77$) daha düşük olduğu görülmüştür ($p: 0,035$), (Tablo 4-13).

	P1			P5			p
	Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	
Vickers sertlik	1823.10	± 63.48	1847.00	1839.30	± 229.77	1899.50	0.035
Kırılma tokluğu	5.14	± 0.30	5.24	5.03	± 0.28	5.05	0.315
Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa)	735.13	± 111.06	719.85	738.81	± 49.16	738.81	1.000

¹Mann Whitney U Testi

Tablo 4-13: P1 ve P5 grupları arasında Vickers sertlik , kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

P2 ve P6 grupları arasında Vickers sertlik, kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerlerinin karşılaştırılması sonucunda gruplar arasında anlamlı ilişki olmadığı gözlenmiştir (Tablo 4-14).

	P2			P6			p
	Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	
Vickers sertlik	1848.60	±216.85	1860.50	1848.10	±346.82	1933.00	0.853
Kırılma tokluğu	5.11	±0.25	5.11	5.12	±0.26	5.12	0.853
Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa)	811.82	±136.83	778.58	767.53	±15.26	772.09	0.905

¹Mann Whitney U Testi

Tablo 4-14: P2 ve P6 grupları arasında Vickers sertlik, kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

P3 ve P7 grupları arasında Vickers sertlik , kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerlerinin karşılaştırılması sonucunda gruplar arasında anlamlı fark olmadığı saptanmıştır (Tablo 4-15).

	P3			P7			p
	Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	
Vickers sertlik	1881.50	±302.05	1776.50	1861.30	±120.26	1858.50	0.579
Kırılma tokluğu	5.10	±0.67	4.96	5.09	±0.25	5.10	0.315
Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa)	1234.35	±161.69	1247.16	990.40	±170.44	999.92	0.063

¹Mann Whitney U Testi

Tablo 4-15: P3 ve P7 grupları arasında Vickers sertlik, kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

P4 ve P8 grupları arasında Vickers sertlik , kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerleri karşılaştırılmıştır. Buna göre P4 grubunun biaksiyel bükülme dayanımı ortalaması (1278,72±120,41) P8 grubuna göre (1049,46±13,69) daha yüksektir (p:0,036),(Tablo 4-16).

	P4			P8			p
	Ort	s.s.	Medyan	Ort	s.s.	Medyan	
Vickers sertlik	1836.20	±119.71	1822.00	1850.60	±230.72	1738.00	0.481
Kırılma tokluğu	5.12	±0.76	4.96	5.10	±0.23	5.10	0.143
Biaksiyel Bükülme Dayanımı: (MPa)	1278.72	±120.41	1280.27	1049.46	±13.69	1050.24	0.036

¹Mann Whitney U Testi

Tablo 4-16: P4 ve P8 grupları arasında Vickers sertlik, kırılma tokluğu ve Biaksiyel Bükülme Dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

4.2.4 Mikroyapı ve yüzey analizi bulguları

4.2.4.1 Enerji dispersif spektrometri (EDS) bulguları

Çalışmamızda EDS mikroyapı analizi yapılarak yaşlandırma öncesi ve sonrasında grupların stabilizatör Y_2O_3 (yttria) miktarları karşılaştırılmıştır.

En yüksek Y_2O_3 miktarı Zirkonzahn prettau anterior materyalinin tek parça şeklinde hazırlanan örneklerinde görülmüştür. En düşük Y_2O_3 miktarı ise Vita YZ HT örneklerinin çift tabaka ve yaşlandırma işlemi uygulanan örneklerde görülmüştür. Tüm grupların EDS değerleri Tablo 4-17’da gösterilmiştir.

	Al_2O_3	Y_2O_3	ZrO_2	HfO_2
<i>ZİRKONZAHN MONOLİTİK</i>	0.27	10.98	88.75	-
<i>ZİRKONZAHN MONOLİTİK YAŞLANDIRILMIŞ</i>	0,25	10.71	89.04	-
<i>ZİRKONZAHN ÇİFT TABAKA</i>	0.28	9.84	89.88	-
<i>ZİRKONZAHN ÇİFT TABAKA YAŞLANDIRILMIŞ</i>	0.26	9.12	90.62	-
<i>VİTA MONOLİTİK</i>	0.19	6.78	90.92	2.11
<i>VİTA MONOLİTİK YAŞLANDIRILMIŞ</i>	0,23	6.53	91.49	1.75
<i>VİTA ÇİFT TABAKA</i>	0,27	5.83	92.26	1.64
<i>VİTA ÇİFT TABAKA YAŞLANDIRILMIŞ</i>	0.29	5.31	92.88	1.52

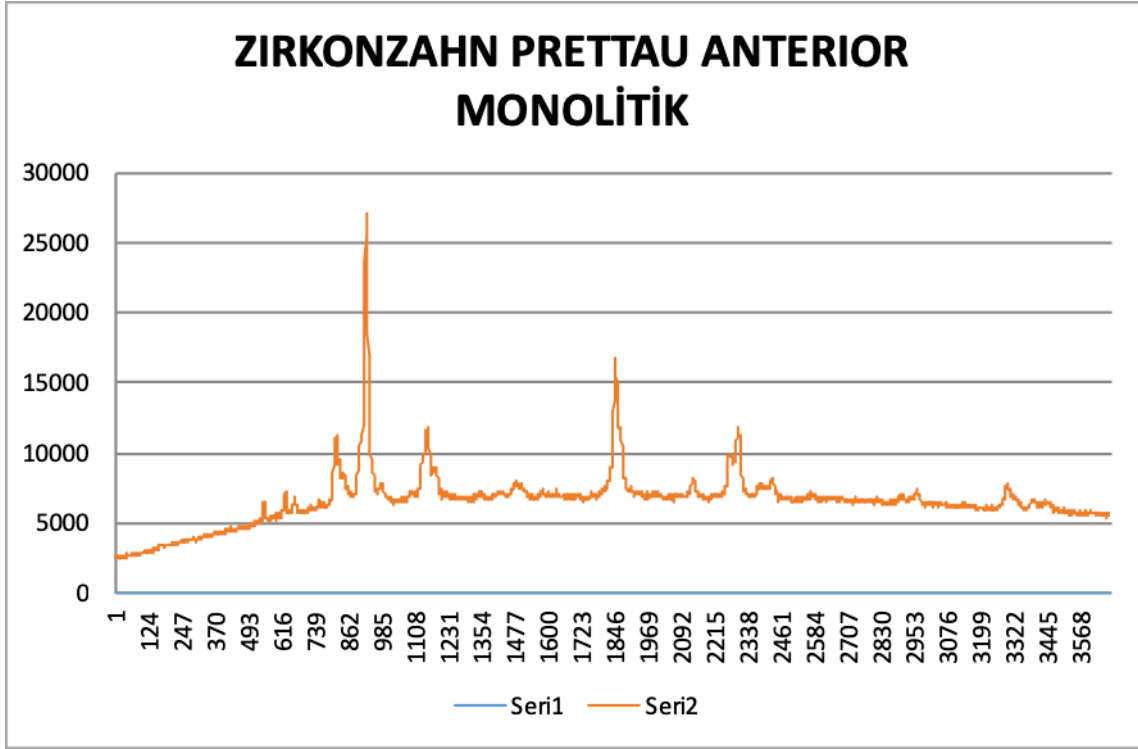
Tablo 4-17: Tüm grupların EDS analiz bulguları

4.4. X-Işını Difraksiyon Analizi Bulguları

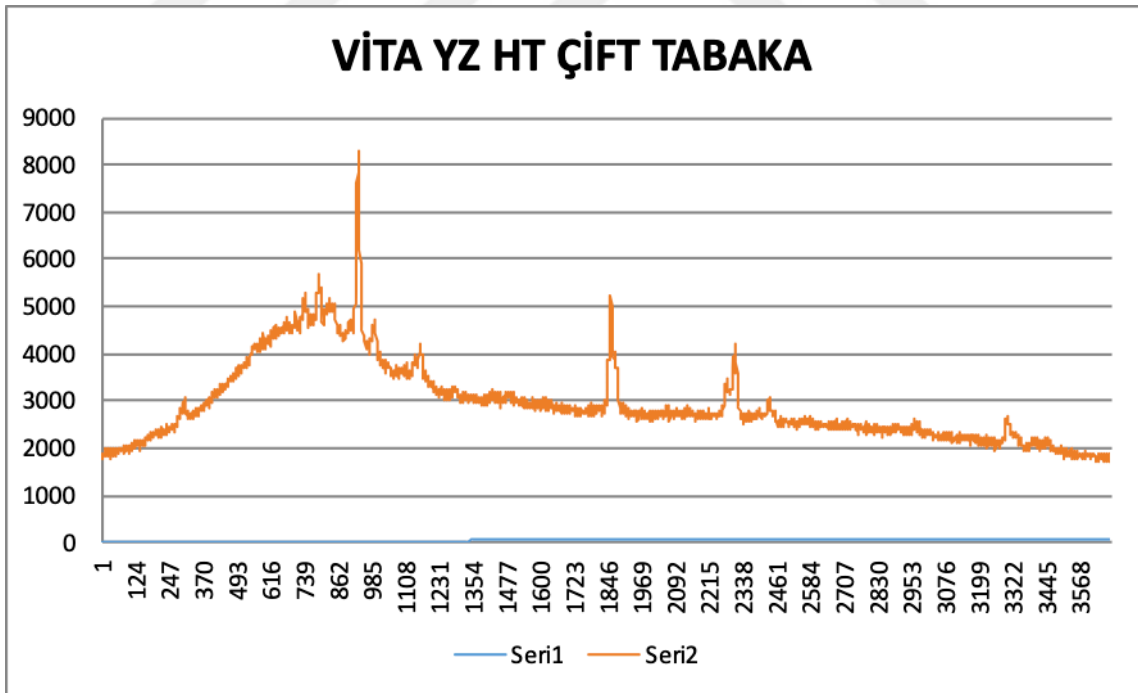
X-ışını difraksiyon analizi ile hesaplanan monoklinik faz hacim oranları Tablo 4-18'de görülmektedir. X-ışını difraksiyon analizi faz grafikleri Şekil 4-9 ve 4-17 arasında görülmektedir. Tüm gruplar içerisinde en yüksek monoklinik faz oranı Vita YZ HT grubunun çift tabakalı yapay yaşlandırma işlemi uygulanmış örnek grubunda görülmüştür. Zirkonzahn Prettau Anterior grubunda ise monoklinik faza rastlanmamıştır.

DENEY GRUPLARI		MONOKLİNİK FAZ ORANI %
ZİRKONZAHN ANTERİOR MONOLİTİK	PRETTAU	%0
ZİRKONZAHN ANTERİOR YAŞLANDIRILMIŞ	PRETTAU MONOLİTİK	%0
ZİRKONZAHN ANTERİOR ÇİFT TABAKA	PRETTAU	%0
ZİRKONZAHN ANTERİOR ÇİFT TABAKA YAŞLANDIRILMIŞ	PRETTAU	%0
VİTA YZ HT MONOLİTİK		%5
VİTA YZ HT MONOLİTİK YAŞLANDIRILMIŞ		%14
VİTA YZ HT ÇİFT TABAKA		%8
VİTA YZ HT MONOLİTİK ÇİFT TABAKA YAŞLANDIRILMIŞ		%21

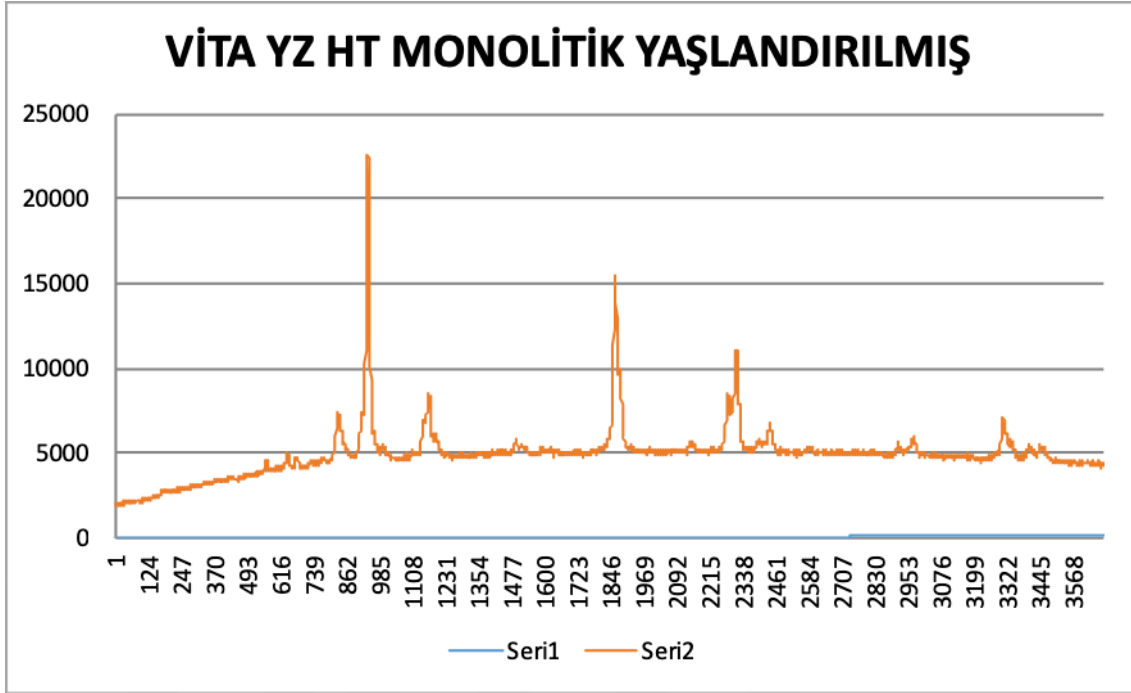
Tablo 4-18: Tüm grupların monoklinik faz oranları



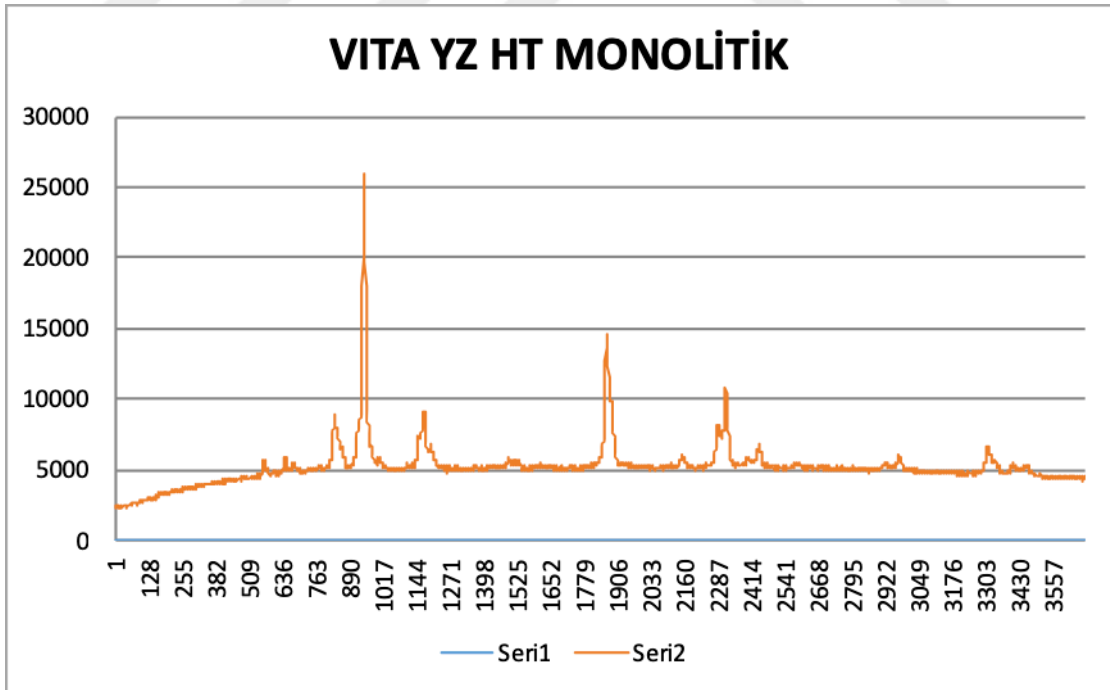
Şekil 4-9: Zirkozahnn Prettau Anterior monolitik monoklinik faz oranı %0.



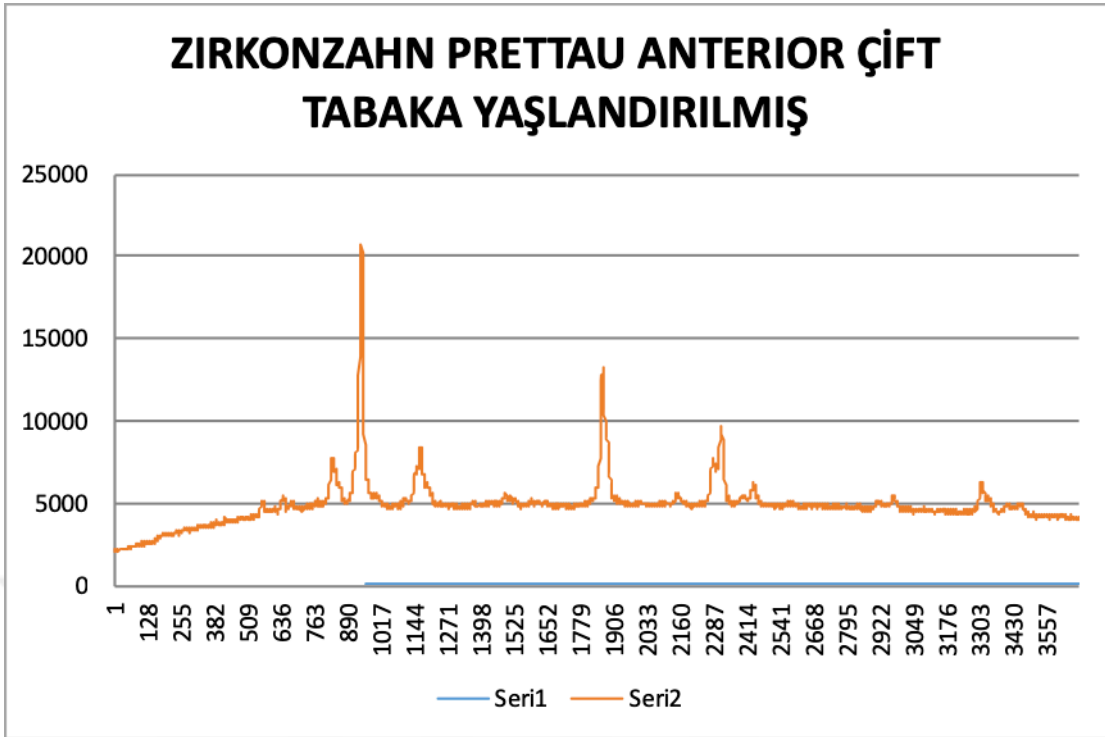
Şekil 4-10: Vita YZ HT çift tabaka monoklinik faz oranı %8.



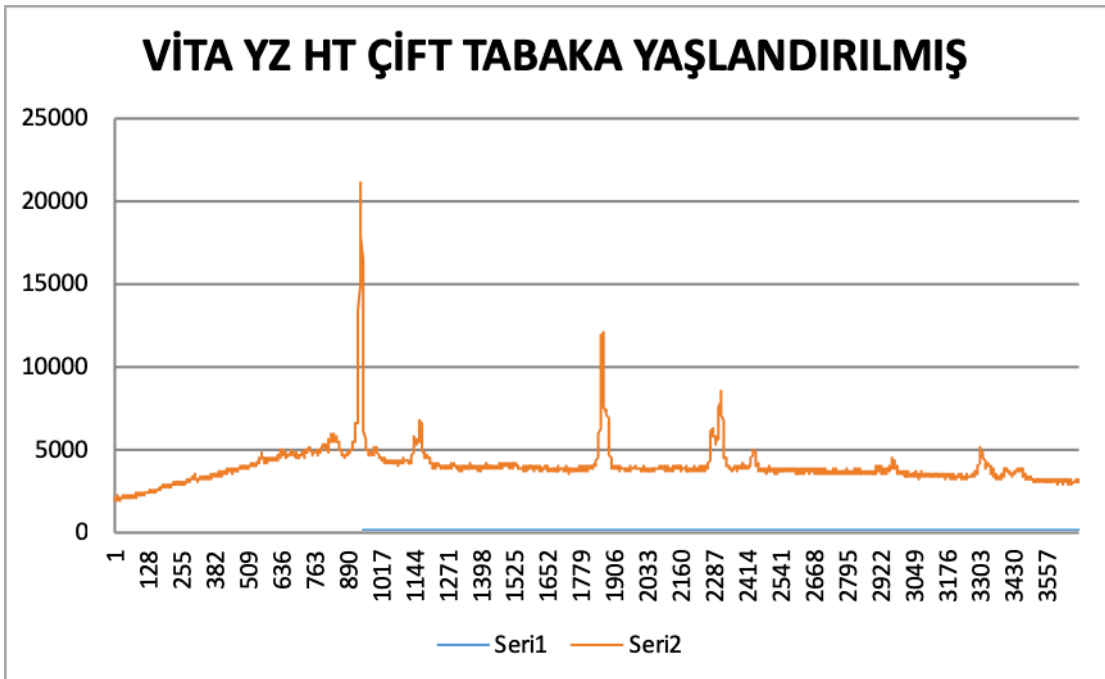
Şekil 4-11: Vita YZ HT monolitik yaşlandırılmış monoklinik faz oranı %14.



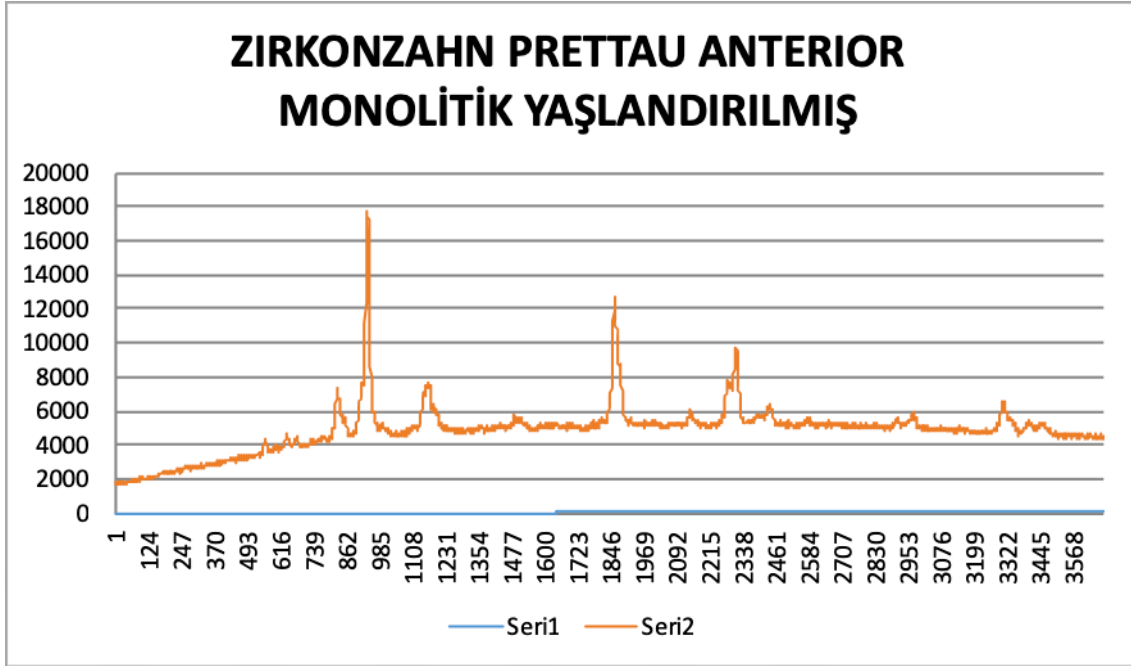
Şekil 4-12: Vita YZ HT monolitik monoklinik faz oranı %5.



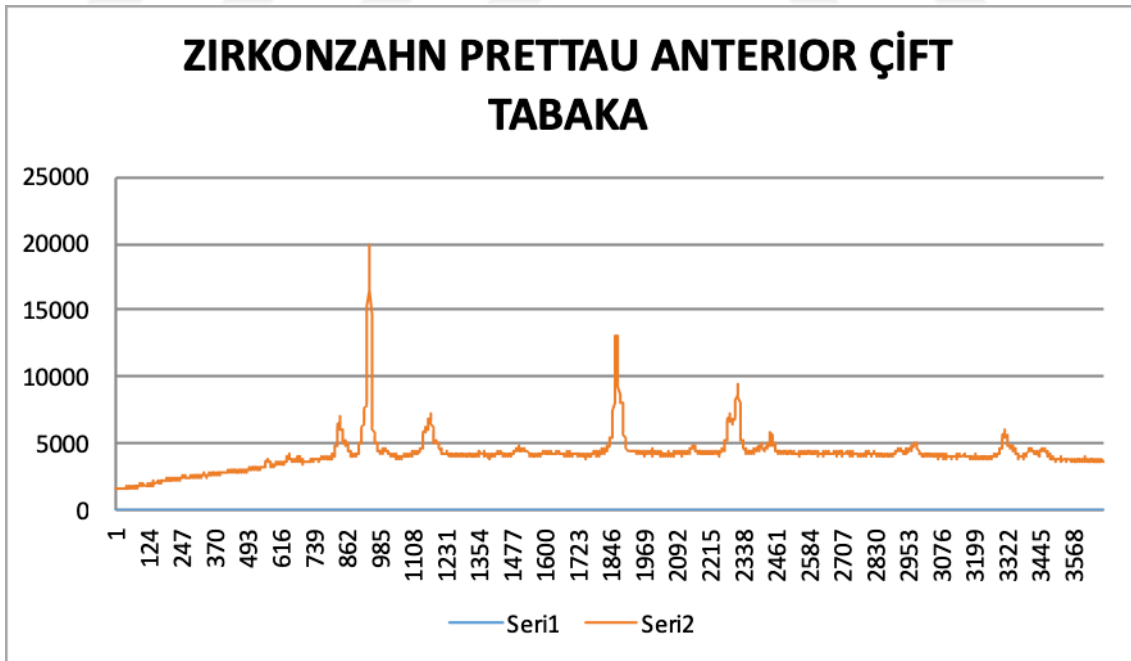
Şekil 4-13: Zirkozahn Prettau Anterior çift tabaka yaşlandırılmış monoklinik faz oranı %0.



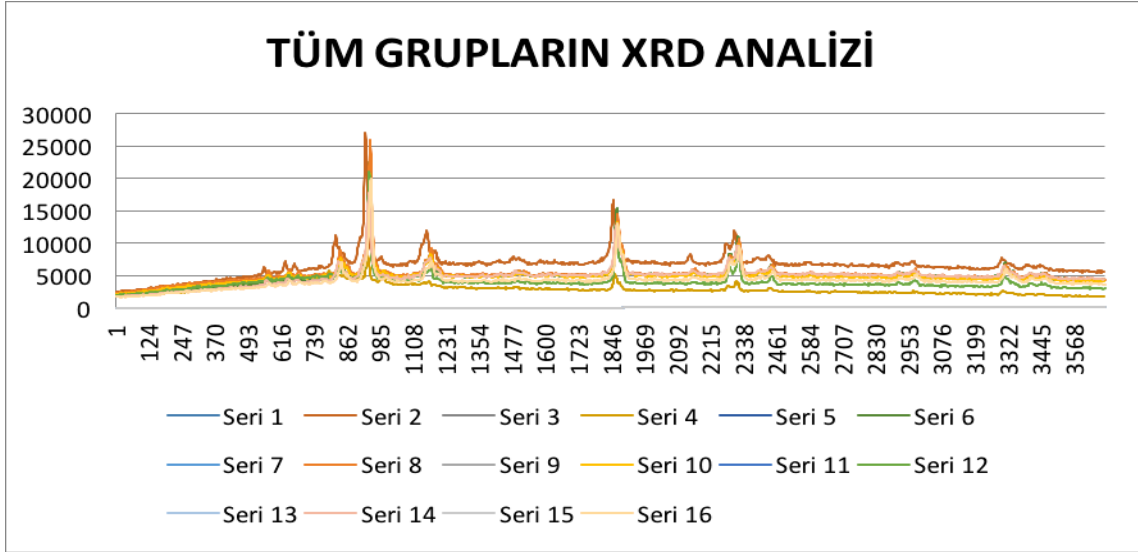
Şekil 4-14: Vita YZ HT çift tabaka yaşlandırılmış monoklinik faz oranı %21.



Şekil 4-15: Zirkozahn Prettau Anterior monolitik yaşlandırılmış monoklinik faz oranı%0.



Şekil 4-16: Zirkozahn Prettau Anterior çift tabaka monoklinik faz oranı %0.

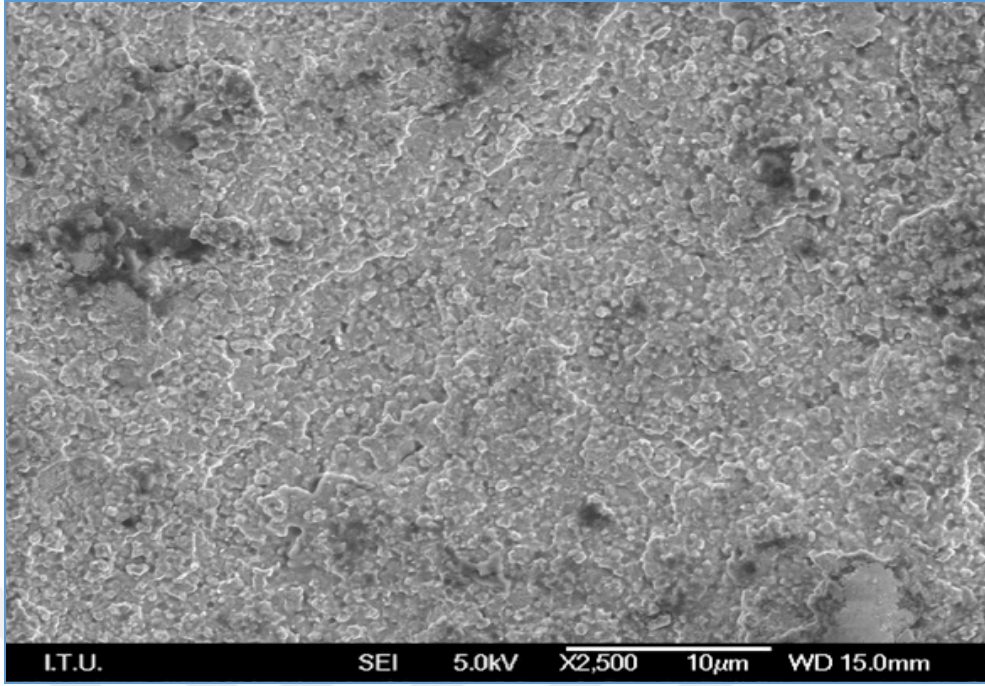


Şekil 4-17: Tüm grupların XRD sonuçlarının tek grafik üzerinde analizi.

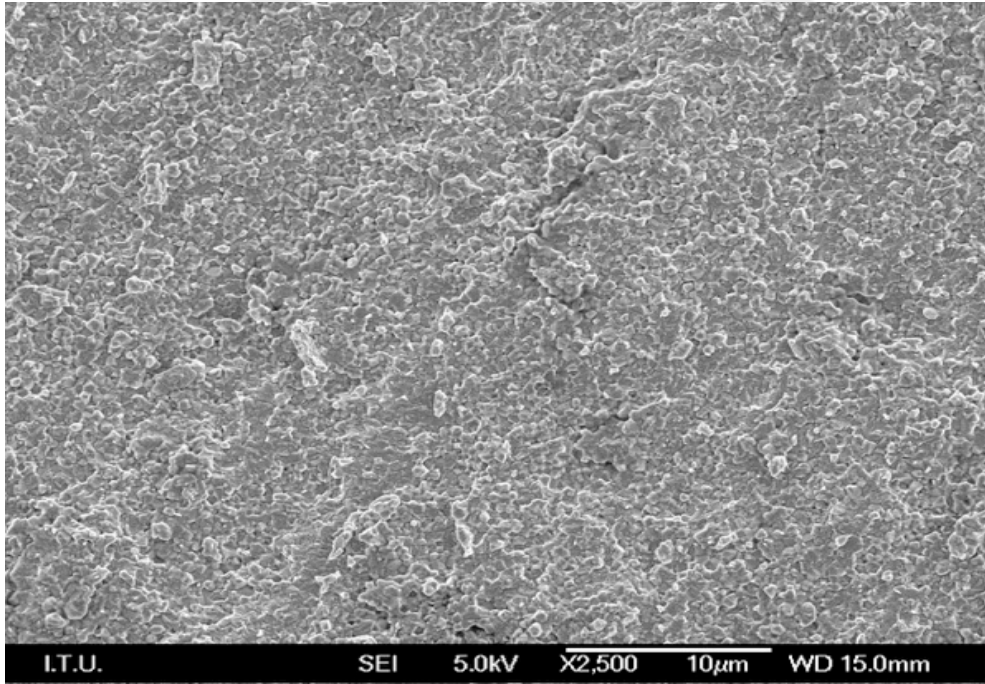
Alan saçılmalı tarama elektron mikroskobu (SEM) bulguları

Çalışmamızda uygulanan yapay yaşlandırmanın yüzey özellikleri üzerindeki etkisi çeşitli büyütme ölçeklerinde çekilen SEM görüntüleri ile incelenmiştir (Şekil 4-18).

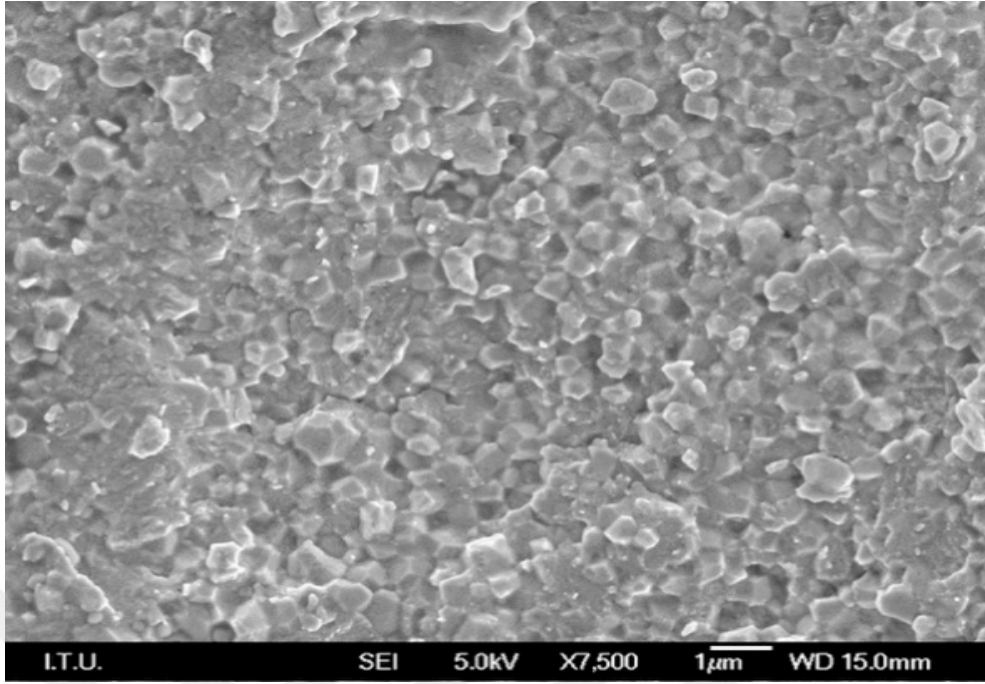
İnceleme sonucunda 2. nesil zirkonya gruplarında ortaya çıkan gren boyutları 3. nesil zirkonya gruplarına göre daha küçük olarak tespit edilmiştir. Zirkonyanın gren boyutlarının daha büyük olması malzemenin translüsentlik özelliğinin artırılması ile ilgilidir. Bu şekilde grenler arası oluşacak boşluk da azaltılmış olmaktadır. Yapay yaşlandırma sonucu zirkonya materyalinin yüzeyinde bozulma meydana gelmesi beklenmektedir. Fakat bu durumun oluşabilmesi için malzemenin içerisinde t-m faz dönüşümünün meydana gelmesi ve bu dönüşümün malzemenin mikroyapısını değiştirmesi gerekmektedir. Bizim çalışmamızda uyguladığımız ağız içerisinde 15-20 seneyi taklit eden yapay yaşlandırma süresi kullandığımız her iki zirkonya materyalinde de malzemenin mikroyapısında herhangi bir bozulmaya sebep olmamıştır.



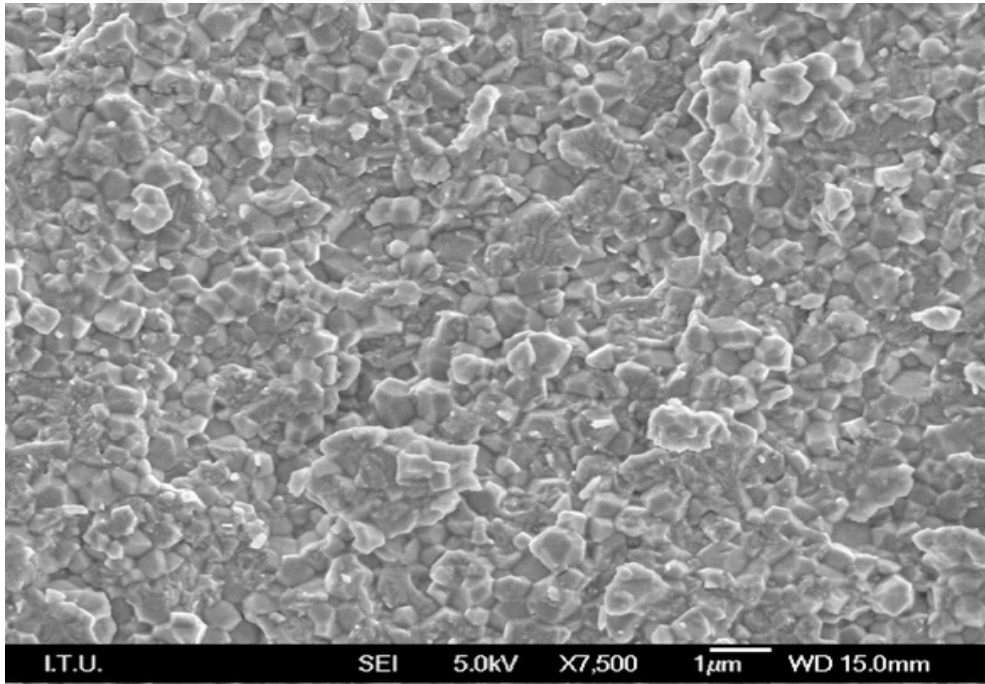
Şekil 4-18: Vita YZ HT monolitik x2500



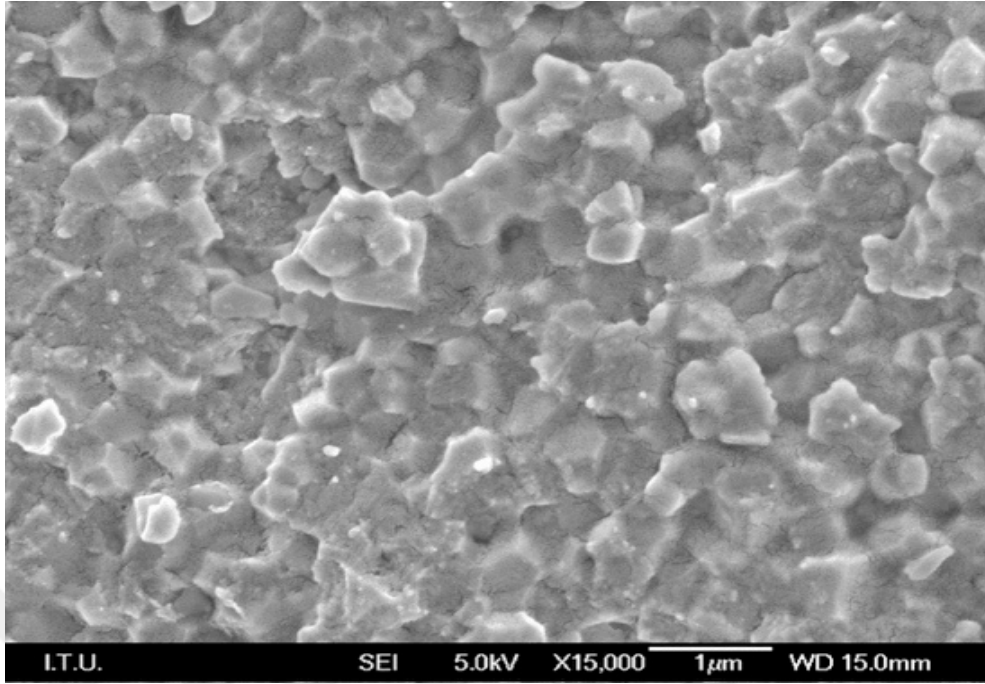
Şekil 4-19:Vita YZ HT monolitik yaşlandırılmış x2500



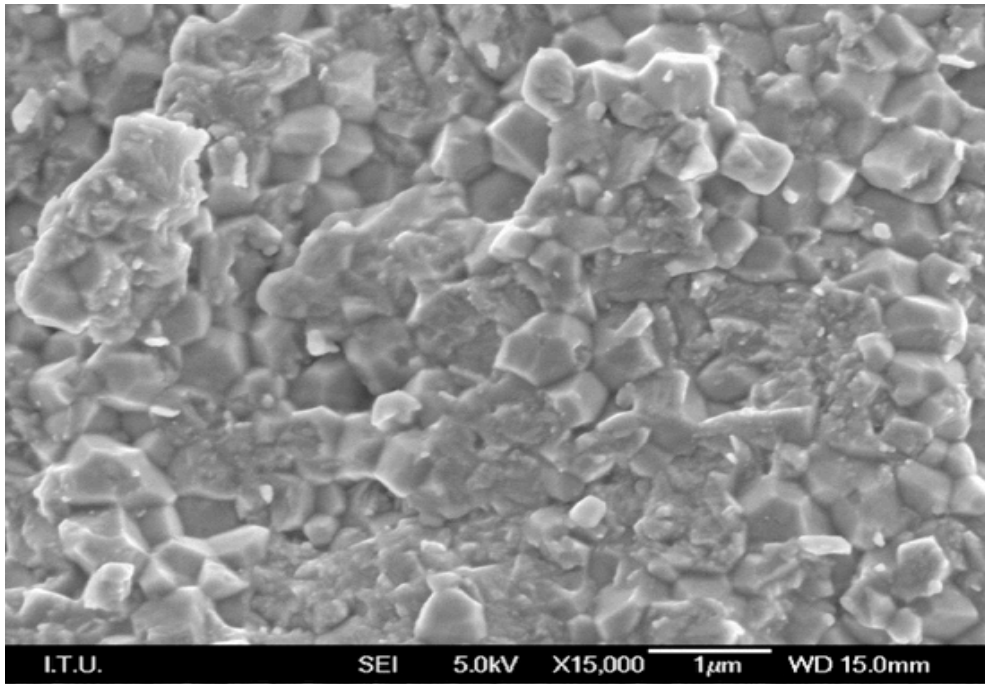
Şekil 4-20: Vita YZ HT monolitik x7500



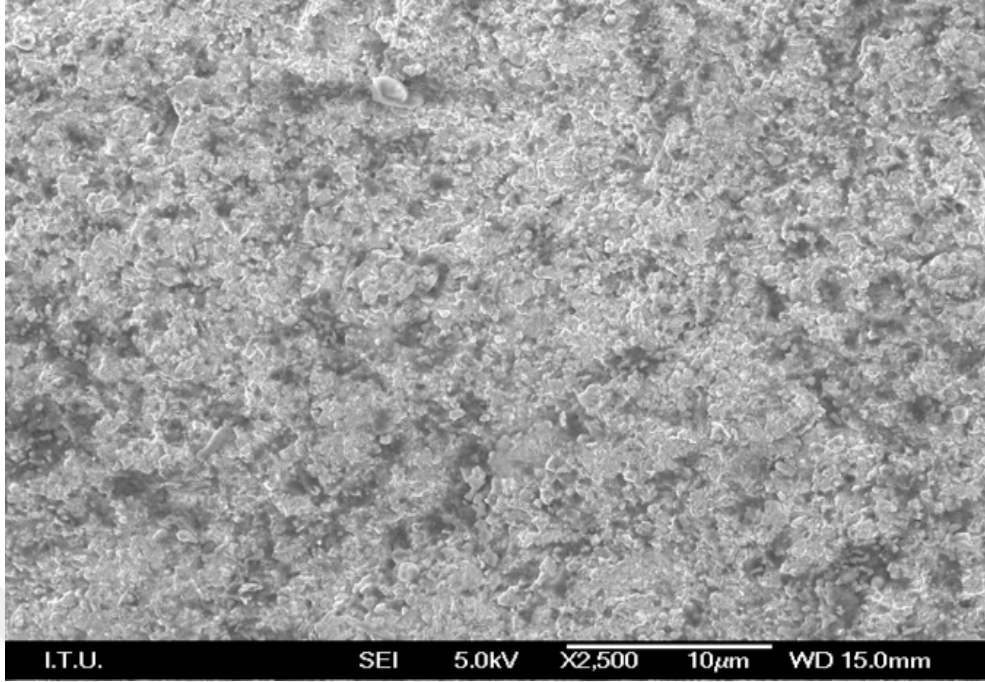
Şekil 4-22: Vita YZ HT monolitik yaşlandırılmış x7500



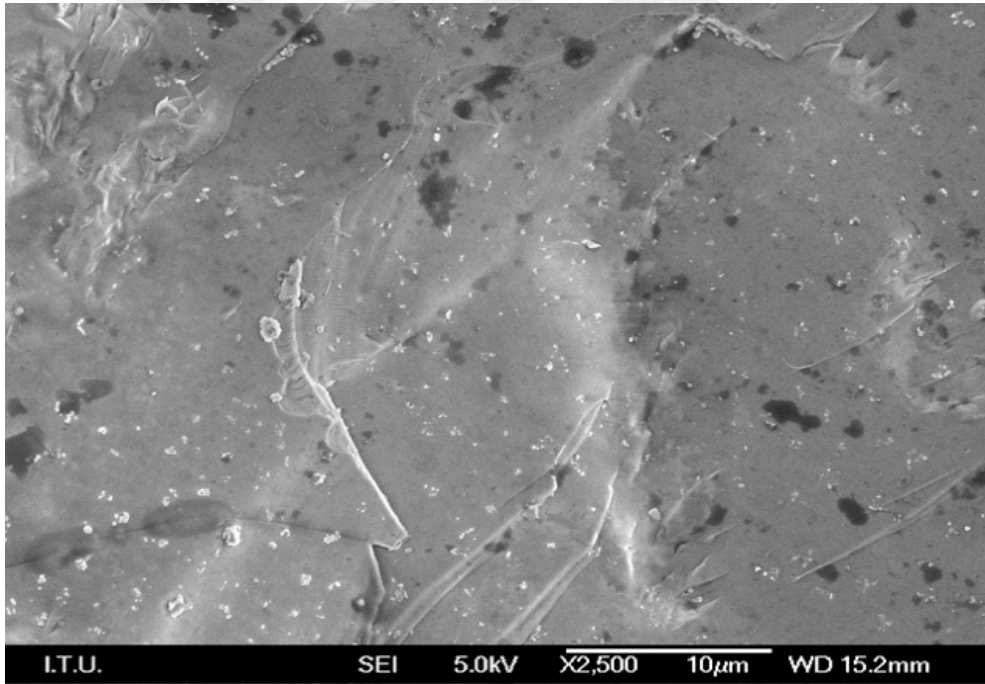
Şekil 4-21: Vita YZ HT monolitik x15000



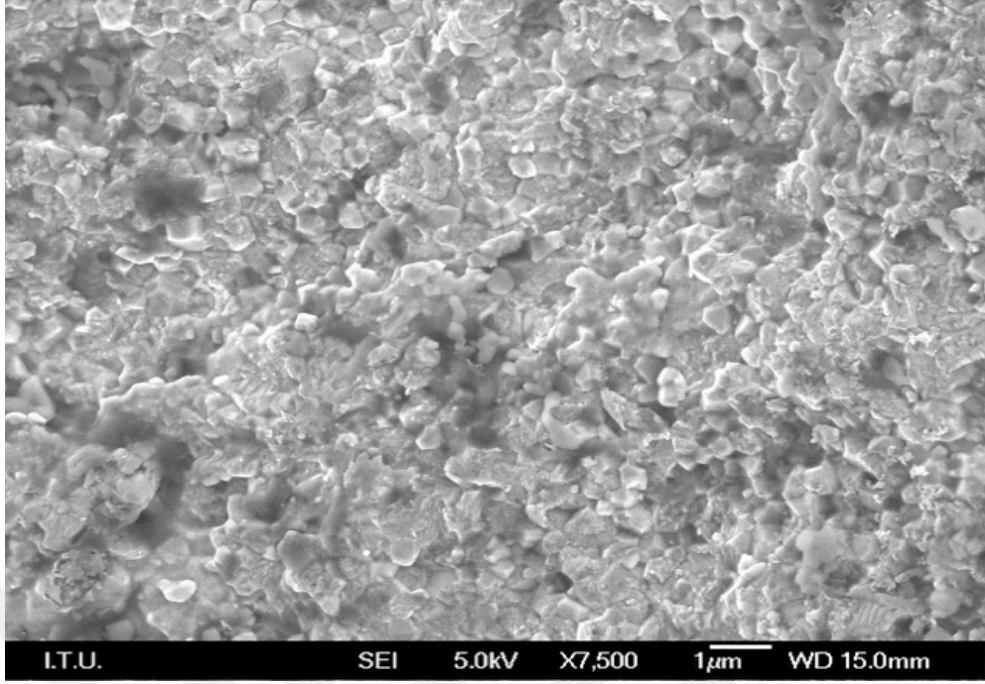
Şekil 4-23: Vita YZ HT monolitik yaşlandırılmış x15000



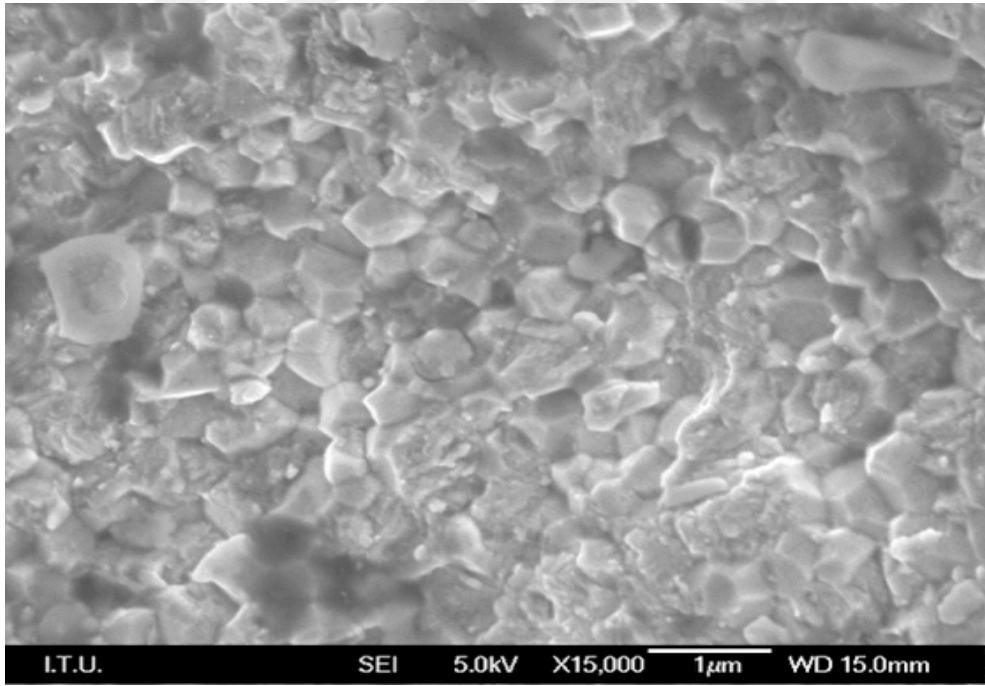
Şekil 4-24: Vita YZ HT tabakalama x2500



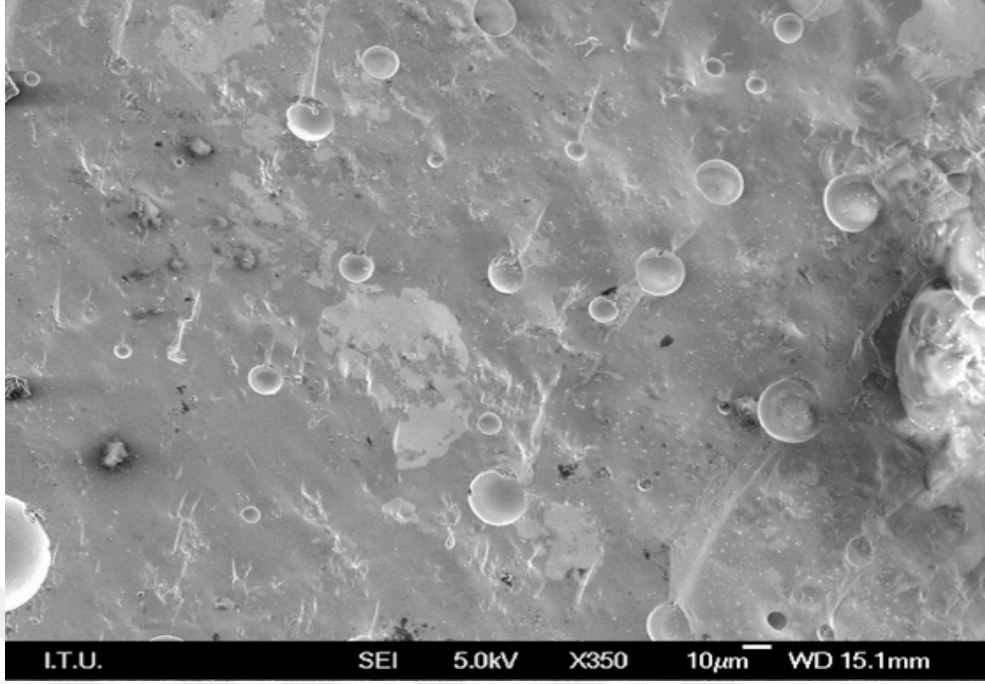
Şekil 4-28: Vita YZ HT çift tabakalı yaşlandırılmış x2500



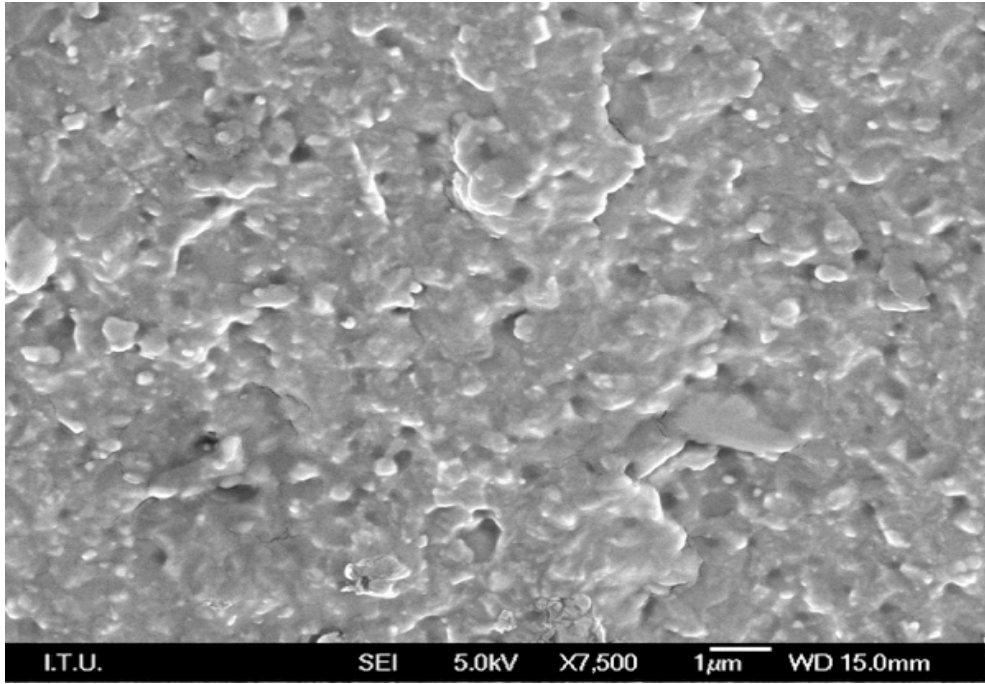
Şekil 4-25: Vita YZ HT tabakalama x7500



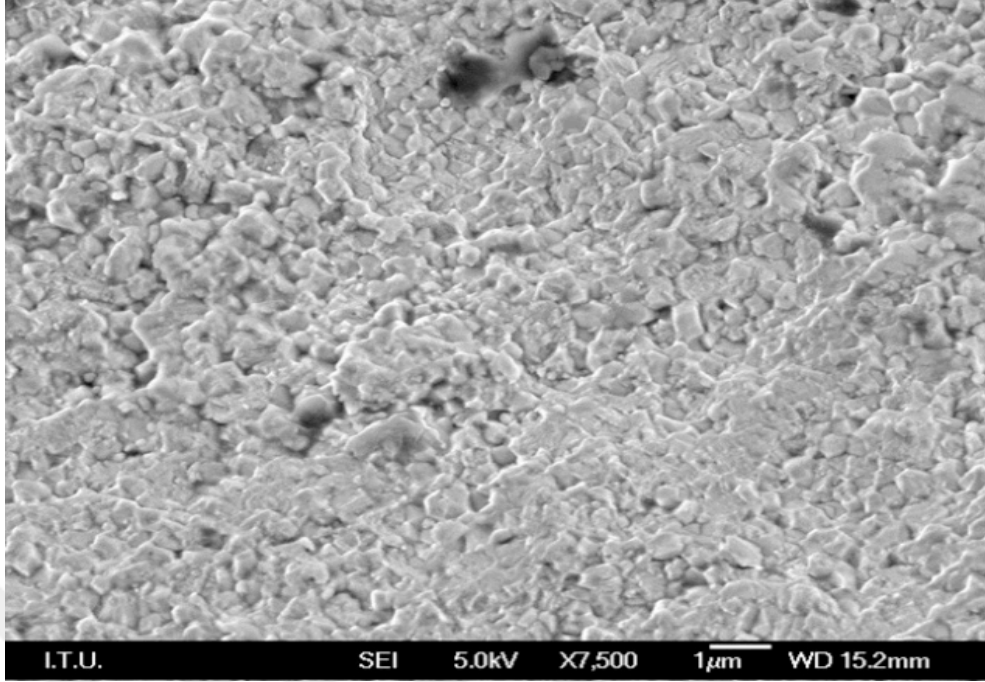
Şekil 4-26: Vita YZ HT tabakalama x15000



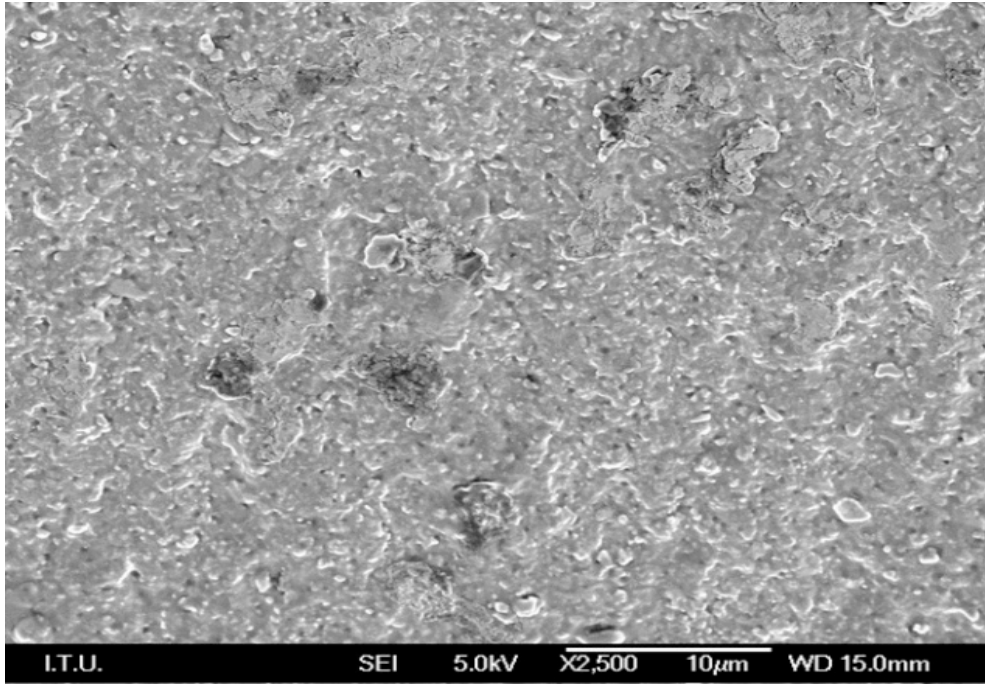
Şekil 4-27: Vita YZ HT tabakalama yaşlandırılmış x350



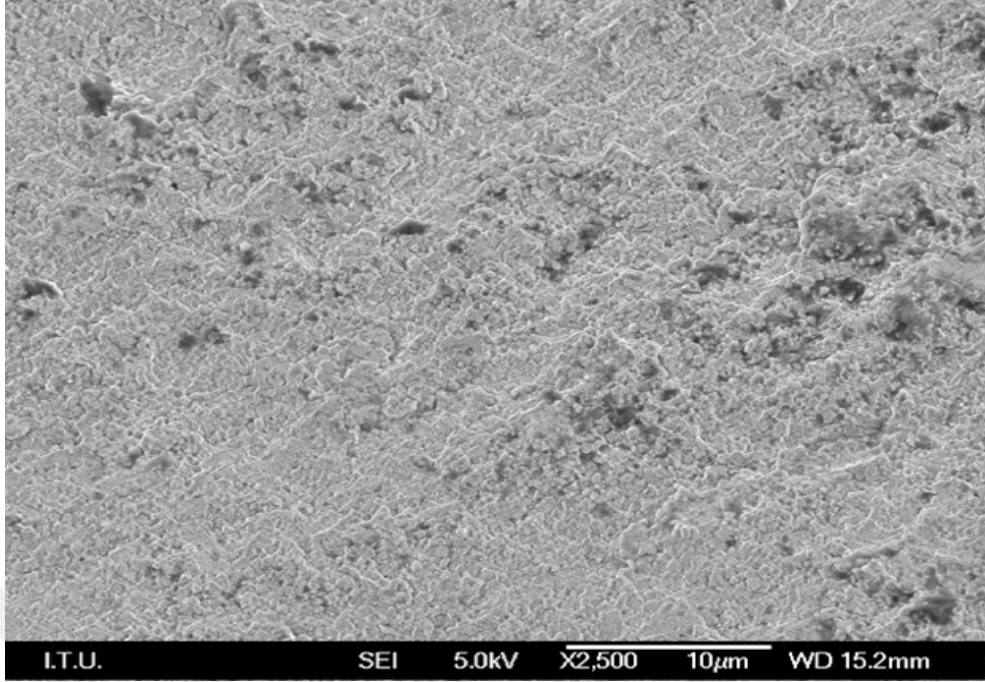
Şekil 4-29: Zirkozahn Prettau Anterior monolitik x7500



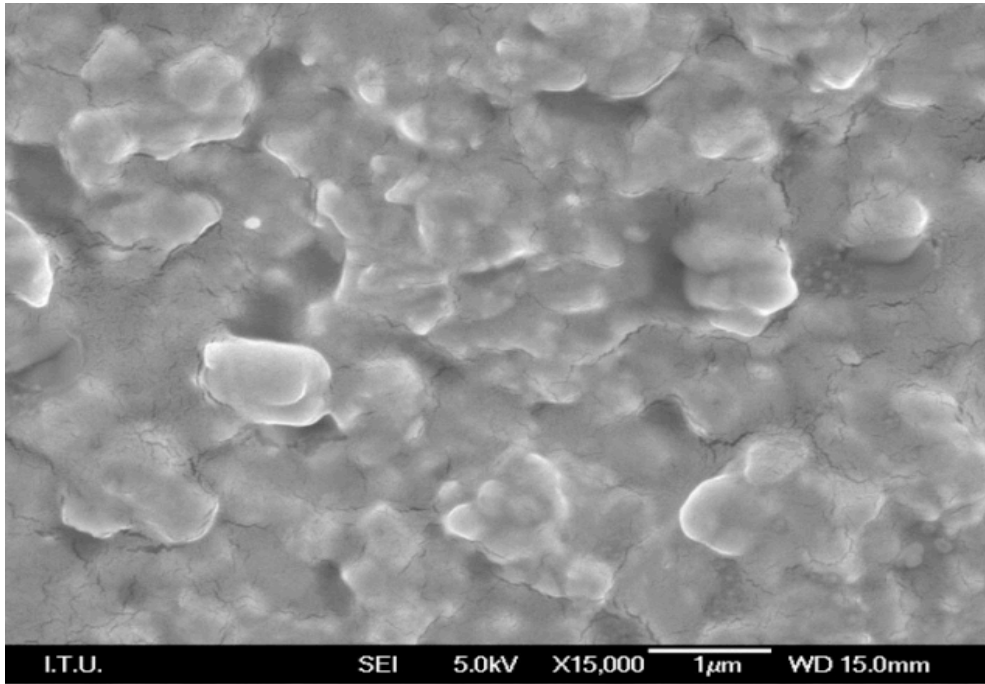
Şekil 4-33: Zirkozahn Prettau Anterior monolitik yaşlandırılmış x7500



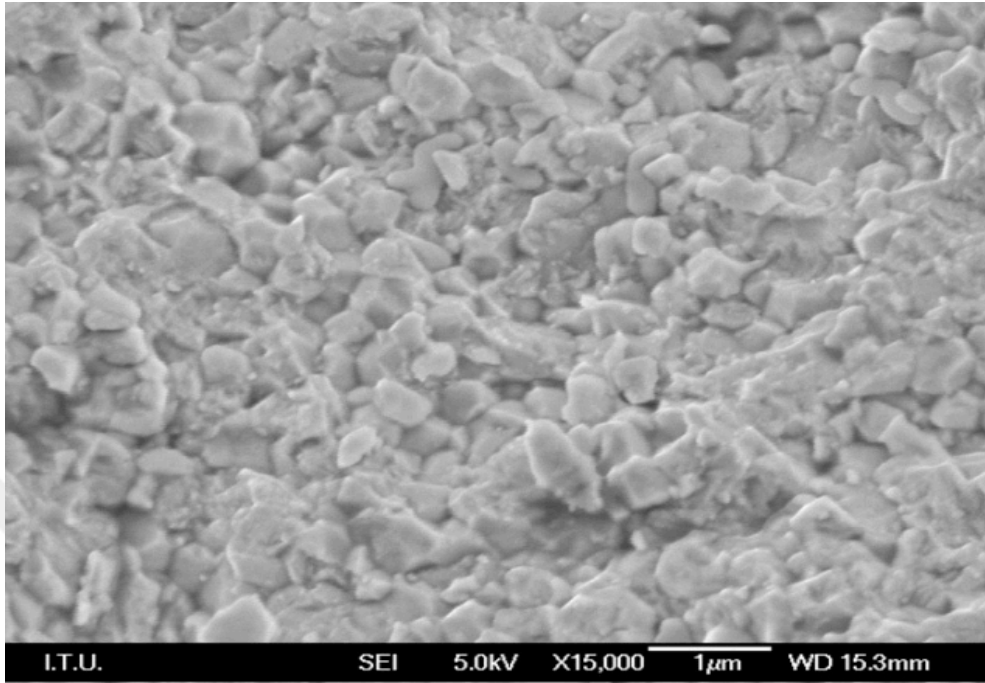
Şekil 4-30: Zirkozahn Prettau Anterior monolitik x2500



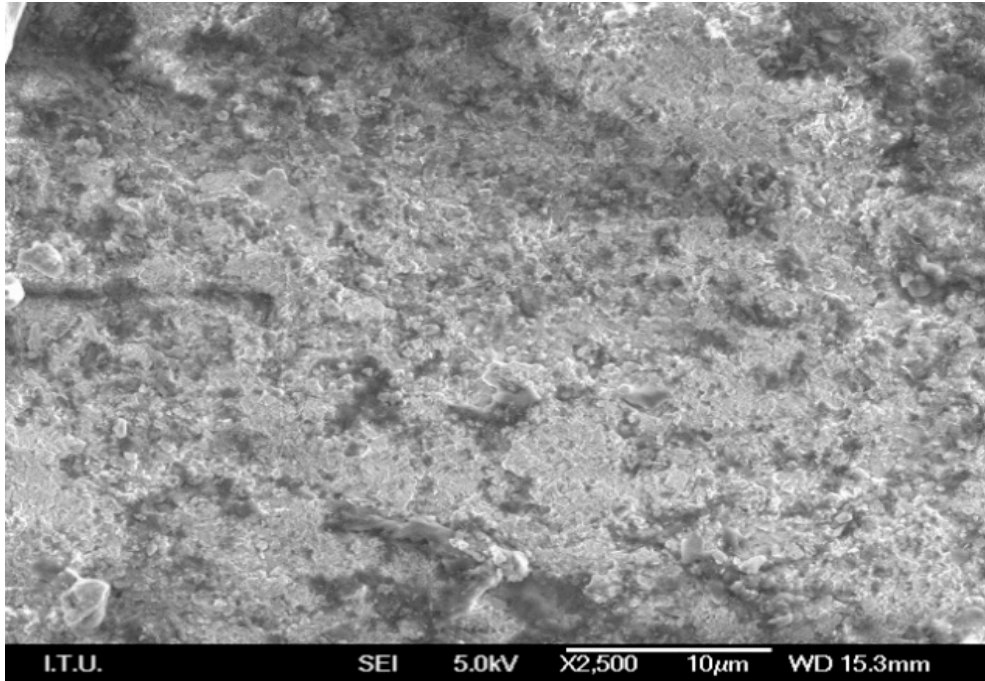
Şekil 4-32: Zirkozahn Prettau Anterior monolitik yaşlandırılmış x2500



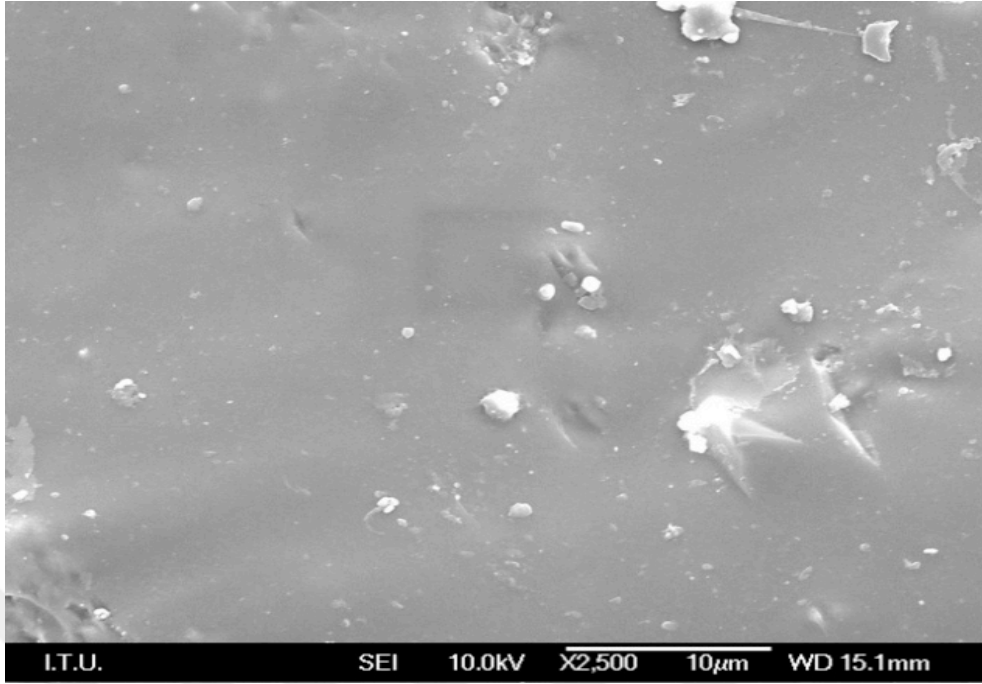
Şekil 4-31: Zirkozahn Prettau Anterior monolitik x15000



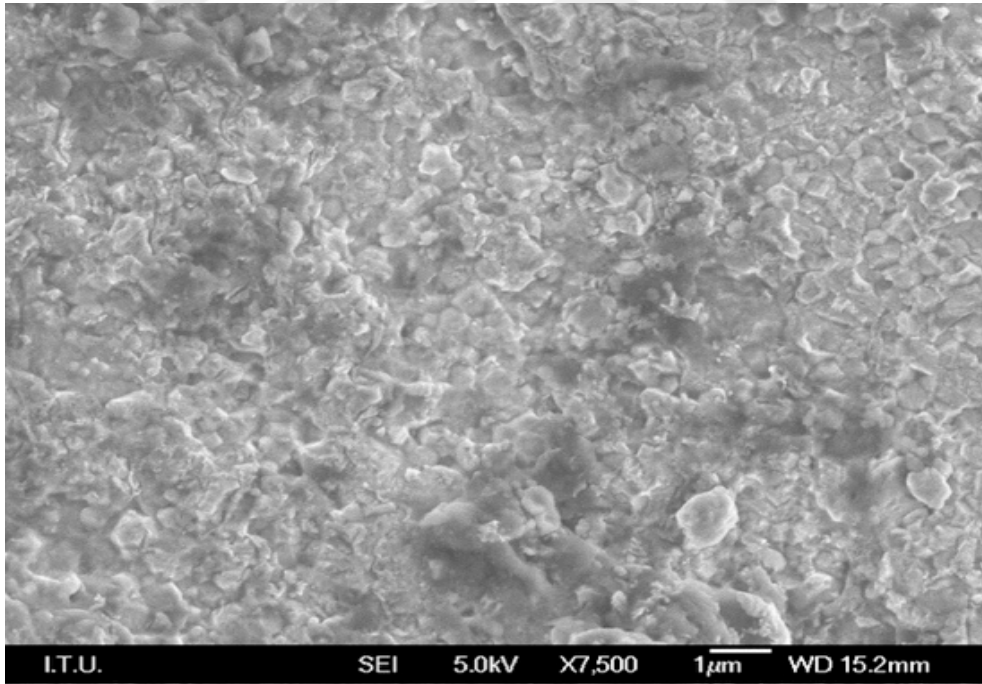
Şekil 4-34: Zirkozahn Prettau Anterior monolitik yaşlandırılmış x15000



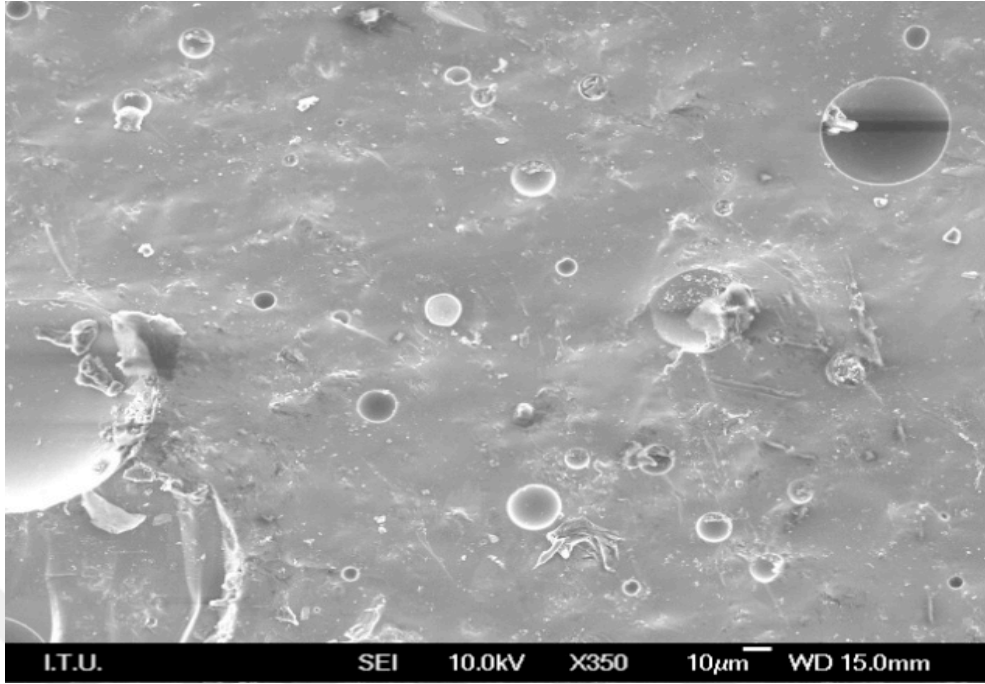
Şekil 4-35: Zirkozahn Prettau Anterior çift tabaka x2500



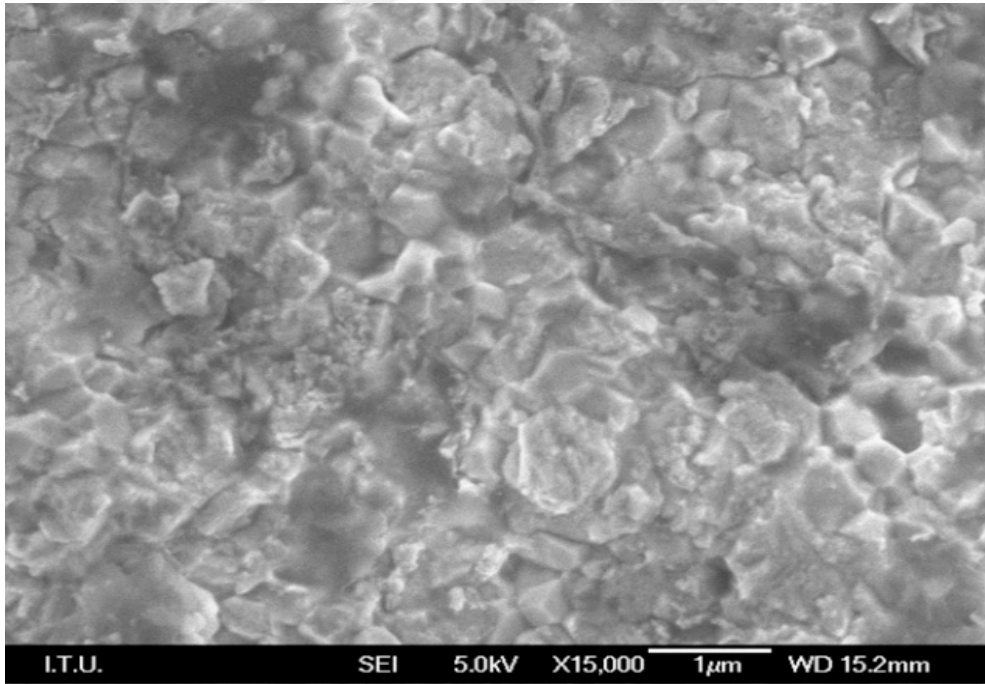
Şekil 4-38: Zirkonzahn Prettau Anterior çift tabaka yaşlandırılmış x2500



Şekil 4-36: Zirkonzahn Prettau Anterior çift tabaka x7500



Şekil 4-39: Zirkonzahn Prettau Anterior çift tabaka yaşlandırılmış x350



Şekil 4-37: Zirkonzahn Prettau Anterior çift tabaka x15000

5. TARTIŞMA

Günümüzde estetik beklentilerin artmasıyla diş renginde restorasyonlara olan ilgi artmaktadır. Posterior bölgedeki diş eksikliklerinde yüksek mekanik özellik gösteren materyallerden elde edilmiş restorasyonlar kullanılmalıdır. Metal destekli restorasyonların yumuşak ve sert dokularda, alerjik yada toksik reaksiyon oluşturma potansiyelinin olduğu bilinmektedir. Ayrıca metal destekli seramik restorasyonlar, dişeti boyunca ‘siyah çizgi’ denilen metal yansıması oluşturabilmektedir.

Y-TZP içerikli sistemler, yüksek dayanıma sahip tam seramik sistemlere ilave olarak sabit protetik restorasyonlar için alternatif bir materyal olarak kullanılmaktadır (Rekow ED. ve ark. 2011; Raigrodski AJ. ve ark. 2012) CAD-CAM sistemiyle üretilmiş Y-TZP alt yapılı sistemler, estetik ve stres taşıyan bölgelerdeki dayanıklılık gereksinimini tatmin edici bir şekilde karşılamaktadırlar. Bu sebeplerle posterior bölge diş eksikliklerinde diş renginde, yüksek mekanik özellikte, biyouyumluluğu yüksek materyal olan zirkonya önemli bir tedavi seçeneğidir.

CAD-CAM sistemlerine ait tarama cihazlarının netliğinin, yazılım programlarının kapasitelerinin, frezeleme ünitelerinin hassasiyetinin gelişimi ile, yeni metal içermeyen materyaller ve restorasyon üretim teknikleri piyasaya sunulmaktadır. Bu teknolojik gelişmeler laboratuvar kaynaklı hataların azalmasını ve daha başarılı restorasyonların yapımını sağlamaktadır (Gregg A. ve ark. 2008). Yapılan çalışmalarda CAD-CAM sistemi ile hazırlanmış restorasyonların, geleneksel metal destekli restorasyonlara göre daha iyi kenar uyumuna sahip oldukları belirtilmektedir (Christensen GJ. 2007). Nakamura ve ark. Cerec 3 CAD-CAM sistemi ile hazırlanmış kuronların iç ve kenar uyumlarını inceledikleri çalışmalarında, Cerec 3 ile hazırlanmış kuron restorasyonlarının kenar aralığının 67 µm’den daha az olduğunu belirtmişlerdir (Raigrodski A.J. ve ark. 2006). Günümüzde metal alt yapılı restorasyonlarda hem geleneksel üretim yöntemleri hem de dijital yöntemler kullanılabilir. Ancak, polikristalin seramik restorasyonların üretimi sadece CAD-CAM yöntemi ile yapılabilir.

Diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda sıklıkla ve başarıyla uygulanan tedavi

seçeneği olan sabit bölümlü protezlerin 10 yıl içerisindeki başarısızlık oranlarının oldukça düşük (%8-10) olduğu belirtilmektedir. Yapılan çalışmalarda, sabit bölümlü protezlerin 10 yıl süreyle klinik takibinde %72 -%87 sağ kalım oranı gösterdiği belirtilmektedir (Raigrodski A.J. 2004; Raigrodski A.J ve ark. 2006; Aboushelib M.N ve ark. 2006).

Diş hekimliğinde yaklaşık 40 yıldır metal destekli restorasyonlar sabit bölümlü tedavi seçeneği olarak yaygın kullanılmaktadır. Bunların yanı sıra, zirkonya restorasyonlarda yorulma sonucu görülen başarısızlık oranının, metal destekli restorasyonlardan daha yüksek bulunduğu literatürde yer almaktadır. Zirkonya destekli restorasyonlarda, zirkonya alt yapı ile üst yapı seramiği arasında oksit tabakası oluşmamasının, bu başarısızlığa sebep olduğu düşünülmektedir (Silva N.R. ve ark. 2010). Seramiklerin restoratif kullanımlarının artması, gelişmiş klinik performans olan gereksinimin artması, yeni birçok seramik materyalinin ve tekniğin geliştirilmesini ve piyasaya sunulmasını sağlamıştır.

Zirkonya altyapılı restorasyonlarda en çok karşılaşılan klinik sorun üst yapıda uygulanan porselenin alt yapıdan tabaka şeklinde (delaminasyon) veya kırılarak kopması (chipping) olarak belirtilmektedir (Sailer I ve ark. 2006; Raigrodski A.J ve ark. 2012).

Sailer ve ark. posterior bölgedeki zirkonya restorasyonların 5 yıllık klinik izlemine yaptıkları çalışmalarında, %15.2 oranında üst yapı kırığı komplikasyonu gözlemlemişlerdir (Sailer I. Ve ark 2007).

Zirkonya restorasyonların üretimi sırasındaki termal genleşme katsayısı farklılıkları, üst yapı ve alt yapının birbiri arasındaki uyumsuz ısınma ve soğuma dereceleri, üst yapı ile alt yapı arasında meydana gelen makaslama kuvvetleri gibi sebepler üst yapı kırıklarının oluşmasının nedenleri arasında gösterilmektedir (Sjölin R. ve ark 1999; Al-Amleh ve ark 2010; Stawarczyk B. ve ark. 2011). Üst yapı seramiğinin ve alt yapının termal genleşme katsayısı uyumsuzluğu, üst yapı porseleninin fırınlanma ve soğuma işlemi sonrasında iki yapı arasında oluşan sıcaklık farklılıkları, artık stres oluşumuna sebep olmaktadır (Yihong L. ve ark. 2010). Oluşan artık stresler ara yüzey özelliğini değiştirerek, zirkonyanın faz değişiminin başlamasına, tanecik büyüklüklerini değiştirerek yüzeyde seramik kırığına sebep olabilmektedir (Denry, I. ve ark. 2008).

Saito ve ark. zirkonya alt yapı (Katana sistem, Noritake Dental SupplyCo, Ltd, Miyoshi, Japonya) ile farklı üst yapı seramiklerinin (Cercon ceramkiss, DeguDent GmbH), (Cerabien ZR, Noritake Dental Supply Co, Ltd), (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), (VITA VM 9, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) (Vintage ZR, Shofu, Inc, Kyoto, Japonya) arasındaki bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, alt yapı-üst yapı arasındaki termal genleşme katsayısı uyumsuzluğunun, makaslama dayanımı değerini olumsuz etkilediğini belirtmişlerdir. Üretici firmaların önerdiği alt yapı-üst yapı sistemlerinin kullanılmasının, yüksek bağlanma dayanımı oluşturduğunu belirtmişlerdir (Saito, A. ve ark. 2010).

Zirkonya restorasyonlarda karşılaşılabilen üst yapı sorunları, monolitik zirkonya restorasyonların kullanımı ile giderilmeye çalışılmaktadır (Kuriyama S. ve ark. 2011). Çalışmamızda iki farklı yöntemle (üst yapı seramiği uygulanan ve uygulanmayan) zirkonya örnekler 2 farklı kazıma cihazından ve 2 farklı bloktan hazırlandı ve yaşlanma işleminin malzemenin dayanıklılığına olan etkisi incelendi.

Bu çalışmada tek ve çift tabakalı restorasyon üretimine imkan veren 2 farklı güncel zirkonya materyalinin yapay yaşlandırma öncesi ve sonrasında gösterdiği kırılma dayanımı kırılma tokluğu mikrosertlik ve mikroyapısal analiz değerleri araştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda elde edilen bulgular ağız içerisinde ön bölge zirkonya esaslı restorasyon üretimine imkan veren ve üretici firma tarafından aynı amaç için kullanılabilmesi belirtilen 2 farklı zirkonya materyalinin hem fiziksel hem de kimyasal özellikler açısından farklılıklar gösterdiğini ortaya koymaktadır.

Yeni nesil zirkonyada ytriyum oksit oranı artmıştır. Bu, sadece metastabil tetragonal fazın değil, aynı zamanda yapının kübik kısımlarının da eş zamanlı olarak oluşturulmasına yol açar. Bu karma yapı tamamen stabilize zirkonya olarak bilinir ve üçüncü kuşaktır, ki bu, birinci ve ikinci kuşakların kısmen stabilize zirkonyalarının aksine, üretici firma tarafından sağlanan bilgilere göre, yapısal fazların dönüşümü gerçekleşmez.

Kübik kristallerin daha yüksek bir hacmi vardır. İlk olarak, azaltılmış artık poroziteye bağlı olarak, tane sınırlarında daha yüksek ışık saçılımına sahiptirler ve ikinci olarak, daha az kuvvetli bir şekilde bağlanırlar. Dahası, kübik kristal yapıları

tetragonal yapılardan daha fazla izotropiktir, bu yüzden daha translusent optik özellik gösterir.

3. nesil zirkonya , birinci ve ikinci nesile göre tartışmalı olarak sadece tetragonal fazda yarı stabil olmakla kalmaz, aynı zamanda% 53'e varan bir kübik fazı oranı da içerir. Bu nedenle, karışık kübik/tetragonal bir yapıya sahip tamamen stabilize zirkonya olarak tarif edilmektedir. Kübik kısımlar, daha yüksek miktarda (yaklaşık olarak %9.3/%5 mol) itriyum oksit ile elde edilmiştir. Kübik kristaller, tetragonal olanlara kıyasla daha yüksek bir hacme sahiptir. Bu, ışığın tanecik sınırlarında ve gözeneklerinde daha az güç harcadığı ve malzemenin daha saydam hale geldiği anlamına gelir. Ayrıca kübik kristal yapıları, tetragonal yapılardan daha fazla izotropiktir yani daha düzenli ve homojen bir dizilime sahiptir. Bu, tüm ışığa yönlerinde gelen ışığın daha eşit bir şekilde yayıldığı anlamına gelir. Bu özellik ayrıca saydamlık üzerinde önemli bir etkiye sahiptir.

Zirkonya üreticilerinden alınan bilgilere göre, üçüncü nesil zirkonyada hidrotermal yaşlanma meydana gelmez, bu da malzemenin artan kullanım süresiyle birlikte mikro yapısını ve gücünü koruduğu anlamına gelir. Bu nesilun bir dezavantajı kırılma direncinin diğer nesillardan daha düşük olmasıdır. Bununla birlikte, şu anda bu konuda çok az sayıda çalışma sonucu bulunmaktadır.

Çalışmada kullanılan zirkonya materyallerinden prettau anterior örnekler hem tek hem çift tabakalı kullanımda Vita YZ HT örneklere oranla daha düşük kırılma dayanımı göstermiş olup iki grup arasında oluşan fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Nordahl ve ark. 2015 yılında 3. ve 2. nesil zirkonyayı karşılaştırdıkları çalışmalarında yaşlandırma öncesi ve sonrası materyallerin kırılma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Ortaya çıkan değerler sonucunda 2. ve 3. Nesil zirkonya örneklerinin kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Üretici firma tarafından 2. nesil zirkonya olarak kategorize edilen Vita YZ HT materyali ile 3. Nesil ya da kübik zirkonya olarak sınıflandırılan prettau anterior materyali kırılma dayanımı açısından benzer değerler göstermiştir. Stawarczyk ve ark. 2018 yılında yaptıkları derlemede 2. Ve 3. nesil zirkonya materyallerinin baskı

dayanımı açısından farklılık göstermediğini bildirmiştir. 2016 yılında Stawarczyk ve ark. nın yeni nesil monolitik zirkonyaların biaksiyel bükülme dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında malzemenin 611-784 MPa arasında kırılma dayanımı gösterdiğini belirtilmişlerdir. Posterior bölgelerde sabit protezlerin yapımı için seçilen materyalin esneme dayanımının ISO 6872:2008'e göre üç üyeli protezlerde en az 500 MPa, dört üyeli protezlerde ise 800 MPa olması gerektiği belirtilmiştir. Çalışmanın bulguları bizim çalışmamıza benzer olmakla birlikte monolitik zirkonyanın hem tek parça hem de üst yapı materyali uygulanmış şekilde hem arka hem de ön bölge restorasyonlarında güvenle kullanılabileceği sonucuna varılmıştır. (Stawarczyk B. Ve ark 2016).

Bizim çalışmamızda bahsi geçen diğer çalışmaların sonuçlarını destekler şekilde 2 farklı zirkonya materyali arasında yaşlandırma öncesi ve sonrasında kırılma dayanımı açısından anlamlı bir fark bulunmamaktadır.

Yaşlandırma öncesi ve sonrasında literatürdeki çalışmalar tarafından benzer mekanik özellikler gösterdiği belirtilen 2. ve 3. Nesil zirkonya materyallerinden 3. nesil zirkonya materyalinin benzer ya da daha düşük mekanik dayanım değerleri gösterdiği belirtilmiştir. Çalışmamızda da tüm gruplarda kübik zirkonya materyalinin kırılma dayanım değerleri 2. nesil zirkonya gruplarından daha düşük bulunmuştur. Bu sonuçlar aynı iki zirkonya materyalini kırılma dayanımı açısından karşılaştıran Şen ve ark. nın sonuçları ile de paralellik göstermektedir. Şen ve ark. Vita YZ HT ve prettau anterior materyallerini farklı derecelerde sinterleme ısısına tabi tutarak elde ettikleri örnek gruplarında, tüm grup karşılaştırmalarında Vita YZ HT nin prettau anteriora kıyasla daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğunu bildirmiştir. Bununla birlikte kübik zirkonya materyalinin çalışmamızda kullandığımız 2. Nesil zirkonya materyaline benzer kırılma dayanımı değerleri göstermesinin daha yüksek ısıda sinterlenmesine bağlı olarak ortaya çıkmış olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca kübik zirkonya olarak sınıflandırılan prettau anterior materyalinde üretim sırasında ortaya çıkabilecek muhtemel t-m faz dönüşüm miktarının az ya da sifıra yakın olması da yapının dayanıklılığının 2. nesil zirkonyaya yakın değerlerde bulunmuş olmasına sebep gösterilecek faktörlerden biri olarak değerlendirilebilir.

Çalışmamızda tek tabakalı olarak hazırlanan zirkonya gruplarının kırılma dayanım değerleri iki tabakalı olarak hazırlanan gruplara oranla anlamlı şekilde daha

yüksek bulunmuştur. Bu durumun iki tabakalı hazırlanan örnek disklerde zirkonya kısmın kalınlığının diğer gruba oranla daha ince (1 mm) olması sebebiyle olduğu düşünülmektedir. Bununla birlikte üretim sırasında iki tabakalı örneklerin hem zirkonyanın sinterlenmesi hem de üst yapı porseleninin pişirilmesi sırasında iki kere yüksek ısıya maruz kalması sebebiyle de direncinin azalmış olabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızın sonuçlarında da belirtildiği gibi tek parça halinde hazırlanan monolitik örneklerin kırılma dayanımı 2 parça halinde hazırlanan örneklerin kırılma dayanımından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. Bu duruma seramik ve zirkonya altyapı arasında uyumsuzluk gösterebilecek ara aşamaların aradan kalkması ve seramik uygulanması esnasında oksit tabakasının oluşmasının gözlenmemesi sonucu olduğu sonucuna varılmıştır.

Zirkonya restorasyonların dayanımını etkileyen faktörlerden birisi de malzemenin kalınlığıdır. Sorrentino ve ark. farklı kalınlıklarda (0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm) CAD/CAM ile üretilen monolitik zirkonya restorasyonların kırılma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında, 0.5 mm okluzal kalınlığa sahip restorasyonların molar bölgelerde rahatlıkla kullanılabilceğini rapor etmişlerdir (Sorrentino R. ve ark. 2016).

2015 yılında Matsuzaki ve ark. nin monolitik zirkonyanın ışık geçirgenliği ve biaksiyel bükülme dayanımı üzerine yaptığı çalışmasında 1 mm kalınlığındaki monolitik zirkonyanın 1060 MPa esneme dayanım değerine sahip olduğu bildirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre monolitik zirkonya kalınlığının 1 mm'den daha az olabileceği, feldspatik porselen kalınlığını arttırmanın dayanımı olumsuz etkilediği gösterilmiştir (Matsuzaki F. ve ark. 2015).

Lameira ve ark. 2015 yılında monolitik ve iki parçalı hazırladıkları örneklerin yaşlandırma işlemi sonrası kırılma dayanımını inceledikleri çalışmasında tek parça olarak hazırlanmış aynı kalınlıktaki örneklerin kırılma dayanımının 2 parça olarak hazırlanan örneklerden daha yüksek olduğu sonucuna varmışlardır.

Bizim çalışmamızda ise tek parça 2 mm ve 1 mm zirkonyanın üzerine 1 mm üst yapı seramiği uygulanarak örnek grupları hazırlanmıştır. Hazırlanan örneklerin kırılma dayanımlarının istatistiksel olarak karşılaştırılması sonucu her iki zirkonya materyali için 2 mm.lik tek parça halinde hazırlanan zirkonya disklerin kırılma dayanımı 2 parça

halinde hazırlanan örneklerin kırılma dayanımından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Ortamda stres olmasa bile nem varlığında zirkonya mekanik olarak daha zayıf formu olan monoklinik faza geçebilir. Dönüşüm, oksijen boşuklarının su ile dolması sonucu yüzeyden başlayarak iç katmanlara doğru oluşan defektlerin de yardımıyla ilerler. Materyalin kırılma dayanımını, yoğunluğunu ve sağlamlığını azaltır. Bu tabloya düşük ısı bozunması ya da yaşlanma denilmektedir (Chevalier J. ve ark. 2007). Düşük ısı bozunmasının oluşabilmesi için için en ideal sıcaklık 200-300 C° aralığındayken vücut sıcaklığında da az miktar da olsa gerçekleşebildiği gösterilmiştir (Cotič J. ve ark. 2016). Düşük ısı bozunmasını önlemek için zirkonyanın tanecik boyutları küçültülmelidir. Tetragonal monoklinik faz dönüşümünün nemli ortamlarda inhibe edilebilmesi için tanecik boyutunun 0,2 µm'nin altına indirilmesi önerilmektedir fakat bu boyutlarda transformasyon güçlenmesi gerçekleşmeyeceğinden materyalin mekanik özellikleri olumsuz etkilenecektir (Rinke S. ve ark. 2013).

Yttrium ile stabilize zirkonya, en yüksek kırılma dayanım değerlerine sahip zirkonya olmak ile birlikte düşük ısı bozunmasına en yatkın olanıdır (Chevalier J. ve ark. 2009). Yeni nesil monolitik zirkonyalarda hem düşük ısı bozunmasını engellemek hem de optik ve mekanik özellikleri geliştirmek için tanecik çapı 0,2-0,8 µm aralığında tutulmuştur.

Yaşlandırma uygulamaları sonucunda zirkonyanın kırılma direncinin önemli derecede azaldığı çoğu in vitro çalışmalarda gösterilmiştir (Siarampi E, ve ark. 2014; Qebrawi DM. Ve ark. 2010).

Flinn BD. ve arkadaşları 2016 yılında yaptıkları çalışmalarında dört farklı translusent zirkonya (HT) markasına ait örneklerle yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra kırılma direnci değişimlerini değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre içerik olarak aynı olmalarına rağmen translusent zirkonya grupları arasında farklılıklara rastlanmıştır. Katana gruplarında yaşlandırma sonrası esneme dayanımında değişiklik gözlenmezken, Bruxzir ve Prettau gruplarında belirgin düşüş gözlenmiştir. Bu da monolitik zirkonyaların mikroyapılarının oluşturulmasında yalnızca içeriğin değil işleme yöntemlerinin ve sinterleme parametrelerinin önemini açığa çıkarmaktadır (Flinn BD. Ve ark. 2016).

Zirkonyanın mekanik özelliklerde zayıflamaya neden olan yaşlanmasının

spontan ve kontrolsüz faz değişiminden kaynaklandığı bilinmektedir. Yüzey işlemlerinden kaynaklı faz dönüşümünün zirkonyanın uzun dönem stabilitesi ve mekanik dayanıma etkisi yapay yaşlandırma yöntemleri ile incelenebilmektedir. Zirkonya içerikli seramiklerin yaşlandırılmasında su buhar basıncının, sıcaklığın ve sürenin kontrol edilebilmesi nedeniyle otoklav tercih edilmektedir (Chevalier ve ark 1999; Tanaka ve ark. 2002; Kosmac ve ark. 2008; Lughı ve Sergo 2010).

Sato ve Shimado, faz dönüşümü oranının su bulunan ortamda havadakine oranla çok daha fazla olduğunu saptamışlardır. Faz dönüşümü 200-300°C ve su buharı varlığında en yüksek noktaya ulaşmaktadır (Sato ve Shimado 1985).

Chevalier ve ark, Y-TZP yapıların otoklavda 134 °C ve 2 bar basınç altında 1 saat bekletilmesinin 37°C in-vivo ortamda 3-4 yıla eşdeğer olduğunu belirtmişlerdir. Zirkonya örnekler kullanarak yaptıkları çalışmada, otoklavda 134 °C 2 bar basınç altında 12 saat tuttıkları örneklerdeki faz değişimini incelemişlerdir. Chevalier ve ark, in vivo ortamda 1 yıllık yaşlanma etkisi sağlayan ~106 kJ/mol termal aktivasyon enerjisinin otoklavda 122°C 'da 2 bar basınç altında 1 saat süre ile elde edilebildiğini bildirmişlerdir (Chevalier ve ark. 1999).

Pereira ve ark, düşük ısı bozunması sonucu Y-TZP seramiklerinin mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmasında otoklavda ve 2 bar basınç altında 20 saat süreyle yaşlandırılmasının sonucunda monoklinik faz oranının %67 ye çıktığını bildirmişlerdir (2015).

Munoz ve ark, 2017 yılında mekanik ve hidrotermal yaşlandırma işlemine tabi tuttıkları anterior ve posterior monolitik zirkonya örneklerin kırılma dayanımlarını incelemişlerdir. Otoklavda 134°C de 8 saat yaşlandırma işlemi gören örneklerden posterior tabakalı, posterior monolitik ve anterior monolitik zirkonya örneklerin kırılma dayanımında azalma gözlemlemekle birlikte aradaki farkın anlamlı olmadığı sonucuna varılmıştır.

Guilardi ve ark. 2017 yılında yaptıkları çalışmada aşındırma ve yaşlandırma işleminin monolitik zirkonya üzerine olan etkisini araştırmışlar ve 134°C de 20 saat yaşlandırma işlemine tabi tutulan örneklerin kırılma dayanımlarını ve faz değişimlerini incelemişlerdir. Munoz ve ark. yaptığı çalışmanın aksine bu çalışmada, yapılan yapay yaşlandırma işlemlerinin malzemenin mikroyapısına etki etmediği hatta kırılma dayanımında artışa neden olduğu belirtilmiştir. Bu durumun oluşmasına zirkonyanın

dönüşüm tokluğu mekanizmasının sebep olduğu belirtilmiştir.

Çalışmamızda da hazırlanan örnekler zirkonya malzemesinin ağız içerisinde uzun dönem stabilitesini araştırmak amacıyla yapay yaşlandırma işlemine tabi tutulmuştur. Yapay yaşlandırma ağız içerisinde 15–20 senelik kullanımı taklit edecek şekilde ve diğer çalışmalara benzer biçimde otoklavda 134°C ve 2 bar basınç altında 5 saat süreyle bekletilerek gerçekleştirilmiştir.

Yapay yaşlandırmanın mekanik dayanım üzerine etkilerinin birlikte değerlendirilebilmesi amacıyla biaksiyel bükülme dayanımı testi yaşlandırma öncesi ve sonrası uygulanmıştır. Benzer şekilde yapay yaşlandırma öncesinde ve sonrasında XRD analizi ile monoklinik faz miktarlarındaki değişimler saptanmıştır.

Y-TZP seramiklere uygulanan yüzey işlemleri, ısı işlemler ve yapay yaşlandırmanın mekanik dayanıma etkisinin değerlendirilmesinde biaksiyel bükülme dayanımı testi birçok araştırmacı tarafından tercih edilmektedir (Sato ve ark. 2008; Karakoca ve Yılmaz 2009; Guazzato ve ark. 2010; Kosmac ve ark 1999; Kosmac ve ark 2000; Curtis ve ark 2006; Pittayachawan ve ark.2007; Borchers ve ark 2010).

Bizim çalışmamızda da yaşlanmanın Y-TZP seramiklerin mekanik özellikleri üzerindeki etkisini incelemek için benzer çalışmalarda olduğu gibi ISO 6872 standartına uygun şekilde universal test cihazında biaksiyel bükülme dayanımı testi uygulanmıştır.

Zirkonya seramik yapısındaki faz değişimleri çeşitli yöntemlerle saptanabilir. X-ray difraksiyon (XRD) analizi, kristal yapısındaki değişimleri saptamada sıklıkla kullanılan yöntemlerdendir (Deville ve ark 2005; Chevalier ve ark 2007; Lughì ve Sergo 2010). Monoklinik ve tetragonal faz arasındaki ilişki Toroya tarafından modifiye edilen, Garvie ve Nicholson denklemi ile hesaplanır ve göreceli monoklinik faz miktarını (X_m) gösterir (Garvie ve Nicholson 1972).

Çalışmamızda yüzey işlemleri ve yaşlandırma işlemi sonrasında dönüşüme uğramış monoklinik faz miktarı X-ray difraksiyon (XRD) analizi yöntemi kullanılarak ölçülmüştür. X ışını $CuK\alpha$ kaynağı 40 Kv'da, 40 mA'da ve örnekten 250 mm uzaklıkta kullanılmıştır.

Zirkonya içerikli seramiklerin yaşlandırılmasında su buhar basıncının, sıcaklığın ve sürenin kontrol edilebilmesi nedeniyle otoklav tercih edilmektedir (Chevalier ve ark; 1999; Tanaka ve ark 2002; Kosmac ve ark 2008; Lughì ve Sergo 2010). Chevalier ve

ark. 134°C'da ve 2 bar basınç altında 1 saatlik sürenin in-vivo 37°C'da 3-4 yıl ile aynı etkide olduğunu bildirmişlerdir (Chevalier 1999). Çalışmamızda ISO standartlarıyla da uyumlu olacak şekilde, örneklere otoklavda 134°C 2 bar basınç altında 5 saat yapay yaşlandırma işlemi yapılmıştır.

Çalışmamızda tüm gruplarda yaşlandırma sonrasında ölçülen biaksiyel bükülme dayanımı değerleri yaşlandırma öncesindeki değerlerle karşılaştırıldığında ortaya çıkan sonuçlar anlamlı bir fark oluşturmamıştır.

Y-TZP'nin içeriğindeki tetragonal fazın kararlılığı; zirkonyanın yapısından, gren boyutundan, stabilizatör oksit miktarından ve zirkonyanın üretim sürecinden etkilenmektedir (Witek ve ark 1986). Zirkonyanın gren boyutu arttıkça, faz değişimi artmakta ve yaşlanmaya direnç azalmaktadır.

Tetragonal-monoklinik faz dönüşümü Y-TZP yüzeyinde başlar ve monoklinik fazın oluşumuyla dayanımında artmayı sağlayan dönüşüm tokluğu mekanizması oluşur ancak monoklinik faz doygunluk noktasına ulaştığında faz dönüşümü Y-TZP'nin alt tabakalarına ilerler. Bu noktada materyalin iç yüzeyindeki çatlaklar dayanımın düşmesine neden olan kritik noktalar haline gelmektedir (Yoshimura 1988; Picconi ve Maccauro 1999).

Chevalier ve ark., yaşlanmayı araştırdıkları çalışmalarında, sıcaklık ve yapay yaşlandırma süresi yüksek olduğunda faz dönüşümünün de yükseldiğini ancak bunun gren boyutuyla da ilişkili olduğunu belirtmiştir (Chevalier ve ark 2004). Chevalier ve ark. başka bir çalışmalarında otoklavda 130°C'da 7 saat yapay yaşlandırma sonrasında oluşan %30'un üzerindeki monoklinik fazın doygunluk noktası olduğunu ve bu kritik değer aşıldığında dayanımın geri dönüşümsüz olarak azalacağını belirtmişlerdir (Chevalier ve ark 1999).

Kim ve ark. çalışmalarında zirkonyanın bükülme dayanımı ve faz dönüşümlerini otoklavda 75, 100, 125, 150, 175, 200 ve 225°C'larda 10 saat yapay yaşlandırma uygulayarak incelemişlerdir. Monoklinik fazın ilk olarak 100°C'de ortaya çıktığını ve sıcaklık değeri arttıkça monoklinik faz fraksiyonunun arttığını belirtmişlerdir. Bükülme dayanımı ve monoklinik faz ilişkisi incelendiğinde, bükülme dayanımının monoklinik faz %12 oranına ulaşmaya kadar arttığını (125°C'da 10 saat) sonrasında ise düşmeye başladığını bildirmişlerdir. Bunun sebebinin monoklinik fazın doygunluğa ulaşması olabileceğini belirtmişlerdir. Bükülme dayanımındaki azalmanın, %12 ile %54

monoklinik faz aralığında olduğunu ve bununla birlikte bükülme dayanımının 700 MPa'ın altına düşmediğini bildirmişlerdir (Kim ve ark 2010).

ISO 13356:2008 standartları Y-TZP içerikli materyallerin kullanılabilmesi için 134° C 2 bar basınç altında 5 saat yapay yaşlandırma sonrasında en yüksek monoklinik faz miktarını %25 olarak belirlemiştir. Bu standartlara uyan zirkonya seramikler ağız ortamında kullanılabilir. Bununla beraber tüm Y-TZP seramiklerin yüzey işlemleri ve otoklav yaşlandırması ile aynı oranda faz dönüşümü göstermediği ve gren boyutu, artık stresler, stabilizatör miktarından etkilendiği göz önüne alınmalıdır (ISO 13356:2008; Lughi ve Sergo 2010; Lee ve ark 2012).

Çalışmamızda ISO standartlarına uygun olarak yapılan otoklav yaşlandırması sonrasında incelenen grupların hiçbirinde ISO standartlarını aşan monoklinik faz miktarı saptanmamıştır. Bununla birlikte bükülme dayanımı sonuçlarının da diğer tam seramik sistemleri ile karşılaştırıldığında oklüzal kuvvetlere dayanım sağlayacak yüksek değerleri sağladığı görülmüştür. Ayrıca zirkonya seramikler metastabil faz yapısı nedeniyle; sinterleme, aşındırma, kumlama gibi işlemler faz değişimine neden olarak yaşlanmaya etki edebilmektedir. Çalışmamızın bulgularını klinik açıdan değerlendirdiğimizde, yapay yaşlandırma işlemlerinin zirkonyanın mekanik dayanımında etkili olduğunu söyleyebiliriz. Çalışma sonucunda elde edilen bulguların daha fazla sayıda in-vivo ve in-vitro çalışmayla desteklenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

Araştırmacılar, düşük ısı bozunmasının etkilerini inceledikleri çalışmalarında, nemli ortamda 250 °C'da bir gün saklanan örneklerin yttria konsantrasyonlarında anlamlı azalma gözlemlemişler ve Y-TZP yapının bu sistemle zayıfladığını belirtmişlerdir (Papanagiotou HP. Ve ark. 2006). In-Ceram zirkonya içeriğindeki yttria oranı ağırlık olarak % 6,76 iken yaptıkları bozunma işlemlerini takiben yttria oranı ağırlık olarak % 4,83'e düşmüştür. Araştırmacılar aynı zamanda, Y-TZP seramiklerdeki yttria konsantrasyonu azaldıkça, malzemenin normalden daha düşük ısılarda ve daha az korozyon etkisine sahip ortamlarda da bozunmaya uğradığını bildirmişlerdir; yani yapıdaki stabilizatör miktarı azaldıkça Y-TZP'nin çevresel etkilere daha dayanıksız hale geldiği belirtilmiştir (Lilley E. 1990).

Çalışmamızda yapılan EDS analizinde, yapay yaşlandırma işlemi sonrasında tek tabakalı olarak hazırlanan örnek gruplarında daha yüksek miktarda yttrium oksit, iki tabakalı olarak hazırlanan örnek gruplarında ise daha düşük miktarda yttrium oksit konsantrasyonu tespit edilmiştir. Fakat bununla birlikte, tüm deney grupları için yaşlandırma öncesi ve sonrasında benzer kırılma dayanımı değerleri elde edildiği için mevcut konsantrasyon değişikliklerinin yapının mekanik özelliklerini etkilemeye yetecek miktarda olmadığı tespit edilmiştir.

Çalışmamızda yapılan EDS analizi sonrasında en yüksek yttria konsantrasyonu hacmen %10.98 olarak belirlenmiş olup bu değer Zirkozahn Prettau Anterior markasının tek parça şeklinde hazırlanan ve yapay yaşlandırma işleminin uygulanmadığı grupta görülmüştür. Ortaya çıkan sonuçlardan en düşük yttria konsantrasyonu ise hacmen %5.31 olarak belirlenmiş olup bu değer Vita YZ HT materyalinden çift tabakalı olarak üretilen grupta yapay yaşlandırma sonrası elde edilen değerdir.

Çalışmanın bulguları incelendiğinde yaşlandırma işleminin tek tabakalı gruplarda yttrium oksit konsantrasyonunu düşürdüğü, bununla birlikte iki tabakalı gruplarda yttrium oksit konsantrasyonunu arttırdığı gözlemlenmektedir. Bu sonucu, konu ile ilgili benzer materyaller kullanılarak yapılmış herhangi bir çalışma bulunmadığından literatür sonuçlarıyla karşılaştırmak mümkün değildir. Ancak Yttria stabilizatör miktarındaki artışın yaşlanmaya bağlı tetragonal- monoklinik faz değişimini azalttığı ve yapıyı kuvvetlendirdiği ifade edilmektedir (Lawson S. 1995). Buna karşılık Sato ve ark. Y_2O_3 içeriğinin % 6'ya yükseltildiğinde tetragonal fazın, daha stabil kübik faza döndüğünü ve yapıda monoklinik fazın tespit edilemediğini bildirmişlerdir. Bu sonucun dönüşüm tokluğunu meydana getiren tetragonal-monoklinik faz değişimini ortadan kaldırarak yapıyı daha dirençsiz hale getirdiğini belirtmişlerdir. %8 Y_2O_3 stabilizatör içeriğine sahip Y-TZP kübik stabilize zirkonya ismini almaktadır, yaşlanma direnci t-m faza sahip zirkonyaya göre çok daha yüksek olmasına rağmen stres altında çatlak ilerleyişini durduran dönüşüm tokluğu mekanizması kübik stabilize zirkonyada mevcut olmadığı Gibson ve ark. tarafından bildirilmiştir. Lawson benzer çalışmaları bildirilen diğer araştırmacılarla paralellik göstererek Y_2O_3 stabilizatör miktarındaki artışın her zaman yapının dayanıklılık kazanacağı anlamına gelmeyeceğini bildirmiştir. Buna karşılık stabilizatör miktarı arttıkça tetragonal fazın yapıda korunabileceği kritik gren boyutunun büyüebileceğini belirtmiştir. Benzer bir çalışma Li ve ark. (1998) tarafından

yapılmıştır; araştırmacılar Y_2O_3 miktarını % 2'den % 5'e yükselttiklerinde, kritik gren boyutlarının 0,2 μm 'den 0,6 μm 'ye çıkartıldığında yapının dayanıklılığında anlamlı bir değişme olmadığını bildirmişlerdir.

Schmauder ve Schubert yttria içeriğinin yanında yapıdaki dağılımının da önemli olduğunu belirtmişler ve homojen stabilizatör dağılımı göstermeyen yapıların yaşlanmaya daha düşük direnç gösterdiklerini bildirmişlerdir. Küçük gren boyutu düşük ısıda sinterlemeyle elde edilebilirken, homojen yttria dağılımı için Y-TZP'nin imalat aşamasında tozun saflığı ve boyutsal homojenliği önem taşımaktadır (Schmauder S. ve ark. 1986).

Pereira ve ark. 2018 yılında farklı zirkonya materyallerinin yaşlandırma öncesi ve sonrası dayanıklılık ve mikroyapısını inceledikleri çalışmalarında; 134°C de 20 saat yaşlandırma işlemi sonrasında 3. Nesil zirkonya malzemesinin mekanik dayanıklılığında herhangi bir değişiklik gözlemlememişlerdir. Ayrıca 3. Nesil zirkonya içerisinde monolitik fazın bulunmadığını ve yapının sadece tetragonal ve kübik fazdan oluştuğunu bildirmişlerdir. Fakat daha düşük oranda Y_2O_3 içeren diğer zirkonya grubunda da yaşlandırma işlemi sonrasında t-m faz dönüşümü görüldüğünü ve bu faz dönüşümünün kırılma dayanımının azalmasına sebep olduğunu bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da 3. Nesil zirkonya materyalinin faz dönüşümü ile ilgili olarak bu çalışma ile paralel sonuçlar bulunmuş fakat 2. nesil zirkonyanın kırılma dayanımının azalması ile ilgili farklı sonuçlar ortaya çıkmıştır. Bu durumun, Pereira ve ark. yaptığı çalışmadaki yaşlandırma süresinin 20 saat olması sebebiyle zirkonyanın monolitik fazının %30 oranının üzerine çıkmasına bağlı olarak kırılma dayanımının azalması ile ilgili olduğunu düşünmekteyiz. Bizim yaptığımız çalışmada ise yaşlandırma işlemi süresi 5 saat olarak uygulandığından faz dönüşümü sonucundaki monolitik faz oranı kritik değerlere ulaşmadığı için örneklerin kırılma dayanımında ortaya çıkan azalmanın anlamlı olmadığı düşünülmektedir.

Inokoshi ve ark. 2018 yılında 2. ve 3. nesil zirkonyanın faz değişimlerini inceledikleri çalışmalarında, en yüksek Y_2O_3 oranının 3. nesil kübik zirkonya örneklerinde olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca monolitik faz oranını da 3. nesil zirkonya gruplarında 0 olarak bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da Inokoshi ve ark. nın yaptıkları çalışmaya paralel olarak en yüksek Y_2O_3 oranı 3. nesil zirkonyada

bulunmuştur. Ayrıca çalışmamızda diğer çalışmadakine benzer şekilde monoklinik faz oranı da 0 olarak bulunmuştur. 2. nesil zirkonya örneklerde ise tespit edilen Y_2O_3 miktarı 3. nesil zirkonya örneklerden daha düşük bulunmuştur.

Munoz ve ark. 2017 yılında yaptıkları çalışmalarında 1., 2. ve 3. nesil zirkonya materyallerinin yapay yaşlandırma sonucundaki faz dönüşüm oranlarını incelemiştir. Yapılan çalışmada, $134^\circ C$ 'de 8 saatlik yapay yaşlandırma sonucunda 2. nesil zirkonyada %39 oranında monoklinik faz saptanırken 3. nesil zirkonyada monoklinik faz saptanmadığı bildirilmiştir.

2018 yılında yapılan başka bir çalışmada, 2. ve 3. nesil zirkonya gruplarının $134^\circ C$ 'de 20 saatlik yapay yaşlandırma işlemi sonrası faz dönüşümü araştırılmış ve yine 3. nesil zirkonya örneklerde herhangi bir faz dönüşümünün ortaya çıkmadığı bildirilmiştir. Aynı çalışmada 2. nesil zirkonya gruplarında ise t-m faz dönüşümü izlenmiştir. Ayrıca 2. nesil zirkonya gruplarında Y_2O_3 miktarını 3. nesilden daha düşük olduğu rapor edilmiştir. Yapılan çalışmada örneklerden alınan SEM görüntülerinin incelenmesi sonucunda 3. nesil zirkonya gruplarında gren boyutlarının 2. nesil zirkonya örneklerin gren boyutlarından daha büyük olduğu bildirilmiştir. Çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir.

Camposilvan ve ark. 2018 yılında farklı zirkonya materyallerinin yaşlandırma öncesi ve sonrası mikroyapı analizlerini yaptıkları çalışmalarında, yaşlandırma işlemi sonrasında, farklı zirkonya materyalleri arasında Vickers sertlik değerlerinin değişimi bakımından anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca, diğer çalışmalara benzer şekilde 3. nesil zirkonya gruplarında faz değişimi saptamamışlardır. Yapılan SEM analizi sonucunda 3. nesil zirkonya gruplarında 2. nesil zirkonya gruplarına göre daha büyük gren boyutları izlenmiştir. Çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızla paralellik göstermektedir.

Harada K. ve ark. 2016 yılında yaptıkları çalışmalarında 3 farklı zirkonya materyali üzerinde yaptıkları çalışmaları sonucunda $134^\circ C$ de 5 saatlik yapay yaşlandırma işlemi sonrasında materyallerin Vickers sertlik değerleri ve kırılma tokluğu değerleri değişiminin anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızın sonuçlarında da çift tabaka şeklinde hazırlanan örneklerin kırılma tokluğu ve Vickers sertlik değerleri tek tabaka şeklinde hazırlanan örneklerden daha yüksek bulundu fakat

her iki grup için de yapay yaşlandırma işlemi sonrasında Vickers sertlik ve kırılma tokluğu değerleri açısından anlamlı bir fark görülmemiştir.

Çalışmamızın sonucunda 3. nesil zirkonya materyelinde gren boyutunun büyütülmesi, daha düşük sıcaklıkta sinterlenmesi ve içeriğinde daha yüksek oranda Y_2O_3 bulunması sebebiyle yapay yaşlandırma işlemleri sırasında monoklinik faz dönüşümü görülmemektedir.

2. ve 3. nesil zirkonya grupları arasında biaksiyel bükülme dayanımı, Vickers sertik ve kırılma tokluğu değerleri açısından 3. Nesil zirkonya grupları daha düşük değerler göstermesine rağmen aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

2. nesil zirkonya gruplarında düşük ısı bozunması sonucu t-m faz dönüşümü görülmekte fakat ağız içerisinde 15-20 seneyi taklit eden yapay yaşlandırma işlemi sonrasında bu dönüşüm kırılma dayanımını etkileyecek değerlere ulaşamamıştır.

Zirkonya meteryali günümüzde metal altyapılı restorasyonlara alternatif olarak klinik kullanımda yerini almaktadır. Biyouyumlu olması, mekanik dayanımının artırılması ve estetik özelliklerinin geliştirilmiş olması, metal alaşımlı restorasyonlara tercih edilme sebeplerindedir. Zirkonya materyalinin mekanik özellikleri yapım aşaması ve ağız içi kullanım sırasında birçok faktörden etkilenmektedir. Ağız içerisinde nem varlığında çiğneme kuvetiyle birlikte kullanımda olması materyalin özelliklerinin gün geçtikçe iyileştirilmesi ve bu durumların materyalin fiziksel özellikleri üzerine etkileri göz önünde bulundurulduğunda, bu işlemlerin uzun dönem etkilerinin in-vivo ve in-vitro çalışmalarla değerlendirilip malzemenin kullanım alanı ve özelliklerinin geliştirilmesiyle ilgili daha detaylı sonuçlar elde edileceğini düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

1. Aboushelib, M.N., Kleverlaan, C.J., Feilzer, A.J. (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all- ceramic restorations Part II: Zirconium veneering ceramics. *Dent Mater*, 22: 857-863.
2. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. (3.Baskı) T.Ü Basımevi, İstanbul, pp 1- 30, 1990.
3. Al-Amleh, B., Lyons, K., Swain, M. (2010). Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*, 37; 641–652.
4. Anusavice K J., Phillips RW. (2003) *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th ed. St. Louis: W.B. Saunders: 486-467, 657-704.
5. Anusavice KJ, Hojjatie B. Effect of Thermal Tempering on Strength and Crack Propagation Behavior of Feldspathic Porcelains *J Dent Res*, 70(6): 1009-1013, 1991.
6. Anusavice KJ., Recent developments in restorative Dental Ceramics *JADA* 1993.
7. Baldissara P, Parisi C, Evangelisti E, Wandscher V, Lodi D. Fatigue resistance of cubic/tetragonal translucent zirconia crowns. *Dent Mater* 2016;32(1):73.
8. Berthelsen CL, Stillely KR. Automated personal health inventory for dentistry: a pilot study. *J Am Dent Assoc*, 2000, 131: 59-66.
9. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 2008, 204: 505-511.
10. Borchers L., Stiesch M., Bach F.W., Buhl J.C., Hübsch C., Kellner T., Kohorts P., Jendras M. (2010). *Acta Biomater*, 07, 25.
11. Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, Chevalier J. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent Mater*. 2018 Jun;34(6):879-890
12. Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 1994, 7: 149-154.

13. Catledge SA, Cook M, Vohra YK, Santos EM, McClenny MD, David Moore K. Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads. *J Mater Sci Mater Med*, 2003, 14: 863-867.
14. Chevalier J, Cales B, & Drouet JM (1999) Low temperature aging of Y-TZP ceramics *Journal of the American Ceramic Society* 82(8) 2150-2154.
15. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc* 2009;92(9):1901–1920.
16. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 2006, 27: 535-543.
17. Chevalier J., Gremillard L. ve Deville S. (2007). Low-Temperature Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants. *Annual Review of Materials Research*, 37 (1), 1-32.
18. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 1989, 23: 45-61.
19. Christensen GJ. Choosing an all-ceramic restorative material: porcelain fused to metal or zirconia based? *J Am Dent Assoc*. 2007;138(5):662-5.
20. Christensen GJ. The confusing array of tooth-colored crowns. *J Am Dent Assoc*, 2003, 134: 1253-1255
21. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 98: 389-404, 2007.
22. Cotič J, Jevnikar P, Kocjan A, Kosmač T. Complexity of the relationships between the sintering-temperature-dependent grain size, airborne-particle abrasion, ageing and strength of 3Y-TZP ceramics. *Dent Mater* 2016;32(4):510–518.
23. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 1999, 20: 371-376.

24. Craig RG. Restorative dental materials, 10th ed, Ed by RG Craig, Mosby Yearbook St Louis, 1997.
25. Crispin BJ. Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals. Chapter 6: Esthetic ceramic restorative materials and techniques, Quintessence Pub Co, Inc, Tokyo, 1994.
26. Curtis A.R., Wright A.J., Fleming G.J.P. (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry* 34, 195-206.
27. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 2008, 24: 299-307.
28. Denry IL, Holloway JA. Effect of post-processing heat treatment on the fracture strength of a heat-pressed dental ceramic. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, 68: 174-179, 2004.
29. Deville S., Gremillard L., Chevalier J. ve 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*, 72, 239-45.
30. Dittmann R, Urban M, Braun P, Schmalzl A, Theelke B. Wear behavior of zirconia after hydrothermal accelerated aging. *J Dent Res* 2011;90:307.
31. Efeoğlu A. Dişhekimliği Tarihi, Alemdar Ofset, İstanbul, 1992.
32. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater*, 18(1): 12-9, 2002.
33. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *J Prosthet Dent* 2016;1-7.
34. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int*, 36: 105-113, 2005.
35. Garvie R.C. ve Nicholson P.S. (1972). Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc*, 55, 3003-3005.
36. Ghazy MH, Madina MM, Aboushelib MN. Influence of fabrication techniques

and artificial aging on the fracture resistance of different cantilever zirconia fixed dental protheses. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2011, 10: 56-63.

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

38. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of American Dental Association*, 2006; 137 (9): 14-21.

39. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. 2007, 3: 34-38.

40. Gregg A, Helvey A, Croll TP, Nicholson JW. Zirconia and Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing (CAD/CAM) Dentistry. *Inside Dentistry*. 2008;4:4.

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

42. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, 15(4): 339- 346, 2002.

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

44. Guilardi LF, Pereira GK, Gündel A, Rippe MP, Valandro LF. Surface micro-morphology, phase transformation, and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;65:849-56.

45. Harianawala HH, Kheur MG, Apte SK, Kale BB, Sethi TS, Kheur SM. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *J Adv Prosthodont* 2014;6(6):456–461.

46. Haselton RD, Arnold MA, Hillis LS. Clinical assesment of high-strength all ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 83: 396-401, 2000.

47. Inokoshi M, Shimizu H, Nozaki K, Takagaki T, Yoshihara K, Nagaoka N, Zhang F, Vleugels J, Van Meerbeek B, Minakuchi S. Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. *Dent Mater*. 2018 Mar;34(3):508-518

48. Isgro G., Pallav P., Van der Zel JM., Feilzer AJ., The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent*, 90: 465-73, 2003.
49. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand* 2014;72(2):145–153.
50. Josset Y., Oum'Hamed Z., Zarrinpour A., Lorenzato M., Adnet JJ., Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res*, 1999, 47: 481-493.
51. K. Harada, A. Shinya, H. Gomi, Y. Hatano, A. Shinya, A.J. Raigrodski Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias *J. Prosthet. Dent.*, 115 (2) (2016), pp. 215-223
52. Karakoca S., Yılmaz H. (2009). Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, 91B, 930-937.
53. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater*, 24 (3): 289- 298, 2008.
54. Kelly Robert J, Nishimura I, Campbell Stephen D. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75: 18-32, 1996.
55. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater*, 1998, 14: 64-71.
56. Kim J.W., Covell N.S., Guess P.C., Rekow E.D., Zhang Y. (2010). Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *J Dent Res*, 89-91.
57. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent Tetragonal Yttria Stabilized Zirconia Ceramics: Influence of Scattering Caused by Birefringence. *J Am Ceram Soc* 2011;94(6):1850–1858.
58. Kocjan A, Pouchly V, Shen Z. Processing of zirconia nanoceramics from a coarse powder. *J Eur Ceram Soc* 2015;35(4):1285–1295.

59. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater*, 1999, 15: 426-433.
60. Kosmac T., Oblak C., Jevnikar P., Funduk N., Marion L. (2000) Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res*, 53(4), 304-13.
61. Kosmac T., Oblak C., Marion L. (2008). The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *J European Ceram Soc*, 28, 1085–1090.
62. Krell A, Hutzler T, Klimke J. Transmission physics and consequences for materials selection, manufacturing, and applications. *J Eur Ceram Soc* 2009;29(2):207–221.
63. Kuriyama S, Terui Y, Higuchi D, Goto D, Hotta Y, Manabe A, Takashi Miyazaki. Novel fabrication method for zirconia restorations: Bonding strength of machinable ceramic to zirconia with resin cements, *Dent Mater J*, Vol. 30 (2011) No. 3 P 419-424.
64. Lameira DP, Buarque e Silva WA, Andrade e Silva F, De Souza GM. Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. *Biomed Res Int*. 2015;2015:418641. doi: 10.1155/2015/418641. Epub 2015 Oct 21.
65. Lawson S. Environmental degradation of zirconia ceramics. *J Eur Ceram Soc* 1995; 15: 485-502.
66. Lee T.H., Lee S.H., Her S.B., Chang W.G., Lim B.S. (2012). Effects of surface treatments on the susceptibilities of low temperature degradation by autoclaving in zirconia. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, 100, 1334-43
67. Leone R, Sorrentino R, Camposilvan E, Chevalier J, Zarone F, Ferrari M. In vitro aging and mechanical properties of translucent monolithic zirconia. *Dent Mater* 2016;32(1):98
68. Li JF, Watanabe R. Phase transformation in Y₂O₃-partially- stabilized ZrO₂ polycrystals of various grain sizes during low-temperature aging in water. *J Am Ceram Soc* 1998; 81: 2687-2778.
69. Lilley E. Review of low temperature degradation in Y-TZPs. İçinde Tressler RE,

McNallan M, Editor. Ceramic Transaction: Corrosion and Corrosive Degradation of Ceramics. Westerville: American Ceramics Society Inc; 1990: pp. 387-407.

70. Lughì V., Sergo V. (2010). Low temperature degradation aging of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater*, 26, 807-820.
71. Luthardt RG, Holzhueter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, 2004, 20: 655-662.
72. Matinlinna JP, Lassila LV, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont*, 2004, 17: 155-164.
73. Matsuzaki F, Sekine H, Honma S, Takanashi T, Furuya K, Yajima Y, vd. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *Dent Mater J* 2015;34(6):910–917.
74. Mc Laren EA, Terry DA. CAD/CAM systems materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent*, 23: 637-653, 2002.
75. Mc Lean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 85: 61- 66, 2001.
76. McLean J.W., *The Science and Art of Dental Ceramics* Cilt I. Quintessence Publishing Co., Chicago, Berlin, Rio de Janeiro, Tokyo, 1980.
77. Mehl A.,Hickel R. Current State of Development and Perspective of Machine Based Production Methods for Dental Restorations , *International Journal of Computerized Dentistry* , 2 , syf.9-35 , 1999 .
78. Mormann W, Brandestini M, Ferru A, Lutz F, Krejci I. [Marginal adaptation of adhesive porcelain inlays in vitro]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* (1984), 1985, 95: 1118-1129.
79. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*, 2002, 46: 405-426, viii.
80. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*, 2002, 46: 405-426,

viii.

81. Mormann WH, Bindl A. The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. *Quintessence Int*, 1996, 27: 821-828.

82. Mörmann WH, Bindl A. All ceramic, chair side computer aided design/computer aided machining restorations. *Dent Clinical N Am*, 46: 405-426, 2002.

83. Muñoz EM, Longhini D, Antonio SG, Adabo GL. The effects of mechanical and hydrothermal aging on microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and a posterior monolithic zirconia. *J Dent*. 2017 Aug; 63:94-102. doi: 10.1016/j.jdent.2017.05.021

84. Nayır E. *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi*. (7.Baskı) t.Ü. Basımevi, İstanbul, pp 19, 64-89, 1999.

85. Noort R. *Introduction to Dental Materials*. Mosby Co. Newyork, 2002.

86. Nordahl N¹, Vult von Steyern P, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci*. 2015 Sep;57(3):255-61. doi: 10.2334/josnurd.57.255.

87. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3rd ed., Quintessence Publishing. Co. Inc., Chicago, 2002.

88. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3rd edition, Quintessence Publishing Co. Inc, 2002.

89. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 154-164.

90. Pecharsky V. and Zavalij; *Fundamentals of Powder Diffraction and Structural Characterization of Materials*

91. Pereira G.K.R, A.B. Venturini, T. Silvestri, K.S. Dapieve, A.F. Montagner, F.Z.M. Soares, L.F. Valandro, Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: a systematic review and meta-analysis, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 55 (2015)

92. Pereira GKR, Guilardi LF, Dapieve KS, Kleverlaan CJ, Rippe MP, Valandro LF. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline

translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018 Sep;85:57-65

93. Phillips RW. Skinner's science of dental materials. 11th ed, WB. Saunders Co., Philadelphia, 1996.
94. Piconi C., Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 1999, 20: 1-25.
95. Piconi C., Maccauro G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial: Review. *Biomaterials*, 20, 1-25.
96. Pittayachawan P., McDonald A., Petrie A., Knowles J.C. (2007). The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater*, 23(8), 1018-29.
97. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont*, 2005, 14: 39-45.
98. Qeblawi DM., Muñoz CA., Brewer JD., Monaco EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent* 2010;103(4):210–220.
99. Raigrodski AJ., Chiche GJ. The safety and efficacy of anterior ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2001, 86: 520-525.
100. Raigrodski AJ., Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: A systematic review. 2012;107(3):170-177.
101. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*, 2004, 48: viii, 531-544.
102. Raigrodski, A.J., Chiche, G.J., Potiket, N., Hochstedler, J.L., Mohamed, S.E., Billiot, S., Mercante, D.E. (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*, 96: 237-244.
103. Raigrodski, A.J., Hillstead, M.B., Meng, G.K., Chung, K.H. (2012). Survival

and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 107: 170-177.

104. Rekow, E.D., Silva, N.R., Coelho, P.G., Zhang, Y., Guess, P., Thompson, V.P. (2011). Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res*, 90: 937-952.

105. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2002, 17: 793-798.

106. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence Int* 2013;44(8):557-566.

107. Robin C, Scherrer SS, Wiskott HW, de Rijk WG, Belser UC. Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. *Dent Mater*, 2002, 18: 389-395.

108. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 128: 297-307, 1997.

109. Russ JC. *Fundamentals of Energy Dispersive X-ray Analysis*, Butterworths. London, 1984.

110. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five- year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*.2007;20:383–388.)

111. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hammerle CH. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3 year follow-up. 2006. *Quintessence Int* 37,685-693.

112. Saito, A., Komine, F., Blatz, M.B., Matsumura, H. (2010). (A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent*, 104: 247-257

113. Saldana JM, Ramirez H, Viguera DJ. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. 2003, 18.

114. Sato H., Yamada K., Pezzotti G., Nawa M., Ban S. (2008). Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat

treatment. *Dental Materials Journal*, 27(3), 408-414.

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

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

117. Sato TS. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *Baskı*. 1985: 356-359.

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

119. Shillingburg HT. *Fundamentals of fixed prosthodontics*, 3rd edition, Quintessence Publishing Co. Inc., 1997.

120. Siarampi E, Kontonasaki E, Andrikopoulos KS, Kantiranis N, Voyiatzis GA, Zorba T, Paraskevopoulos KM, Koidis P. Effect of in vitro aging on the flexural strength and probability to fracture of Y-TZP zirconia ceramics for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2014;30(12):306–316.

121. Silva, N.R., Bonfante, E.A., Zavanelli, R.A., Thompson, V.P., Ferencz, J.L., Coelho, P.G. (2010). Reliability of metaloceramic and zirconia-based ceramic crowns. *J Dent Res*, 89: 1051-1056.

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

123. Sorrentino R, Triulzio C, Tricarico MG, Bonadeo G, Gherlone EF, Ferrari M. In vitro analysis of the fracture resistance of CAD–CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016; 61:328–333

124. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four- point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016; 59: 128– 138.

125. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int.* 2017;48(5):369-380. doi: 10.3290/j.qi.a38057. Review.
126. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. *Quintessence Int.* 2017;48(6):441-450. doi: 10.3290/j.qi.a38157. PMID: 28497132
127. Stawarczyk, B., Özcan, M., Roos, M., Trottmann, A., Sailer, I., Hämmerle, C.H.F. (2011). (Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dent Mater*, 27: 1045-1053)
128. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 137(9): 1289-1296, 2006.
129. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*, 21: 476- 482, 2005.
130. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 31: 682–8, 2004.
131. Tanaka K., Tamura J., Kawanabe K., Nawa M., Oka M., Uchida M., Kokubo T., Nakamura T. (2002). Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing materials in total joint replacement. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 63, 262-270.
132. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J. Comput Dent*, 2004, 7: 25-45.
133. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspath-, leucite-, mica- and zirconia- based ceramics. *J Dent*, 28: 529- 535, 2000.
134. Touati B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*. Baski. London, Martin Dunitz Ltd, 1999: 21-49.
135. Touati B, Miara P, Nathanson P. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*. Thieme Med. Pub. New York, 1998

136. Uzun İ. Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Farklı Materyallerin Biyouyumluluklarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Protetik Diş tedavisi Anabilim Dalı. Erzurum: Atatürk Üniversitesi, 2009.
137. Van Aken RH, Maas DJ, Hagen CW, Barth JE, Kruit P. Design of an aberration corrected low-voltage SEM. *Ultramicroscopy*, 2010, 110: 1411-1419.
138. Van Dijken JWV. All-ceramic restorations: Classification and clinical evaluations. *Compendium*, 20 (12): 1115- 24, 1999.
139. Vichi A, Sedda M, Fabian Fonzar R, Carrabba M, Ferrari M. Comparison of Contrast Ratio, Translucency Parameter, and Flexural Strength of Traditional and “Augmented Translucency” Zirconia for CEREC CAD/CAM System. *J Esthet Restor Dent* 2016;28(1):32-39.
140. Wall JG and Cipra DL. Alternative crown systems. *Dent Clinical North Am*, 36: 765-782, 1992.
141. White S.N, Caputo A. A, Vidjak F.M. A, Seghi RR. Moduli of rupture of layered dental ceramics. *Dent Mater*, 10: 52-58, 1994.
142. Wildgoose David G, Johnson A, Winstanley Raymond B. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91: 136-42, 2004.
143. Witek S.R., Butler E.P. (1986). Zirconia particles coarsening and the effect of zirconia additions on the mechanical properties of certain commercial aluminas. *J Am Ceram Soc*, 69, 523–529.
144. Witkowski S, (CAD-)/CAM in dental technology, *Quint Dent Technol*, syf. 1-16: In PhD thesis of Von Kassiani Stamouli entitled ‘ Fracture resistance of different zirconia three-unit posterior all-ceramic fixed partial dentures, 2006.
145. Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. *Quint Dent Technol*, 2005: 1-16.
146. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri I, *GÜ Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 22(1): 41-48, 2005.

147. Yavuzyılmaz H, Ulusoy MM, Kedici PS, Kansu G. Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü. Türk Protodonti ve implantoloji Derneği, Ankara Şubesi Yayınlar. Ankara 2003, Sayı:1; 57.
148. Yihong, L., Hailan, F., Yiwang, B., Yan, Q., Ning, X., Zhijian, S. (2010). Fracture and interfacial delamination origins of bilayer ceramic composites for dental restorations. *Journal of the European Ceramic Society*, 30: 1297-1305.
149. 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.
150. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu E. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 1993: 19-35.
151. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 1996; 9: 434-439.
152. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 2013;29(12):1201–1208.
153. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater* 2014;30(10):1195–1203.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

FARKLI YAPIDAKİ ZİRKONYA SERAMİKLERİN YAPAY YAŞLANDIRMA SONRASI SERTLİK VE KIRILMA MUKAVEMETLERİNİN MİKROYAPI ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

%4	%2	%1	%2
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	%1
2	dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
3	Submitted to Üsküdar Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
4	Submitted to Cumhuriyet University Öğrenci Ödevi	<%1
5	earsiv.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
6	Submitted to Istanbul Medipol Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
7	polen.itu.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
8	acikerisim.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	ENGİN	Soyadı	TÜRKMEN
Doğ.Yeri	İSTANBUL	Doğ.Tar.	13.03.1985
Email	turkmenengin@yahoo.com	Uyruğu	T.C

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İSTANBUL ÜNİ. DIŞ HEK. FAKÜLTESİ	2009
Lisans		
Lise	BEŞİKTAŞ ATATÜRK ANADOLU LİSESİ	2003

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	IYI	IYI	IYI	56.25	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi

Yayınları/Tebligleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri):