



**HİDROTERMAL YAŞLANDIRMANIN MONOLİTİK ZİRKONYA
MATERYALLERİ ÜZERİNDEKİ OPTİK, MEKANİK VE KİMYASAL ETKİSİ**

Dt. Mamasaly ABDİNABİ UULU
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Murat ALKURT

Uzmanlık Tezi – 2022

T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**HİDROTHERMAL YAŞLANDIRMANIN MONOLİTİK ZİRKONYA
MATERYALLERİ ÜZERİNDEKİ OPTİK, MEKANİK VE KİMYASAL ETKİSİ**

Dt. Mamasaly ABDİNABİ UULU
ORCID: 0000-0002-5073-3179

Protetik Diş Tedavisi Programı
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Murat ALKURT
ORCID: 0000-0001-9324-0158

RİZE-2022

TC
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ UZMANLIK EĞİTİM PROGRAMI

HİDROTERMAL YAŞLANDIRMANIN MONOLİTİK ZİRKONYA
MATERYALLERİ ÜZERİNDEKİ OPTİK, MEKANİK VE KİMYASAL ETKİSİ

Dt. Mamasaly ABDİNABİ UULU

Tez Savunma Tarihi : 27.01.2022

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Murat ALKURT
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYSU
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU
(İzmir Demokrasi Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ
(Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYSU

Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi

RİZE – 2022

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER.....	I
TEŞEKKÜR.....	III
ÖZET.....	IV
ABSTRACT.....	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	IX
TABLOLAR DİZİNİ.....	XI
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Zirkonyumun Tarihsel Gelişimi.....	3
2.2. Zirkonyumun Yapısı.....	5
2.2.1. Zirkonyum Dioksit.....	5
2.2.2. Stabilize Zirkonya.....	6
2.2.3. Yttrium Oksit Parsiyel Stabilize Zirkonya (Y-PSZ).....	6
2.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonlar.....	9
2.3.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Endikasyonları.....	9
2.3.4. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Avantajları.....	10
2.3.5. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Dezavantajları.....	11
2.3.6. Monolitik Zirkonyanın Fiziksel Özellikleri.....	11
2.3.7. Monolitik Zirkonyanın Optik Özellikleri.....	13
2.4. Renk.....	17
2.4.1. Renk ölçümü.....	17
3. MATERYAL VE METOD.....	19
3.2. Örneklerin Hazırlanması.....	19
3.3. Translusenlik Parametrelerinin Ölçülmesi.....	21
3.4. Hidrotermal Yaşlandırma İşlemi.....	23
3.5. X-ışını kırınım (XRD) Analizi.....	23
3.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi.....	24
3.7. Yüzey Sertlik Ölçümü.....	25
3.8. İki Eksenli Bükülme Mukavemeti.....	27
3.9. İstatistiksel Analiz.....	29
4. BULGULAR.....	30
4.2. Translusenli Parametresi Değerlerinin İncelenmesi.....	30
4.3. Vickers Yüzey Sertlik Değerlerinin İncelenmesi.....	34
4.4. XRD Faz Değişim Değerlerinin İncelenmesi.....	36

4.5. SEM Görüntülerinin İncelenmesi	43
4.6. İki Eksenli Bükme Direnci Değerlerinin İncelenmesi	46
5. TARTIŞMA.....	50
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	59
7. KAYNAKLAR	60
8. EKLER	77
EK- 1. ÖZGEÇMİŞ	77



TEŞEKKÜR

Öncelikle bana mesleği sevdiren ve örnek edindiğim değerli danışman hocam

Doç. Dr. Murat ALKURT’a

teşekkür ederim. Yıllar boyunca paylaştığınız bilgi ve tekniklerin yanı sıra tüm destekleriniz için minnettarım. Bu tezi bitirebiliyor olmam sizin sarsılmaz anlayış ve sabrınıza borçludur.

Eğitim hayatımda özel bir yeri olan kıymetli hocam

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ’a,

Bana rehberlik ederken tecrübe ve fikirlerinden ilham aldığım değerli hocalarım

Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR ve Doç. Dr. Sabit Melih ATEŞ’e,

Edindiğim güzel dostluklarından ötürü

Ahmet ALTIN ve Rauf VELİYEV’e,

yardımlaşmaktan asla tereddüt etmeyen iyi kalpli arkadaşlarım

Gülşah AKYILDIZ ve Hilal BOSTAN’a

güler yüzleriyle insanın motivasyon ve neşesini artıran

asistan arkadaşlarım ve tüm bölüm personeline

Son olarak, uzakta olsalar bile sevgi ve desteklerini hep yanımda hissettiğim

canım aileme

Teşekkür ederim.

ÖZET

Hidrotermal Yaşlandırma'nın Monolitik Zirkonya Materyalleri Üzerindeki Optik, Mekanik ve Kimyasal Etkisi

Amaç: Bu *in-vitro* çalışmanın amacı; monolitik zirkonyum materyallerine uygulanan hidrotermal yaşlandırma işlemlerinin translusensi parametresi, faz değişimi, topografik özellikler, yüzey sertliği ve bükülme dayanımına etkisini incelemektir.

Materyal ve Metod: Çalışma için 3 tip multi layer içerikli zirkonya sistemi (Katana, Kuraray Noritake) seçildi: Ultra Translucent Multi Layer zirkonya (UTML), Süper Translucent Multi Layer zirkonya (STML) ve Multi Layer zirkonya (ML). Kullanılacak olan örneklerin sinterleme işlemine tabi tutulduktan sonraki nihai boyutu 15 mm çapında ve 1.2 mm kalınlığında disk şeklinde ayarlandı. Örnekler zirkonya tipine göre üçe ayrıldığı gibi hidrotermal işleme tabi tutulma prosedürüne göre de üç alt gruba ayrıldılar. Her bir alt grupta dokuz (n=9) adet örnek bulunurken, çalışmada toplam seksen bir (n=81) örnek kullanılmıştır. Materyallerin optik, kimyasal, topografik, fiziksel ve mekanik yapıları sırasıyla; Spektrofotometre, X-Ray Difraktometre (XRD), Tramalı Elektron Mikroskobu (SEM), Vickers mikrosertlik test cihazı ve İki eksenli Bükme test cihazı kullanılarak belirlendi. Elde edilen veriler iki yönlü varyans analizi ve *Tukey* çoklu karşılaştırma testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi ($p<0.05$).

Bulgular: Hidrotermal yaşlandırma işleminin translusensi değerini anlamlı olarak etkilediği ($p<0.05$), yüzey sertlik değerleri üzerindeki etkisinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmediği saptandı ($p>0.05$). Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, 5 saat ve 10 saat yaşlandırma işlemi tüm materyallerin XRD faz değişimindeki monoklinik miktarı arttırmakla birlikte en yüksek artış oranı ML grubunda

olduğu belirlendi. Yaşlandırma süresi ve materyal tipinin faz değişim oranını ve iki eksenli bükölme direncini anlamlı olarak etkilediği göröldü ($p<0.05$).

Sonuç: Hidrotermal yaşlandırmanın translusensi değeri artırılmış monolitik zirkonyaların translusensi değeri üzerinde kayda değer etkileri olmuştur. Transludent zirkonyaların tetragonal-monoklinik faz dönüşüm oranı, ML grubu dışında düşük bulunmuştur. Yaşlandırma işleminin Vickers sertlik değerini etkilemediği belirlendi. Materyal tipine göre en yüksek Vickers sertlik değeri UTML grubunda, en düşük Vickers sertlik değeri ML grubunda olduğu bulundu. Materyal tipine göre iki eksenli bükölme direnci değerlendirildiğinde en yüksek değer ML grubunda, en düşük değer ise UTML grubunda gözlemlendi. 5 saat ve 10 saat yaşlandırma işlemi iki eksenli bükölme direncini genel olarak artırdığı belirlendi.

Anahtar Kelimeler: Monolitik zirkonya, Hidrotermal yaşlandırma, Translusensi parametresi, Faz değişimi, Gren boyutu, İki eksenli bükölme mukavemeti, Vickers sertlik

ABSTRACT

Effect of Hydrothermal Aging on The Optical, Mechanical and Chemical Properties of Monolithic Zirconia Materials

Purpose: The aim of this *in-vitro* study; is to examine the effects of hydrothermal aging processes applied to monolithic zirconium materials on translucency parameter, phase transformations, topographic properties, surface hardness and biaxial flexural strength.

Material and Methods: Three types of multi-layered zirconia systems (Katana, Kuraray Noritake) were selected for the study: Ultra Translucent Multi Layered zirconia (UTML), Super Translucent Multilayered zirconia (STML), and Multi Layered zirconia (ML). The final size of the specimens were set as a disc shape with a diameter of 15 mm and a thickness of 1.2 mm, which after being subjected to the sintering process. The specimens were divided into three groups according to the type of zirconia as well as three subgroups according to the hydrothermal treatment procedure. While there were nine (n=9) specimens in each subgroup, a total of eighty-one (n=81) specimens were used in this study. Optical, chemical, topographic, physical and mechanical structures of the materials was determined respectively; using Spectrophotometer, X-Ray Diffractometer (XRD), Scanning Electron Microscopy (SEM), Vickers microhardness tester and Biaxial flexural strength tester. The obtained data were statistically evaluated by two way analysis of variance and Tukey multiple comparison test ($p<0.05$).

Results: The translucency value was significantly affected after hydrothermal aging process ($p<0.05$), however it was determined that there was no statistically significant difference in the effect on the surface hardness values ($p>0.05$). Compared to the control group, the 5 hour and 10 hour aging process increased the monoclinic amount

in XRD phase transformation of all materials, but the highest increase rate was found in the ML group. Due to observation of aging procedure and material type, the phase transformation rate and biaxial flexural strength is significantly affected statistically ($p < 0.05$).

Conclusions: Hydrothermal aging had significant effects on the translucency of translucent monolithic zirconias. The small amount of tetragonal-monoclinic phase transformation was observed on translucent zirconias, except for the ML group. The aging process did not affect the Vickers hardness value. According to the material type, the highest Vickers hardness value was found in the UTML group, and the lowest Vickers hardness value was found in the ML group. When biaxial flexural strength was evaluated according to material type, the highest value was observed in the ML group, and the lowest value was observed in the UTML group. It was determined that aging for 5 hours and 10 hours, generally increase the biaxial flexural strength.

Keywords: Monolithic zirconia, Hydrothermal aging, Translucency parameter, Phase transformation, Grain size, Biaxial flexural strength, Vickers hardness

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
Al_2O_3	: Alüminyum Oksit
CAD/CAM	: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim
CaO	: Kalsiyum Oksit
CeO₂	: Seryum Dioksit
Ce₂O₃	: Seryum Oksit
CIE	: Uluslararası Aydınlatma Komisyonu
CR	: Kontrast Oran
GeO₂	: Germaniyum Oksit
HfO₂	: Hafniyum Dioksit
K	: Kelvin
LTD	: Düşük ısılarda bozulma
ML	: Multi Layer
MgO	: Magnezyum Oksit
mm	: Milimetre
MPa	: Mega Pascal
N	: Newton
n	: Örnek Sayısı
Nd₂O₃	: Neodymiyum Oksit
nm	: nanometre
°	: Derece
°C	: Derece santigrat

PSZ	: Parsiyel Olarak Stabilize Zirkonyum
Sc₂O₃	: Skandiyum Oksit
Si	: Silisyum
SiO₂	: Silisyum Dioksit
sn	: Saniye
STML	: Super Translucent Multi Layered
TP	: Translusensi Parametresi
TZP	: Tetragonal Zirkonya Polikristali
UTML	: Ultra Translucent Multi Layered
Y₂O₃	: Yttrium Oksit, İttriya
Y-TZP	: Yttrium ile stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristali
Zr	: Zirkonyum
ZrO₂	: Zirkonyum Oksit, Zirkonyum Dioksit, Zirkonya
ZrSiO₄	: Zirkonyum Silikat
ΔE	: Renk değişimi
μm	: Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan bloklar.....	19
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan CAD-CAM cihazı.....	20
Şekil 3.3. Spektrofotometre cihazı	22
Şekil 3.4. TP Değerlerinin ölçülmesi.....	22
Şekil 3.5. X-ışını difraktometre (XRD) cihazı	24
Şekil 3.6. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)	25
Şekil 3.7. Yüzey sertlik testi cihazı	26
Şekil 3.8. Yüzeyde oluşturulan çentiğin mikroskopla görüntüsü	26
Şekil 3.9. Bilgisayar destekli (BFS) test cihazı	27
Şekil 3.10. Kırma düzeneği	28
Şekil 3.11. Örneğin yerleştirildiği düzenek	28
Şekil 4.1. Materyal tipinin yaşlandırma öncesi ve 5 saat yaşlandırma sonrasında TP değerlerinin karşılaştırılması.....	33
Şekil 4.2. Materyal tipinin yaşlandırma öncesi ve 10 saat yaşlandırma sonrasında TP değerlerinin karşılaştırılması.....	34
Şekil 4.3. UTML kontrol grubuna ait XRD grafiği.....	39
Şekil 4.4. UTML 5-saat yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği	39
Şekil 4.5. UTML 10-saat yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği	40
Şekil 4.6. STML kontrol grubuna ait XRD grafiği.....	40
Şekil 4.7. STML 5-saat yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği	41
Şekil 4.8. STML 10-saat yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği	41
Şekil 4.9. ML kontrol grubuna ait XRD grafiği	42
Şekil 4.10. ML 5-saat yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği.....	42

Şekil 4.11. ML 10-saat yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği.....	43
Şekil 4.12. UTML grubuna ait SEM görüntüleri.....	44
Şekil 4.13. STML grubuna ait SEM görüntüleri	45
Şekil 4.14. ML grubuna ait SEM görüntüleri	46



TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Zirkonyanın endüstrideki uygulamaları ve tipik kullanımları	3
Tablo 2.2. Diş Hekimliğinde Uygulama Alanları	4
Tablo 2.3. Y-TZP'nin kimyasal bileşimleri, fiziksel, mekanik ve termal özellikleri	8
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyanın kimyasal içeriği ve teknik özellikleri	21
Tablo 4.1. Üç yönlü varyans analizi sonuçları ($p<0.05$)	30
Tablo 4.2. Materyal tipine göre ortalama TP ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması.....	31
Tablo 4.3. Yaşlandırma işleminin varlığına göre ortalama TP ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması.....	31
Tablo 4.4. Yaşlandırma süresine göre ortalama TP ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması.....	32
Tablo 4.5. Materyal tipi değişkenin yaşlandırma sonucu TP değer ortalaması	32
Tablo 4.6. Vickers yüzey sertlik parametresi değerlerinin karşılaştırılması	35
Tablo 4.7. Materyal tipine göre ortalama Vickers yüzey sertlik ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması.....	35
Tablo 4.8. Materyal tipi değişkenin yaşlandırma öncesi ve sonrasında ort. Vickers değeri / ort. standart hata.....	36
Tablo 4.9. XRD faz değişim değerlerinin karşılaştırılması.....	37
Tablo 4.10. Uygulama süresine göre ortalama XRD faz değişimi ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması.....	37
Tablo 4.11. Materyal tipine göre ortalama XRD faz değişimi ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması.....	38

Tablo 4.12. Materyal tipi Değişkenin yaşlandırma öncesi ve sonrasında ort. XRD faz değişimi/ ort. standart hata.....	38
Tablo 4.13. İki eksenli bükme direnci değerlerinin varyans analiz sonuçları.....	47
Tablo 4.14. Uygulama süresine göre ortalama iki eksenli bükülme direnci değeri ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması	48
Tablo 4.15. Materyal tipine göre ortalama iki eksenli bükülme direnci ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması.....	48
Tablo 4.16. Materyal Tipi Değişkenin Yaşlandırma Öncesi ve Sonrasında Ort. İki Eksenli Bükülme Direnci Değeri (MPa) / Ort. Standart Hata	49

1. GİRİŞ

Zirkonya, diğer seramik sistemlere göre üstün mekanik özellikleri, metal-seramik restorasyonlarla karşılaştırılabilir estetik performans, radyoopasite, düşük korozyon potansiyeli, iyi kimyasal özellikleri, hacimsel kararlılık ve uygun elastik modül değerlerine sahip olması gibi önemli avantajları nedeniyle tam kontur monolitik restorasyonlar için başlıca önerilen bir materyaldir ¹⁻³. Yttria ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP), hastaların metal içermeyen estetik restorasyon taleplerinin yanı sıra iyi biyouyumluluk ve mekanik özelliklere sahip bir materyale ihtiyaç duyan klinisyenlerin taleplerini de karşılayan popüler bir dental seramiktir ⁴. Genellikle Geleneksel Y-TZP, sonrasında translusent feldspatik porselen ile veneerlenen bir altyapı materyali olarak kullanılır ⁴. Zirkonya altyapılı veneer porselendeki kırılma (chipping) dental piyasayı monolitik zirkonya restorasyonlarının geliştirilmesine yönlendiren zirkonya bazlı restorasyonların en yaygın komplikasyonudur ^{5,6}. Transludent monolitik zirkonya ön ve arka bölgedeki restorasyonlar için son zamanlarda tanıtılan yeni zirkonya materyaldir. Bu materyal yüksek translusensliğin yanı sıra yüksek dayanıklılık ve gelişmiş estetik özellikleri bir arada bulundurur ⁷.

Y-TZP strese maruz kaldığında, yarı kararlı yapısı tetragonalden monokliniğe ($t \rightarrow m$) olan faz dönüşümüne uğrar, bu durum çatlak yayılmasını kısıtlayabilen hacimsel bir genişleme ile sonuçlanır ^{8,9}. Bununla birlikte, zirkonyanın $t \rightarrow m$ dönüşümü, düşük sıcaklık bozulması (LTD) veya yaşlanma olarak adlandırılan nemli koşullar altında stres olmadan gerçekleşebilir ^{9,10}. Faz transformasyonundan sonra Y-TZP'nin mekanik özelliklerini dejenere eden intergranüler mikro çatlamlar ortaya çıkar ¹¹. Öte yandan, grenlerin hacminin genişlemesi, çatlağı azaltarak veya kapatarak materyalin kütlesindeki çatlak yayılmasını azaltabilir ¹². Zirkonya seramikleri, şu anda mevcut olan tüm dental

seramiklerin en yüksek bükülme mukavemeti ve kırılma tokluğunu sergileyen materyaldir ¹².

Zirkonya seramiklerinin spontan faz dönüşümü yttrium, kalsiyum, magnezyum veya seryum oksit gibi farklı yüzdelerde stabilizatörlerin eklenmesiyle önlenir ^{13, 14}. Birinci ve ikinci neslin zirkonya seramikleri, yapısında stabilizatör olarak yaklaşık %2-3 mol yttrium oksit (Y_2O_3) içerir ¹³. Stabilizatör eklenmesine rağmen, birinci nesil ve ikinci nesil zirkonya seramikleri otoklavda hidrotermal bozunmaya maruz bırakıldığında ağız boşluğundaki bir restorasyonun açıkta olan kısmına benzer bir şekilde tetragonalden monoklinik faza dönüşüme uğrar ¹³. Sabit protetik restorasyonlar için materyal seçiminde ana estetik neden translusensidir ¹⁵. Birinci nesil ve ikinci nesil zirkonya seramiklerin yetersiz translusensliği, dental arkın estetik açıdan daha zorlu olan ön bölgedeki uygulamaları sınırlamıştır. Araştırmacılar %5 mol yttrium oksit içeren translusent zirkonya seramiklerinde kübik kristal yapının arttığını (%50) bildirmişlerdir ¹⁶. Bu kristal yapı faz transformasyonuna karşı dirençlidir ve yaşlanma sorununu önleyebileceği düşünülmektedir. Kübik kristal yapı gren düzensizliğini azaltır, materyalin ışık geçirgenliğini artırır ve diş sert dokularını taklit etme olasılığı sağlar ¹⁷. Birinci nesil ve ikinci nesil zirkonya seramiklerde bahsi geçen sorunlar nedeniyle bu sorunları ortadan kaldıracak yeni bir üçüncü nesil zirkonya seramiğine ihtiyaç duyulmuştur. Materyalleri yaşlanma protokollerine maruz bırakarak ağız boşluğundaki performanslarını daha uzun bir süre boyunca tahmin edebiliriz. Bu araştırmanın amacı, hidrotermal yaşlandırmanın çok katmanlı (multi layer) translusent monolitik zirkonya seramiklerinin mikro yapı, optik ve mekanik özellikleri üzerindeki etkisini değerlendirmektir. Çalışmanın sıfır hipotezi; translusensi değeri artırılmış monolitik zirkonya materyallerine uygulanan hidrotermal yaşlandırma işleminin translusensi parametresi (TP) değerine, faz değişimine, yüzey sertliğine ve bükülme mukavemetine karşı etkisinin olmayacağıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Zirkonyumun Tarihsel Gelişimi

Zirkonyum adını zirkonyumun en önemli kaynağı olan zirkon mineralinden almıştır. Zirkon kelimesi Farsça “zargun” kelimesinden türemiş ve “altın gibi” anlamına gelmektedir. Metal dioksit zirkonya, 1789’da Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından keşfedilmiş ve 1824’te İsveçli kimyager Jöns Jakob Berzelius tarafından izole edilmiştir ¹⁸. Helmer ve Driskell’in farklı zirkonya biyomedikal uygulamalarına ilişkin ilk makaleyi yayınlamasıyla geçen yüzyılın altmışlı yıllarının sonlarında zirkonya üzerine bir biyomateryal olarak araştırma ve geliştirme başlamıştır ¹⁹. O zamandan beri, Garvie ve Nicholson’ın ²⁰ çalışmalarına dayanan araştırmalar yüksek biyoyumluluk ve gelişmiş kırılma dayanımı sergileyen yttrium-oksit parsiyel stabilize zirkonya seramikleri (Y-PSZ) ve yttrium-tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) üzerine odaklanmıştır ²¹. Genel olarak modern zirkonya biyomateryalleri ve cerrahi (implant) materyalleri olarak kullanılan ürünler, Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) 13556 tarafından açıklanan gereksinimleri karşılamalıdır. Zirkonya seramiklerinin modern tıpta farklı uygulamaları vardır ancak en yaygın uygulama ilk olarak Christel tarafından tanıtılan total kalça replasmanları (THR) veya total kalça artroplastisi (THA) için Y-TZP’nin top başlı imalatlarıdır ²¹. Günümüzde zirkonya materyali endüstriyel amaçlar için yaygın olarak kullanılmaktadır (Tablo 2.1). Ayrıca mevcut CAD/CAM sistemlerinin sürekli gelişimi ile diş hekimliği farklı zirkonya bazlı uygulamalarda da yaygın hale gelmiştir (Tablo 2.2).

Tablo 2.1. Zirkonyanın endüstrideki uygulamaları ve tipik kullanımları

Tüp ve çubuk değirmen ruloları	Isı yalıtkanı
--------------------------------	---------------

Pompa ve vana parçaları	Sıcak metal ekstrüzyon kalıpları
Hassas armatürler	Yiv ve kablo kılavuzları
Mühürleme, çizim ve ekstrüzyon kalıpları	Yakıt depose çeperinde
Hassas bağlama ürünleri	Fiber optik bileşenler
Tel kılavuzları	Hassas küresel vana bilyeleri ve yuvaları
Kesici aletler	Öğütme ve dağıtma elemanları
Kuyu ekipmanlarında kapak ve vana	Toz sıkıştırma kalıpları
Oksijen sensörleri	Deniz pompa contaları ve mil kılavuzları
Metal boru şekillendirme için makaralar ve kılavuzlar	Yüksek dansiteli bilya ve çakıl taşlı değirmende öğütme elemanları
Oksitleyici atmosferlerde 2.000°C'nin üzerinde elektrikli fırın ısıtıcıları	Yüksek sıcaklık indüksiyon fırını susceptörleri (elektromanyetik enerjiyi absorbe etme ve onu ısıya dönüştürmek için kullanılan bir malzeme)

Tablo 2.2. Diş Hekimliğinde Uygulama Alanları

Medikal uygulamalar	Dental uygulamalar
Kan işleme	Kompozitler
Enstrümantasyon	Ekstrakoronal atışmanlar
Cerrahi implantlar	Tam ve parsiyel kronlar
Ortopedi	Sabit köprüler
	Veneerler
	Post korlar
	Primer teleskop kronlar
	Ortodontik braketler
	Implantlar ve Implant dayanakları

2.2. Zirkonyumun Yapısı

Zirkonyum sembolü Zr, atom numarası 40, ağırlığı 91.22 g/mol, parlak ve korozyona son derece dayanıklı kimyasal bir elementtir. Saf zirkonyum kristal formda beyaz ve sünek bir metal halinde, amorf formda ise mavi-siyah toz halinde bulunur. Zirkonyum 6.49 g/cm³ yoğunluğa, 1.855°C erime noktasına ve 4.409°C kaynama noktasına sahiptir ²¹. Yer kabuğundaki elementler arasında zirkonyum yeraltı zenginlikleri bakımından 18. sıradadır, ancak bu özel element doğada saf halde bulunmaz, sadece silikat oksitlerle (ZrO₂×SiO₂) veya serbest oksit (ZrO₂) olarak bulunur ²².

2.2.1. Zirkonyum Dioksit

Zirkonya olarak bilinen zirkonyum dioksit (ZrO₂), zirkonyumun beyaz kristalli bir oksitidir. Saf zirkonyum oksit doğada bulunmamakla birlikte baddeleyit ve zirkon (ZrSiO₄) minerallerinde bulunur. Olağan sıcaklıklarda altıgen bir kristal yapıya sahiptir ve zirkonat (ZrO₃⁻²) ve zirkonil (ZrO⁺²) tuzları gibi bir dizi bileşikler oluşturur. Zirkonya beyaz bir toz olarak elde edilir ve hem asidik hem de bazik özelliklere sahiptir. Zirkonyum oksit kristalleri, üç kristalografik fazda kategorize edilebilen kristal hücrelerde (ağ) sıralanır: 1) kare kenarlı düz bir prizma şeklindeki kübik, 2) dikdörtgen kenarlı düz bir prizma şeklindeki tetragonal ve 3) paralel yüzlü kenarları olan deforme olmuş bir prizma şeklindeki monoklinik fazdadır. Kübik faz 2.370°C'nin üzerinde stabildir ve orta düzeyde mekanik özelliklere sahiptir. Tetragonal faz 1.170°C ile 2.370°C arasında stabildir ve geliştirilmiş mekanik özelliklere sahip bir seramiğin elde edilmesini sağlarken, oda sıcaklığından 1.170°C'ye kadar sıcaklıklarda stabil olan monoklinik faz, zayıf mekanik performans sergiler. Monoklinik faz seramik partiküllerin kohezyonunun ve dolayısıyla yoğunluğun azalmasına sebep olabilir ¹⁸.

2.2.2. Stabilize Zirkonya

Stabilize zirkonya, zirkonya polimorflarının bir karışımıdır. Yapıya kübik faz oluşturuucu oksit (stabilizatör) eklenmiş, kübik ve yarı kararlı tetragonal ZrO_2 karışımıyla elde edilmiştir. Saf zirkonyaya küçük bir stabilizatör ilavesi, yapısını $1000^\circ C$ 'den daha yüksek bir sıcaklıkta tetragonal faza ve daha düşük bir sıcaklıkta kübik ve monoklinik (veya tetragonal) faz karışımına dönüştürür. Bu kısmen stabilize edilmiş zirkonya aynı zamanda tetragonal zirkonya polikristali (TZP) olarak da adlandırılır. Birkaç farklı oksit, örneğin magnezyum oksit (MgO), yttrium oksit (Y_2O_3), kalsiyum oksit (CaO) ve seryum oksit (Ce_2O_3), tetragonal ve/veya kübik fazları stabilize etmek için zirkonyaya eklenebilir. Stabilize edici oksitlerin eklenmesi, oda sıcaklığında çok fazlı bir materyalin üretilmesine izin verir. ZrO_2 'ye 16 mol% CaO (7.9 %), 16 mol% MgO (5.86 %) 'dan fazla veya 8 mol% Y_2O_3 (13.75 %) eklendiğinde kübik formda tam stabilize zirkonya üretilir. Zirkonya çok fazlı bir formda daha az miktarda stabilize edici oksit ilavesiyle kısmen stabilize edilebilir ve parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) olarak adlandırılır. Oda sıcaklığında PSZ'nin mikro yapısı genellikle ana faz olarak kübik zirkonyadan ve küçük faz olarak monoklinik ve tetragonal zirkonya çökeltilerinden oluşur. Bu çökeltiler gren sınırlarında veya kübik matris (matrix) grenleri içinde bulunabilir ²².

2.2.3. Yttrium Oksit Parsiyel Stabilize Zirkonya (Y-PSZ)

Stabilize edici bir ajan olarak yaklaşık 2 ile 3 mol% yttrium oksit (Y_2O_3) ilave edildikten sonra metastabil tetragonal grenlerden tamamı tetragonal küçük grenli zirkonya seramik materyali üretilmiştir ²¹. Oda sıcaklığında tutulan *t*-fazının oranı, işleme sıcaklığına, itrium içeriğine, gren boyutuna ve matris tarafından uygulanan kısıtlamanın derecesine bağlıdır. Esas olarak yttrium oksit konsantrasyonu ile ilgili olan gren boyutu

kritik gren büyüklüğünün üzerinde ise $t \rightarrow m$ dönüşümü kendiliğinden gerçekleşebilir, oysa bu dönüşüm küçük grenli bir yapıda engellenecektir. Gren boyutunun küçültülmesi ve/veya stabilize edici oksitlerin konsantrasyonundaki artış, transformasyon oranını azaltabilir. Özellikle, gren boyutunun büyük ölçüde küçültülmesi metastabilite kaybına yol açarken, stabilize edici oksit(ler)in konsantrasyonu %3.5'in üzerinde artırılması önemli miktarlarda stabil kübik fazın çekirdeklenmesine izin verir. Bu nedenle, oda sıcaklığında tetragonal metastabil bir faz elde etmek için gren boyutunun 0.8 mm'den az olması ve stabilize edici oksit miktarının %3 mol'den fazla olmaması gerekir ²³. Y-TZP seramikleri, Y_2O_3 'ün ZrO_2 tuzları ile birlikte çökeltilmesiyle veya ZrO_2 grenlerinin Y_2O_3 ile kaplanmasıyla üretilir ²². Y-TZP seramiklerinin ilginç bir özelliği, yüzeylerinde kompresif tabakaların oluşmasıdır. Yüzeydeki tetragonal grenler matris tarafından tutulmaz ve bu nedenle kendiliğinden monoklinik grenlere dönüşerek materyalin mekanik ve aşınma özelliklerinin gelişmesine yol açar. Y-TZP, yüksek dayanıklılık, kırılma direnci, sertlik, aşınma direnci, iyi sürtünme ve manyetik olmayan davranış, elektrik yalıtımı, düşük ısı iletkenliği, asitlerde ve alkalilerde korozyon direnci, çeliğe benzer elastisite modülü ve demire benzer termal genleşme katsayısı gibi biyomedikal mühendisliğin büyük ilgisini çeken olağanüstü temel özellikler sergiler. Bununla birlikte, klinik uygulamalar için kullanılan Y-TZP materyalleri, ISO 13356 ve Amerikan Test ve Malzemeler Derneği (ATMD) F1873 kriterlerini karşılamalıdır ²⁴. Y-TZP'nin kimyasal bileşimleri, fiziksel, mekanik ve termal özellikleri Tablo 2.3'de listelenmiştir.

Tablo 2.3. Y-TZP'nin kimyasal bileşimleri, fiziksel, mekanik ve termal özellikleri

	Y-TZP	İSO 13356 koşulları	ATMD F1873 koşulları
Kimyasal bileşim			
ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃	> 99.0	> 99.0	≥ 99.0
Y ₂ O ₃	4.5–5.4	4.5–5.4	4.5–5.4
Al ₂ O ₃	< 0.5	< 0.5	≤ 0.5
Diğer oksitler	< 0.5	< 0.5	≤ 0.5
Fiziksel özellikler			
Kütle yoğunluğu(g/cm ³)	6.05	≥ 6.00	≥ 6.00
Gren boyutu (µm)	0.2	≤ 0.6	≤ 0.6
Monoklinik faz (%)	1	-	≤ 5
Porözite	< 0.1%	< 0.1%	< 0.1%
Mekanik özellikler			
Bükme dayanımı (4 nokta) (MPa)	1666	≥ 800	> 800
Elastic modülü (GPa)	201	-	≥ 200
Vickers sertliği (HV)	1270	-	> 1200
Kırılma direnci (Kgf/mm ^{2/3})	16.8	-	-
Kırılma direnci KIC (MPa m ^{-1/2})	7–10	-	-
Basma dayanımı (MPa)	4900	-	-
Çarpma dayanımı (MPa)	137.0	-	-
Termal özellikler			
Termal genleşme katsayısı (x10 ⁻⁶ /°C)	11×10 ⁻⁶ K ⁻¹	-	-
Isı iletkenliği (W/m°K)	2	-	-
Özgül ısı (J/kg°K)	500	-	-

2.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonlar

Yttria stabilize tetragonal zirkonya polikristallerinden monolitik (tam kontur) restorasyonların üretilmesi zirkonya üzerine uygulanan porselen tabakalarında kırılmalarla (chipping) ilgili sorunların üstesinden gelmek için geliştirilmiştir. Monolitik zirkonya restorasyonlarının yakın zamana kadar temel dezavantajı; tatmin edici şeffaflık elde edilememesi ve buna bağlı olarak gösterdikleri düşük estetik performanslarıydı ^{25, 26}. Bununla birlikte, kompozisyon, yapı ve imalat yöntemlerindeki son değişiklikler, üstün translusensiye sahip monolitik zirkonya seramiklerin üretimine yol açmıştır. Monolitik zirkonyanın estetik performansı geliştirilmesine karşın materyalin yapısında önemli bir direnç kaybı meydana gelmiştir ²⁷⁻³⁰. Ayrıca, monolitik zirkonyanın esasen yeni bir materyel olması nedeniyle; özellikleri, kullanımındaki sınırlamalar, zaman içindeki estetik performansı, düşük sıcaklıkta bozulmaya karşı direnci (LTD) ve klinik sağkalım özellikleri hakkında hala çok az bilimsel çalışma mevcuttur. Yapılan *in vitro* çalışmalarda monolitik zirkonya restorasyonların mekanik dayanıklılığı açısından yeterli performans gözlemlenmesine karşın bilimsel açıdan dayanıklılığı değerlendirmek için daha fazla klinik çalışmalara ihtiyaç vardır ^{31, 32}.

2.3.1. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Endikasyonları

Altyapı olarak zirkonya materyalinin kullanıldığı hemen hemen her veneer seramik yerine monolitik zirkonya materyalini kullanmak da mümkündür. Bununla birlikte restorasyonun monolitik olmasından kaynaklı geleneksel veneer kronlara nazaran kırılma direnci yüksek ve chipping komplikasyonundan muaf olması sebebiyle bazı ekstrem durumlarda bile monolitik restorasyonların önerilme imkanları bulunmaktadır.

Ayrıca;

- olumsuz okluzyon ve derin kapanışlar

- parafonksiyonel alışkanlıklı bireyler
- kırık öyküsü olan hastalar
- zirkonyum altyapılı veneer kron-köprülerde sınır mesafe olan 38 mm'den uzun köprüler

- yüksek kırılma direnci ve sadece 0.5 mm oklüzal kalınlık ile yüksek kuvvete dayanma kabiliyeti nedeniyle monolitik zirkonya sınırlı interoklüzal alana sahip hastalarda kullanılabilir. ^{28, 33}.

Ayrıca inley-onley restorasyonlar, endokronlar ve implant üstü kron-köprülerde de kullanılabilir.

2.3.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Avantajları

- Restorasyonun tek hammadde ile üretilmesi ve üstün mekanik özellikleri sayesinde diğer kaplama sistemlere kıyasla daha konservatif diş hazırlığı gerektirirler
- Biyolojik olarak uyumlu materyallerdir
- Diş minesine yakın bir aşınma direncine sahip ve antagonist dişler üzerindeki aşınmayı en aza indirirler
- Yeterli translusensiye sahip materyal kullanıldığı takdirde tatmin edici estetik özellik sergilerler
- Özel olarak CAD/CAM teknolojisi ile tek aşamada üretilmesinden dolayı daha az seans ve daha az laboratuvar çalışma süresi gerektirirler
- Ayrıca CAD/CAM teknolojisi ile basit ve hızlı üretimi monolitik rekonstrüksiyonların kullanımını artırarak pahalı geleneksel sistemlerden vazgeçilmesiyle maliyet açısından tasarruf edilmesine olanak sağlar

- Monolitik olmaları nedeniyle istenmeyen chipping komplikasyonundan uzaktırlar^{25, 34}.
- Yüksek bükme dayanımı ve kırılma direnci sergilerler³⁵.
- Bu restorasyonlar porselen ile kaplanmadığından hem glaze tabakası uygulaması hem de cilalama tekniği ile bitim işlemi gerçekleştirilebilir^{36, 37}.

2.3.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Dezavantajları

- Restorasyonun tamir edilme şansının olmaması
- Yeterli translusensiye sahip zirkonyum çeşidi kullanılmadığı takdirde opak görüntü ve zayıf estetik performans
- Daha translusent bir monolitik zirkonya elde edilmesi durumunda materyalin direncinde kayda değer azalma görülmesi
- Zirkonya seramikleri yaşlanma olarak da bilinen düşük sıcaklıkta bozulmaya müsaittirler³⁸.

2.3.4. Monolitik Zirkonyanın Fiziksel Özellikleri

Sertlik

Dental seramikler arasında zirkonya; bükme dayanımı ve kırılma direnci açısından en güçlü dental materyal olmasına rağmen estetik yetersizlik sebebiyle tam seramik restorasyonlarda yakın zamana kadar pek tercih edilmeyen materyal iken son dönemlerde translusensi özelliğindeki iyileştirmeler ve CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler sonucu translusent monolitik zirkonya restorasyonların kullanımı giderek daha popüler hale gelmektedir. Opak ve translusent olmak üzere 2 tip monolitik zirkonya çeşidi bulunur. Opak zirkonya önemli ölçüde yüksek bükme dayanımı sunar ve alveol kretin posterior bölgeleri için endikedir. Translusent zirkonya ise doğal estetik görünüme sahiptir ve bununla birlikte düşük mekanik özellik sergilemektedir. Bu sebepten dolayı

alveol kretin anterior bölgelerinde daha çok tercih edilir. Transludent bileşimlerde kübik zirkonyanın varlığı gelişmiş optik özellikler sunması yanında mekanik özellikleri önemli ölçüde azaltması dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır. Monolitik zirkonya kronları cam infiltre olsalar bile çift katmanlı veneerler ve lityum disilikat kronlara kıyasla kırılma direnci açık bir şekilde üstündür ^{39, 40}.

Yaşlanma Direnci

Yaşlanma, oda sıcaklığında nemli bir ortamda tetragonal kristal yapının kendiliğinden monoklinik yapıya dönüşmesi olarak tanımlanır⁴¹. Düşük sıcaklık bozulumu gren hacminin %4-5 oranında genişlemesine yol açar. Gren hacminin genişlemesi gren sınırlarını zorlar ve bunun sonucunda materyalde mikro çatlak yayılımları ortaya çıkmaktadır ⁴¹. Y-TZP seramiklerin yaşlanma davranışı için gren sınırlarının kimyası büyük önem taşımaktadır ⁴². Gren sınırlarında mikro gözeneklerin varlığı su zerreciklerinin difüzyonunu kolaylaştırarak zirkonyanın düşük sıcaklık bozulumuna olan dayanıklılığını azaltır ⁴³. Mikron veya nano boyutlu ZrO₂ partiküllerin salınımı; restorasyonda yüzey pürüzlülüğüne, aşınma oranlarının artmasına ve mekanik özelliklerin kaybına neden olur ⁴⁴.

Zirkonyanın yaşlanma davranışı genellikle bir otoklavda hızlandırılmış bir yaşlanma testi ile araştırılır. Teorik hesaplamalara göre, 134°C’de 1 saat *in vivo* 3-4 yıla karşılık gelmektedir. 5 saatlik hidrotermal yaşlandırma teorik olarak 15-20 yıla, 10 saatlik yaşlandırma ise 30-40 yıla denk gelen restorasyonun ağız içindeki yaşlanmasıyla aynı etkiye sahiptir ⁴⁵. Bu durum sabit bir bölümlü protez için fazlasıyla yeterli bir kullanım ömrüdür. Bu testin gerçek klinik koşullara uymadığı ve zirkonya seramiklerinin ağız ortamındaki gerçek bozunmasını hafife alabileceği yönündeki eleştirilere rağmen, bu materyallerin uzun vadeli performansını tahmin etmek için hala etkili bir yöntem olmaya

devam etmektedir. Diğer testler, sıcak suda veya yapay tükürükte kaynatma, mekanik döngüsel yükleme, termal siklus, mekanik ve termal yorgunluğun kombinasyonlarını içerir ⁴⁶.

Otoklav yaşlanması, dirençte önemli bir değişiklik olmamasının yanı sıra ⁴⁷, tedavi süresine, araştırılan zirkonya sisteminin markasına ve bileşimine ^{48, 49} bağlı olarak önemli ölçüde azalma ve artış ile ilişkilendirilmiştir. Uzun süreli yaşlanmadan sonra %3 mol Y-TZP seramikler ile daha yüksek yttrium miktarına sahip translusent monolitik seramikler karşılaştırıldığında yeni nesil translusent seramiklerin yaşlanma bozulmasına karşı gösterdiği direnç daha yüksek olduğu belirlenmiştir ⁴⁹⁻⁵¹. Yakın tarihli bir çalışmada, monoklinik faz fraksiyonu özellikle Prettau ve BruxZir için 5 ila 50 saatlik yaşlanma arasında dikkate değer ölçüde artış gösterirken Katana ML ve Katana HT13 için daha az artış gözlemlenmiştir ⁴⁹.

2.3.5. Monolitik Zirkonyanın Optik Özellikleri

Translusensi

YTZ-P seramiklerinin rengi ve translusensi özelliği dental protezlerde estetiği etkileyen önemli hususlardandır ⁵². Algılanan renk dalga boyu ile belirlenir. Sabit protezlerin translusensi özelliği ışığın spektral etkisiyle doğrudan ilişkilidir ^{26, 53}. Işık, radar, X-ışınları, ısı ve radyo dalgalarının tümü belirli bir dalga boyu aralığında tanımlanan elektromanyetik radyasyonun biçimleridir. Birbirine dik olan manyetik ve elektrik alan bileşenlerinden oluşan bir dalga elektromanyetik radyasyon üretir. Kozmik ışınlar (<0,0001 nm), gama ışınları (0,0001-0,01 nm), X ışınları (0,01-10 nm), morötesi (UV;10-400 nm), görünür (400-700 nm), kızılötesi (IR) (700 nm-1 mm), mikrodalga (1 mm-1 m) ve radyo dalgalar (>1 m) sırasıyla elektromanyetik spektrumda yer alır.

Bir materyalin translusensi özelliği gelen ışığın dalga boyundan etkilenir. Normalde insan gözü en çok 555 nm dalga boyuna duyarlıdır. Işık bir materyalden geçtiğinde, materyalin doğasına ve ışığın dalga boyuna bağlı olarak, fotonların yansıma, soğurulma ve iletiminin birleşimiyle sonuçlanan çeşitli şekillerde materyalle etkileşime girer ⁵⁴. Y-TZP'nin iç yüzeylerinde gren sınırları, kristalografik defektler ve mikro gözenekler, bu polikristal materyalin translusensi özelliğini etkileyen ışık saçılım merkezleridir ⁵⁵. ZrO₂'nin gren boyutu translusensinin en önemli belirleyicisidir, ancak ZrO₂'nin translusensi özelliği ve gren boyutu arasında direkt doğrusal bir orantı yoktur. Genel olarak iri grenli materyallerde translusensi yüksek difüzyon iletimi (high diffusion transmission) ile sağlanırken, ince grenli materyallerde aynı eksende yüksek iletim (high in-line transmission) ile sağlanır ^{56, 57}. Ayrıca, materyalin translusensi görünümü 0,01-0,1 µm arasındaki gren boyutlarında transparan forma dönüşebilir, ve translusensi aynı eksende iletim ile gözlenir. 0,1-1 µm'lik gren çaplarında gren sınırı saçılımı gözlemlenebilirken, 1-10 µm'lik gren çaplarında difüze iletim görülür ve materyal büyük ölçüde translusenttir. ^{57, 58}.

Y-TZP materyallerinde kristal grenlerin boyutu, büyük ölçüde hammaddede bulunan kristal parçacıkların boyutuna bağlıdır ve gren boyutu nihai ürünün oluşumu sırasında belirlenir. Ayrıca partikül boyutu, gren sınırlarının boyutunu doğrudan etkiler. Materyaldeki partikül boyutu yeterli miktarda görünür ışık dalga boyu boyutunun altında ise ışık saçılımı önemli ölçüde azalır. Böylece, nanometrik bir mikro yapı oluşturulurken porözitenin de azaltılması sonucu Y-TZP seramiklerinin estetik özellikleri geliştirilebilir

Translusensi ölçümü

Translusensi diş hekimliğinde estetiğin en önemli belirleyici faktörlerinden biridir. Literatürde translusensi ölçümlerinde yaygın olarak kullanılan 3 yöntemden bahsedilmektedir, kontrast oranı (CR), ışık geçirgenliği ve translusensi parametresi (TP) yöntemleri ^{58, 60}. CR yönteminde, bir materyalin beyaz (YW) ve siyah (YB) bir arka plan üzerindeki yansımından ölçümler alınır. Hem beyaz hem siyah arka plan üzerinden en az ikişer ölçüm, her örnek için toplam 4 ölçüm gerçekleştirilir. Ortalama CR şu şekilde hesaplanır:

$$CR=YB/YW^{59}$$

CR 0 ile 1 arasında ölçülür ve opak bir materyal için 1'e ulaşır.

Işık geçirgenliği yöntemi seramik ölçümlerinde yapılabilen 3 yöntemle açıklanabilir: Direkt, total transmisyon ve spektral yansıma. Direkt transmisyon bir dedektöre ulaşan ışığı ölçerken, spektral yansıma yönteminde ise ışık iletimi indirekt olarak ölçülür. Üçüncü yöntemde (total transmisyon) hem dedektöre ulaşan hem de seramiği geçen ışık ve saçılım ölçülür ⁶¹. Transmittans (T) hesaplanması:

$T=(L_{\text{örnek}}/L_{\text{kaynak}})\times 100\%$, burada L örnek örneğin parlaklığı ve L kaynak ise kaynağın parlaklığıdır ⁶¹. CR ve ışık geçirgenlik yöntemlerinin ışık veren (luminous) veya spektral olma olasılığı vardır ⁶².

Bir diğer yöntem olan translusensi parametresi (TP) ise, beyaz ve siyah zemin üzerindeki örneklerin doğrudan renk farkı hesaplanarak yapılır. Algılanan renkteki (ΔE) farklılıklar CIELAB koordinatları ile belirlenebilir ⁶². TP için renk parametreleri CIE-Lab (Uluslararası Aydınlatma Komisyonu L^* , a^* , b^*) formülasyonu ile elde edilir ⁶⁰. TP değerinin hesaplanması:

$$TP = [(L^*_b - L^*_w)^2 + (a^*_b - a^*_w)^2 + (b^*_b - b^*_w)^2]^{1/2}$$

burada b ve w alt simgeleri sırasıyla siyah ve beyaz arka plan üzerindeki renk koordinatlarını ifade eder.

Translusensiyi etkileyen faktörler

Sinterlenmiş monolitik Y-TZP seramiklerin kalitesini ve translusensi özelliğini etkileyen birçok fiziksel ve kimyasal faktör vardır: katkı maddesi ^{16, 63, 64}, yttria içeriği ^{12, 65}, faz tipi ¹⁶, porözite ^{59, 66}, yabancı (safılığı bozan) madde ⁶⁷, defect ⁵⁹, çift kırılım (birefringence) ⁵⁴, atomik yapıda oksijen boşlukları ⁶³, gren boyutu ⁶⁸, gren sınırı ^{16, 64, 69}, sinterleme derecesi ^{59, 61, 70}, sinterleme yöntemleri ⁷¹, materyalin yansıma indeksi ⁷², kırılma indeksi ⁷² ve ışık saçılımı ^{73, 74}.

Yttria İçeriği

ZrO₂'nin tetragonal fazını oda sıcaklığında stabilize etmek için çeşitli oksitler kullanılır ^{55, 59}. Bunlar genellikle CaO, MgO, Y₂O₃ veya CeO₂'dir. Kullanılan oksitlerin miktarı materyalin faz dönüşümüne, faz stabilitesine ve mekanik özelliklerine etki etmektedir ⁷⁵. Genel olarak ZrO₂, %3 mol Y₂O₃ ile stabilize edilir. Tetragonal den monokliniğe (t → m) olan faz transformasyonu materyalin mekanik özelliklerini etkiler. 3Y-TZP'nin ince parçacık boyutlu mikro yapısı ve faz dönüşüm mekanizması sayesinde, hacim genişlemesi (%4-5) sırasında çatlakların kapanması başlar ve böylece çatlak yayılımı önlenmiş olur ^{12, 55}.

3Y-TZP'nin mekanik mukavemeti ve faz stabilitesindeki olumlu özelliklerine karşın aşırı opak olması en önemli dezavantajlarından biridir. Bu nedenle daha az opaklığa sahip olan %5 ile %8 oranında yttria içerikli monolitik ZrO₂ seramikleri geliştirilmiştir ²⁷. Opaklığın azalması ve translusensinin artırılması planlanırken

tetragonal ZrO₂'nin dönüşüm toklaştırma (transformation toughening) etkisinin kısmi kaybı nedeniyle bükme dayanımı ve kırılma direnci azalmış olur ²⁶.

2.4. Renk

Renk, fiziksel dünyada, bir nesneden veya canlı organizmadan yayılan veya yansıyan ışığın spektral niteliklerini ifade eder. On sekizinci yüzyılda, yeterince farklı üç rengin doğru oranlarda karıştırılmasıyla herhangi bir rengin elde edilebileceği gösterildi ⁷⁶. Renk kavramı ve rengin algılanabilirliği tamamıyla ışık ile ilgili bir konudur. Bir cismin rengi o nesneden yansıyan ışığın gözün optik sinir uçlarını uyarması ve oluşan sinyallerin beyindeki görme merkezine ulaşması ile algılanabilmektedir ⁷⁷.

2.4.1. Renk ölçümü

Renk biliminde bir nesnenin rengi ölçülür ve ona sayısal bir değer atanır ⁷⁸. CIE renk sistemleri, rengi bulmak için renk uzayında üç koordinat kullanır. CIE, iki uniform renk skalasını savunur: CIE (L*a*b*) veya CIELab ve CIE(L*C*h°) veya CIELCh. CIELab'da bir renk gösterildiğinde, L* açıklığı tanımlar, a* kırmızı-yeşil değeri gösterir ve b* sarı-mavi değeri belirtir. CIELCh'de L* açıklığı belirtir, C* rengi tanımlar ve h° ton açısını belirtir. Renk çalışmalarının ana konusu renk farkı/değişimi değerlendirmesidir ¹⁵. ΔE renk farkı formülleri, iki nesne arasındaki veya bir restorasyon ile bir diş/hedef arasındaki renk koordinatlarının farklılıklarına dayalı olarak tanımlanmıştır. ΔE_{ab} ($\Delta E_{ab} = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$) ve ΔE_{00} dahil olmak üzere ΔE için çeşitli formüller kullanılmıştır ^{15, 79}.

Renk farkının değerlendirilmesi açısından ΔE değerlerinin limitlerinin belirlenmesi önemli bir konudur ^{15, 80}. Bu nedenle, algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşikleri ΔE 'ye dayalı olarak değerlendirilmiştir ^{81, 82}. Spektrofotometreler genellikle renk

ölçümü için uygulanır^{83, 84}. Birçok çalışma, farklı seramiklerden rengin çoğaltılabileceği kanısına varmıştır⁸⁵.

Translusensi, seramik için bir başka önemli özelliktir. Translusensi, iletilen ışığın büyük bir bölümünün difüzyonla karşılaştığı ve böylece karşı taraftaki nesnelerin açıkça görülmediği bir materyalin özelliğidir¹⁵. Translusensiyi ölçmek için, genellikle 0.5 ile 1 mm arasında değişen belirli bir kalınlığa sahip bir seramik için çeşitli optik özellikler tanımlanır. Bu özellikler, görünür ışık geçirgenlik yüzdesini (VLTP), translusensi parametresini (TP) ve kontrast oranını (CR) içerir^{66, 86}. Mutlak translusensiyi gösteren görünür ışık geçirgenlik yüzdesi VLTP, bir seramikten geçen ışık iletim yüzdesi olarak tanımlanır⁸⁷. TP, beyaz (W) ve siyah (B) zemin üzerine yerleştirilmiş bir seramik için ΔE değerini gösterir ($TP = [(L^*_W - L^*_B)^2 + (a^*_W - a^*_B)^2 + (b^*_W - b^*_B)^2]^{1/2}$)¹⁵. CR, siyah beyaz bir arka plan üzerinde duran bir seramik için parlaklık (Y) oranı olarak tanımlanır ($CR = Y_B/Y_W$)⁸⁸. Hem TP hem de kontrast oranı (CR), göreceli translusensiyi değerlendirir⁸⁷.

3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışması Atatürk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ile Merkezi Araştırma Laboratuvarında yürütüldü. Gerekli materyaller ve laboratuvar giderleri Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi (BAP) tarafından desteklenen TDH-2021-1246 kodlu projeden sağlandı.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada Katana zirkonya sistemlerinden (Kuraray Noritake, Japonya) ticari olarak temin edilebilen, 98 mm çapında, 18 mm kalınlığında, çok katmanlı (multi layer) üç tip presinterize monolitik zirkonya blok kullanıldı (Şekil 3.1).

- Ultra Translucent Multi Layered (UTML)
- Super Translucent Multi Layered (STML)
- Multi Layered (ML)



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan bloklar

Yukarıdaki üç çeşit monolitik zirkonya bloktan CAD/CAM (Redon, Hybrid, Türkiye) sistemiyle Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO 6872) ⁸⁹ kurallarına uygun olacak şekilde çapı 15 mm, kalınlığı 1.2 mm olan disk formunda 81 adet örnek hazırlandı (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan CAD-CAM cihazı

Örneklerin nihai boyutu göz önünde bulundurularak üreticinin talimatları doğrultusunda sinterleme işlemi gerçekleştirildi. Önerilen sinterleme sıcaklığına ulaşılan kadar 10 °C/dk ısıtma hızı kullanıldı. Sinterlemeden sonra aynı dinamikler soğutma protokolünde tekrarlandı. Üreticinin veri sayfalarından alınan bilgiler dahilinde kullanmış olduğumuz monolitik zirkonya ürünü hakkındaki bilgiler Tablo 3.1.’de gösterildi.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyanın kimyasal içeriği ve teknik özellikleri

	UTML	STML	ML
ZrO₂ + HfO₂	87 – 92 %	88 – 93 %	89 %
İtriyum oksit (Y₂O₃)	8 – 11 %	7 – 10 %	6-7 %
Diğer oksitler	0–2%	0–2%	–
Bükülme dayanımı	557 MPa	748 MPa	1125 MPa
Isı genleşme katsayısı	$9.7 \pm 0.2 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$	$9.8 \pm 0.2 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$	$9.9 \pm 0.2 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$
Transluserlik	43%	38%	31%
Sinterleme koşulu	2 saat için 1550 °C	2 saat için 1550 °C	2 saat için 1500 °C
Sinterlenmiş yoğunluk (g/cm³)	6.00	6.02	6.04
Klinik endikasyonları	Tek kron veneerler	Tek kronlar ve üç üyeli köprüler	Posterior kronlar ve uzun köprüler

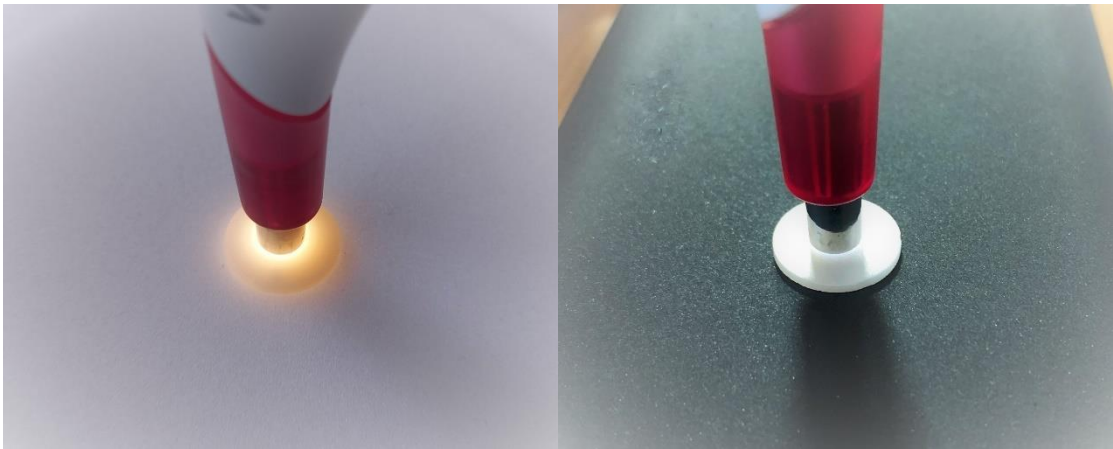
3.2. Transluserlik Parametrelerinin Ölçülmesi

5 saatlik ve 10 saatlik yaşlandırma grubundaki örneklerin transluserlik parametresi (TP), hidrotermal yaşlandırmadan önce ve sonra olmak üzere iki kere spektrofotometre cihazı (Vita EasyShade, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanılarak tespit edildi (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Spektrofotometre cihazı

Spektrofotometre, üretici firmanın talimatlarındaki kılavuza göre beyaz bir plaka kullanılarak kalibre edildi. Ölçümler gün ışığının optimum aydınlıkta olduğu saatler (saat 12:00 ile 13:00) aralığında odanın pencere kenarında gerçekleştirildi. Örnekler beyaz ($L^* = 89.0$, $a^* = 1.0$, $b^* = 1.1$) ve siyah ($L^* = 37.4$, $a^* = -0.5$, $b^* = 0.6$) arka plana karşı en az üç kere ölçüldükten sonra ortalama $L^*a^*b^*$ değerleri tespit edilerek kaydedildi (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. TP Değerlerinin ölçülmesi

Test edilen örneklerin translusensliğini değerlendirmek için translusensi parametresi (TP) kullanıldı. TP, aşağıdaki formüle göre beyaz ve siyah arka plana karşı analiz edilen örneğin renk farkından hesaplandı.

$$TP = [(L^*_b - L^*_w)^2 + (a^*_b - a^*_w)^2 + (b^*_b - b^*_w)^2]^{1/2}$$

Bu formüle göre TP değerindeki bir artış, translusensi değerinde de yükselme olduğu anlamına gelmektedir. TP değerinin 100 olması, tamamen şeffaf bir materyalin siyah ve beyaz arasındaki renk farkını tanımlar. Buna karşılık TP'nin 0 olması, beyaz ve siyah bir arka plana karşı herhangi bir renk farkı olmaksızın tamamen opak bir materyali karakterize eder ⁹⁰.

3.3. Hidrotermal Yaşlandırma İşlemi

Örnekler üretildiği zirkonya tipine göre üç gruba ayrıldıktan sonra yaşlandırma işleminin süresine göre üç alt gruba ayrıldılar. Kontrol grubu hariç diğer iki alt gruptaki dokuzar örneğe 5 ve 10 saat olmak üzere iki çeşit yaşlandırma prosedürü uygulandı. Hidrotermal yaşlandırma işlemi 0.2 MPa basınç altında, 134°C'de otoklav (Getinge GE 6610, İsveç) cihazı kullanılarak gerçekleştirildi. İşlem için distile su kullanıldı. Bu prosedür, ISO 13356 standardında önerilen minimum gereksinimler esas alınarak uygulandı ⁹¹.

3.4. X-ışını kırınım (XRD) Analizi

X-ışını kırınım analizinde (XRD) örnek yüzeylerinin zirkonya faz fraksiyonları bilgisayar destekli, Cu X-ışını kaynağı ile donatılmış X-ışını kırınım cihazı (Rigaku, SmartLab X-Ray DİFFRACTOMETER, Japonya) kullanılarak incelendi (Şekil 3.5). Örnek yüzeylerinde 0.02° adım boyutu ve 3 s/adım tarama hızı ile çalışan bir toz difraktometre kullanılarak tarama işlemleri gerçekleştirildi. XRD spektrumları, 20°-40° arasındaki 2θ açıları aralığında toplandı. X-ray difraksiyonu sonucu her örnekte

yoğunluğun arttığı zirve noktalarındaki 2 teta (2θ) açıları için şiddet değerleri elde edildi. Örneklerin yüzeylerindeki monoklinik fazın tetragonal faza göre göreceli değişim miktarı (X_M) Garvie ve Nicholson ⁹² formülü kullanılarak hesaplandı:

$$X_M = [I_M (-111) + I_M (111)] / [I_M (-111) + I_M (111) + I_T (101)]$$

burada $I_M (-111)$ ve $I_M (111)$, sırasıyla 28.2° ve 31.5°'de monoklinik tepe noktalarının entegre yoğunluğunu belirtir. $I_T (101)$ ise 30°'deki tetragonal/kübik tepelerin entegre yoğunluğudur.

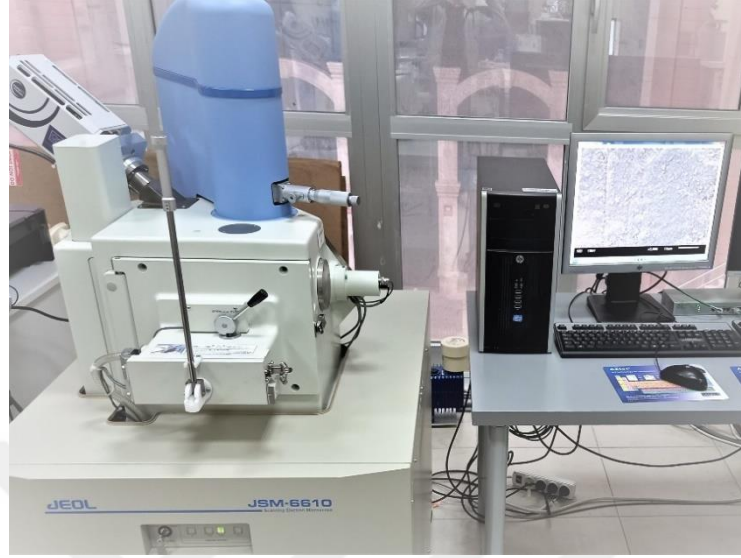


Şekil 3.5. X-ışını difraktometre (XRD) cihazı

3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi

Farklı deney gruplarındaki birer örneğin mikro yapı ve dönüşüm bölgesi, taramalı elektronik mikroskop (SEM) ile analiz edildi. Monolitik zirkonyanın iletkenliğini artırmak için her örneğin yüzeyine altın kaplama cihazı (SC7620, Quorum Technologies, Newhaven, İngiltere) ile altın tozu püskürtülerek iletken bir tabaka oluşturuldu. Hazırlanan örnekler taramalı elektron mikroskobu (JSM-6610, Jeol, Peabody, ABD) kullanılarak 2.0 kV hızlanma voltajında düşük yumuşak ışın modunda incelendi (Şekil

3.6). Materyalin mikro yapısı incelenmek üzere $\times 100$, $\times 200$, $\times 500$ ve $\times 2000$ kere büyütülmüş görüntüler elde edildi.



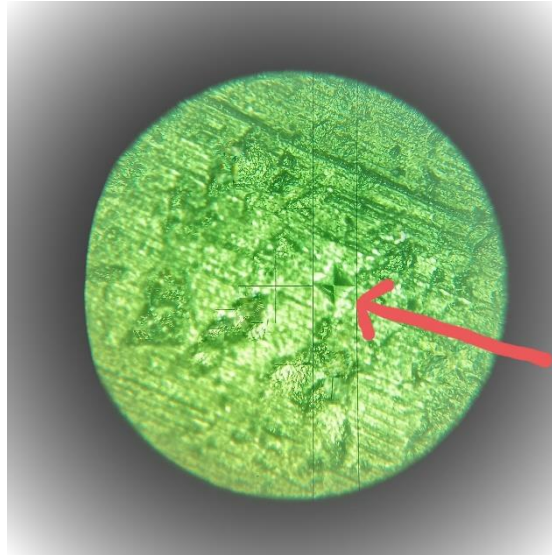
Şekil 3.6. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

3.6. Yüzey Sertlik Ölçümü

Hidrotermal yaşlandırmanın yüzey sertliği üzerindeki etkisini değerlendirmek için 9.8 Newton (N) yük ve 15 saniye bekleme süresi ile Vickers sertlik test cihazı (TMTeck HV, Beijing, Çin) kullanıldı (Şekil 3.7). Vickers mikrosertlik testi ölçümü örnek başına üç farklı noktadan girinti (çentik) elde edilerek gerçekleştirilmiştir (3.8). Yüzey sertik ölçümünde kontrol grubu, 5 saatlik yaşlandırma grubu ve 10 saatlik yaşlandırma grubu karşılaştırıldı. İstatistiksel analiz için ortalama sertlik verileri hesaplanarak kullanıldı.



Şekil 3.7. Yüzey sertlik testi cihazı



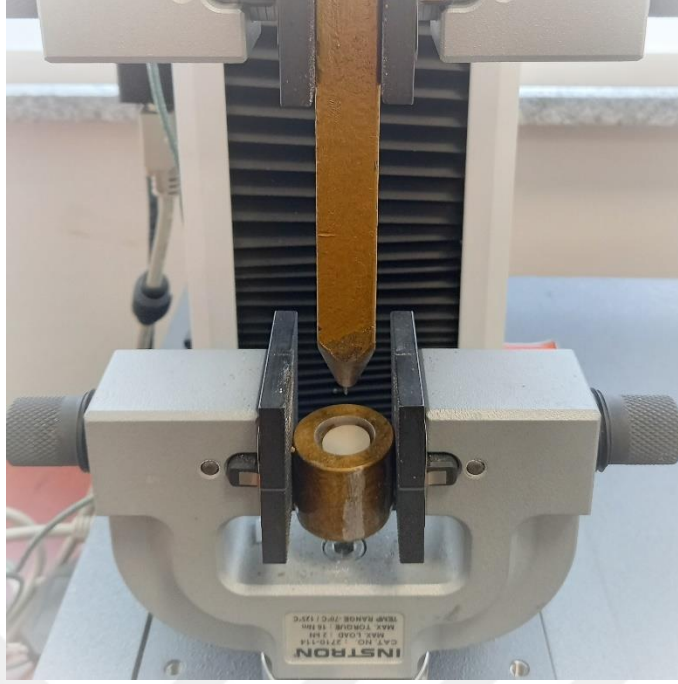
Şekil 3.8. Yüzeyde oluşturulan çentiğin mikroskopla görüntüsü

3.7. İki Eksenli Bükülme Mukavemeti Testi

Monolitik zirkonyumdan üretilmiş örneklerin İki Eksenli Bükülme Mukavemeti (BFS), bilgisayar destekli bir test cihazı (Instron 3340, Wycombe, İngiltere) üzerinde 1 mm/dak çaprazkafa hızında bir kırılma testi uygulanarak gerçekleştirildi (Şekil 3.9). Örneklerin kırılma esnasında maksimum yük noktası esas alınarak Newton (N) kuvvet birimiyle kaydedilmiştir. Uygulama için özel bir düzenek (Şekil 3.10) hazırlanmış olup, destek çemberi için daire şeklinde bir platformun üzerine 3.2 mm çapında üç adet çelik top eşit mesafede yerleştirildi ve topların oluşturduğu dairenin çapı 10 mm olacak şekilde ayarlandı (Şekil 3.11). Düzeneğin kuvvet uygulayıcı kolu 1.4 mm çapında silindir bir uç şeklindedir.



Şekil 3.9. Bilgisayar destekli (BFS) test cihazı



Şekil 3.10. Kırma düzeneği



Şekil 3.11. Örneğin yerleştirildiği düzenek

BFS değerleri, $S = -0.2387P (X - Y)/d^2$ denklemi kullanılarak hesaplandı. Burada S, BFS'dir (MPa), P kırılma yüküdür (N), d ise kırılma orijinindeki örneğin kalınlığıdır (mm). X ve Y'nin belirlenme şekli:

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

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

Burada ν Poisson oranıdır (0.25), r_1 destek çemberinin yarıçapıdır, r_2 yüklenen alanın yarıçapıdır ve r_3 örneğin yarıçapıdır⁹³.

3.8. İstatistiksel Analiz

Elde edilen veriler IBM SPSS Statistics 20 (SPSS v20.0; SPSS Inc., Chicago, IL., ABD) yazılım programı kullanılarak iki ve üç yönlü varyans analizi ile çoklu karşılaştırma testi yardımıyla değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1. Translusensi Parametresi Değerlerinin İncelenmesi

Yapılan varyans analizine göre; materyal tipi, yaşlandırma işlemi ve yaşlandırma uygulama zamanı translusensi değerini anlamlı olarak etkilemiştir ($p<0.05$).

İkili interaksiyonlar incelendiğinde ise yaşlandırma-zaman etkileşiminin istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gösterdiği görüldü ($p<0.05$). Materyal tipi-yaşlandırma ve materyal tipi-zaman etkileşimlerinin istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermediği belirlendi ($p>0.05$).

Üçlü interaksiyonlar incelendiğinde ise materyal tipi-yaşlandırma-zaman etkileşiminin istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermediği saptandı ($p>0.05$) (Tablo 4.1)

Tablo 4.1. Üç yönlü varyans analizi sonuçları ($p<0.05$)

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Karalar Ortalaması	F-değeri	p-değeri
Sabit Değer	5856.736	1	5856.736	1.567E4	.000
Materyal	19.294	2	9.647	25.813	.000
Yaşlandırma	55.272	1	55.272	147.896	.000
Zaman	1.859	1	1.859	4.975	.028
Materyal * Yaşlandırma	1.747	2	.874	2.337	.102
Materyal * Zaman	1.321	2	.660	1.767	.176
Yaşlandırma * Zaman	4.624	1	4.624	12.374	.001
Materyal * Yaşlandırma * Zaman	1.083	2	.541	1.449	.240
Hata	35.878	96	.374		
Toplam	5977.814	108			

Post-hoc Tukey HSD çoklu karşılaştırma analiz sonuçlarına göre; TP ortalama değerleri üzerine materyallerin tipi etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). UTML materyalinde ortalama değer 7.928 ± 0.170 ve STML materyalinde 7.255 ± 0.180 iken ML materyalinde ortalama değer 6.910 ± 0.139 olarak bulundu (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Materyal tipine göre ortalama TP ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması

Materyal Tipi	Ort. TP / Ort. Standart Hata
UTML	$7.928^a \pm 0.170$
STML	$7.255^b \pm 0.180$
ML	$6.910^c \pm 0.139$

*: Farklı harfler anlamlı farklılığı belirtmektedir.

Çoklu karşılaştırma analiz sonuçlarına göre; TP ortalama değerleri üzerinde hidrotermal yaşlandırma etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). Yaşlandırma işlemi uygulanmadığında TP ortalama değeri 8.079 ± 0.097 iken hidrotermal yaşlandırma işlemi uygulandığında TP ortalama değeri 6.649 ± 0.117 olarak elde edildi (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Yaşlandırma işleminin varlığına göre ortalama TP ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması

Yaşlandırma İşlemi	Ort. TP / Ort. Standart Hata
Var	$8.079^a \pm 0.097$
Yok	$6.649^b \pm 0.117$

*: Farklı harfler anlamlı farklılığı belirtmektedir.

Çoklu karşılaştırma analiz sonuçlarına göre; TP ortalama değerleri üzerine hidrotermal yaşlandırma işleminin uygulama süresi etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). Hidrotermal yaşlandırma işleminin 5 saat uygulamasında TP ortalama değeri 7.495 ± 0.118 iken 10 saat yaşlandırma işleminde TP ortalama değeri 7.233 ± 0.166 olarak belirlendi (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Yaşlandırma süresine göre ortalama TP ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması

Yaşlandırma Süresi	Ort. TP / Ort. Standart Hata
5 saat	$7.495^a \pm 0.118$
10 Saat	$7.233^b \pm 0.166$

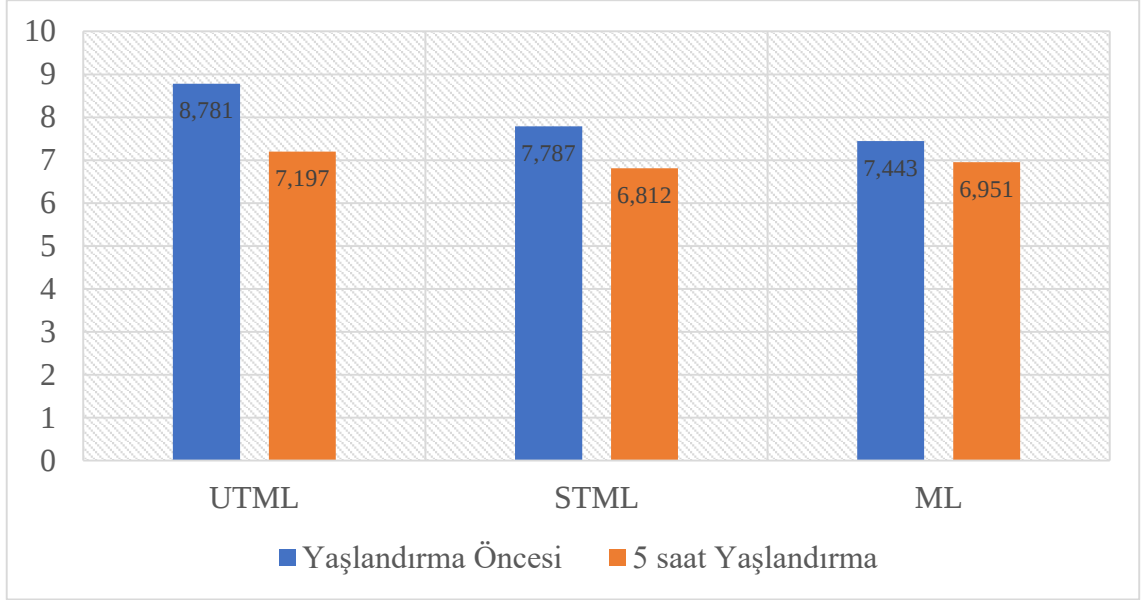
*: Farklı harfler anlamlı farklılığı belirtmektedir.

Materyal tipi değişkeninin yaşlandırma öncesi, 5 saat yaşlandırma ve 10 saat yaşlandırma sonrasında ortalama TP değeri ve standart sapması Tablo 4.5’de verildi.

Tablo 4.5. Materyal tipi değişkeninin yaşlandırma sonucu TP değer ortalaması

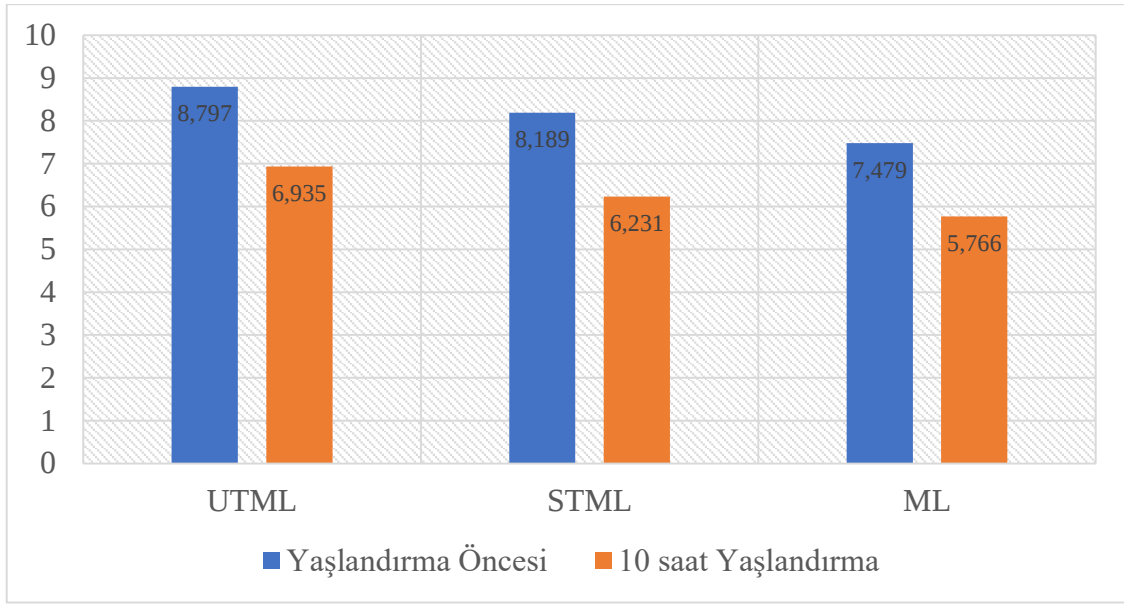
Materyal Tipi	5 Saat Yaşlandırma		10 saat Yaşlandırma	
	Yaşlandırma Öncesi	Yaşlandırma Sonrası	Yaşlandırma Öncesi	Yaşlandırma Sonrası
UTML	8.781 ± 0.279	7.197 ± 0.516	8.797 ± 0.397	6.935 ± 0.813
STML	7.787 ± 0.904	6.812 ± 0.686	8.189 ± 0.272	6.231 ± 1.038
ML	7.443 ± 0.235	6.951 ± 0.611	7.479 ± 0.244	5.766 ± 0.628

Materyal tipinin değişkenin yaşlandırma öncesi ve 5 saat yaşlandırma sonrasında TP değerleri karşılaştırıldığında en fazla değişim UTML grubunda gözlemlendi. TP değerindeki en az değişimin ML grubunda olduğu görüldü (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Materyal tipinin yaşlandırma öncesi ve 5 saat yaşlandırma sonrasında TP değerlerinin karşılaştırılması

Materyal tipi değişkenin yaşlandırma öncesi ve 10 saat yaşlandırma sonrasında TP değerleri karşılaştırıldığında, tüm materyal tiplerindeki TP değişimin birbirine yakın miktarda azalma gösterdiği belirlendi (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Materyal tipinin yaşlandırma öncesi ve 10 saat yaşlandırma sonrasında TP değerlerinin karşılaştırılması

4.2. Vickers Yüzey Sertlik Değerlerinin İncelenmesi

Yapılan varyans analizine göre; materyal tipinin yüzey sertliği değerini anlamlı olarak etkilediği görüldü ($p < 0.05$). Bununla birlikte yaşlandırma işleminin yüzey sertlik değerini istatistiksel açıdan anlamlı olarak etkilemediği belirlendi ($p > 0.05$).

İkili interaksiyonlar incelendiğinde de materyal tipi-yaşlandırma etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermediği görüldü ($p > 0.05$) (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Vickers yüzey sertlik parametresi değerlerinin karşılaştırılması

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Karalar Ortalaması	F-değeri	p-değeri
Sabit Değer	4.318E8	1	4.318E8	3.893E3	.000
Materyal	2461130.411	2	1230565.205	11.094	.000
Yaşlandırma	113055.444	2	56527.722	.510	.601
Materyal * Yaşlandırma	883799.512	4	220949.878	1.992	.097
Hata	2.596E7	234	110919.807		
Toplam	4.612E8	243			

Post-hoc Tukey HSD çoklu karşılaştırma analiz sonuçlarına göre; yüzey sertlik değerleri üzerine materyallerin tipi etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). UTML materyalinde ortalama değer $1468^a \pm 42.60$ ve STML materyalinde $1305^a \pm 28.20$ iken ML materyalinde ortalama değer $1226^b \pm 39.36$ olarak bulundu (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Materyal tipine göre ortalama Vickers yüzey sertlik ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması

Materyal Tipi	Ort. Vickers Değeri/ Ort. Standart Hata
UTML	$1468^a \pm 42.60$
STML	$1305^a \pm 28.20$
ML	$1226^b \pm 39.36$

*: Farklı harfler anlamlı farklılığı belirtmektedir.

5 saat ve 10 saat yaşlandırma işleminin, materyal tipi değişkenlerinin Vickers sertlik değerini etkilemediği belirlendi ($p>0.05$). Bununla birlikte en yüksek Vickers sertlik değeri UTML grubunda, en düşük Vickers sertlik değeri ML grubunda olduğu bulundu (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Materyal tipi değişkenin yaşlandırma öncesi ve sonrasında ort. Vickers değeri / ort. standart hata

Materyal Tipi	Kontrol	5 Saat Yaşlandırma	10 saat Yaşlandırma
UTML	1451.68±287.72	1586.87±402.64	1364.97±207.16
STML	1342.68±191.06	1279.28±229.79	1292.6±246.9
ML	1275.8±295.04	1146.68±278.76	1255.98±152.90

4.3. Faz Değişim Değerlerinin İncelenmesi

Yapılan varyans analizine göre; uygulama süresi ve materyal tipinin faz değişim değerini anlamlı olarak etkilediği görüldü ($p<0.05$).

İkili interaksiyonlar incelendiğinde de uygulama süresi-materyal tipi etkileşiminin istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gösterdiği görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. XRD faz değişim değerlerinin karşılaştırılması

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Karaler Ortalaması	F-değeri	p-değeri
Sabit Değer	.463	1	.463	2.28503	.000
Uygulama Süresi	.101	2	.051	249.391	.000
Materyal	.264	2	.132	651.047	.000
Uygulama süresi * Materyal	.142	4	.035	175.039	.000
Hata	.013	63	.000		
Toplam	.982	72			

Çoklu karşılaştırma analiz sonuçlarına göre; uygulama süresinin faz değişim değerlerinin etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). Kontrol grubunun faz değişim değeri $0.032 \pm .001$, 5 saat yaşlandırma işlemi sonucunda faz değişim değeri $0.085 \pm .014$ ve 10 saat yaşlandırma işlemi sonucunda faz değişim değeri $0.124 \pm .023$ olarak bulundu (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. Uygulama süresine göre ortalama XRD faz değişimi ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması

Uygulama Süresi	XRD Faz Değişimi/ Ort. Standart Hata
Kontrol	$0.032^a \pm .001$
5 saat Yaşlandırma	$0.085^b \pm .014$
10 saat Yaşlandırma	$0.124^c \pm .023$

*: Farklı harfler anlamlı farklılığı belirtmektedir.

UTML grubunun faz değişim değeri $0.032 \pm .001$, STML grubunun faz değişim değeri $0.085 \pm .003$ ve ML grubunun XRD faz değişim değeri $0.124 \pm .021$ olarak bulundu (Tablo 4.11).

Tablo 4.11. Materyal tipine göre ortalama XRD faz değişimi ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması

Materyal Tipi	XRD Faz Değişimi/ Ort. Standart Hata
UTML	$0.032^a \pm .001$
STML	$0.043^b \pm .003$
ML	$0.166^c \pm .021$

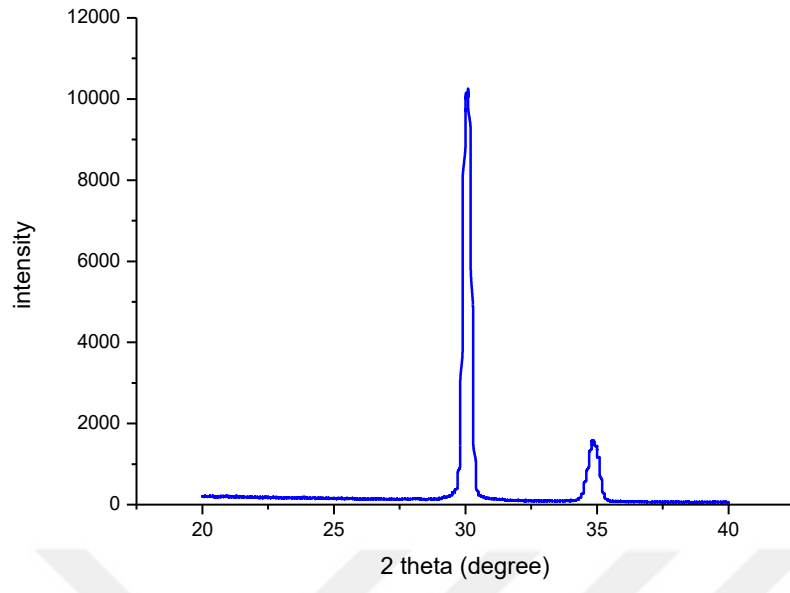
*: Farklı harfler anlamlı farklılığı belirtmektedir.

Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, 5 saat ve 10 saat yaşlandırma işleminin tüm materyallerin faz değimini arttırmakla birlikte en yüksek artış oranının ML grubunda olduğu belirlendi (Tablo 4.12).

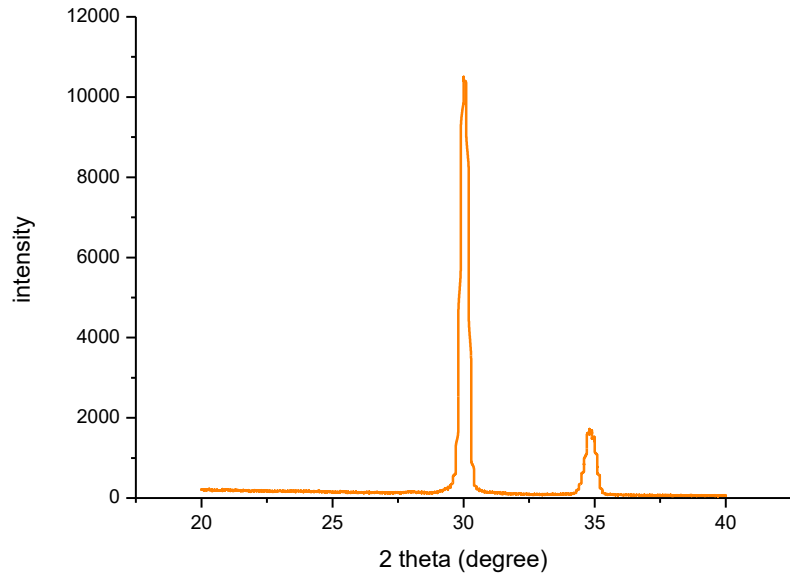
Tablo 4.12. Materyal tipi Değişkenin yaşlandırma öncesi ve sonrasında ort. XRD faz değişimi/ ort. standart hata

Materyal Tipi	Kontrol	5 Saat Yaşlandırma	10 saat Yaşlandırma
UTML	$0.029 \pm .005$	$0.031 \pm .007$	$0.037 \pm .009$
STML	$0.030 \pm .003$	$0.047 \pm .02$	$0.050 \pm .010$
ML	$0.038 \pm .004$	$0.176 \pm .018$	$0.282 \pm .027$

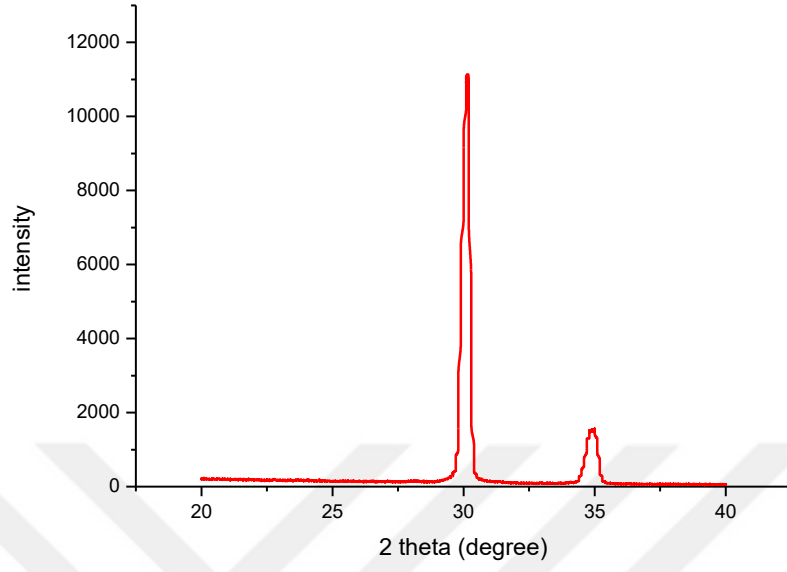
Elde edilen XRD grafikleri Şekil 4.3-4.11’de gösterildi.



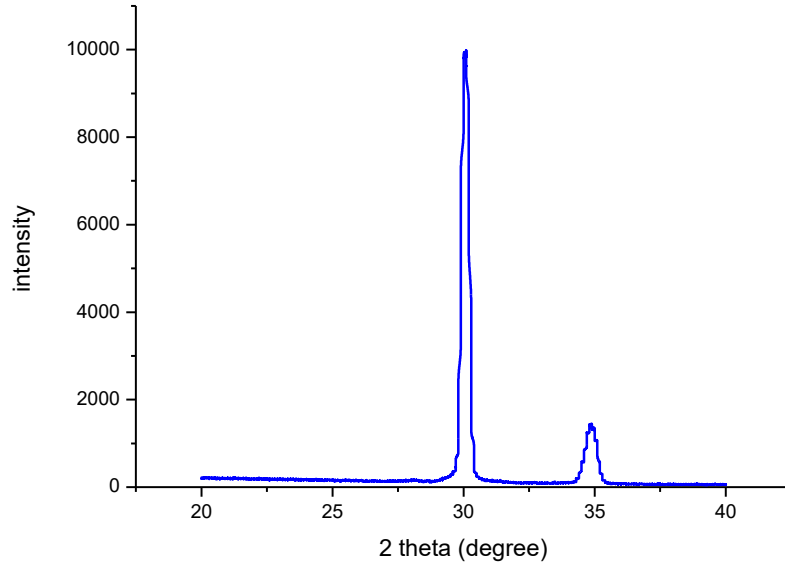
Şekil 4.3. UTML kontrol grubuna ait XRD grafiği



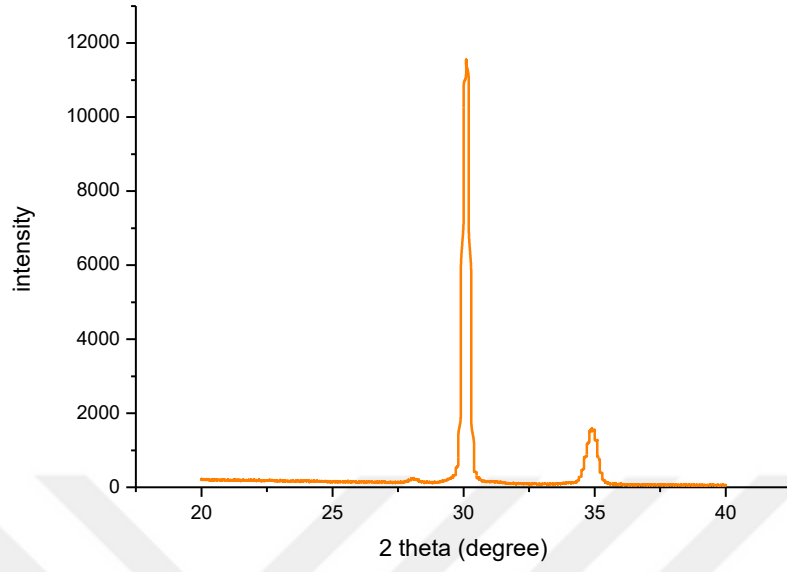
Şekil 4.4. UTML 5-saat yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği



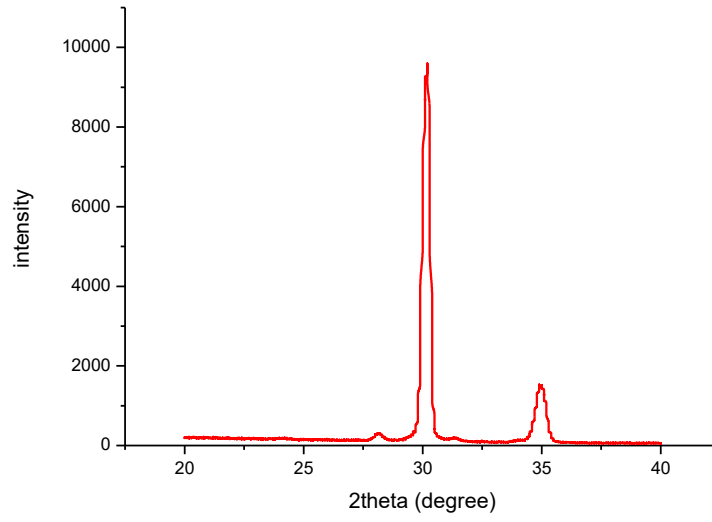
Şekil 4.5. UTML 10-saat yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği



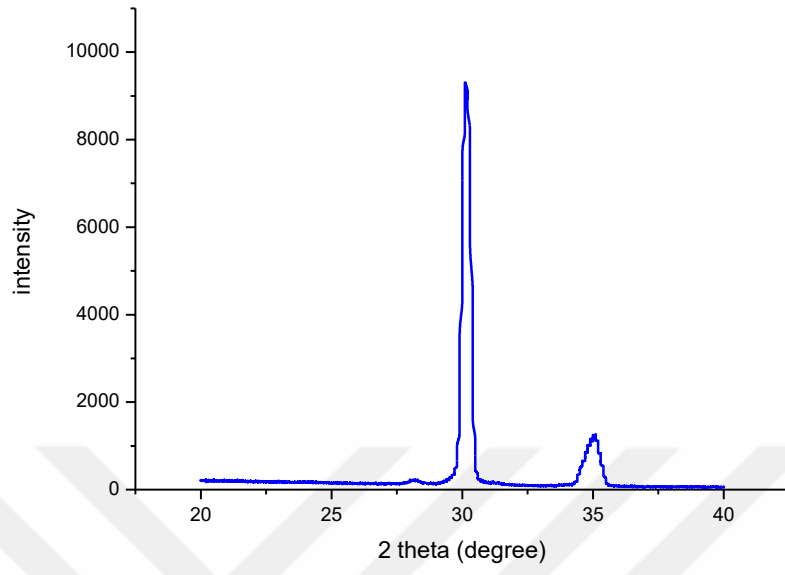
Şekil 4.6. STML kontrol grubuna ait XRD grafiği



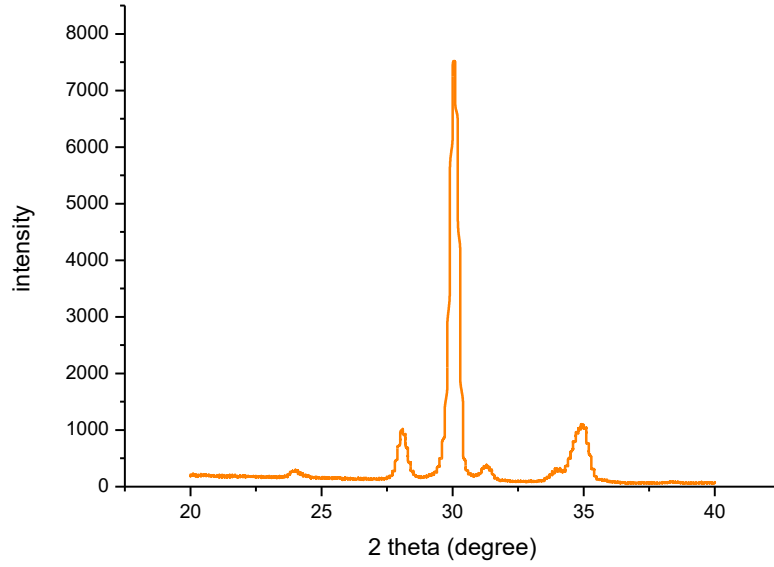
Şekil 4.7. STML 5-saat yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği



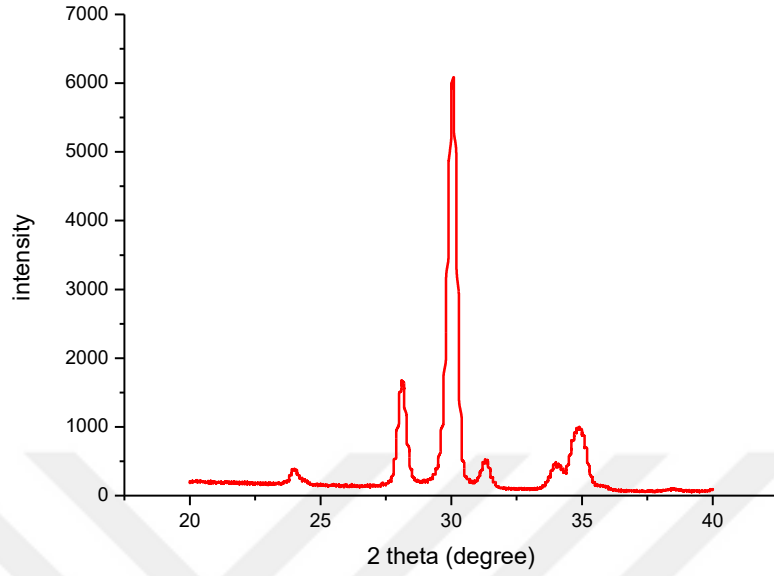
Şekil 4.8. STML 10-saat yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği



Şekil 4.9. ML kontrol grubuna ait XRD grafiği



Şekil 4.10. ML 5-saat yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği

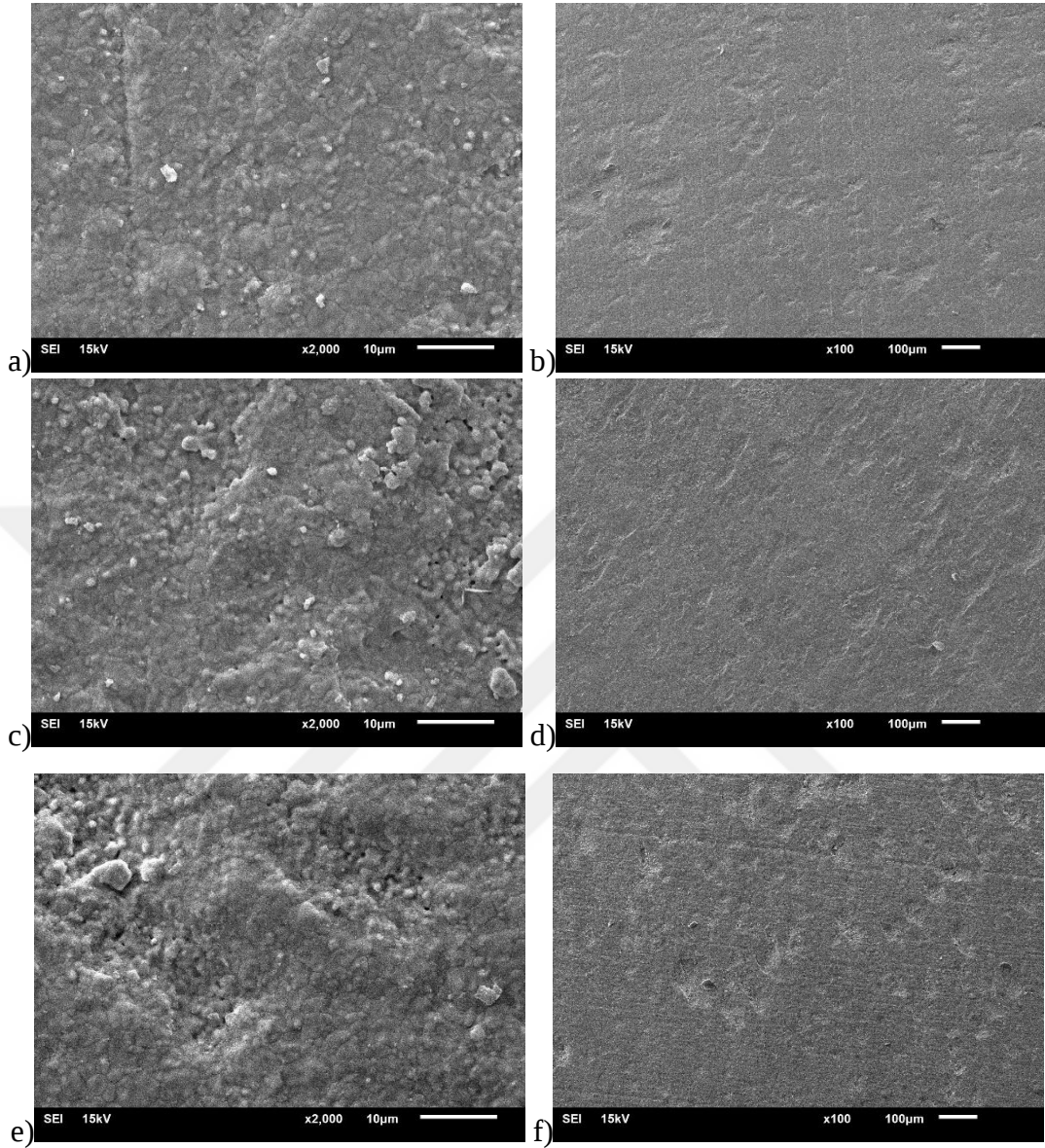


Şekil 4.11. ML 10-saat yaşlandırma grubuna ait XRD grafiği

4.4. SEM Görüntülerinin İncelenmesi

Kontrol grubu ve yaşlandırma işlemleri uygulanan örneklerden alınan SEM görüntülerinin farklı yüzey morfolojisi gösterdiği gözlemlendi. Temsili SEM görüntüleri Şekil 3.12-3.14’de verildi.

UTML zirkonya tiplerinde yaşlandırma gruplarının yüzeylerinde derin düzensizlikler, çukurlar ve oluklar baskınken, kontrol grupları en pürüzsüz yüzeyleri sergiledi. 5 saat yaşlandırma uygulanan örneklerde, 10 saat yaşlandırma uygulanan örneklere oranla daha sık çöküntülerin ve çıkıntıların görüldüğü homojen pürüzlü yüzeyler gösterdi. $\times 2000$ görüntülerinde bütün gruplara ait örneklerin yüzeylerinde gren yapıları belirgin bir şekilde gözlemlendi. Gren yapıları yaşlandırma süresine göre değerlendirildiğinde oldukça benzer yapılar sergiledi (Şekil 4.12).

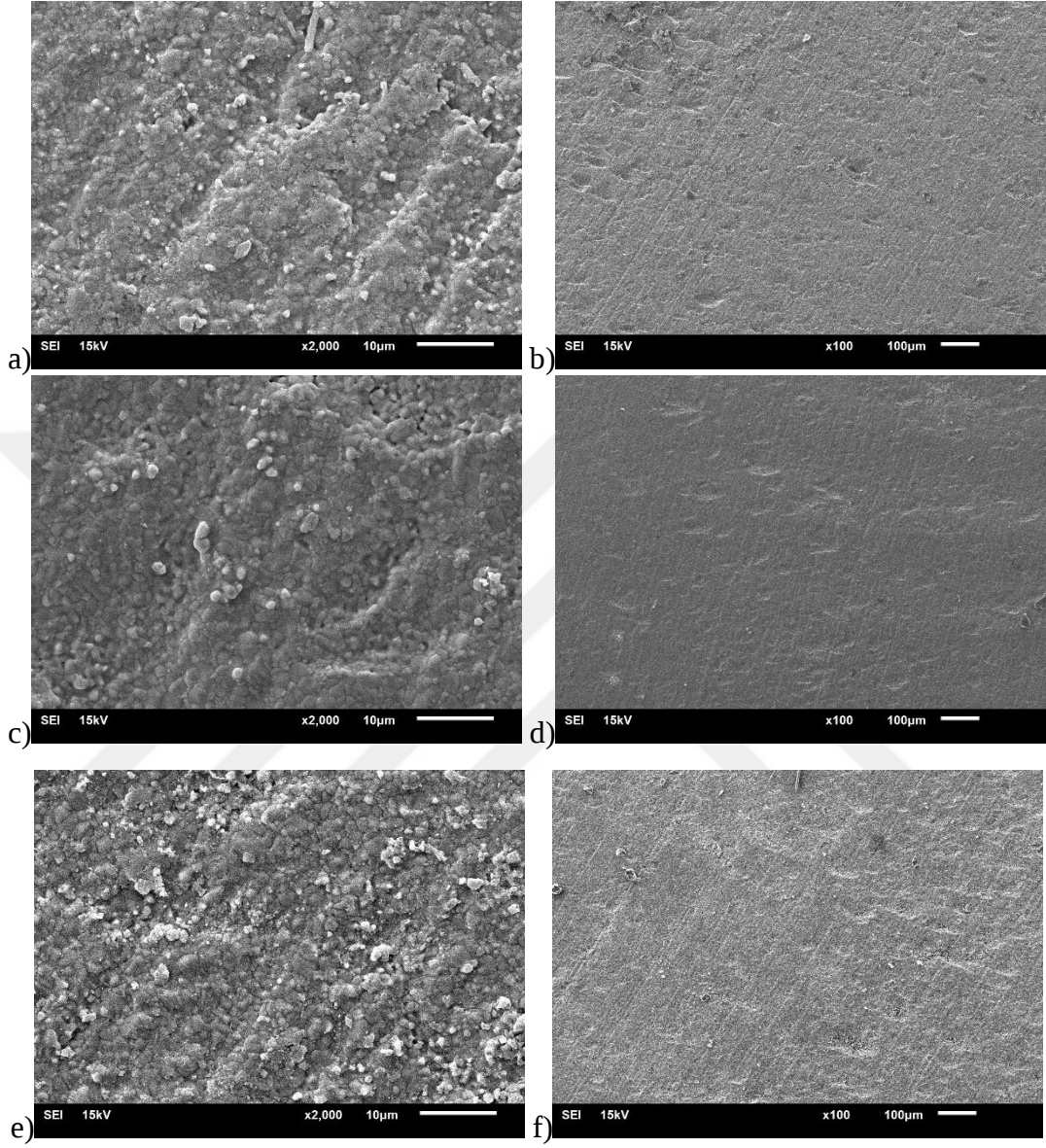


Şekil 4.12. UTML grubuna ait SEM görüntüleri

a) kontrol $\times 2000$ b) kontrol $\times 100$ c) 5 saat yaşlandırma $\times 2000$ d) $\times 100$ 5 saat yaşlandırma e) 10 saat yaşlandırma $\times 2000$ f) 10 saat yaşlandırma $\times 100$

STML zirkonya tiplerine ait SEM görüntüleri incelendiğinde 5 saat yaşlandırma grubu ile kontrol grubu arasında topografik olarak bariz bir fark görünmez iken 10 saat yaşlandırılmış örnek yüzeylerinde daha belirgin düzensizlikler görüldü. $\times 2000$ görüntülerinde yaşlandırma süresi arttıkça gren sınırlarının belirginliğinde de bir artış

görüldü. Gren boyutlarının ise yaşlandırma işleminden etkilenmediği gözlemlendi (Şekil 4.13).

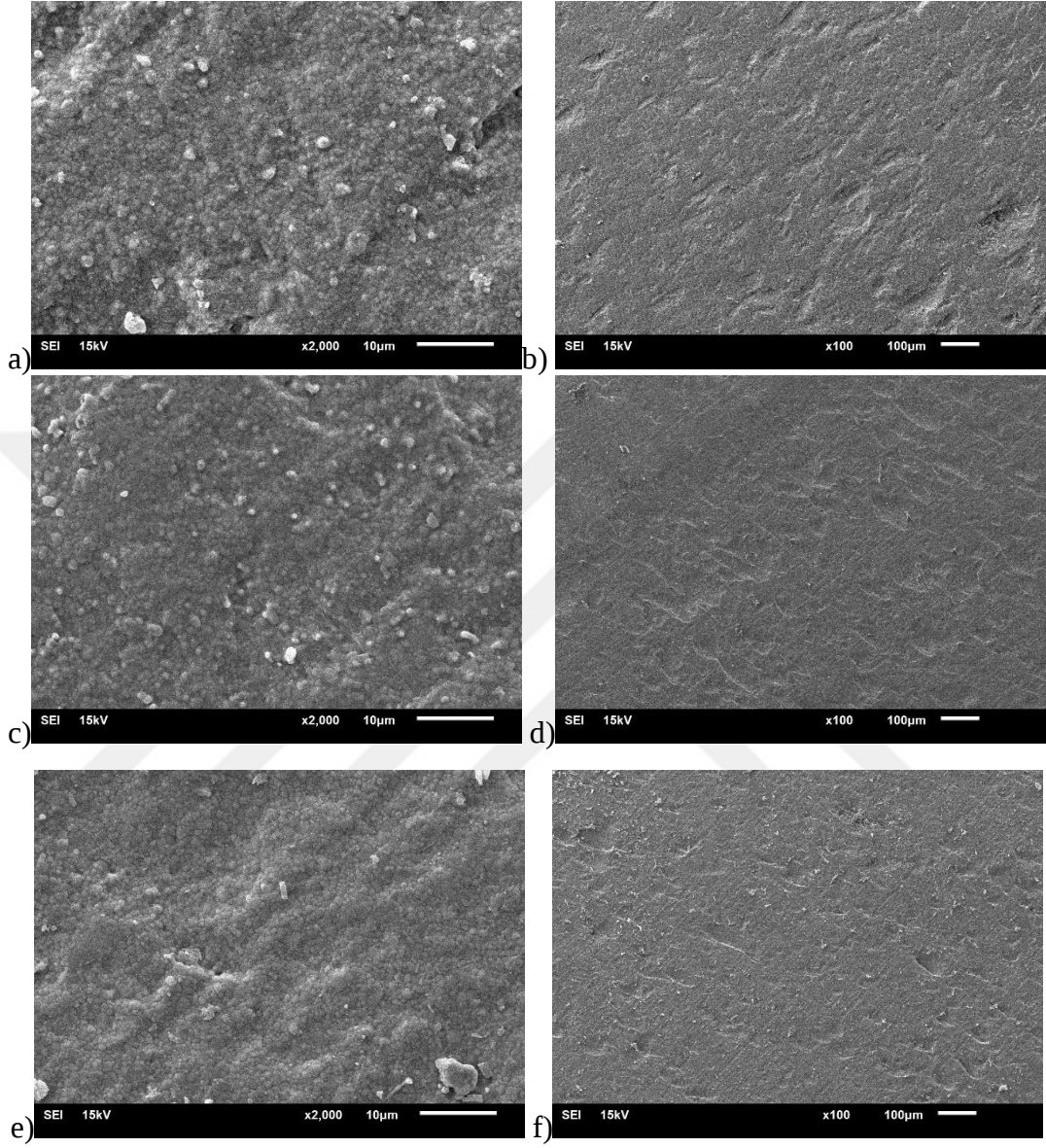


Şekil 4.13. STML grubuna ait SEM görüntüleri

a) kontrol $\times 2000$ b) kontrol $\times 100$ c) 5 saat yaşlandırma $\times 2000$ d) $\times 100$ 5 saat yaşlandırma e) 10 saat yaşlandırma $\times 2000$ f) 10 saat yaşlandırma $\times 100$

ML zirkonya örneklerine ait SEM görüntüleri incelendiğinde UTML ve STML örneklerinin aksine yaşlandırma süresi arttıkça örnek yüzeyleri daha homojen hale

geldiği, gren boyutlarının küçüldüğü ve STML grubuna benzer bir şekilde süre ile eşdeğer olarak gren sınırlarının belirginleştiği gözlemlendi (Şekil 4.14).



Şekil 4.14. ML grubuna ait SEM görüntüleri

a) kontrol $\times 2000$ b) kontrol $\times 100$ c) 5 saat yaşlandırma $\times 2000$ d) 5 saat yaşlandırma $\times 100$ e) 10 saat yaşlandırma $\times 2000$ f) 10 saat yaşlandırma $\times 100$

4.5. İki Eksenli Bükme Direnci Değerlerinin İncelenmesi

Yapılan varyans analizine göre; uygulama süresi, materyal tipinin iki eksenli bükme direnci değerini anlamlı olarak etkilediği görüldü ($p < 0.05$). Ayrıca ikili

interaksiyonlar incelendiğinde de uygulama süresi-materyal tipi etkileşiminin istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gösterdiği belirlendi ($p<0.05$) (Tablo 4.13).

Tablo 4.13. İki eksenli bükme direnci değerlerinin varyans analiz sonuçları

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Karalar Ortalaması	F-değeri	p-değeri
Sabit Değer	1212763.799	1	1212763.799	4.883E3	.000
Uygulama Süresi	3110.388	2	1555.194	6.262	.003
Materyal	62533.933	2	31266.966	125.896	.000
Uygulama süresi * Materyal	3912.055	4	978.014	3.938	.006
Hata	17881.616	72	248.356		
Toplam	1300201.790	81			

Post-hoc Tukey HSD çoklu karşılaştırma analiz sonuçlarına göre; yaşlandırma süresinin iki eksenli bükme direnci değerlerinin etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). Kontrol grubunun iki eksenli bükülme direnci değeri 114.63 ± 4.98 MPa, 5 saat yaşlandırma işlemi sonucunda iki eksenli bükülme direnci değeri 122.66 ± 7.31 MPa ve 10 saat yaşlandırma işlemi sonucunda iki eksenli bükülme direnci değeri 129.80 ± 6.47 Mpa olarak bulundu (Tablo 4.14).

Tablo 4.14. Uygulama süresine göre ortalama iki eksenli bükülme direnci değeri ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması

Uygulama Süresi	Ort. İki eksenli Bükülme Direnci Değeri (Mpa) / Ort. Standart Hata
Kontrol	114.63 ^a ± 4.98
5 saat Yaşlandırma	122.66 ^{ab} ± 7.31
10 saat Yaşlandırma	129.80 ^b ± 6.47

*: Farklı harfler anlamlı farklılığı belirtmektedir.

Çoklu karşılaştırma analiz sonuçlarına göre; materyal tipinin iki eksenli bükülme direnci değerlerinin etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). UTML grubunun iki eksenli bükülme direnci değeri 91.84 ± 2.58 MPa, STML grubunun iki eksenli bükülme direnci değeri 116.19 ± 2.37 MPa ve ML grubunun iki eksenli bükülme direnci değeri 159.06 ± 3.82 MPa olarak bulundu (Tablo 4.15).

Tablo 4.15. Materyal tipine göre ortalama iki eksenli bükülme direnci ve standart hata değerlerinin karşılaştırılması

Materyal Tipi	İki Eksenli Bükülme Direnci Değeri (MPa) / Ort. Standart Hata
UTML	91.84 ^a ± 2.58
STML	116.19 ^b ± 2.37
ML	159.06 ^c ± 3.82

*: Farklı harfler anlamlı farklılığı belirtmektedir.

Materyal tipine göre iki eksenli bükülme direnci değerlendirildiğinde en yüksek değer ML grubunda, en düşük değer ise UTML grubunda gözlemlendi. 5 saat ve 10 saat

yaşlandırma işlemi iki eksenli bükülme direncini genel olarak (UTML 5 saat yaşlandırma hariç) arttırdığı belirlendi (Tablo 4.16).

Tablo 4.16. Materyal Tipi Değişkenin Yaşlandırma Öncesi ve Sonrasında Ort. İki Eksenli Bükülme Direnci Değeri (MPa) / Ort. Standart Hata

Materyal Tipi	Kontrol	5 Saat Yaşlandırma	10 saat Yaşlandırma
UTML	92.14±7.94	82.98±17.59	100.4±6.19
STML	112.79±13.5	116.39±12.79	119.39±19.98
ML	138.96±26.36	168.6±4.67	169.61±25.32

5. TARTIŞMA

3Y-TZP ve 5Y-TZP gibi translusenslik değerleri artırılmış Y-TZP seramiklerinden üretilen monolitik restorasyonlar son yıllarda popüler hale gelmiştir. Ancak Y-TZP seramiklerini doğrudan ağız ortamına maruz bırakmak restorasyonu yaşlanmaya karşı daha duyarlı hale getirebilir ⁹⁴. Bu nedenle, çalışmada yaşlandırmanın translusensi özelliği artırılmış monolitik zirkonya seramiklerinin mekanik, kimyasal ve optik özellikleri üzerindeki etkilerini değerlendirmek için yapılmıştır. Monolitik zirkonya restorasyonlarının estetik başarısı, çoğunlukla renk ve translusensi dahil olmak üzere optik özelliklerine bağlıdır. Bir materyalden geçen ışığın kalitesi olarak tanımlanan translusensi; restoratif materyal seçiminde temel kriterlerden biri olan estetiğin ana unsurlarındandır ⁸⁶. Materyalin markası, kalınlığı ve bileşimi (örneğin yttrium içeriği) Y-TZP seramiklerinin optik özelliklerini önemli ölçüde etkilediği bildirilmiştir ⁹⁵. Optik özellikleri etkileyen diğer faktörler arasında katkı maddelerinin tipi ve miktarı, renk tonu, renklendirme protokolü (örneğin; önceden renklendirmeler veya renklendirici sıvılara daldırılarak renklendirme işlemleri), kübik faz içeriğinin varlığı, sinterleme sıcaklığı ve süresi, ve yüzey pürüzlülüğü sayılabilir ⁷⁰. Literatüre göre hızlandırılmış yaşlandırma sonrası zirkonya seramiklerin translusensi özelliğini etkileyen faktörler arasında; yaşlandırma süresi, örneklerin kalınlığı, pürüzlülük açısından yüzey profili, porözite ve defektlerin varlığı, materyalin kristal yapısı, gren boyutu, bileşimi ve ticari ürünün markası ana etken olarak sayılabilir ⁹⁶.

Aynı zirkonya markasının farklı kalınlıklardaki boyutları karşılaştırıldığında nispeten kalın olan örneklerin translusenslik değerleri suni yaşlandırmadan daha az etkilendiğine dair çalışmalar mevcuttur ^{97, 98}. Zhang ile arkadaşları ⁹⁹ ve Walczak ile arkadaşlarının ¹⁰⁰ çalışmaları sonucunda 0.5 mm kalınlıkta ve 5 saat yaşlandırmada örnekler %13'lük bir translusentlik azalması gösterirken, Abdelbary ile arkadaşları ⁹⁷ ve

Putran ile arkadaşlarının ⁴ çalışmalarında ise 1 mm kalınlıkta ve 5 saatlik yaşlandırma sonuçları karşılaştırıldığında translusenslik %5'lik bir azalma veya bazı örnek gruplarında ise %4'lük bir artışla sonuçlanmıştır. Bununla birlikte, farklı çalışmaları değerlendirirken örneklerin birkaç farklı ticari üründen oluştuğunu göz önünde bulundurmamız ve dolayısıyla örnek boyutu ve kalınlığının translusenslik üzerindeki etkisine ilişkin hiçbir kesin sonuç çıkarılamadığı unutulmamalıdır.

Farklı zirkonya materyalleri değişken miktarlarda Y_2O_3 , Al_2O_3 ve diğer oksitler içermeleri nedeniyle farklı translusenslik değeri gösterirler ⁹⁶. Katkı maddesi olarak metal oksitler gelen ve yansıyan ışığı dağıtır ⁸³. Nakamura ve arkadaşları ⁶ az miktarda Al_2O_3 katkı maddesinin zirkonyanın LTD'sini etkili bir şekilde önleyebileceğini göstermiştir. Ancak Al_2O_3 materyale opak bir görünüm verir ⁶. Zhang ²⁶, alümina katkı maddesinin zirkonya seramiklerinin translusenslik üzerindeki olumsuz etkisini göstermiştir. Zhang ²⁶ aynı zamanda geleneksel Al_2O_3 katkılı 3Y-TZP'de lityum disilikat'a yakın bir translusenslik değeri gösteren, düşük sıcaklık bozulumu (LTD) bulunmayan ve mükemmel mekanik özelliklerle sonuçlanmasına yol açan %0.2 mol lantanum oksit (La_2O_3)'i tanıtmıştır. Elde edilen yüksek translusensliğin ve LTD'ye karşı direncin nedeni La_2O_3 ve Al_2O_3 'in birlikte katkı maddesi olarak kullanılmasına bağlanmıştır. Zirkonya grenlerinde La_2O_3 'in ikincil faz çökeltmesi olmadan tamamen çözünmesi bu durumun nedeni olarak değerlendirildi. Bu konuya ek olarak, yakın zamanlı bir çalışmada Al_2O_3 -kumlamanın Y-PSZ dental zirkonyanın çift eksenli mukavemeti üzerindeki etkisi incelenmiş ve etki mekanizmasının zirkonya seramiğinin bileşimine ve mikro yapısına bağlı olduğunu göstermiştir ¹⁰¹. Çeşitli katyonları katkı maddesi olarak kullanmak, translusensliği arttırmanın bir yolu olmasının yanı sıra, sinterleme sırasında iyi bir yoğunlaştırma elde etmek için katyonun boyutu da önemlidir. Uygun sinterleme, poröziteyi ve gren boyutunu azaltır ve böylece translusensliği etkileyebilir ^{62, 70, 102}.

Zirkonyaya yüksek translusenslik kazandırmak için kullanılan diğer oksitler SiO_2 ⁶⁴, Si, Sc_2O_3 ⁴⁴, Nd_2O_3 ⁴⁴, MgO, ve GeO_2 ¹⁰³'dir. Ancak hidrotermal kararlılık açısından salt sonuçlar elde etmek için ek araştırmalara ihtiyaç vardır.

TP ve kontrast oranı (CR), dental materyallerin translusensi özelliğini tanımlamak için yaygın olarak kullanılmaktadır⁸⁶. TP değerleri CR değerleri ile yüksek düzeyde korelasyon gösterdiği doğrulanmıştır ve birbirlerinin yerine kullanılabilirler^{86, 104}. Bu veriden yola çıkarak çalışmamızda CR değerini dikkate almamamızda bir sakınca yoktur.

Genel olarak *in vitro* çalışmalarda örnek yüzeyleri düzdür (yassı), diş anatomisini daha iyi temsil eden dışbükey ve içbükey yüzeyler yoktur. Morfoloji, termal yaşlandırmadan sonra renk ve translusensi stabilitesini muhtemelen etkileyebilir. Küçük değişiklikler nihai sonucu etkileyebileceğinden, seramik materyalin estetik performansını değerlendirirken yüzey pürüzlülüğü, materyalin bütünlüğü ve cilalama teknikleri de araştırmacıların dikkate aldığı konulardır⁹⁶. Pereira ve arkadaşları¹⁰⁵ pürüzsüz bir yüzeyin su etkileşim alanını azaltabileceğini ve bunun sonucunda hidrotermal yaşlanma için daha düşük duyarlılıkla sonuçlanabileceğini bildirmesine karşın Akar ile arkadaşları¹⁰⁶, Kim ile arkadaşları⁷⁴ ve Sulaiman ile arkadaşlarının⁷⁵ çalışmalarında cilalı ve cilasız zirkonya seramik materyaller arasında translusensi açısından herhangi bir farklılık görülmemiştir. Bununla birlikte, hafif yüzey aşındırmanın⁵ ve zirkonya yüzeyi üzerindeki yüzey işlemlerinden kaynaklanan kompresif stresin varlığının¹⁰⁷ hidrotermal bozulmaya karşı direnci artırabileceği ve böylece yüzey pürüzlülüğünü değiştirecek faz dönüşümlerini azaltabileceği bildirilmiştir. Sonuç olarak yüzey işlemlerinin; materyalde meydana gelen stresi, yüzeyin mikro yapısını, pürüzlülüğü ve su teması etkileşimini değiştirebildiği kanısına varılmıştır. Ancak yukarıdaki parametrelerin kontrol edilebilirliği oldukça zordur. Yapılan çalışmada ise örnekler üzerinde herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamıştır.

Bu çalışmada, 3 tip multi layer dental zirkonyanın hidrotermal yaşlandırma ile birlikte mikro yapısı, fiziksel özellikleri, mekaniği ve translusensi parametresi incelenmiştir.

Buharlı otoklav kullanarak yapılan hidrotermal yaşlandırma işlemi, zirkonyanın klinik kullanımını simüle etmek için iyi bilinen ve en sık kullanılan hızlandırılmış yaşlandırma tekniğidir. Chevalier, 134°C’de buharlı bir otoklavda 1 saatlik yapay yaşlandırmanın teorik olarak 3-4 *in vivo* yılı simüle edebileceğini belirtti ⁹. Bundan yola çıkarak, yapmış olduğumuz çalışmadaki 5 saatlik suni yaşlandırma işlemi ile yaklaşık 15-20 yıllık, 10 saatlik suni yaşlandırmayla da 30-40 yıllık bir ağız içi kullanım simüle edilmiştir.

Y-TZP’nin metastabil bir yapıda olduğunu gösteren; bileşim, mikro yapı, gren boyutu, üretim ve işleme yöntemleri, rezidüel stres, yaşlandırma yöntemi ve protokolünden etkilenmesi, materyal yapısındaki kendiliğinden ve ilerleyici $t \rightarrow m$ dönüşümü ile temsil edilen LTD’ye duyarlı hale getirir ¹⁰⁸⁻¹¹⁰. Daha önce kalça protezlerinde meydana gelen LTD endişeleri nedeniyle, birçok çalışma bu konuya odaklanmıştır ^{9, 94, 111}. Putra ve arkadaşları 134°C’de STML’nin 50 saat hidrotermal yaşlandırmadan sonra monoklinik fazda bir artış gösterdiğini, UTML’nin ise 100 saat hidrotermal yaşlandırmadan sonra bile monoklinik fazın ortaya çıkmaması nedeniyle LTD’ye duyarlı olmadığını bulmuştur ⁴. Flin ve arkadaşları ¹¹², hidrotermal bozunmanın materyalin bükülme mukavemeti üzerindeki etkisini incelemiş ve ML’nin 50 saat yaşlandırılmasından sonra materyalde monoklinik fraksiyonda %11’lik bir artış gösterdiğini ve 100 saat sonra %35’e ulaştığını, ancak materyalin direncinde herhangi bir değişiklik olmadığını gözlemlemiştir. Bununla birlikte, herhangi bir *in vitro* gözlemin, ağız boşluğu ortamındaki deneylerde kullanılanlardan çok farklı olması nedeniyle dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi gerekir ¹¹³. Nispeten daha az yaşlandırma süresi

uygulanmış olan çalışmamızla karşılaştırıldığında, Flinn ve arkadaşlarının ¹¹² ML grubundaki sonuçlarla benzerlik göstermiştir. Ancak Putra ve arkadaşlarının ⁴, hem STML hem de UTML örneklerinde 5 saatlik yaşlandırma süresiyle ve hatta yaşlandırma uygulamadan yapmış oldukları çalışmada bulunan monoklinik faz fraksiyonu bizim sonuçlarımıza kıyasla çok daha yüksek değerler göstermiştir. Flinn ve arkadaşları ¹¹³, ML'nin bükülme mukavemetinin herhangi bir yaşlanma süresinden etkilenmediğini ortaya çıkarırken, bizim çalışmamızda ML grubu UTML ve STML grubuna kıyasla daha fazla bükülme direnci farkı göstermiştir. Putra ve arkadaşları ⁴ UTML ve STML örneklerinde hidrotermal yaşlanmadan sonra translusensi özellikleri üzerinde minimal değişiklikler bulunabileceğini bildirirken bizim sonuçlarımızda önemli ölçüde TP değerinde bir azalma gözlemlenmiştir. Translusensi Parametresi ile ilgili olarak, UTML ve STML'nin oldukça benzer yüksek translusensi değerlerine sahip olduğunu, ML'nin ise önemli ölçüde daha düşük TP değerine sahip olduğu gözlemlendi. Bu bulgular, UTML ve STML'deki yüksek yttria içeriği ile uyumludur. Yttria içeriğinin yüksek olması, kübik içeriğin, gren boyutunun ve translusensi değerinin artmasına yol açtığı ancak bükülme direncinin azalmasına neden olduğu bilinmektedir ¹¹⁴. Translusenslikteki artışın nedeni, *c*-ZrO₂'nin optik olarak izotropik olması ve *t*-ZrO₂'deki çift kırılımlı (birefringent) ışık saçılımını başarıyla atlatabilmesidir ²⁷. Öte yandan, daha büyük bir gren boyutu, materyaldeki gren sınırlarının sayısını etkili bir şekilde azaltır, böylece gren sınırı ışık saçılımı azaltılmış olur ²⁷. Yttria içeriğine ek olarak, yüksek sinterleme sıcaklığı da, daha yüksek kübik içeriğe ve daha büyük gren boyutuna yol açabilir ¹¹⁴. Çalışmada kullandığımız örneklerimiz üreticinin önerdiği şekilde ML için 1500 °C'de ve UTML ve STML için 1550 °C'de sinterlenmiştir. Translusensliği etkileyen diğer faktörler, artık gözenekler ve saflığı bozan yabancı maddelerdir ^{27, 115, 116}. Gözenekler ve saflığın bozulması, ışığın saçılmasına neden olan farklı kırılma indekslerinin hacimlerini

oluşturur ²⁷. Bu görüşü Putra ve arkadaşlarının ⁴ çalışması da desteklemektedir. Yapmış oldukları çalışmada, yüzeyinde çok fazla gözenekleri olan monolitik zirkonya (BruxZir) grubu örneklerinde UTML ve STML grubundaki örneklerin gren boyutlarına benzer boyut sergilemesine rağmen önemli ölçüde translusensi değer kaybı gerçekleşmiştir.

Çoğu çalışmada yaşlanma sonrası translusenslik, monoklinik faz içeriğindeki değişikliklerle ilişkilendirmesine rağmen, farklı açıklamalar ve mekanizmalar önerilmiştir. Putra ve arkadaşları ⁴ monoklinik fazdaki artışla translusensinin de arttığını gözlemlerken, Fathy ve arkadaşları ¹¹⁷ monoklinik içerikteki artışla translusenside bir azalma olduğunu bildirmiştir. Putra ve arkadaşları ⁴ ile Kim ve arkadaşlarının ¹¹⁸ çalışmasında bildirilen yaşlanma sonrası artan translusenslik; renklendirici pigmentler olarak kullanılan belirli metal oksitlerin, materyalin mikro yapısında kübik zirkonya oluşumunu artırabileceği ve artan yaşlanma süresi ile kübik grenlerden geçen ışık saçılımının azalması sayesinde daha yüksek TP değerlerine yol açabileceği şeklinde açıklanabilir. Benzer bir şekilde Choi ve arkadaşları ¹¹⁹ translusensideki artışı yaşlanma sonrası kübik fazın artmasına bağlamaktadır. Ancak kübik faz miktarını yerine, yalnızca monoklinik içeriğindeki artışı değerlendirdikleri için XRD analizleriyle kanıtlanmamıştır. Başka bir açıklama, üç değerlikli iyonların gren sınırlarına katkılı ayrılmasının hidrotermal kararlılığı arttırdığı ve dolayısıyla daha yüksek translusensliğe yol açtığı olabilir. Ayrıca, m fazı daha büyük bir gren boyutuna sahiptir ve t ve m fazının sınırları arasındaki kristaller daha azdır, dolayısıyla ışık yansımaları kolaylaştırılmış olur ⁹⁶. Diğer yandan Tuncel ve arkadaşlarının ¹²⁰ çalışması monoklinik faz kaynaklı gren boyutundaki artışın, mikro gözenek sayısında bir artışa neden olduğunu ve bunun sonucunda ışık saçılımında artma, translusenslikte ise azalma olabileceğini desteklemektedir. Tuncel ve arkadaşlarına ¹²⁰ göre, Fathy ve arkadaşlarının çalışmasında ¹¹⁷ rapor edilen 15 saatlik hidrotermal yaşlandırmadan sonra TP değerlerindeki azalma;

yaşlanma sonrası monoklinik içeriğindeki artış ve monoklinik kristallerdeki hacim değişikliğin yanı sıra faz transformasyon alanındaki yüzeyde oluşan porözite ile ilişkilendirilmiştir. Porözite, seramiklerin translusensliğini etkileyen ana faktörlerden biri olduğu düşünülmektedir ²⁶.

Zaman zaman zirkonyanın translusensliğini arttırmak için oksijen boşluklarını azaltmak, sinterleme katkı maddelerini hariç tutmak, gren boyutunu küçültmek ve kübik fazı arttırmak gibi çeşitli girişimlerde bulunulmuştur ²⁷. Bununla birlikte, gren boyutunun küçültülmesi veya kübik fazın artırılması gibi bu yöntemlerden bazıları zirkonyanın mekanik özelliklerini zayıflatmaktadır ¹²¹. Kübik zirkonyanın ana dezavantajı, > 900 MPa'lık tetragonal zirkonyaya kıyasla düşük mekanik direncidir (< 600 MPa) ¹²². Zhang ²⁷ birefranjansı (çift kırılım) azaltmanın ve yüksek oranda translusent zirkonya üretmenin bir yolu olarak Y-TZP gren boyutunun < 0.01 μm 'ye düşürülmesini önermiştir. Bununla birlikte Y-TZP'nin optimal kırılma direnci 1 μm gren boyutu civarında bulunmuştur ¹²³.

Yaşlandırma protokolünün, bileşime, mikro yapıya, sinterleme sıcaklığına, farklı yaşlandırma protokollerinin kombinasyonu veya farklı yüzey işlemlerinin birleştirilmesine, yaşlandırma süresi ve sıcaklığına bağlı olarak monolitik ZrO_2 'nin bükülme mukavemeti üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu bilinmektedir ^{16, 124-129}.

Bu çalışmada, CAD-CAM ile üretilmiş monolitik zirkonya örneklerin iki eksenli bükülme direncinin hidrotermal yaşlandırma koşullarından (5 saat ile 10 saat boyunca 134°C ve 2 bar basınçta) önemli ölçüde etkilendiği bulunmuştur. Benzer bir şekilde Pereira ile ark. ¹²⁴, Camposilvan ile ark. ¹²⁶ ve Amat'ın ¹³⁰ yaptığı çalışmalarda 5 saat boyunca 134°C ve 2 bar basınçta hidrotermal yaşlandırmanın farklı mikro yapısı ve bileşimlerine göre ZrO_2 'nin bükülme direncini önemli ölçüde etkilediğini bulmuştur. Camposilvan ve arkadaşları ¹²⁶, hidrotermal yaşlandırmanın 18 saatlik etkisini, farklı

ZrO₂ bileşimleriyle doğrudan ilişkilendirmiştir. Yapmış olduğumuz çalışmaya benzer bir şekilde, daha düşük yttrium içeriğine sahip ZrO₂ bileşimleri, yaşlanmadan sonra önemli bir fark olmaksızın en yüksek bükülme direncine sahipti. Ancak çalışmamız yttrium içeriğini göreceli olarak değerlendirmekle birlikte monoklinik faz fraksiyon oranları ile iki eksenli bükülme direnci arasındaki ilişkiyi incelemiştir. Bu çalışmada kullanılan zirkonya materyalleri, bileşiminde %6-11 oranı gibi geniş skalada yttrium oksit içermektedir ¹⁷.

Borchers ve ark. ¹³¹ hidrotermal yaşlandırma prosedürlerinin yüzeysel faz dönüşümü nedeniyle materyalin bükülme mukavemetini etkilemediğini belirtmiştir. Borchers ve arkadaşlarının çalışmasına uyumlu olarak Alghazzawi ve ark. ¹³² da termal yaşlanmanın monoklinik içeriği önemli ölçüde artırmasına rağmen zirkonyanın mukavemetinde herhangi bir değişiklik yaratmadığını bildirmiştir. Çalışmalarının sonucunu, materyalin dış yüzeyinin yalnızca sığ bir derinliğinde faz dönüşümü oluşmasına bağlamışlardır. Dönüşüm materyal yüzeyinin derininde gerçekleşirse, iç kusurlar bükülme mukavemetini tehlikeye atacak kadar kritik olabilir ¹⁴. Öte yandan, yaşlanmadan sonra meydana gelen mukavemet değerlerindeki artış, düşük miktarda t → m dönüşümü ve yüzeydeki lokal stres gerilmeleri ile yakından ilişkili olduğu ileri sürülmektedir ^{133, 134}.

Flinn ve ark. ¹³⁵, otoklav yaşlanmasının bazı translusent zirkonya materyallerin (BruxZir ve Prettau) bükülme mukavemetini azalttığını bulurken, diğerlerine ise (Katana HT13 ve Katana ML) etki etmediği sonucuna varmıştır. Benzer şekilde, Inokoshi ve ark. ¹⁰⁷ çeşitli yüzey prosedürlerine tabi tutulan farklı zirkonya materyalleri için değişken LTD davranışlarını bildirmiştir. Pereira ve ark. ¹²⁴, kristalografik değişiklikler üzerindeki yttrium oksit yüzdesinin önemini vurgulayarak, LTD'ye karşı direncin stabilizatörün

yüzdesi yükseldikçe arttığını ve bunun sonucunda daha kararlı bir materyale dönüştüğünü vurgulamıştır.

Hidrotermal yaşlandırmanın monolitik zirkonyalarda LTD direncine etki edilebileceği savı; zirkonyanın stabilizatör konsantrasyonu, mikro yapısı veya gren boyutu gibi materyal kaynaklı çeşitli faktörlerin olmasıyla birlikte açıklanabilir^{124, 136, 137}.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Örneklerin faz fraksiyon değerleri yaşlandırma öncesinde birbirlerine yakın olmasına karşın, yaşlandırma sonrası en az $t \rightarrow m$ dönüşümü UTML grubunda görüldü. ML grubu ise yüksek oranda monoklinik faz içeriği sundu.

Monoklinik faz fraksiyonu, hidrotermal işlemde sonra translusent zirkonya tiplerine bağlı değişkenlik gösterir.

UTML örnekleri STML örneklerine, STML örnekleri ise ML örneklerine kıyasla tüm aşamalarda daha yüksek translusensi değeri gösterdi. Yaşlandırma ile birlikte UTML ve STML önemli miktarda TP kaybına uğrarken, ML grubu ancak yaşlandırma süresi artınca kayda değer bir kayıp gösterdi.

Monolitik zirkonya materyalleri hidrotermal yaşlandırma sonucu önemli miktarda düşük sıcaklık bozulumuna uğradı. Neyse ki, bu *in vitro* çalışmada klinik sağkalım için yeterli yaşlanma süresinde bile mukavemette azalma görülmedi.

Vickers mikrosertlik testi sonuçları için hem yaşlandırma protokolü hem de materyal tipi değişkeninde anlamlı sonuçlar elde edilemedi. Yüzey sertlik testi, farklı yüzey işlemlerinin uygulandığı veya yüzey standardizasyonunun sağlanabildiği farklı kategorideki çalışmalar için uygun görüldü.

Bu çalışmanın limitasyonları kullanılan materyalin kübik faz içeriğine dair inceleme imkanına erişilememesidir.

7. KAYNAKLAR

1. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Material*. 2008, 24:299-307.
2. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of Dental Research*. 2014, 93:1235-1242.
3. Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2009, 4:348-380.
4. Putra A, Chung KH, Flinn BD, Kuykendall T, Zheng C, Harada K, Raigrodski AJ. Effect of hydrothermal treatment on light transmission of translucent zirconias. *J Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017, 118:422-429.
5. Cattani-Lorente M, Durual S, Amez-Droz M, Wiskott HW, Scherrer SS. Hydrothermal degradation of a 3Y-TZP translucent dental ceramic: A comparison of numerical predictions with experimental data after 2 years of aging. *Dental Materials*. 2016, 32:394-402.
6. Nakamura K, Harada A, Ono M, Shibasaki H, Kanno T, Niwano Y, Adolfsson E, Milleding P, Örtengren U. Effect of low-temperature degradation on the mechanical and microstructural properties of tooth-colored 3Y-TZP ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016, 53:301-311.
7. Manziuc M, Gasparik C, Negucioiu M, Constantiniuc M, Burde A, Vlas I, Dudea D. Optical properties of translucent zirconia: a review of the literature. *The EuroBiotech Journal*. 2019, 3:45-51.
8. Djaker N, Wulfman C, Sadoun M, Lamy de la Chapelle M. Zirconia dental implants degradation by confocal Raman microspectroscopy: analytical simulation and experiments. *Biomedical Optics Express*. 2013, 4:725-731.

9. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Journal of Biomaterials*. 2006, 27:535-543.
10. Pandoleon P, Kontonasaki E, Kantiranis N, Pliatsikas N, Patsalas P, Papadopoulou L, Zorba T, Paraskevopoulos KM, Koidis P. Aging of 3Y-TZP dental zirconia and yttrium depletion. *Dental Materials*. 2017, 33:e385-e392.
11. De Souza GM, Zykus A, Ghahnavyeh RR, Lawrence SK, Bahr DF. Effect of accelerated aging on dental zirconia-based materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017, 65:256-263.
12. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of Dental Research*. 2014, 93:1235-1242.
13. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence International*. 2017, 48:369-380.
14. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Po ber R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006, 96:154-164.
15. Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M. Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dental Materials*. 2011, 27:97-108.
16. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, Vleugels J. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials*. 2016, 32:e327-e337.
17. Kolakarnprasert N, Kaizer MR, Kim DK, Zhang Y. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dental Materials*. 2019, 35:797-806.

18. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2009, 4:130-151.
19. Helmer J, Driskell T, editors. Research on bioceramics. Symp on use of ceramics as surgical implants South Carolina (USA): Clemson University; 1969.
20. Garvie RC, Nicholson PSJJotACS. Structure and thermomechanical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO₂ system. *American Ceramic Society*. 1972, 55:152-157.
21. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1989, 23:45-61.
22. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Journal of Biomaterials*. 1999, 20:1-25.
23. Theunissen G, Bouma J, Winnubst A, Burggraaf A. Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *Materials Science*. 1992, 27:4429-4438.
24. Sanon C, Chevalier J, Douillard T, Cattani-Lorenté M, Scherrer SS, Gremillard L. A new testing protocol for zirconia dental implants. *Dental Materials*. 2015, 31:15-25.
25. Griffin JD, Jr. Combining monolithic zirconia crowns, digital impressioning, and regenerative cement for a predictable restorative alternative to PFM. *Compendium Continuing Education in Dentistry*. 2013, 34:212-222.
26. Tong H, Tanaka CB, Kaizer MR, Zhang Y. Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceramics International*. 2016, 42:1077-1085.
27. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*. 2014, 30:1195-1203.

28. Rinke S, Fischer C. Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence International*. 2013, 44:557-566.
29. Elsaka SE. Optical and Mechanical Properties of Newly Developed Monolithic Multilayer Zirconia. *Journal of Prosthodontics*. 2019, 28:e279-e284.
30. 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. *Journal of Dentistry*. 2017, 63:94-102.
31. Lameira DP, Buarque e Silva WA, Andrade e Silva F, De Souza GM. Fracture Strength of Aged Monolithic and Bilayer Zirconia-Based Crowns. *Biomed Research International*. 2015, 2015:418641.
32. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, Longquan S. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2014, 35:93-101.
33. Griffin JD, Jr. Tooth in a bag: same-day monolithic zirconia crown. *Dentistry Today*. 2013, 32:124, 126-131.
34. Albashaireh ZS, Ghazal M, Kern M. Two-body wear of different ceramic materials opposed to zirconia ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010, 104:105-113.
35. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*. 2013, 29:1201-1208.
36. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014, 112:1141-1150.

37. Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dental Materials*. 2011, 27:796-804.
38. Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annual Review of Materials Research*. 2007, 37:1-32.
39. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, Longquan S. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2014, 35:93-101.
40. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, Örtengren U. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2015, 73:602-608.
41. Kohorst P, Borchers L, Strempel J, Stiesch M, Hassel T, Bach FW, Hübsch C. Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomaterialia*. 2012, 8:1213-1220.
42. Nogiwa-Valdez AA, Rainforth WM, Zeng P, Ross IM. Deceleration of hydrothermal degradation of 3Y-TZP by alumina and lanthana co-doping. *Acta Biomaterialia*. 2013, 9:6226-6235.
43. Swain MV. Impact of oral fluids on dental ceramics: what is the clinical relevance? *Dental Materials*. 2014, 30:33-42.
44. Zhang F, Vanmeensel K, Batuk M, Hadermann J, Inokoshi M, Van Meerbeek B, Naert I, Vleugels J. Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta Biomaterialia*. 2015, 16:215-222.
45. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *The American Ceramic Society*. 1999, 82:2150-2154.

46. Lugh V, Sergo V. Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental materials* 2010, 26:807-820.
47. 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. *Dental Materials* 2018, 34:879-890.
48. Alhazzawi TF, Janowski GM. Correlation of flexural strength of coupons versus strength of crowns fabricated with different zirconia materials with and without aging. *The Journal of the American Dental Association* 2015, 146:904-912. e901.
49. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017, 117:303-309.
50. Adabo G, Mariscal E, Hatanaka G. Flexural strength and microstructure of anterior/monolithic zirconia after low-temperature aging. *Dental materials*. 2015:e48-e49.
51. 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. *Dental materials*. 2018, 34:879-890.
52. Stawarczyk B, Ozcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerlet CH. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinical Oral Investigations*. 2013, 17:269-274.

53. 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. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2014, 6:456-461.
54. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018, 119:36-46.
55. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Vallittu PK, Närhi TO, Lassila LV. The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *Dental Materials*. 2015, 34:605-610.
56. Zhang Y, Lawn BR. Evaluating dental zirconia. *Dental Materials*. 2019, 35:15-23.
57. Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, Reusser E, Stadler J, Zenobi R, Stawarczyk B, Özcan M, Hämmerle CH. The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2012, 100:447-456.
58. Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M. Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2014, 26:224-231.
59. 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. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016, 28 Suppl 1:S32-39.
60. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS, Ha SR. Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2016, 8:37-42.

61. Kim MJ, Ahn JS, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2013, 5:161-166.
62. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental Materials*. 2014, 30:e419-424.
63. Samodurova A, Kocjan A, Swain MV, Kosmač T. The combined effect of alumina and silica co-doping on the ageing resistance of 3Y-TZP bioceramics. *Acta Biomaterialia*. 2015, 11:477-487.
64. Nakamura T, Nakano Y, Usami H, Wakabayashi K, Ohnishi H, Sekino T, Yatani H. Translucency and low-temperature degradation of silica-doped zirconia: A pilot study. *Dental Materials*. 2016, 35:571-577.
65. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016, 116:257-263.
66. Kanchanasavita W, Triwatana P, Suputtamongkol K, Thanapitak A, Chatchaiganan M. Contrast ratio of six zirconia-based dental ceramics. *Journal of Prosthodontics*. 2014, 23:456-461.
67. Ghodsi S, Jafarian Z. A Review on Translucent Zirconia. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 2018, 26:62-74.
68. 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. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016, 59:128-138.

69. McLaren EA, Lawson N, Choi J, Kang J, Trujillo C. New High-Translucent Cubic-Phase-Containing Zirconia: Clinical and Laboratory Considerations and the Effect of Air Abrasion on Strength. *Compendium Continuing Education in Dentistry*. 2017, 38:e13-e16.
70. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2011, 22:2429-2435.
71. Zhang H, Kim BN, Morita K, Keijiro Hiraga HY, Sakka Y. Effect of sintering temperature on optical properties and microstructure of translucent zirconia prepared by high-pressure spark plasma sintering. *Science and Technology Advanced Materials*. 2011, 12:055003.
72. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018, 119:36-46.
73. Yamashita I, Tsukuma K. Light scattering by residual pores in transparent zirconia ceramics. *Ceramic Society of Japan*. 2011, 119:133-135.
74. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Ha SR. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016, 115:773-779.
75. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Närhi TO, Lassila LV. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental Materials*. 2015, 31:1180-1187.
76. Brown PK, Wald G. Visual pigments in single rods and cones of the human retina. *Science*. 1964, 144:45-52.

77. Rosenstiel SF, Land MF. Clarification of a point. *Quintessence International*. 1997, 28:5.
78. Sproull RC. Color matching in dentistry. I. The three-dimensional nature of color. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1973, 29:416-424.
79. Ren J, Lin H, Huang Q, Zheng G. Determining color difference thresholds in denture base acrylic resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015, 114:702-708.
80. Khashayar G, Bain PA, Salari S, Dozic A, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Perceptibility and acceptability thresholds for colour differences in dentistry. *Journal of Dentistry*. 2014, 42:637-644.
81. Wee AG, Lindsey DT, Shroyer KM, Johnston WM. Use of a porcelain color discrimination test to evaluate color difference formulas. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007, 98:101-109.
82. Alghazali N, Burnside G, Moallem M, Smith P, Preston A, Jarad FD. Assessment of perceptibility and acceptability of color difference of denture teeth. *Journal of Dentistry*. 2012, 40 Suppl 1:e10-17.
83. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*. 2010, 38 Suppl 2:e2-16.
84. Khashayar G, Dozic A, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Data comparison between two dental spectrophotometers. *Operative Dentistry*. 2012, 37:12-20.
85. Ghulman MA, Awad MA. Color variation between matched and fabricated shades of different ceramics. *Journal of Prosthodontics*. 2013, 22:472-477.
86. Johnston WM. Review of translucency determinations and applications to dental materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2014, 26:217-223.

87. Spink LS, Rungruanganut P, Megremis S, Kelly JR. Comparison of an absolute and surrogate measure of relative translucency in dental ceramics. *Dental Materials*. 2013, 29:702-707.
88. Chu FC, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007, 98:359-364.
89. ISO I. 6872: Dentistry-ceramic materials. *Switzerland: International Organization for Standardization*. 2008.
90. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *International Journal of Prosthodontics*. 1995, 8:79-86.
91. 13356 I. Implants for Surgery—Ceramic Materials Based on Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia (Y-TZP). *International Standards Organization Geneva*. 2008.
92. Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. *American Ceramic Society*. 1972, 55:303-305.
93. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental materials*. 2014, 30:e419-e424.
94. Lughy V, Sergio V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*. 2010, 26:807-820.
95. Kurtulmus-Yilmaz S, Ulusoy M. Comparison of the translucency of shaded zirconia all-ceramic systems. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2014, 6:415-422.
96. Papageorgiou-Kyrana K, Fasoula M, Kontonasaki E. Translucency of Monolithic Zirconia after Hydrothermal Aging: A Review of In Vitro Studies. *Journal of Prosthodontics*. 2020, 29:489-500.
97. Abdelbary O, Wahsh M, Sherif A, Salah T. Effect of accelerated aging on translucency of monolithic zirconia. *Future Dental Journal*. 2016, 2:65-69.

98. Shiraishi T, Watanabe I. Thickness dependence of light transmittance, translucency and opalescence of a ceria-stabilized zirconia/alumina nanocomposite for dental applications. *Dental Materials*. 2016, 32:660-667.
99. Zhang F, Vanmeensel K, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Van Meerbeek B, Naert I, Vleugels J. 3Y-TZP ceramics with improved hydrothermal degradation resistance and fracture toughness. *European Ceramic Society*. 2014, 34:2453-2463.
100. Walczak K, Meißner H, Range U, Sakkas A, Boening K, Wieckiewicz M, Konstantinidis I. Translucency of Zirconia Ceramics before and after Artificial Aging. *Journal of Prosthodontics*. 2019, 28:e319-e324.
101. Inokoshi M, Shimizubata M, Nozaki K, Takagaki T, Yoshihara K, Minakuchi S, Vleugels J, Van Meerbeek B, Zhang F. Impact of sandblasting on the flexural strength of highly translucent zirconia. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2021, 115:104268.
102. Stawarczyk B, Emslander A, Roos M, Sener B, Noack F, Keul C. Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dental Materials*. 2014, 33:591-598.
103. Pekkan G, Pekkan K, Bayindir B, Özcan M, Karasu B. Factors affecting the translucency of monolithic zirconia ceramics: A review from materials science perspective. *Dental Materials*. 2020, 39:1-8.
104. Alghazzawi TF. The effect of extended aging on the optical properties of different zirconia materials. *The Journal of Prosthodontic Research*. 2017, 61:305-314.
105. Pereira G, Amaral M, Cesar PF, Bottino MC, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Effect of low-temperature aging on the mechanical behavior of ground Y-TZP. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2015, 45:183-192.

106. Akar GC, Pekkan G, Çal E, Eskitaşçıoğlu G, Özcan M. Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014, 112:314-321.
107. Inokoshi M, Vanmeensel K, Zhang F, De Munck J, Eliades G, Minakuchi S, Naert I, Van Meerbeek B, Vleugels J. Aging resistance of surface-treated dental zirconia. *Dental Materials*. 2015, 31:182-194.
108. Pereira GKR, Venturini AB, Silvestri T, Dapieve KS, Montagner AF, Soares FZM, Valandro LF. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2015, 55:151-163.
109. Pereira GKR, Muller C, Wandscher VF, Rippe MP, Kleverlaan CJ, Valandro LF. Comparison of different low-temperature aging protocols: its effects on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016, 60:324-330.
110. de Araújo-Júnior ENS, Bergamo ETP, Campos TMB, Benalcázar Jalkh EB, Lopes ACO, Monteiro KN, Cesar PF, Tognolo FC, Tanaka R, Bonfante EA. Hydrothermal degradation methods affect the properties and phase transformation depth of translucent zirconia. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020, 112:104021.
111. Kim JW, Covell NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *Journal of Dental Research*. 2010, 89:91-95.
112. Flinn BD, Raigrodski AJ, Singh A, Mancl LA. Effect of hydrothermal degradation on three types of zirconias for dental application. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014, 112:1377-1384.

113. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017, 117:303-309.
114. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of Dental Research*. 2018, 97:140-147.
115. Harada R, Takemoto S, Hattori M, Yoshinari M, Oda Y, Kawada E. The influence of colored zirconia on the optical properties of all-ceramic restorations. *Dental Materials*. 2015, 34:918-924.
116. Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018, 120:132-137.
117. Fathy SM, El-Fallal AA, El-Negoly SA, El Bedawy AB. Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging. *Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica*. 2015, 1:86-92.
118. Kim HK, Kim SH. Effect of hydrothermal aging on the optical properties of precolored dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019, 121:676-682.
119. Choi Y-S, Kang K-H, Att W. Effect of aging process on some properties of conventional and multilayered translucent zirconia for monolithic restorations. *Ceramics International*. 2020, 46:1854-1868.
120. Tuncel İ, Turp I, Üşümez A. Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2016, 8:181-186.
121. Cottom B, Mayo M. Fracture toughness of nanocrystalline ZrO_2 -3mol% Y_2O_3 determined by Vickers indentation. *Scripta materialia*. 1996, 34:809-814.

122. Klimke J, Trunec M, Krell A. Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: influence of scattering caused by birefringence. *American Ceramic Society*. 2011, 94:1850-1858.
123. Wang J, Rainforth M, Stevens R. The grain size dependence of the mechanical properties in TZP ceramics. *Zirconia '88*ed, Springer,1989: 337-366.
124. 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. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018, 85:57-65.
125. Almansour HM, Alqahtani F. The Effect of in vitro Aging and Fatigue on the Flexural Strength of Monolithic High-translucency Zirconia Restorations. *Journal of Contemporary Dental Practice*. 2018, 19:867-873.
126. 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. *Dental Materials*. 2018, 34:879-890.
127. Guilardi LF, Pereira GKR, Gündel A, Rippe MP, Valandro LF. Surface micro-morphology, phase transformation, and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017, 65:849-856.
128. Khayat W, Chebib N, Finkelman M, Khayat S, Ali A. Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018, 119:626-631.

129. Hatanaka GR, Polli GS, Adabo GL. The mechanical behavior of high-translucent monolithic zirconia after adjustment and finishing procedures and artificial aging. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020, 123:330-337.
130. Amat NF, Muchtar A, Amril MS, Ghazali MJ, Yahaya N. Effect of sintering temperature on the aging resistance and mechanical properties of monolithic zirconia. *Materials Research Technology*. 2019, 8:1092-1101.
131. Borchers L, Stiesch M, Bach FW, Buhl JC, Hübsch C, Kellner T, Kohorst P, Jendras M. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *Acta Biomaterialia*. 2010, 6:4547-4552.
132. Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Bartolucci AA, Janowski GM. Influence of low-temperature environmental exposure on the mechanical properties and structural stability of dental zirconia. *Journal of Prosthodontics*. 2012, 21:363-369.
133. 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. *Dental Materials*. 2014, 30:e306-316.
134. Kim HT, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. The effect of low temperature aging on the mechanical property & phase stability of Y-TZP ceramics. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2009, 1:113-117.
135. Flinn BD, deGroot DA, Mancl LA, Raigrodski AJ. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2012, 108:223-230.
136. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *American Ceramic Society*. 1999, 82:2150-2154.

137. Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Ammann P, Jobin M, Wiskott HW. Low temperature degradation of a Y-TZP dental ceramic. *Acta Biomaterialia*. 2011, 7:858-865.



8. EKLER

EK- 1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	: Mamasaly Abdinabi uulu
Doğum Tarihi	:
Uyruğu	: KIRGIZİSTAN
Adres	: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Rize
Tel	:
E-mail	:
Eğitim	
Lisans	: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Uzmanlık	: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce	