

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**YAŞLANDIRMA VE SİNERİZASYON İŞLEMLERİNİN TABAKALI
ZİRKONYUM MATERYALLERİ ÜZERİNDEKİ BÜKÜLME DAYANIMI VE
IŞIK GEÇİRGENLİĞİNE ETKİSİ**

Dt. Ayça İpek KAHAR

UZMANLIK BİTİRME TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Ceyda AKIN

KONYA 2022

Tez Onay Sayfası

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi Ayça İpek KAHAR'ın **“Yaşlandırma Ve Sinterizasyon İşlemlerinin Tabakalı Zirkonyum Materyalleri Üzerindeki Bükülme Dayanımı Ve Işık Geçirgenliğine Etkisi”** başlıklı tezi tarafımdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliği Fakültesi Uzmanlık Bitirme Tezi olarak kabul edilmiştir.

KONYA / 23.11.2022

Tez Danışmanı Dr. Öğr. Üyesi Ceyda AKIN

Jüri Üyesi Doç.Dr. Gülsüm Sayın ÖZEL

Jüri Üyesi Doç.Dr. ÖZLEM KARA

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı tarafından tarihinde onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

İmzası

Beyanat

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

Tarih: 23.11.2022

Ayça İpek KAHAR

İmzası:

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve tecrübeleri ile bana her konuda yardımcı olan tez danışmanım ve değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Ceyda AKIN'a,

Mesleki katkıları için sayın hocalarım Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR, Dr. Öğr. Üyesi Emine Begüm BÜYÜKERKMEN, Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Esad GÜVEN ve Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Gökberkkaan DEMİREL'e,

Bana yaşanılan şehrin insanlarla kıymetli olduğunu gösteren, uzmanlık eğitim sürem boyunca çalışma ortamımı daha keyifli hale getiren arkadaşlarım Uzm. Dt. Nilgün GÜLBAHÇE ve Uzm. Dt. Nisa ÖZDİL'e, hem iş hayatımda hem de özel hayatımda desteğini her daim hissettiğim, birlikte çalışmaktan çok mutlu olduğum sevgili eş kıdemlim Uzm. Dt. Neslihan GÜNTEKİN'e,

Aynı çalışma ortamında 3 seneyi aşkın bir süre geçirdiğim tüm uzmanlık öğrencisi arkadaşlarıma ve diğer fakülte personellerine,

Hayatım boyunca olduğu gibi uzmanlık eğitimim süresince maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen, bugünlerimi borçlu olduğum, varlıkları ve destekleri en büyük güç kaynağım olan canım annem Serpil KAHAR, babam Mehmet Veysi KAHAR'a ve her adımında arkamda olacağını bildiğim, en büyük mutluluk kaynağım biricik kardeşim Hacı Bayram KAHAR'a,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İçindekiler

Tez Onay Sayfası	ii
Beyanat	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ	x
ÖZET	xii
ABSTRACT.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental Seramiğin Tarihçesi ve Tanımı	3
2.2. Dental Seramiklerin Yapısı ve İçeriği.....	4
2.2.1. Felspar	4
2.2.2. Kuvars	4
2.2.3. Kaolin.....	4
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	5
2.4. Zirkonyum.....	6
2.4.1. Zirkonyumun Mikroyapısı	7
2.4.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina (ZTA).....	8
2.4.3. Magnezyum Oksit ile Güçlendirilmiş Zirkonya (Mg- PSZ)	8
2.4.4. Yttrium ile Stabilize Edilmiş Zirkonya (3Y-TZP)	8
2.4.5. Zirkonyanın Biyouyumluluğu	9
2.4.6. Zirkonyanın Estetik Özellikleri.....	9

2.5. Monolitik Zirkonyum.....	10
2.5.1. Monolitik Zirkonyaların Endikasyonları.....	12
2.5.2. Monolitik Zirkonyaların Avantajları.....	12
2.5.3. Monolitik Zirkonyaların Dezavantajları.....	12
2.5.4. Monolitik Zirkonyaların Sinterizasyonu	12
2.6. Yapay Yaşlandırma İşlemleri.....	13
2.6.1. Suda Bekletme.....	13
2.6.2. Termal Siklus	13
2.6.3. Otoklav ile Yaşlandırma.....	13
2.6.4. Mekanik Yükleme	14
2.7. Dental Materyallerin Bükülme Dayanımını Ölçmede Kullanılan Testler	14
2.7.1. Tek Eksenli (Uniaksiyal) Bükülme Testleri.....	14
2.7.2. İki Eksenli (Biaksiyal) Bükülme Testleri.....	15
2.8. Renk	15
2.8.1. Renk Sistemleri	16
2.9. Işık ve Renk Terimleri	18
2.9.1. Işık Geçirgenliği (Translüsensi)	18
2.9.2. Opaklık	18
2.9.3. Floresanslık	19
2.9.4. Kontrast, Parlaklık.....	19
2.10. Diş Hekimliğinde Renk Analiz Yöntemler	19
2.10.1. Görsel Renk Ölçümü	19
2.10.2. Spektrofotometre	19
2.10.3. Kolorimetre	20
2.10.4. Spektroradyometre	20
2.10.5. Dijital Kameralar.....	20
2.11. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	20

3.	GEREÇ VE YÖNTEM.....	21
3.1.	Örneklerin Hazırlanması.....	21
3.2.	Test Gruplarının Oluşturulması	23
3.3.	Örneklerin Sinterizasyonu.....	23
3.4.	Yapay Yaşlandırma İşleminin Uygulanması	24
3.5.	Örneklerin ışık geçirgenliği ölçümlerinin yapılması	25
3.6.	İki Eksenli Eğilme Dayanımı Testi.....	26
3.7.	Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	28
3.8.	İstatiksel Analiz.....	28
4.	BULGULAR.....	29
4.1.	Transülensi Bulguları.....	29
4.2.	Bükülme Dayanımı Bulguları	31
4.3.	Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi Bulguları	33
5.	TARTIŞMA.....	35
6.	SONUÇ.....	45
7.	KAYNAKÇA	47

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1: Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tablo 2: Kullanılan blokların üretici firması, lot numaraları ve içeriği

Tablo 3: Deney grupları ve gruplara uygulanan işlemler

Tablo 4: Normallik Testi

Tablo 5: İki yönlü ANOVA (Transülens)

Tablo 6: Transülens ölçümlerinin karşılaştırılması

Tablo 7: İki yönlü ANOVA (Bükülme Dayanımı)

Tablo 8: Bükülme dayanımı ölçümlerinin karşılaştırılması



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1: Zirkonyanın kristallografik yapıları: 1: Kübik yapı, 2: Tetragonal yapı, 3: Monoklinik yapı

Şekil 2: Kullanılan çok katmanlı zirkonyaların Y-TZP içeriklerinin şematik gösterimi

Şekil 3:a) Munsell renk ağacı b) Munsell renk sisteminin üç boyutlu sunumu

Şekil 4: CIE Lab sisteminde rengin üç boyutu

Şekil 5: Bilgisayar yazılımı kullanılarak örneklerin tasarlanması

Şekil 6: Örneklerin sinterleme sonrası final boyutları

Şekil 7: Üretici firma tarafından belirlenen normal ve hızlı sinterleme parametreleri

Şekil 8: Çalışmada kullanılan otoklav cihazı

Şekil 9: Spektrofotometre

Şekil 10: Biaksiyal eğme testi düzeneği

Şekil 11: Örneğin kırma cihazına yerleştirilmesi

Şekil 12: (A) Altın kaplama cihazı, (B) Taramalı elektron mikroskobu

Şekil 13: Işık geçirgenliği değerlerinin grafiksel gösterimi

Şekil 14: Bükülme dayanımı değerlerinin grafiksel gösterimi

Şekil 15: Hızlı sinter Multi (-) B: Hızlı sinter Multi (+) C:Normal sinter Multi (-) D: Normal sinter Multi (+)

Şekil 16: A: Hızlı sinter Prime (-) B: Hızlı sinter Prime (+) C:Normal sinter Prime (-) D:Normal sinter Prime(+)

Şekil 17: A: Hızlı sinter Multi (-) B: Hızlı sinter Multi (+) C:Normal sinter Multi (-) D: Normal sinter Multi (+)

Şekil 18: A:Normal sinter Prime (-) B:Normal sinter Prime (+) C:Hızlı sinter Prime (-) D:Hızlı sinter Prime(+)

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

% : Yüzde

<: den küçüktür

> : den büyüktür

μm : mikrometre

$^{\circ}\text{C}$: Santigrat derece

Al_2O_3 :Alüminyum oksit

bar : basınç birimi

Bq : Becquerel

Ca : Kalsiyum

CaO : Kalsiyum oksit

CeO₂ : Seryum oksit

CIE : Commission Internationale de l'Eclairage

CO : karbonmonoksit

Cr-Co : Krom kobalt alaşımı

LTD : Düşük ısılarda bozulma

H : Hidrojen

H₂O : Su molekülü

K₂O : potasyum oksit

MDP : Metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat

Mg : Magnezyum

MgO : Magnezyum oksit

mm : milimetre

MPa : Megapascal

N : Azot

Na₂O : Sodyum oksit

O : Oksijen

OH⁻ : Hidroksil iyonu

pH : power of hydrogen (hidrojenin gücü)

ppm : parts per million (milyonda bir)

PSZ : Parsiyel Olarak Stabilize Zirkonyum

SiO₂ : Silisyum dioksit

TiO₂ : Titanyum dioksit

TP : Translusensi Parametresi

TZP : Tetragonal zirkonya polikristali

vb. : ve benzeri

Y : Yttrium

Y-TZP : Yttrium ile stabilize tetragonal zirkonyum polikristali

Y₂O₃ : Yttrium oksit

Zr : Zirkonyum

ZrO₂ : Zirkonyum dioksit

ZrOH : Zirkonyum oksit

ΔE : CIE LAB renk değişim miktarı

ÖZET

T.C. NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

YAŞLANDIRMA VE SİNERİZASYON İŞLEMLERİNİN TABAKALI ZİRKONYUM MATERYALLERİ ÜZERİNDEKİ BÜKÜLME DAYANIMI VE IŞIK GEÇİRGENLİĞİNE ETKİSİ

Ayça İpek KAHAR

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ / KONYA-2022

Amaç: Bu çalışmanın amacı farklı sinterleme protokollerinin ve yapay yaşlandırmanın, çok katmanlı monolitik zirkonyaların bükülme dayanımı ve ışık geçirgenliği üzerindeki etkisini değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: 96 adet disk şeklinde örnek çok katmanlı monolitik zirkonya bloklardan (IPS e. max ZirCAD MT Multi A2 vs. IPS e. max ZirCAD Prime A2) CAD/CAM ile elde edildi (N=48). Örnekler sinterleme süresine göre hızlı sinter (4sa 25dk) ve normal sinter (9sa 50dk) olmak üzere 2 gruba ayrıldı (n=24). Sinterizasyondan sonra otoklav kullanılarak (134°C, 2bar basınçta 5 sa) yapay yaşlandırma yapıp yapılmamasına göre örnekler kendi içinde 2 alt gruba daha ayrıldı (n=12). Hızlı ve normal sinterlenen örneklerin yaşlandırma öncesi ve sonrası ışık geçirgenliği değerlerinin ölçümü için spektrofotometre kullanıldı. Örneklerin iki eksenli eğilme dayanımları üç top üzerinde piston yöntemiyle ölçüldü. Her gruptan birer örnek taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile görüntülendi. Veriler Kolmogorov Smirnov testi, iki yönlü ANOVA ve bağımsız örneklem t testi ile istatistiksel olarak analiz edildi.

Bulgular: Yapılan istatistiksel analizlere göre; Prime gruplarının bükülme dayanımı değerleri Multi gruplarından ve normal sinterlenen grupların bükülme dayanımı değerleri hızlı sinterlenen gruplardan önemli ölçüde daha yüksek bulundu ($p<0,05$). Normal sinterlenen gruplarda yaşlandırma öncesi değerler yaşlandırma sonrasına göre önemli ölçüde dahayüksek bulundu ($p<0,05$). Hızlı sinterlenen gruplarda Prime örneklerinin bükülme dayanımı değerleri yapay yaşlandırmadan etkilenmemesine rağmen ($p>0,05$), Multi grubu örnekleri yapay yaşlandırmadan etkiledi ve yapay yaşlandırma öncesi bükülme dayanımı değerleri anlamlı ölçüde daha yüksekti

($p<0,05$). Işıık geçirgenliği değerleri normal sinterlenen gruplarda, hızlı sinterlenen gruplara göre ve Multi gruplarında, Prime gruplarına göre anlamlı ölçüde daha yüksek bulundu ($p<0,05$). Yaşılandırma ışıık geçirgenliğini dşırmekle birlikte hızlı sinterlenen Prime grupları dışıında ($p<0,05$), yaşılandırma öncesi ve sonrası değerlerde anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$).

Sonuçlar: Hızlı sinterleme prosedürü çok katmanlı monolitik zirkonyaların bükülme dayanımları ve ışıık geçirgenliklerinde dikkate değer azalmaya sebep olmasıyla, geleneksel sinterleme prosedürlerinin uygulanması önerilmektedir. Bükülme dayanımlarının yüksek olması beklenen vakalarda kullanılacak restorasyonların 3Y-TZP/5Y-TZP içeren çok katmanlı monolitik zirkonyalardan (IPS e. max ZirCAD Prime) retilmesi önerilirken, estetik beklentilerin daha yüksek olduğu durumlarda ışıık geçirgenliği ve optik özellikleri daha üstün olan 4Y-TZP/5Y-TZP içeren çok katmanlı monolitik zirkonyalar (IPS e. max ZirCAD MT Multi) tercih edilmelidir.

Anahtar Kelimeler: Çok Katmanlı Monolitik Zirkonya, Eğilme Dayanımı, Işıık Geçirgenliği, Otoklav Yaşılandırması, Sinterleme

ABSTRACT

T.C. NECMETTİN ERBAKAN UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

EFFECT OF AGING AND SINTERING PROCESSES ON FLEXURAL STRENGTH AND LIGHT TRANSMITTANCE ON MULTI-LAYERED ZIRCONIUM MATERIALS

Ayça İpek KAHAR

THESIS OF EXPERTISE IN DENTISTRY / KONYA-2022

Aim: The aim of this study was to evaluate the effect of different sintering protocols and artificial aging on the flexural strength and light transmittance of multilayer monolithic zirconia.

Materials and Methods: A total of 96 disc-shaped specimens were milled from multilayer monolithic zirconia blocks (IPS e. max ZirCAD MT Multi A2 vs. IPS e. max ZirCAD Prime A2) by CAD/CAM (N=48). The samples were divided into 2 groups as speed sintering (4h 25min) and conventionally sintering (9h 50min) according to the sintering time (n=24). After sintering, the samples were divided into 2 more subgroups (n=12) according to whether artificial aging was done using autoclave (1340C, 2bar pressure for 5 hours). Spectrophotometer was used to measure the light transmittance values of the speed and conventionally sintered samples before and after aging. Biaxial bending strengths of the samples were measured by the piston method on three balls. One sample from each group was performed with a scanning electron microscope (SEM). Data were statistically analyzed by Kolmogorov Smirnov test, two-way ANOVA and independent sample t-test.

Results: According to the statistical analysis; The flexural strength values of the Prime groups were significantly higher than the Multi groups and the flexural strength values of the conventionally sintered groups were significantly higher than the speed sintered groups ($p<0.05$). In the conventionally sintered groups, the values before aging were found to be significantly higher than after aging ($p<0.05$). Although the flexural strength values of Prime samples in the speed sintering groups were not affected by artificial aging ($p>0.05$), the Multi group samples were affected by artificial aging and their flexural strength values were significantly higher before artificial aging ($p<0.05$). Light transmittance values were found to be significantly higher in conventionally sintered groups compared to speed sintered groups and in Multi groups compared to

Prime groups ($p < 0.05$). Although aging reduced the light transmittance, no significant difference was found in the values before and after aging ($p > 0.05$), except for the speed sintering Prime groups ($p < 0.05$).

Conclusions: It is recommended to apply conventional sintering procedures, as the speed sintering procedure causes a remarkable reduction in flexural strength and light transmittance of multilayer monolithic zirconias. While it is recommended that the restorations to be used in cases with high flexural strengths are expected to be produced from multilayer monolithic zirconia (IPS e. max ZirCAD Prime) containing 3Y-TZP/5Y-TZP, in cases where aesthetic expectations are higher, multilayer monolithic zirconias (IPS e. max ZirCAD MT Multi) containing 4Y-TZP/5Y-TZP, which have superior light transmittance and optical properties, should be preferred.

Keywords: Autoclave Aging, Flexural Strength, Light Transmittance, Multilayer Monolithic Zirconia, Sintering

1. GİRİŞ

Zirkonyum oksit, zirkonyum metalinin polikristal yapıda bir oksitidir. Çeşitli sıcaklık aralıklarında monoklinik, tetragonal ve kübik fazlarda bulunur (Kaimal, Ramdev, Shruthi, & JCDR, 2017). Monoklinik faz oda sıcaklığında kararlı yapıdayken, sıcaklık 1170°C'ye çıkarıldığında tetragonal faza, 2370°C'ye çıkarıldığında ise kübik faza geçer (Bokhimi et al., 1999). Zirkonyanın tetragonalardan monoklinik faza olan dönüşümü martensitik bir dönüşümdür. Faz dönüşümü sırasında oluşan hacim artışı sebebiyle, stabilize edici oksitler kullanılmadığında materyal içinde seramik çatlakları oluşumu izlenir. Stabilize edici oksitler olarak, magnezyum oksit, yttrium oksit, seryum oksit ve kalsiyum oksit kullanılır (Della Bona, Pecho, & Alessandretti, 2015). %3 mol yttria ile stabilize edilen 3Y-TZP zirkonya üstün mekanik özellikleri sebebiyle yaygın olarak kullanılır (S.-Y. Lee, Kim, McIntyre, Saraswat, & Byun, 2003). Biyomedikal alanlarda kullanılan zirkonyalar, oda sıcaklığında metastabil halde tetragonal yapılı, parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) olarak bulunur. Kısmen stabilize olan materyalin içinde, monoklinik faza dönüşüm için enerji bulunmaktadır. Yayılım gösteren bir çatlağın meydana getirdiği yüksek lokalize stres, çatlağın etrafındaki tetragonal taneciklerin monoklinik faza dönüşümünü tetikler. Bu mekanizma transformasyon sertleşmesi olarak bilinir. Dönüşümle meydana gelen %4'lük hacim artışı, oluşan çatlağı sıkıştırarak ilerlemesini önler (Bona, Pecho, & Alessandretti, 2015). Zirkonyadaki bu güçlendirici mekanizma materyalin çelik-seramik olarak adlandırılmasını sağlamıştır (Kaimal et al., 2017).

%3 mol yttria ile güçlendirilen ilk nesil zirkonyum, mekanik özelliklerinin iyi olmasına rağmen opak bir malzeme olması sebebiyle altyapı materyali olarak kullanılmaktadır. Optik özelliklerinin iyileştirilebilmesi adına feldspatik seramiklerle veneerlenerek kullanılan bu materyalde, ısısal ve mekanik streslerle tabakalar arasında ayrılmalar ya da kırılmalar meydana gelebilmektedir (Christensen, 2009). Ayrıca veneer porselen kullanılmasıyla restorasyonun kalınlığının artması, destek dıştan daha fazla kesim yapma ihtiyacını doğurmuştur (Y Zhang & Lawn, 2018). Bu sebepler doğrultusunda, kolay üretilebilen, estetik gereksinimleri karşılayan, veneer seramik kullanılmadığı için ince hazırlanabilen ve böylece daha az destek diş preperasyonu gerektiren monolitik zirkonyalar geliştirildi (Sulaiman, Abdulmajeed, Shahramian, & Lassila, 2017). Ancak tek katmanlı olarak hazırlanan monolitik zirkonyalarla ilgili karşılaşılan en büyük problemlerden biri, çok katmanlı yapıya sahip doğal dişin optik özellikleri taklit etmektir. Sinterleme süresi, sıcaklığı ayrıca ısı artış oranlarının zirkonyaların optik özelliklerini ve bükülme dayanımlarını etkilediği bildirilmiştir (Ebeid et al., 2014; Sen, Sermet, & Cinar, 2018).

Zirkonyaların yttria içeriklerinin farklı olması mekanik ve optik özellikleri etkilemektedir (Elsayed, Meyer, Wille, & Kern, 2019; Kolakarnprasert, Kaizer, Kim, & Zhang, 2019). Bu yüzden farklı mekanik davranış gösteren materyallere uygulanan sinterleme prosedürlerinin materyalin mekanik özelliklerine etkileri farklı olacaktır. Bir çalışmada %3, %4 ve %5 oranında yttria içeren (3Y-TZP, 4Y-TZP ve 5Y-TZP) monolitik zirkonyumların mekanik dayanım özelliklerinin farklı olduğu rapor edilmiştir (Elsayed et al., 2019).

Hidrotermal veya mekanik etkilerin, Y-TZP'nin tetragolden monoklinik faz dönüşümüyle sonuçlanan düşük ısı bozunması (LTD) fenomenini in vitro koşullarda taklit ederek mekanik ve optik özelliklerine etkilerini inceleyebilmek oldukça önemlidir. Bu sebeple in-vitro çalışmalarda termal döngü, mekanik yükleme, suda bekletme, otoklav ile yapay yaşlandırma gibi yöntemler kullanılmaktadır (McInnes & Dickinson, 1992; Mota et al., 2017; Wille, Zumstrull, Kaidas, Jessen, & Kern, 2018). Yapay yaşlandırma yöntemlerinin materyalin faz dönüşümünü etkilediği gözlemlenmiştir (Nikaido et al., 2002).

Bu tez çalışmasının amacı, farklı sinterleme prosedürlerinin ve yapay yaşlandırmanın, materyalin mekanik ve optik özelliklerine etkilerinin incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramiğin Tarihçesi ve Tanımı

Seramik, Yunanca'daki topraktan yapılma manasına gelen “keramikos” kelimesinden orijin alır ve insanların yapısını farklılaştırarak oluşturduğu ilk inorganik cam fazlı kristalin yapıda materyaldir.(YAVUZYILMAZ, Turhan, Bavbek, & Kurt, 2005) Diş hekimliğinde kullanılabilmesi için, saydamlık ve dayanıklılığın artırılması adına seramiğe feldspar, kaolin ve silikatgibi mineraller eklenmiş ve porselen elde edilmiştir(A. Coşkun & Yaluğ, 2002; Ubassy, 1993).

Porselenin ilk kullanımı M.Ö. 50 yıllarında başlamıştır ve Avrupa'ya gelişi Portekizli denizciler sayesinde 16. yüzyılda olmuştur. Avrupa'ya gelmesiyle seramiğin formülü keşfedilmiş ve 17. yy'da porselen üzerine çalışmalara başlanmıştır(Jones, 1985).

Protetik diş hekimliğinde temel amaç, ideal bir malzemeyle kaybolan diş ve çevre dokuların yerine konmasıdır. Bu amaç doğrultusunda ilk olarak 1774 yılında Fransız diş hekimi Duchateau ve eczacı Dubois tarafından geliştirilip, kullanılmaya başlanan porselen bu alanda vazgeçilmez olmuştur. Materyalin sahip olduğu yüksek estetik ve mekanik özellikler protetik diş hekimliğinde kullanımının artmasının temel sebepleridir. (Al-Wahadni, 1999)1808 yılında ise İtalyan diş hekimi Giuseppe Angelo Fonzi ilk porselen dişi yapmıştır(YAVUZYILMAZ et al., 2005).

1838 yılında vakumlu fırının ilk defa kullanılmasını takiben porselenin, doğal dişi taklit eden renk ve saydamlığıyla ilgili gelişmeler başlamıştır(Jones, 1985). 1873'de porselen tam kuron fikri Beer tarafından ortaya atılmıştır. 1886'da ise Matterson yaprak altın kullanarak ilk estetik kuronu üretip üstüne porselen pişirmiştir. Porselenden üretilen ilk jaket kuron, 1887 yılında Dr. Land tarafından yapılmıştır. 1920' li yıllardaki gelişmelere kadar porselenin başarısı, yüksek, orta ve düşük ısı porselenlerin kullanımı tartışılmış; diş hekimliğinde kullanımı azalmıştır. Gelişmeler ve başarılı sonuçlarla birlikte popülerliği artan porselenin 1960'larda metal destekli protezlerle, dental tedavilerde kullanımı ivme kazanmıştır.

1970 ve 1980'li yıllar boyunca metal destekli porselenler diş hekimliğinde ilk tercihken 1990'lara estetik beklentilerin artmasıyla seramik sistemlerde büyük gelişmeler kaydedilmiştir(Crispin, 1995).Günümüzde ise teknolojiadaki gelişmeler sayesinde, metal altyapılı porselen kuronlar yerini daha estetik ve biyouyumlu tam seramik sistemlere bırakmıştır(Rajeev, 2011).

2.2. Dental Seramiklerin Yapısı ve İçeriği

Dental porselenler, seramiklerin cam sınıfında bir alt gruptur ve temelde feldspar, kuartz ve kaolinden oluşur. Bunlara ek olarak; cam modifiye edici ajanlar, akışkanlaştırıcılar, oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcılar ve floresans özelliğini arttıran ajanlar içerirler(A. Coşkun & Yaluğ, 2002; J. F. Johnston, Dykema, & Phillips, 1971).

2.2.1. Felspar

Dental porselenlerde potasyum alüminyum silikat ya da sodyum alümina silikat olarak bulunan ve cam matriksi meydana getiren bir mineraldir. Porselenin yarı saydamlığından sorumludur. Yapı içerisinde %75- 80 oranında bulunur. Aynı zamanda porselenin erime sıcaklığını düşürür ve fırınlama sırasındaki piroplastik akmayı azaltarak kronun görünüşündeki detayların kaybolmasını engeller, doğal bir görünüm verir(Naylor, Kessler, & King, 1992; Williams, 1980).

2.2.2. Kuvars

Porselenin cam matriksindeki doldurucu olarak görev yapar. Erime ısısı yüksektir (1700°C) ve porselenin pişirme ısısında kalmasını sağlar. Birleşim içinde %12-20 oranında bulunur. Porselene direnç kazandırılmasına yardımcı olur ve fırınlama işlemi sırasındaki büzülme engeller, materyalin stabilitesini sağlar(Naylor et al., 1992; Williams, 1980).

2.2.3. Kaolin

Çin kili olarak geçer ve genellikle alümina içeriği yüksek magmatik kayalardan elde edilir. Adeziv özelliği sayesinde diğer bileşenlerin bağlanmasını sağlar, aynı zamanda opak olduğu için bileşikte az miktarda bulunur (%1-3). Isıya dayanıklıdır ve seramiğe elastikiyet kazandırır(Akın, 1999; Babu, Alla, Alluri, Datla, & Konakanchi, 2015).

Bu temel bileşenler dışında porselenin içinde ayrıca; akışkanlar ve cam motife ediciler olarak potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitler, doğal diş rengine yakın tonlar elde edilebilmesi için renk pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar olarak seryum, titanyum ve zirkonyum oksitler, floresans özellik kazandırması için europinyum, samaryum, uterbiyum gibi lantanitler kullanılmaktadır(Craig & Powers, 2002).

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler, içeriklerine göre (feldspatik, alüminöz, metale bağlanan porselenler), erime ısılarına göre (yüksek, orta, düşük, ultra düşük ısı porselenleri), şekillendirme türlerine göre (fırınlanan, dökülebilir porselenler), pişirme metodlarına göre (atmosfer basıncında pişirilen, vakumla pişirilen porselenler) ve yapım tekniklerine göre (geleneksel metal destekli ve tam seramik restorasyonlar) olarak sınıflandırılabilir. Tam seramik restorasyonlar ise yapım tekniklerine göre ve içeriklerine göre sınıflandırılır.

Cam Matriks Seramikler	Feldspatik
	Sentetik
	Lösit Esaslı
	Lityum Disilikat ve Türevleri
	Fluorapatit Esaslı
	Cam İnfiltr
	Alümina
	Alümina ve magnezyum
Polikristalin Seramikler	Alümina ve zirkonyum
	Alümina
	Stabilize Zirkonya
	Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
Rezin Matriks Seramikler	Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
	Rezin nanoseramikler
	Camsı seramik içerikli rezin matriks
	Zirkonya silika içerikli rezin matriks

Tablo 2: Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

2.4. Zirkonyum

Zirkonyum, sembolü “Zr” olan ve periyodik tablonun D grubuna ait kimyasal bir geçiş elementidir. Atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22’dir. Yapısı heksagonal kristal formdadır ve çok aktif olduğu için hiçbir zaman doğada serbest metal olarak tek başına bulunmaz(Kırmalı & Özdemir, 2012).Zirkonyumun bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (Zircin, $ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksittir (ZrO_2). Zirkonyum silikatın diğer adı ‘zirkon’ ve zirkonyum oksitin diğer adları ise ‘zirkonya, zirkonyum dioksit, baddeleyit’ tir. Zirkonyum metalinin saflaştırılması sırasında hafniyum (Hf) elementi elde edilir ve zirkonyum bileşiklerinin içinde 50/1 oranında her zaman bulunur(Uludamar, 2007).

Zirkonya polikristalin seramik yapıda bir materyaldir ve cam komponenti içermez. Saf zirkonyaya stabilizasyon oksitleri (CaO , MgO , Y_2O_3 ve CeO_2 vb) eklenerek parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) üretilir(Uludamar, Aygün, & Özkan, 2012).

Zirkonyumun solüsyon veya hava ile teması sonucu yüzeyinde oluşan oksit tabakası neme ve asitlere karşı inaktif olmasını sağlar. Böylece normal koşullar altında su, hava ve alkali çözeltilerle reaksiyona girmez. Oluşan bu oksit tabakası zirkonyumu korozyona ve aşınmaya karşı dirençli kılarak titanyum ya da paslanmaz çelikten daha dayanıklı bir yapı sergilemesini sağlar(Blatz, 2002).

Zirkonyum hammadde olarak yumuşak, sünebilen, parlak, gümüşü bir metaldir. Diş hekimliğinde kullanılan ve yüksek maliyetli bir saflaştırma işlemiyle oluşan zirkonyum dioksit (ZrO_2) beyaz, yüksek oranda kaynaştırıcı, kristal toz olarak mevcuttur(B. Stawarczyk et al., 2017).

Zirkonyanın birçok benzersiz mekanik, optik, kimyasal, termal ve dielektrik özelliklerine katkıda bulunan çok çeşitli stabilize edici katyonlar ve buna bağlı kristal yapılardır. Bu özellikler, onu en teknolojik seramiklerden biri haline getirir.Kullanıldığı yerler, ekstrüzyon kalıpları ve alet uçlarından refrakterlere, aşınmaya dayanıklı kaplamalar ve filmlerden termal bariyer kaplamalarına, yakıt hücrelerinden oksijen sensörlerine ve hatta mücevherlere kadar uzanır. Zirkonya, özellikle mekanik dayanıklılık ve optik estetik bağlamında dental restorasyonlarda önde gelen bir biyoseramik olarak ortaya çıkar(Lim, Vardhaman, Reddy, & Zhang, 2022).

Biyomedikal alanda ise ilk kez 1969 yılında Driskell ve Helmer tarafından kullanılmaya başlanmıştır(Bidra, Rungruangnunt, & Dentistry, 2013).Biyolojik uyumunun iyi olması ve mekanik

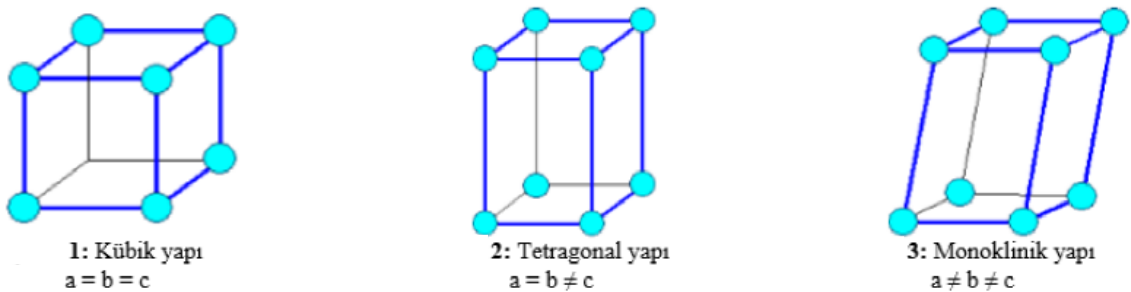
özelliklerinin artıları sebebiyle ilk olarak kalça eklemi protezlerinde kullanılmıştır. Ancak metastabilite sebebiyle zirkonyanın su varlığında yaşlanmaya eğilimli olması, 2001 yılından itibaren araştırmaların gösterdiği başarısızlıklarla zirkonyanın bu alanda kullanımını azaltmıştır(J. J. B. Chevalier, 2006).Chevalier ve ark. yaşanan başarısızlığın sebebinin, Y-TZ'nin nem varlığında ve 250°C altındaki sıcaklıkta tetragonal fazda stabilizasyonun sağlanamayıp dönüşüme uğramasının sebep olduğunu göstermiştir(Jérôme Chevalier, Gremillard, & Deville, 2007).

Y-TZP esaslı zirkonyalar dental alanda 1990'lardan itibaren kullanılmaya başlamıştır ve günümüzde endodontik post yapımında, implantlarda, abutmentlarda, sabit protezlerde kor olarak kullanımı yaygınlaşmıştır(Besimo, Spielmann, & Rohner, 2001).

2.4.1. Zirkonyumun Mikroyapısı

Zirkonya (ZrO_2) görünüşte basit bir inorganik bileşiktir: bir zirkonyum iyonu (Zr^{4+}) ile iki oksijen iyonu (O^{2-}) eşleştirilmiştir. Bununla birlikte, birkaç kristalografik formda bulunabilir. Atmosferik basınçta saf zirkonya üç polimorf sergiler: monoklinik(m), kübik(c) ve tetragonal(t)(Piconi & Maccauro, 1999).

Monoklinik faz oda sıcaklığından 1170°C' ye kadar stabildir ve düşük mekanik özellik gösterir. 1170°C ile 2370°C arasında ise tetragonal faz izlenir. Gelişmiş mekanik özellik gösteren bir seramik elde edilir. 2370°C üzerindeki sıcaklıklarda kübik fazdadır. Fırınlamadan sonra soğuma sırasında tetragonalden monoklinik faza dönüşüm meydana gelir. Bu dönüşüm sırasında meydana gelen %3-5'lik hacim artışı ile meydana gelen kompresif gerilimler dayanıklılığı arttırsa da hacimdeki artışı kontrol altında tutmak için stabilize edici metal oksitler eklenir. Bu stabilize edici oksitler seryum oksit, yttrium oksit, magnezyum oksit ve kalsiyum oksit olarak sıralanabilir(Bidra et al., 2013).



Şekil 1: Zirkonyanın kristalografik yapıları: 1: Kübik yapı, 2: Tetragonal yapı, 3: Monoklinik yapı

Dental alanda kullanılmak üzere dört farklı şekilde stabilize edilmiş zirkonyum bulunmaktadır.Bunlar, parsiyel stabilize zirkonya (PSZ), zirkonyum ile güçlendirilmiş alümina

(ZTA), alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) ve yttria ilaveli tetragonal zirkonya (3Y-TZP)(Covacci et al., 1999).Stabilize edici ajan olarak yttrium oksit (Y_2O_3) tercih edilir, bunun sebebi ise diğer metal oksitlerden daha üstün özelliklere sahip olmasıdır(Piconi & Maccauro, 1999).

2.4.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina (ZTA)

Zirkonyumun, alümina matriksiyle birleşmesi ile oluşmaktadır. Zirkonyanın faz değişim özelliğinin alümina içeren cam seramik sistemlerde kullanılmasıyla oluşturulmuştur. Bu malzemeye örnek olarak Vita firmasının piyasaya sürdüğü In-Ceram zirkonya gösterilebilir(BULTAN, ÖNGÜL, & TÜRKOĞLU, 2010; Guazzato, Albakry, Ringer, & Swain, 2004).Aynı zamanda alüminyum oksite ek olarak seryum ile stabilize edilmiş zirkonya kullanılmıştır. 1100°C’de 2 saatlik sinterleme sonrasında cam infiltre edilir ve böylece %23’lük cam fazı oluşturulmaktadır(ULU, BAYINDIR, & edilenler, 2015).

2.4.3. Magnezyum Oksit ile Güçlendirilmiş Zirkonya (Mg- PSZ)

Magnezyum oksit ilave edilen kısmi stabilize zirkonyalar, büyük gren içeriği sebebiyle yüksek porözite gösterir ve bu nedenle aşındırıcılıkları fazladır. Aynı zamanda katkısız magnezyum içerikli yarı stabilize zirkonyum elde etmekte yaşanan zorluklar, materyalin medikal alanda kullanımını düşürmüştür(Piconi & Maccauro, 1999).

2.4.4. Yttrium ile Stabilize Edilmiş Zirkonya (3Y-TZP)

Zirkonyum oksitin %2-3 mol yttria ile stabilize edilmesi sonucu dental alanda da kullanılan tetragonal zirkonyum polikristali elde edilir. Yapı içindeki Y^3 ve Zr^4 katyonları, oksijen anyonlarıyla nötralize olup zirkonyanın stabilizasyonunu sağlamaktadır(Fabris, Paxton, & Finnis, 2002). Zirkonyumun tetragonal fazda bulunmasını sağlayan faktörler yttrium oksit içeriği, taneciklerin boyutuna ve ortam sıcaklığına bağlıdır(Vagkopoulou, Koutayas, Koidis, & Strub, 2009).Kritik parçacık büyüklüğü 1µm’dir. Daha büyük boyutta partikül kullanılması yapının stabilitesini bozarak t-m spontan faz değişimini hızlandırır ve tetragonal fazın oranını düşürür(Scott, 1975).Oda sıcaklığında yoğun bir tetragonal yapı oluşturmak için partikül büyüklüğünün 0,8 µm’den küçük olması gerekmektedir(Vagkopoulou et al., 2009).Partikül boyutu çok küçük olduğunda ise (<0,2 µm) faz dönüşümü yavaşlamaktadır(Piconi & Maccauro, 1999).Aynı zamanda yttrium oksitin zirkonya içindeki miktarı da mekanik özellikleri etkiler. %2-3 lük bir artış tetragonal fazın azalmasına ve partikül boyutlarının artmasına sebep olurken, konsantrasyonun aynı miktarda düşmesi ise seramiğin sinterleme ısısında azalmayla birlikte kırılma dayanımının da düşmesine sebep olur(BULTAN et al., 2010).Bunlar dışında zirkonyumun mekanik özelliklerini etkileyen bir diğer faktör sinterleme dereceleridir. Materyal içindeki partikül boyutlarını etkilemesiyle,yapının

stabilitesi ve mekanik özelliklerini önemli ölçüde etkiler. Sinterleme derecesi ve süresi arttıkça partikül büyüklüğü de artar(Jérôme Chevalier, Deville, Münch, Jullian, & Lair, 2004; EC, 1981).Y-TZP esaslı seramiklerin eğilme dayanımları 900-1200 MPa arasında değişmektedir. Kırılma dirençleri ise alüminöz alt yapıli sitemlerin ortalama 2, lityum disilikat içeriklilerin ise ortalama 3 katı kadardır(Jerome Chevalier, Gremillard, Virkar, & Clarke, 2009; Yin, Huang, & Technology, 2004).

2.4.5. Zirkonyanın Biyouyumluluğu

Yapılan araştırmalar göstermiştir ki; zirkonyum tozu uranyum-radyum ve toryum aktinit serisinden az miktarda radyonüklid içerdigi için 1990'lı senelerin başında zirkonyumların tıbbi ve ağız içinde kullanılması konusunda endişeler vardır. Ancak saflaştırma işlemleriyle düşük radyoaktivite gösteren zirkon tozları elde edilir(Heindl & Cales, 1992; Porstendörfer, Reineking, Willert, & Biomaterials, 1996).Bu tozların gösterdiği değerler krom-kobalt ve alümina seramiklerle kıyaslanabilir seviyelerde ve belirlenmiş olan radyoaktivite değerlerinin altındadır(Standard, 1994).Bu bilgiler ışığında, Y-TZP seramiklerinin radyoaktivite değerleri, saflaştırma işlemleriyle azaltılabildiği için biyomedikal kullanımlarda uygun olduğu düşünülür. Fakat kullanılacak her zirkonya tozunun, işlem öncesinde kontrol edilip değerlerin doğrulanması tavsiye edilir(Cales & Research, 2000; Porstendörfer et al., 1996).Yapılan çalışmalar, saflaştırılmış Y-TZP tozlarının biyouyumluluğunun yüksek olduğunu tespit etmiştir ve herhangi bir lokal ya da sistemik reaksiyon bildirilmemiştir. Hücrelerde mutajenik ve karsinojenik etkilerle karşılaşılmağı ve kromozomal bir anomali görülmemiştir(Rimondini, Cerroni, Carrassi, Torriceni, & Implants, 2002).Aynı zamanda, Y-TZP seramiklere bakteri adezyonunun titanyumla kıyaslandığında daha az olduğu bulunmuştur(Beuer, Schweiger, & Edelhoff, 2008).

2.4.6. Zirkonyanın Estetik Özellikleri

Diş hekimliğinde estetiği sağlayabilmek için kullanılan malzemenin ışık geçirgenliği önemlidir. Zirkonların yüksek miktarda kristal içermesi sebebiyle ışık geçirgenliklerinin düşük olması ve opak olmaları bu noktada restorasyonun estetiğini olumsuz yönde etkilemesine sebep olur (Jiang, Liao, Wan, & Li, 2011). Fakat bu şekilde opak oluşları diskromatik dişlerde, metal post-core varlığında ya da abutment renginin maskelenmesinde faydalıdır. Aynı zamanda metal destekli seramik restorasyonlarla kıyaslandığında ise beyaz renkte oluşu ve diş etinden metal yansımaya sebep olmamasıyla avantajlı durumdadır(Christensen, 2001).Farklı zirkonya sınıflarının ışık geçirgenliği dereceleri de farklıdır. Tanecik büyüklüğüne, dağılımına, presleme yöntemine ve koşullarına, katkı maddelerine bağıli olarak ışık geçirgenliği seviyeleri değişir. Estetiğin

geliştirilebilmesi için farklı renkte zirkonyalar ve boyama ajanları üretilmiştir. Yine aynı şekilde porselen veneer ile kaplanarak daha iyi bir estetik sağlanmış olur(Herrguth, Wichmann, & Reich, 2005). Hazırlanan zirkonya alt yapıların üst yapı seramikleriyle kaplanması beraberinde chipping (kopma) sorununu getirir. Bunun önüne geçmek için monolitik zirkonya seramikler üretilmiştir(Griffin Jr, 2013).

2.5. Monolitik Zirkonyum

Mono(tek) ve lithos(taş) kelimelerinden oluşan monolitik terimi, materyalin yapısının tamamen homojen olduğunu gösterir. Bu materyaller, yapının her yerinde sabit özellikler gösterir ve iki ya da daha çok fazlıdır(Batson, Cooper, Duqum, & Mendonça, 2014).

Monolitik zirkonyumlar, kısmi olarak yttrium ile stabilize edilmesi sebebiyle bükülme dirençleri ayrıca ısıya dayanıklılıkları fazladır ve organik bir bağlayıcı olmadan birbirlerinin içlerine geçmiş atomlardan oluşmuşlardır(Berthelsen & Stille, 2000).Gösterdikleri bu yüksek kırılma direnci, interoklüzal mesafenin 0.5 mm olduğu durumlarda bile kullanılabilmesine imkan tanır ve posterior restorasyonlarda dahi tercih edilebilmelerini sağlar(Sun et al., 2014; ULU et al., 2015).Yapılan farklı çalışmalar monolitik zirkonyanın karşıt arktaki dişlerde ya da restorasyonlarda meydana getirdiği aşındırmalarla ilgili çeşitli sonuçlar bulmuştur. Restorasyonun yüzey pürüzlülüğü aşınma miktarını etkilediği için, glazür uygulanması ile bu seviye en aza indirilebilir(Bindl, Lüthy, & Mörmann, 2006).Metal seramik kronlarla, zirkonyumların karşılaştırıldığı bir çalışmanın sonuçlarına göre, bir yılın sonunda zirkonyum kronların antagonist diş minesini daha az aşındırdığı bulunmuştur. Aynı çalışmada diş minesiyile karşılaştırıldığında ise aşındırma miktarının daha fazla olduğu ortaya konulmuştur(Mundhe, Jain, Pruthi, & Shah, 2015).

Monolitik zirkonyanın son yıllarda gelişen mekanik ve estetik özellikleri ve yüksek biyouyumlulukları nedeniyle klinikte kullanım alanları artmıştır. Gözeneksiz yapıları sebebiyle optik özellikleri dişe yakın ışık geçirgenliği göstermesine ve porselen kaplamasına gerek duyulmamasına rağmen yeteri kadar iyi optik özellik göstermezler.Estetik özelliklerinin geliştirilip doğal diş rengini taklit edebilmeleri için özel boya solüsyonları kullanılır(H.-K. Kim, Kim, Lee, Han, & Yeo, 2013).Bunun dışında sinterleme sıcaklığının ve üretim aşamalarının değiştirilmesi, Al_2O_3 oranını azaltmak gibi modifikasyonlar da uygulanmaktadır(Malkondu, Tinastepe, Akan, Kazazoğlu, & equipment, 2016).Yttrium oksit içeriği ve sinterleme sıcaklığı arttıkça kübik içerik ve materyalin ışık geçirgenliği miktarı da artar. Aynı zamanda bu değişiklikler materyalin mekanik özelliklerini etkileyerek bükülme dayanımının azalmasına, düşük ısı bozunmasına sebep olur(Kolakarnprasert et al., 2019).Monolitik zirkonyalar, kısmen stabilize edildiği yttrium

yüzdesine göre 3Y-TZP, 4Y-TZP ve 5Y-TZP olmak üzere ayrılmaktadırlar. 3Y-TZP yapısındaki birinci nesil zirkonyalar %85-90 tetragonal faz içerirler ve yüksek mekanik özellikler gösterirler. Işık geçirgenliği miktarları yetersiz olduğu için daha çok kor materyali olarak kullanılırlar ve renklenmiş dişlerin maskelenmesinde avantaj sağlarlar. Fakat sinterizasyon sıcaklıkları değiştirilerek ışık geçirgenlikleri arttırılabilir(Stawarczyk et al., 2013).

İkinci nesil zirkonyalar ise 3Y-TZP zirkonyalarda moleküler seviyede değişiklik yapılarak, Al_2O_3 miktarının ve büyüklüğünün azaltılıp daha translüsent bir materyal oluşturulmuştur. Yapılan çalışmalarda aynı zamanda mekanik özelliklerinin de iyileştiği ve hidrotermal yaşlandırmaya daha dayanıklı olduğu sonucuna ulaşılmıştır(Stawarczyk et al., 2016).5Y-TZP yapısındaki üçüncü nesil zirkonyalar ise kristal yapının modifikasyonu ile üretilmişlerdir. Diğer türlerden farklı olarak yapısında aynı zamanda tetragonal ve %50'den fazla kübik faz içerip tam stabilize formdadır. Bu nesil diğerlerinden daha translüsens özellik gösterse de mekanik olarak birinci ve ikinci nesil ile kıyaslandığında daha dayanıksızdır(F. Zhang et al., 2016).Son yıllarda monolitik zirkonyaların estetik özelliklerini geliştirebilmek için çok katmanlı zirkonya sistemleri piyasaya sürülmüştür. Doğal dişlerde izlenen gingival bölgeden insizal kısma doğru gidildikçe translüsensin artıp, kroma ve opaklığın azaldığı renk geçişini taklit ederler.Bu çok katmanlı teknoloji, sadece pigmentasyon kullanarak doğal dişlerin gölge gradyanını taklit eder, oysa her katmanda aynı nesil zirkonyaya sahiptir. Güncel zirkonyalarda ise, her iki zirkonya neslinin avantajlarını birleştirmeyi amaçlayan farklı zirkonya nesilleri daha yüksek stabilite için dentin/body bölgesindeki yüksek bükülme dayanımına sahip 3Y-TZP ile daha iyi estetik için kesici veya oklüzal alanda yüksek yarı saydırlıktaki 4Y-TZP/5Y-TZP içerecek şekilde üretilmiştir.

Piyasaya sürülen Multi Layered, Super Translucent Multi Layered, Ultra Translucent Multi Layered (Kuraray Noritake, Japonya) gibi farklı dereceli monolitik zirkonyalar kendi özelliklerine göre değişik endikasyon alanları bulmuştur(Kolakarnprasert et al., 2019).

Çalışmamızda bazaldan insizale doğru 3Y-TZP'den oluşan dentin katmanı (%46), ardından geçiş katmanı (%31) ve 5Y-TZP içeren kesici katmandan (%46) oluşan ZirCAD Prime ve 4Y-TZP'den oluşan dentin katmanı (%60), ardından geçiş katmanı (%20) ve 5Y-TZP içeren kesici katmandan (%20) oluşan ZirCAD Multi kullanılmıştır.

% 23 Kesici / 5Y-TZP	% 20 Kesici / 5Y-TZP
%31 Geçiş	%20 Geçiş
%46 Dentin / 3Y-TZP	%60 Dentin / 4Y-TZP

IPS e.max ZirCAD PrimeIPS e.max MT Multi

Şekil 2: Kullanılan çok katmanlı zirkonyaların Y-TZP içeriklerinin şematik gösterimi

2.5.1. Monolitik Zirkonyaların Endikasyonları

Zirkonyum altyapılı seramiklerin kullanılabildiği durumlara ek olarak;

- Yetersiz interoklüzal mesafe varlığında,
- Uzun gövdeli ve tam ark köprü restorasyonlarda,
- Endokronlarda,
- İnley/onley restorasyonlarda,
- İmplantüstü restorasyonlarda kullanım alanı bulurlar.

2.5.2. Monolitik Zirkonyaların Avantajları

- Daha yüksek miktarda translüsensi ve bükülme dayanımı gösterirler.
- Seramik ile zirkonyum arasında meydana gelen kopma (chipping) gözlenmez.
- Karşıt dişte abrazyona sebep olmazlar.
- Dişlerde minimal preperasyon yeterli olur.
- Yüksek biyouyumluluğa sahiptir (Yu Zhang, Lee, Srikanth, & Lawn, 2013).

2.5.3. Monolitik Zirkonyaların Dezavantajları

- Maliyetleri yüksektir.
- Laboratuvar aşamaları zordur.
- Kırık tamir imkanı yoktur ve böyle bir durumda restorasyonun yenilenmesi gerekir (ULU et al., 2015).

2.5.4. Monolitik Zirkonyaların Sinterizasyonu

Güncel zirkonyumlar 1350⁰ C ile 1600⁰C sıcaklıklar arasında sinterlenmektedir. 1600⁰ C'den daha yüksek sıcaklıklardaki sinterizasyon ise yapı içindeki tanecik boyutunda daha fazla büyümeye ve mikroyapıdaki boşlukların artmasına neden olur. 1400⁰ C altındaki sıcaklıklarda ise zirkonyanın mekanik ve optik özelliklerinin yeterli seviyede olmadığı ortaya koyulmuştur(Jang, Kim, Choe, & Son, 2011; Stawarczyk et al., 2013).

Yapılan çalışmalar artmış sinterizasyon süresi ve sıcaklığının materyalin yapısındaki kübik fazı arttırdığını göstermiştir. Ayrıca tanecik boyutunda artmayla birlikte zirkonyanın içindeki stabilizatör oranının azaldığı ve mekanik özelliklerinin olumsuz etkilendiği bildirilmiştir(M. Inokoshi et al., 2014).

Aynı zamanda sinterleme sıcaklığında bekleme süresi de tanecik boyutunda artışa sebep olur ve ışık geçirgenliğini etkiler(Matsui, Yoshida, & Ikuhara, 2009).

2.6. Yapay Yaşlandırma İşlemleri

Ağız içinde kullanılan materyaller, bulundukları fizyolojik koşullar sebebiyle sürekli bir ısı ve pH değişimine maruz kalırlar. Bu etkiler materyallerde büzölmelere ve genleşmelere sebep olarak, boşlukların ve mikrosızıntıların artmasına neden olurlar(Versluis, Douglas, & Sakaguchi, 1996).

Deneylerin in-vivo şartlarda yapılmasının zor ve zaman alıcı olması sebebiyle ve çalışılan materyalin uzun dönem ağız içindeki davranışlarını önceden görebilmek, ortam koşullarının etkilerini inceleyebilmek adına; suda bekletme, termal siklüs, otoklav ile yaşlandırma ve mekanik yükleme gibi yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılır(McInnes & Dickinson, 1992; Papacchini et al., 2007).

2.6.1. Suda Bekletme

Örneklerin 37⁰ C suda 24 saat, 7 gün ya da 30 gün süreyle bekletilip, ağız içinde aynı süre bekletilmeleri taklit edilir. Su yerine yapay tükürük kullanılmasıyla ağız içindeki koşullar daha iyi yansıtılabilir(Gale & Darvell, 1999).

2.6.2. Termal Siklus

Termal siklus yöntemi materyalin, farklı sıcaklıklardaki su küvetlerine belirli periyodlarla tekrarlayan şekilde daldırılmasıyla gerçekleştirilir. Örneğin sıcak ve soğuk suya daldırılmasına devir denmektedir ve devir sayıları 500-50000 arasında değişebilir. Döngüler, ağızdaki sıcaklık değişimlerini taklit edebilmek için 5⁰ C ile 55⁰ C arasında yapılır(Heping Li, Burrow, & Tyas, 2002). Ağız içindeki sıcaklık değerlerinin gün içinde 20-50 kez arasında en düşük ve yüksek değerlere ulaştığı için 10 000 döngünün bir yıla tekabül ettiği bildirilmektedir(Gale & Darvell, 1999).

2.6.3. Otoklav ile Yaşlandırma

Y-TZP'nin yaşlanma davranışını gözlemlemek için basınç altında hızlandırılmış yaşlanma gereklidir. Bu amaç doğrultusunda basınçlı buharla çalışan otoklavlar kullanılabilir. Literatürde 1

saat otoklav ile yaşlandırmanın ağız içinde 3-4 yıla denk geldiği ve bu sebeple 5 saatlik yaşlandırmanın 15 yıldan uzun bir süreye tekabül ettiği bildirilmiştir(Deville et al., 2005).ISO 13356'ya göre zirkonyumun 5 saat süreyle 2 bar basınçta 134⁰ C sıcaklıkta otoklav ile yaşlandırılması tavsiye edilir ve bu uygulama sonrasında monoklinik faz içeriğinin %25'ten az olması beklenmektedir(Harada et al., 2016).

2.6.4. Mekanik Yükleme

Ağız içinde çiğneme kuvvetlerinin sebep olduğu etkinin, yorgunluğun in-vitro çalışmalarda yansıtılabilmesi için kullanılmaktadır. 100000 defa uygulanan yükleme döngüsü, ağız içinde 1-2 senelik fonksiyonu simüle etmektedir(ATAY, AHMET, & ÖZEL).

2.7. Dental Materyallerin Bükülme Dayanımını Ölçmede Kullanılan Testler

Bükülme dayanımı, kırılmaya karşı direnç ve plastik deformasyon olarak adlandırılır. Aynı zamanda materyalin kırıldığı anda kaydedilen en yüksek stres değeri olarak hesaplanır ve dental seramikler gibi kırılğan materyallerin başarısını belirleyen önemli bir mekanik özelliktir(Kavasoglu & Akçaboy, 2015).Yüksek bükülme dayanımına sahip materyaller, restorasyonun kırılmaya karşı daha az hassasiyete sahip olmasını sağlar(Sunnegårdh-Grönberg, Peutzfeldt, & van Dijken, 2003).

Bükülme dayanımını ölçen testler, materyalin yüzeyindeki defektlere ve materyalin yapımında meydana gelen mikro çatlaklara karşı oldukça hassastır. Oluşan bu defektler materyalin dayanımını önemli ölçüde etkiler(BAYINDIR & YILMAZ, 2007).

Seramiklerin bükülme dirençlerini ölçmede, tek eksenli ve iki eksenli eğme testleri olarak farklı yöntemler mevcuttur. Ağız içinde kullanımları sırasında çok yönlü aksiyal yüke maruz kaldıkları için iki eksenli bükülme testleri kullanılarak ölçüm yapılması literatürde tavsiye edilmiştir(Karakoca, Yılmaz, Biomaterials, & Biomaterials, 2009; Yılmaz, Nemli, Aydın, Bal, & Tıraş, 2011).

2.7.1. Tek Eksenli (Uniaksiyal) Bükülme Testleri

3 nokta ve 4 nokta yükleme testleri vardır. Bulunan değerler kolaylıkla karşılaştırılabilir fakat örnek yüzeyindeki çukur, çatlak veya defektler sonucu önemli ölçüde etkiler(ERSU, YENİGÜL, & TULUNOĞLU, 2007; Miller, Long, Miller, & Cole, 1992).

Üç nokta yükleme testinde, örnekler ISO 6872'e (Uluslararası Standartlar Organizasyonu) uygun olarak dikdörtgenler prizması şeklinde ve 2x4x25mm boyutlarında hazırlanmaktadır. Örnekler, 20mm aralıkla yerleştirilmiş çelik barların üzerinde merkezde olacak şekilde yerleştirilir. Dairesel bir çelik bar kullanılarak destek barların ortasına denk gelecek şekilde örneğin uzun aksına dik bir kuvvet uygulanır(ERSU et al., 2007; Magne & Belser, 1997).

Dört nokta yükleme testinde ise örnek, iki desteğin üzerine yerleştirilir ve her bir destekten aradaki mesafenin 1/4'ü kadar uzakta iki noktadan yük uygulanır(Della Bona, Anusavice, & Mecholsky Jr, 2003).

Üç nokta eğme testinde elde edilen sonuçlar genellikle dört nokta eğme testine göre %30-40 daha yüksek çıkar(Giordano II, Pelletier, Campbell, & Pober, 1995).

2.7.2. İki Eksenli (Biaksiyal) Bükülme Testleri

Örnekler disk şeklinde hazırlanır ve kuvvet merkezden uygulanır. Kuvvet uygulanmayan yüzün kenar noktalarından da simetrik bir karşı kuvvet oluşturulur ve maksimum stres merkezde meydana gelir. Bu şekilde, kenar kusurlarından kaynaklanan başarısızlıklar ekarte edilmiş olur(Hammad & Talic, 1996; Zeng, Odén, & Rowcliffe, 1996).

Halka üstüne halka (ring-on-ring) tekniğinde, disk şeklindeki örnek merkezi aynı olacak şekilde daha küçük çapta bir halka ile desteklenip kuvvet yine halka şeklinde bir uç kullanılarak iletilir. Bu test genellikle cam dayanıklılığını ölçmede kullanılan standart bir yöntemdir(Fett & Rizzi, 2004).

Halka üstünde top (ball-on-ring) tekniğinde, örnekler halkalarla desteklenirken kuvvet merkezden bir küre ile yüklenir. İki tabakalı disklerin, seramik kronların ve tabakalama porselenlerinin bükülme dayanımlarını ölçmede kullanılır(Isgrò, Pallav, van der Zel, & Feilzer, 2003).

Üç top üzerine piston (piston-on-3-ball) tekniğinde, örnekler çapları $3,2\pm0,5$ mm ve aralarında 120° olacak şekilde çapı 10-12 mm arasında bir çember üzerine yerleştirilmiş 3 adet çelik top ile desteklenir. Çapı 1,2-16 mm olan düz yüzeyli bir piston ile $1\pm0,5$ mm/dk hızında yükleme yapılır. Test edilecek örneğin kalınlığının $1,2\pm0,2$ mm ve çapının 12-16 mm olması gerekir(Cattell, Clarke, & Lynch, 1997).

2.8. Renk

Renk ve rengin algılanması büyük oranda ışık ile bağlantılıdır. Işığın nesneden yansımaları ve gözdeki optik sensörleri uyarmasıyla korteksteki görme merkezinde görüntü oluşur(Rosenstiel, Land, & Walter, 2022). İnsan gözü 380-750 nm arasında dalga boyutundaki ışınların meydana getirdiği renkleri algılar. Gün ışığıyla aydınlatılan bir nesne, kendi rengindeki dalga boyunun enerjisini yansıtır, diğer enerjileri emer. Böylece yansıyan enerji göz ve korteksteki görme alanında algılanır ve cismin rengi fark edilmiş olur(Rosenstiel et al., 2022).

2.8.1. Renk Sistemleri

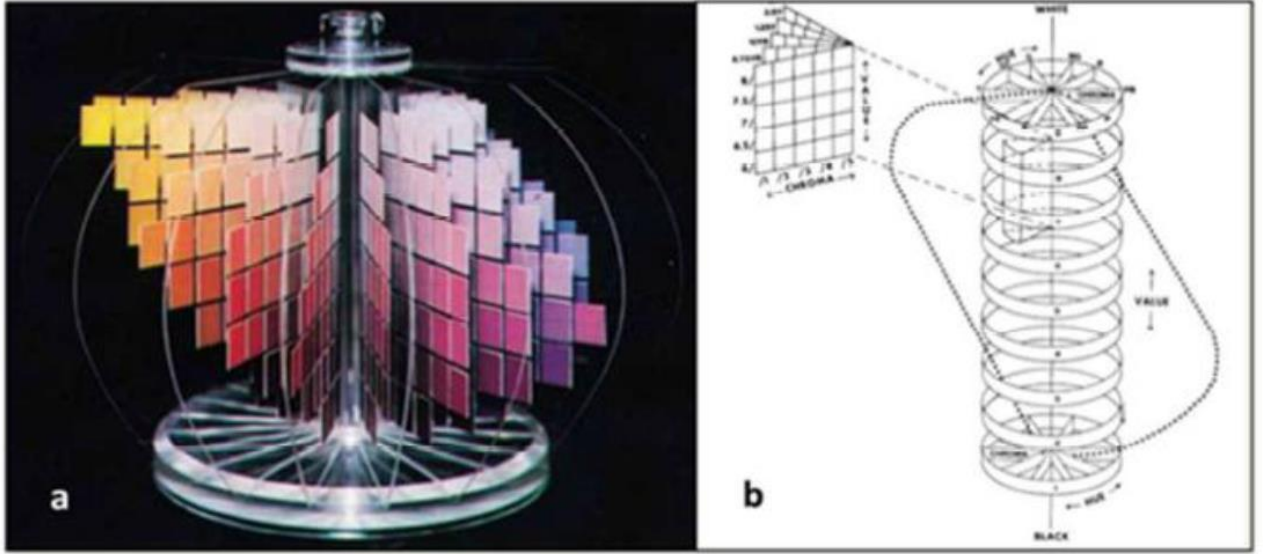
Objelerin renklerinin değerlendirilmesinde kullanılan dental alanda kabul görmüş iki temel sistem vardır(Paravina & Powers, 2004).

Munsell renk sisteminde, renk; hue(ton), chroma (yoğunluk) ve value (parlaklık) şeklinde üç değişken ile tanımlanır. Günümüzde hala kullanılmaktadır.

Hue (ton):Kırmızı, yeşil, mavi gibi farklı renklerin ayrımını sağlar.

Chroma (yoğunluk):Rengin doygunluk derecesini gösterir. Aynı zamanda berraklık ve ya güç olarak da adlandırılır.

Value (parlaklık):Saf beyaz ve saf siyah arasındaki parlaklık derecelerini gösterir. Farklı iki renk aynı parlaklık değerinde olabilir (Jahangiri, Reinhardt, Mehra, & Matheson, 2002; Paravina & Powers, 2004).Renk tonu (hue), merkezin çevresinde sıralanmış on renk ile gösterilirken, renk yoğunluğu (chroma) tekerlek dilimlerinde yer almaktadır. Renkler merkezdeki value (parlaklık) eksenine yaklaştıkça soluklaşırken en dışta en saftır. Value aynı zamanda rengin açık ve koyuluğunu gösterir. Renk ağacındaki dokuz tekerlek ile sembolize edilir(Tung, Goldstein, Jang, & Hittelman, 2002).



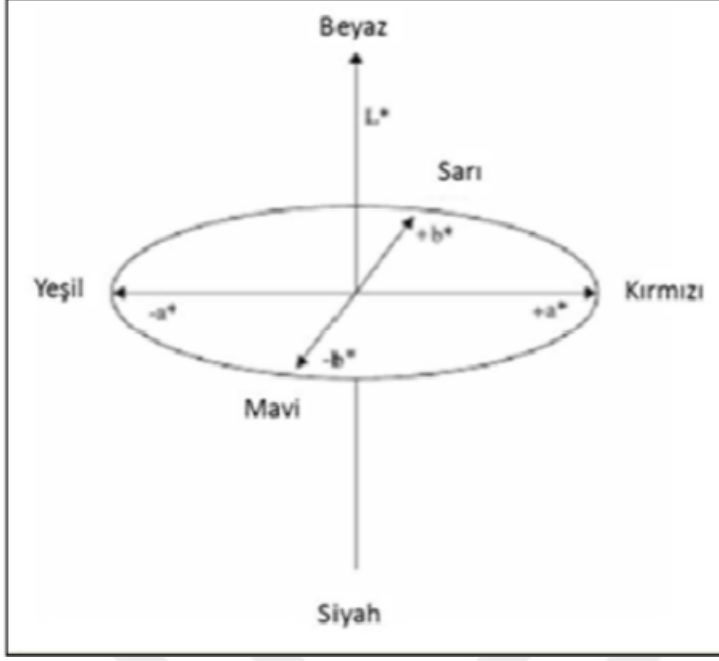
Şekil 3:a) Munsell renk ağacı b) Munsell renk sisteminin üç boyutlu sunumu

Commission International de l'Eclairage/ International Commission on Illumination (CIE)

Lab renk sistemi, rengi uzayın 3 koordinatıyla tanımlar: L,a,b

L değeri, rengin parlaklığını diğer bir deyişle siyah/beyaz karakterini gösterir. Tam siyah rengin L^* değeri 0 iken tam beyaz rengin L^* değeri ise 100'dür. a değeri rengin kırmızı/yeşil miktarını (+a: kırmızı, -a: yeşil), b değeri ise sarı/mavi miktarını (+b: sarı, -b: mavi) tanımlar. Munsell sistemindeki value değeriyle benzerlik gösteren L^* değeri cismin parlaklığını tanımlar ve a, b, değerleri chroma koordinatlarını belirler. Bir restorasyonun ya da doğal dışteki renk değişikliğinin sayısal olarak ifadesi (ΔE) ile gösterilir ve şu şekilde hesaplanır:(Chu, Paravina, Sailer, & Mielezsko, 2017; Rosenstiel et al., 2022)

$$\Delta E = [(L_1 - L_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2]^{1/2}$$



Şekil 4: CIE Lab sisteminde rengin üç boyutu

2.9. Işık ve Renk Terimleri

2.9.1. Işık Geçirgenliği (Translüsensi)

Bir nesnenin ışığı tamamen yansıtması ile (opak) ışığı tamamen geçirmesi (transparan) arasındaki bir durum olarak tanımlanır(Turgut, Bagis, Turkaslan, & Bagis, 2014).Translüsensi ile parlaklık(value) arasında ters orantı vardır çünkü yansıyan ışın miktarında azalma olur(Chu et al., 2017).Bir nesnenin translüsensi değeri, CIE $L^*a^*b^*$ sistemine dayanarak translüsensi parametresiyle (TP) ölçülür. TP değeri objenin siyah ve beyaz fon üzerinde spektrofotometre ile renk ölçümlerinin farkını ifade eder. Sıfır değeri materyalin opak olduğunu gösterir ve translüsensi arttıkça değer artar. Beyaz fon üzerinde ölçülen değerler L_w , a_w , b_w olacak şekilde ve siyah fonda ölçülen değerler L_b , a_b , b_b olacak şekilde adlandırıldığında TP formülü şu şekilde hesaplanır:(S.-H. Lee & Lee, 2008; Ryan, Tam, & McComb, 2010)

$$TP = [(L_b - L_w)^2 + (a_b - a_w)^2 + (b_b - b_w)^2]^{1/2}$$

2.9.2. Opaklık

Nesnenin ışığı geçirmeme özelliği olarak tanımlanır. Bir materyal ışığı tamamen absorbe ediyorsa siyah, yansıtıyorsa da beyaz görünür. Opak materyaller ışığın büyük kısmını yansıtırlar(Chu, Trushkowsky, & Paravina, 2010).

2.9.3. Floresanslık

Floresans, ışığın materyal tarafından emilip daha sonra tekrardan daha uzun dalga boyunda yayılmasıdır. Doğal dişte floresan etki içerdiği organik madde miktarının fazla olması sebebiyle daha çok dentinde görülür. Dentindeki floresan miktarı arttıkça, doygunluk düşer. Göze dönen ışık miktarını arttırmak, renk bozulmalarının önüne geçmek ve doygunluk miktarını azaltmak için porselenlere floresan tozları eklenir. Floresan özelliğiyle protetik restorasyonların parlaklıkları ve canlılıkları artar. Floresans tozlarının dentin porselen katmanlarına yerleştirilmesiyle translüsenslik olumsuz etkilenmeden parlaklık arttırılmış olur(Fondriest & Dentistry, 2003).

2.9.4. Kontrast, Parlaklık

Kontrast, objenin parlaklığı ve rengiyle arka plan arasındaki farktan dolayı oluşur. Yüksek kontrast objenin daha kolay fark edilmesini sağlar fakat aynı zamanda rengin parlaklaşmasına sebep olduğu için, rengin algılanmasını da zorlaştırır. Renk seçiminde aydınlatma, ortam ışığından daha az parlak olmalıdır. Orta seviyede kontrast rengin daha net görülmesini sağlar(Chu et al., 2017).

2.10. Diş Hekimliğinde Renk Analiz Yöntemler

Renk ölçüm yöntemleri diş hekimliğinde oldukça çeşitlidir. Renk skalaları kullanılarak yapılan görsel karşılaştırmalar ya da çeşitli aletlerle daha objektif sonuçlar elde edilebilen yöntemler mevcuttur(Joiner & Luo, 2017).

2.10.1. Görsel Renk Ölçümü

Renk skalaları kullanılarak yapılır ve görsel renk analizinde en çok kullanılan yöntemdir(Chu et al., 2010).Ağız ortamının kuruluğu/ıslaklığı, ortamın aydınlatma tipi, metamerizm gibi ortam koşullarından etkilenir. Bunun dışında skalaya bağlı etkenlerden ve renk ölçümünü yapacak kişinin yaşı, görme kusurları, psikolojik durumu gibi kişiye bağlı etkenler de sonuçları etkilemektedir. Fakat bunlara rağmen hızlı ve ekonomik bir yöntemdir.

2.10.2. Spektrofotometre

Diş hekimliğinde renk analiz yöntemi olarak en objektif ve doğru sonuçlar veren aletlerdendir. Nesneden yansıyan ışığı görülebilir spektrumlarda, 1-25 nm aralıklarla ölçer(Chu et al., 2010; Paravina & Powers, 2004).Ölçülen yansımaları renk koordinatlarına (CIE Lab, CIE LCh

gibi) veya Vita renk skalası değerlerine dönüştürerek verebilirler(Eroğlu, Küçükeşmen, & Uluhan, 2007).Klinik uygulamalarda kullanılmak üzere farklı tasarım ve yazılıma sahip spektrofotometreler bulunur. Kronların ağız içinde renk stabilitelerinin ölçülmesinde, minenin gelişimsel kusurlarının tespitinde, diş beyazlatma çalışmalarında kullanım alanı bulurlar(Joiner & Luo, 2017).

2.10.3. Kolorimetre

Işığın yoğunluğuna ve dalga boyuna göre ölçüm yapmaktadır(Anusavice, Shen, & Rawls, 2012).Gözdeki görme prensibine benzer şekilde, üç renk filtresiyle objedeki kırmızı, mavi ve yeşil oranlarını belirleyerek hesaplama yapmaktadır. Fotodiyot filtreler ile cisme ulaşan ışık miktarı kontrol edilirken, yansıyan ışık sensörler yardımıyla tekrar ölçülür(Kim-Pusateri, Brewer, Davis, & Wee, 2009).Kullanımı kolaydır ve diğer ölçüm aletlerinden daha ucuzdur. Bununla birlikte metamerizmi ölçemezler ve renk ölçümünün tekrarlanabilirliği filtrelerinin eskimesi sebebiyle iyi değildir(Paravina & Powers, 2004).

2.10.4. Spektroradyometre

Rengin radyometrik değerlerinin ölçümünde kullanılır. Göze benzer şekilde objeye herhangi bir temas olmadan ölçüm yaparlar. Yerleşik ışık kaynaklarına sahiptirler ve geleneksel ölçüm sistemlerinde görülen dezavantajlardan kenar kaybı etkisi gözlenmez. Maliyetleri yüksektir ve ölçüm için dikkatli aydınlatma koşullarına gereksinim duyarlar(Joiner & Luo, 2017).

2.10.5. Dijital Kameralar

Renk ölçümünde giderek yaygınlaşan bir yöntemdir. Cismin üzerindeki herhangi bir bölgenin renginin belirlenmesinden ziyade cismin tüm rengi ölçülebilir. Bu sistemde görüntü dijital fotoğraf makinesiyle oluşturulur ve bilgisayar programı kullanılarak CIE L*a*b değerleri elde edilebilir(Paravina & Powers, 2004).

2.11. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM)

Materyallerin yüzey morfolojisini değerlendirmek için kullanılan analizlerdendir. Araştırmalarda ve incelemelerde sıklıkla kullanılır. Ayrım gücü yüksektir, odak derinliği üst düzeyde ve görüntü, analizleri birleştirme özelliği vardır(Chapman, 1986).

SEM analizinde, objenin yüzeyinden yansıyan elektronlar kullanılarak görüntü oluşturulur ve incelenecek örnek işlemiden önce altın gibi ince bir metalle kaplanmalıdır. Bu analizde, örnek üzerine elektron demetleri gönderilir ve bu elektronlar çarptığı alanda yüzeydeki atomlardan sekonder atomyayılmasına sebep olur. Özel detektörlerle yakalanan sekonder atomlar elektrik

akımına dönüştürülerek büyütülür ve elektriksel sinyaller sayesinde görüntü oluşturulur(Cengiz, Mısırlıgil, & Aydın, 2004).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Araştırmamız Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje kodu: 221924003). Bu çalışma Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 221924003 no'lu proje kapsamında desteklenmiş olup, araştırmamız için gerekli olan etik kurul onayı Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan alınmıştır (11269) (Ek.1).

Çalışmanın örneklem büyüklüğü G*Power (version 3.1.9.2, Düsseldorf, Almanya) programı üzerinden etki büyüklüğü 0,5; tip I hata düzeyi 0,05; %85 güçte ve 8 grup üzerinde toplamda 96 örnek olarak hesaplanmıştır.

Bu çalışmada IPS e.max ZirCAD Prime A2 ve IPS e.max ZirCADMT Multi A2 (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) Y-TZP seramik blok kullanılmıştır (Resim 1).

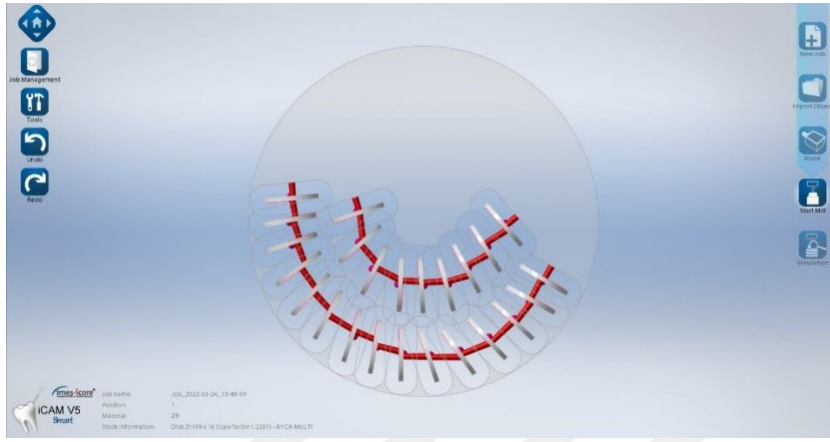
3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda iki farklı monolitik zirkonya blok (IPS e-max ZirCAD MT Multi, IPS e-max ZirCAD Prime, Ivoclar Vivadent AG Schann, Liechtenstein) kullanıldı. Zirkonya bloklardan çapı 12 mm kalınlığı 1,0 mm olan 48'er adet disk elde edildi. Elde edilen diskler standardizasyonu sağlamak amacıyla CAD/CAM sisteminin yazılım programında (Dental Wings Software, Dental Wings Inc, Montreal, Kanada) %20 oranındaki sinterizasyon büzülmesini kompanse etmek için büyütülmüş boyutlarda tasarlandı. Veriler bilgisayar destekli üretim sisteminin freze ünitesine (Yenamak D40, Yenadent Ltd. İstanbul, Türkiye) aktarıldı. Örnek çapına uygun olarak seçilen 16 mm kalınlığında, 98,5 mm çapındaki disk şeklindeki presinterize YTZ-P seramik blok freze ünitesine yerleştirilerek örnekler şekillendirildi.

Çalışmada kullanılan blokların üretici firması, lot numaraları ve içeriği tablo 2'de verilmiştir.

Materyal	Üretici Firma	Lot Numarası	İçerik
IPS e-max ZirCAD Prime	Ivoclar Vivadent AG Schann, Liechtenstein	Z028WR	Zirkonyum oksit (ZrO ₂) 88.0 – 95.5 % Yttrium oksit (Y ₂ O ₃) > 4.5 % – ≤ 7.0 % Hafniyum oksit (HfO ₂) ≤ 5.0 % Aluminyum oksit(Al ₂ O ₃) ≤ 1.0 % Diğer oksitler ≤ 1.5 %
IPS e-max ZirCAD MT Multi	Ivoclar Vivadent AG Schann, Liechtenstein	Z01XC8	Zirkonyum oksit (ZrO ₂) 86.0 – 93.5 % Yttrium oksit (Y ₂ O ₃) > 6.5 % – ≤ 8.0 % Hafniyum oksit (HfO ₂) ≤ 5.0 % Aluminyum oksit(Al ₂ O ₃) ≤ 1.0 % Diğer oksitler ≤ 1.0 %

Tablo 2: Kullanılan blokların üretici firması, lot numaraları ve içeriği



Şekil 5:Bilgisayar yazılımı kullanılarak örneklerin tasarlanması

Bağlantı yerlerinden kesilerek elde edilen örnekler sinterleme işlemi öncesinde pürüzsüz standart yüzeyler oluşturmak amacıyla sırasıyla 1000 ve 1200 grit silikon karbid (SiC) aşındırma kağıtları ile (English Abrasives&Chemicals Ltd, Stafford, ABD) ile akan su altında zımparalanarak düzeltildi. Zımparalanan örneklerin boyutları dijital kumpas(TorQ 150 x 0,01 mm Digital Caliper, Çin) ile ölçülerek kontrol edildi.



Şekil 6:Örneklerin sinterleme sonrası final boyutları

3.2. Test Gruplarının Oluşturulması

İki farklı zirkonya bloktan elde edilen örnekler, sinterizasyon sürelerine göre rastgeleiki gruba ayrıldı (n=24). Daha sonra her bir grup kendi içinde yapay yaşlandırma yapıp yapılmamasına göre iki alt gruba ayrıldı (n=12). (Tablo1)

ZirCAD Prime	Normal Sinterizasyon	Yaşlandırma +
ZirCAD Prime	Normal Sinterizasyon	Yaşlandırma -
ZirCAD Prime	Hızlı Sinterizasyon	Yaşlandırma +
ZirCAD Prime	Hızlı Sinterizasyon	Yaşlandırma -
ZirCAD Multi	Normal Sinterizasyon	Yaşlandırma +
ZirCAD Multi	Normal Sinterizasyon	Yaşlandırma -
ZirCAD Multi	Hızlı Sinterizasyon	Yaşlandırma +
ZirCAD Multi	Hızlı Sinterizasyon	Yaşlandırma -

Tablo 3. Deney grupları ve gruplara uygulanan işlemler

+ : Yapay yaşlandırma uygulanmış - : Yapay yaşlandırma uygulanmamış

3.3. Örneklerin Sinterizasyonu

Hazırlanan örnekler üretici talimatlarına göre standart program olarak 9 saat 50 dakika ve hızlandırılmış program olarak 4 saat 25 dakika olacak şekilde sinterlendi(CERECSpeedfire, Dentsply Sirona, Charlotte, ABD). Sinterizasyon prosedürü şekil 7’de sunulmuştur.

Sinterizasyon sonrası örnek boyutları %20 büzülmeyle 12mm çap ve 1,0 mm kalınlık ebatlarına ulaşmış oldu.

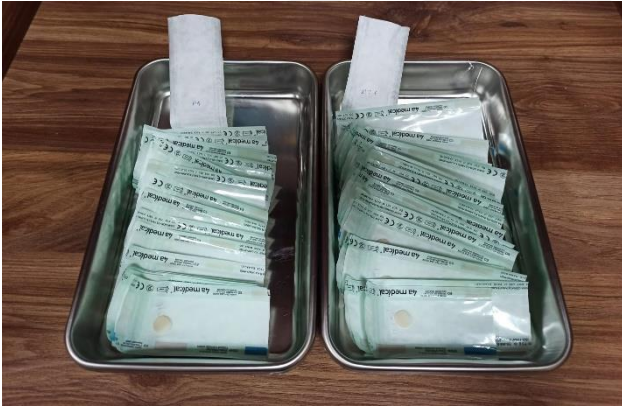
	Temperature 1 [°C]	Temperature 2 [°C]	Heating-up rate [°C/min]	Holding time [min]
Heating phase	20	900	10	–
Holding phase	900	900	–	30
Heating phase	900	1500	3.3	–
Holding phase	1500	1500	–	120
Cooling phase	1500	900	10	–
Cooling phase	900	300	8.3	–
– switch off–				

	Temperature 1 [°C]	Temperature 2 [°C]	Heating-up rate [°C/min]	Holding time [min]
Heating phase	20	1000	60	–
Holding phase	1000	1000	–	10
Heating phase	1000	1530	3	–
Holding phase	1530	1530	–	60
Cooling phase	1530	1100	50	–
Cooling phase	1100	100	60	–
– switch off–				

Şekil 7: Üretici firma tarafından belirlenen normal ve hızlı sinterleme parametreleri

3.4. Yapay Yaşlandırma İşleminin Uygulanması

Yaşlandırma işlemi uygulanacak tüm örnekler numaralandırılarak Örnekler ISO 13356 standartlarına göre 134⁰ C sıcaklık ve 2 bar basınç altında 5 saat süre ile buharlı otoklavda(Eryiğit Tıbbi Cihazlar A.Ş. , Ankara, Türkiye) yapay yaşlandırmaya maruz bırakıldı.





Şekil 8: Çalışmada kullanılan otoklav cihazı

3.5. Örneklerin ışık geçirgenliği ölçümlerinin yapılması

Yaşlandırma öncesi örnekler numaralandırılarak kontaminasyonunun önüne geçilmesi adına kapalı kutulara ayrıldı. Örneklerin L^* , a^* , b^* değerlerinin ölçümü spektrofotometre cihazı (Lovibond® Colour Measurement, RT500 Spectrophotometers; Solstice Park, Amesbury, İngiltere) ile gerçekleştirildi. Ölçümler için siyah ve beyaz renklerde nötral kartlar arka plan kullanıldı.

Örneklerin L^* , a^* , b^* değeri için her örnek merkezinden 3'er defa ölçüldü ve yapılan ölçümlerin ortalaması alınarak sonuçlar kaydedildi. Ölçümler sırasında spektrofotometrenin ucunun analiz yüzeyleri ile tam olarak kontakt oluşturması sağlandı. Her grup için TP_{00} skoru siyah (L_b , a_b , b_b) ve beyaz (L_w , a_w , b_w) arka planlarda alınan ölçümler aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı (W. M. Johnston, Ma, & Kienle, 1995);

$$TP = [(L_b - L_w)^2 + (a_b - a_w)^2 + (b_b - b_w)^2]^{1/2}$$

Yapay yaşlandırma işlemi uygulanan grupların L a b değerlerinin ölçümleri aynı prosedürle



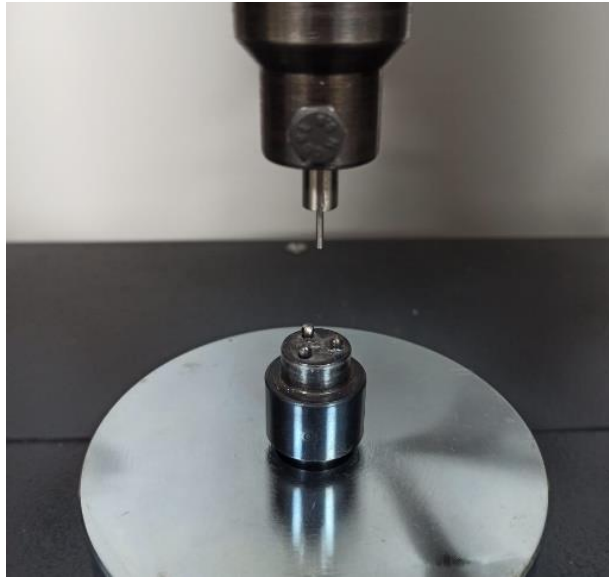
tekrarlanarak veriler kaydedildi.

Şekil 9: Spektrofotometre

3.6. İki Eksenli Eğilme Dayanımı Testi

Örnekleri desteklemek için 3 adet 3,2 mm çapında paslanmaz çelik top, 10 mm çapında bir dairenin üzerinde yerleştirildi. Toplar, dairenin merkezine göre 120 derecelik açı ile konumlandırıldı.

Disk şekilli örnekler merkezleri pistonun ucuna gelecek şekilde yerleştirildi. Örneklerin merkezi ve kırma ucunun aynı hizada olmasını sağlamak için metal bir kapak tasarlandı. Örnek yüzeylerine, universal test cihazına (BESMAK BMT-5E, Ankara, Türkiye)bağlanmış 1,6 mm çapındaki silindir şeklindeki basma ucu ISO 6872 standartlarına uygun olarak merkezden; örnekler kırılana kadar 1mm/dk hız ile yükleme yapıldı. Her örneğin kırıldığı an gözlenen yük değeri N cinsinden kaydedildi.



Şekil 10: Biaksiyal eğme testi düzeneği

Üç top üzerinde piston testi uygulanan örnekler için eğilme dayanımı değerleri aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplandı(Huang & Hsueh, 2011).

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

S: maksimum gerilim stresi (MPa)

P: kırılma anındaki yük (N)

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

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

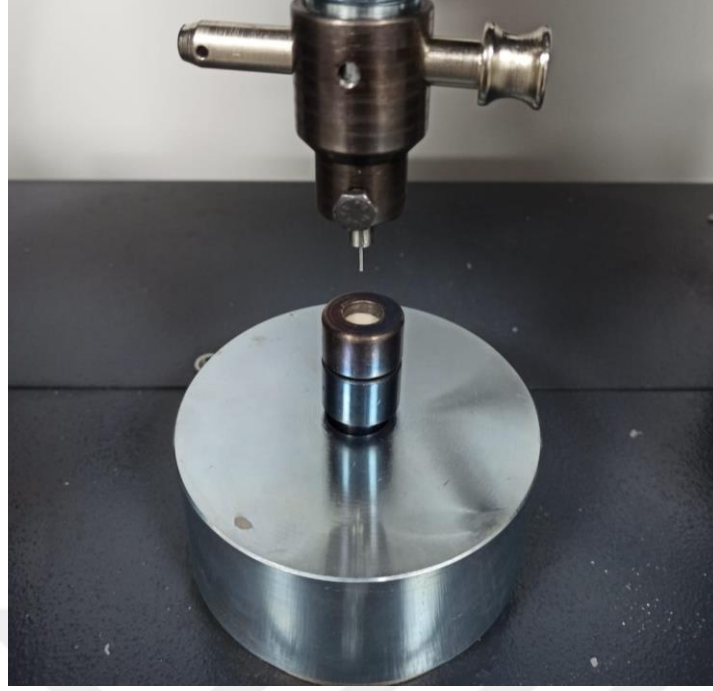
ν : Poisson oranı (0.25)

r_1 : destek toparın üzerinde konumlandığı dairenin yarıçapı (mm)

r_2 : piston ucunun yarıçapı (mm)

r_3 : örneğin yarıçapı (mm)

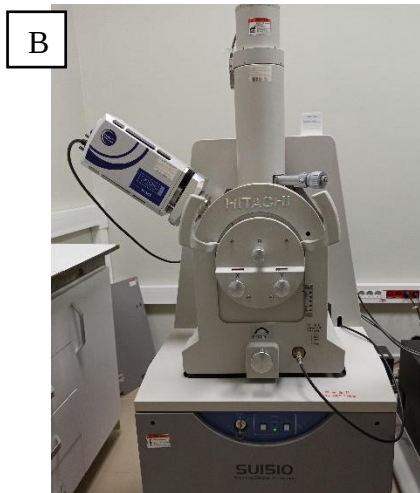
d : kırık merkezinde örneğin kalınlığı



Şekil 11:Örneğin kırma cihazına yerleştirilmesi

3.7. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Her gruptan rastgele birer örnek seçilip toplamda 8 örnek SEM analizi ile görüntülendi. Örnekler kaplama cihazı kullanılarak altın ile kaplandı. Farklı sürelerde gerçekleştirilen sinterizasyon işlemi ve otoklav ile yaşlandırma sonrası yüzeylerin SEM görüntüleri 2000x ve 5000x büyütme altında elde edildi.



Şekil 12: (A) Altın kaplama cihazı, (B) Taramalı elektron mikroskobu

3.8. İstatiksel Analiz

Çalışma kapsamında istatistiksel analizler SPSS 23.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, ABD) paket programı ile gerçekleştirilmiştir. Örneklerin normal dağılım testi Kolmogorov Smirnov testi ile yapıldı (Tablo 4). Yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası ölçümlenen örneklerin transülensi ve bükülme dayanımı değeri ölçümünde materyal ve sinterizasyon süresi etkileşiminin etkisini ortaya koymak üzere veriler iki yönlü ANOVA testi yapıldı. Yaşlandırmanın etkisini değerlendirmek için ise bağımsız örneklem t testi uygulandı. Araştırma kapsamında istatistiksel anlamlılık düzeyi $\alpha=0,05$ olarak belirlenmiştir.

	Kolmogorov-Smirnov		
	Statistic	df	t
Transülens	,053	96	,200
Bükülme Dayanımı (mpA)	,114	96	,401

Tablo 4: Normallik Testi

4. BULGULAR

Yapılan kolmogrov smirnov testi sonucunda örneklem normal dağılım gösterdiği tespit edildi. ($p<0.05$) normal dağılım gösteren örneklerle iki yönlü varyans analiz yapıldı ve gruplar arasında farklılık tespit edildi ($p<0.05$) Gruplar arasındaki farklılığın kaynağını belirlemek için bağımsız örneklem t testi yapıldı.

4.1. Transülensi Bulguları

Yaşlandırma öncesi ölçümlerden elde edilen sonuçlara göre; materyal seçeneklerinin transülensi değeri üzerindeki etkisi anlamlı bulundu ($p<0,05$). Aynı zamanda sinterizasyon süresinin ışık geçirgenliği üzerine de etkisi anlamlı bulundu ($p<0,05$). Ancak materyal ve sinterizasyon süresi etkileşiminin transülensi değeri ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Yaşlandırma sonrası ölçümlerden elde edilen sonuçlara göre; materyal seçeneklerinin transülensi değeri üzerindeki etkisi anlamlı bulundu ($p<0,05$). Aynı zamanda sinterizasyon süresinin ışık geçirgenliği üzerine de etkisi anlamlı bulundu. ($p<0,05$). Ancak materyal ve sinterizasyon süresi etkileşiminin transülensi değeri ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmamaktadır ($p>0,05$).

		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Yaşlandırma Öncesi	Materyal	3,658	1	3,658	73,891	,001
	Hız	3,167	1	3,167	63,986	,001
	Materyal * Hız	,043	1	,043	,861	,359
Yaşlandırma Sonrası	Materyal	5,427	1	5,427	53,861	,001
	Hız	4,368	1	4,368	43,352	,001
	Materyal * Hız	,039	1	,039	,382	,539

a. R²= ,759 (Adjusted R²= ,743)
b. R²= ,689 (Adjusted R²= ,668)

Tablo 5: İki yönlü ANOVA (Transülens)

Yaşlandırma öncesi transülensi ölçümlerinde ZirCAD Multi ve ZirCAD Prime grubundakinormal sinterizasyon uygulanan örneklerin transülensi değerleri hızlı sinterizasyon yapılan örneklerden önemli ölçüde yüksek bulundu ($p<0,05$). Hem hızlı sinterizasyon hem de normal sinterizasyon için zirkonya materyali türlerine göre transülensi değerleri ZirCAD Multi grubunda ZirCAD Prime grubundandaha yüksek bulundu ($p<0,05$).

Yaşlandırma sonrası transülens ölçümlerinde ZirCAD Multi ve ZirCAD Prime grubundakinormal sinterizasyon uygulanan örneklerin ışık geçirgenliği değerleri hızlı sinterizasyon yapılan örneklerden önemli ölçüde yüksek bulundu ($p<0,05$). Hem hızlı sinterizasyon hem de normal sinterizasyon için zirkonya materyali türlerine göre ışık geçirgenliği değerleri ZirCAD Multi grubunda ZirCAD Prime grubundan daha yüksek bulundu ($p<0,05$).

Normal sinterizasyon uygulanan ZirCAD Multive ZirCAD Prime örneklerin yaşlandırma öncesi ışık geçirgenliği değerleri yaşlandırma sonrasına göre daha yüksek olmakla beraber istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$).

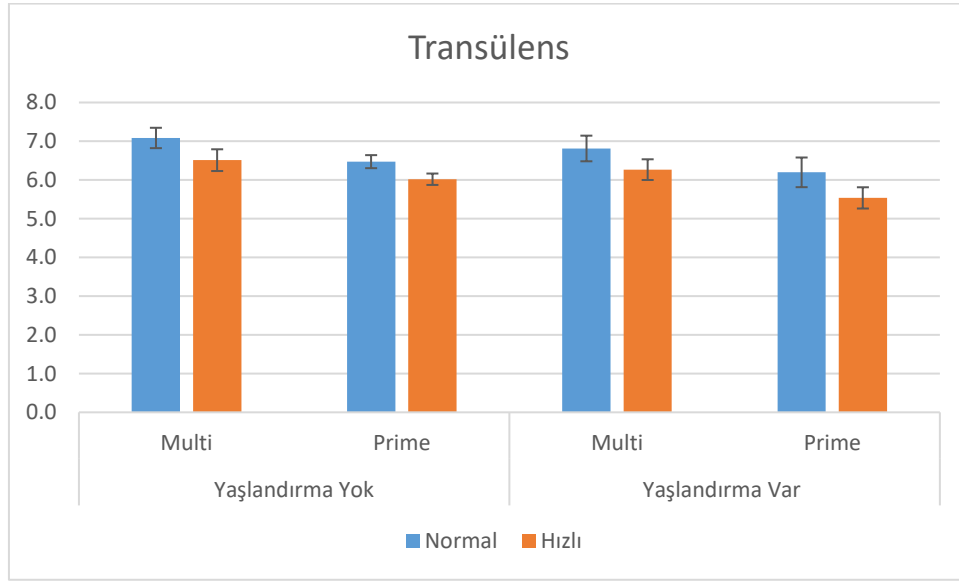
Hızlı sinterlenen ZirCAD Multi örneklerin yaşlandırma öncesi ışık geçirgenliği değerleri yaşlandırma sonrasına göre daha yüksek olmakla beraber istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$). Hızlı sinterlenen ZirCAD Prime örneklerinin ise yaşlandırma öncesi ışık geçirgenliği değerleri, yaşlandırma sonrası ölçümlerindenönemli ölçüde yüksek bulundu ($p<0,05$).

	Normal	Hızlı
--	--------	-------

Yaşlandırma Öncesi	Multi	7,08±0,26 ^{Aa}	6,51±0,28 ^{Ba}
	Prime	6,47±0,17 ^{Ab}	6,02±0,15 ^{Bb*}
Yaşlandırma Sonrası	Multi	6,81±0,33 ^{Aa}	6,27±0,27 ^{Ba}
	Prime	6,20±0,38 ^{Ab}	5,54±0,27 ^{Bb*}

Tablo 6: Transülens ölçümlerinin karşılaştırılması

Büyük harfler aynı materyalde hız düzeyleri arası karşılaştırma yapmak üzere kullanılmıştır. Aynı harfler arasında farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Küçük harfler aynı hız düzeyinde materyaller arasındaki farklılığı karşılaştırmak üzere kullanılmıştır. Aynı harfi alan değerler arasında fark bulunmamaktadır ($p>0.05$). * işareti aynı hız düzeyi ve aynı materyalin aynı hız düzeyinde yaşlandırma öncesi ve sonrası değerlerini karşılaştırmak üzere kullanılmıştır. * bulunan değerler birbirleri ile farklılık göstermektedir.



Şekil 13: Işık geçirgenliği değerlerinin grafiksel gösterimi

4.2. Bükülme Dayanımı Bulguları

Yaşlandırma sonrası ölçümlerden elde edilen sonuçlara göre; materyal seçiminin ve sinterizasyon süresinin bükülme dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulundu ($p<0,05$). Materyal seçimi ve sinterizasyon hızı etkileşiminin bükülme dayanımı değeri ölçümlerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunmadı ($p > 0,05$).

		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Yaşlandırma Yok	Materyal	134895,4	1	134895,4	13,419	0,001
	Hız	170665	1	170665	16,977	0,001
	Materyal * Hız	10554,09	1	10554,09	1,050	0,311
Yaşlandırma Var	Materyal	117109,5	1	117109,5	16,961	0,001
	Hız	69813,45	1	69813,45	10,111	0,003
	Materyal * Hız	62756,29	1	62756,29	9,089	0,004

a. $R^2 = ,417$ (Adjusted $R^2 = ,377$)

b. $R^2 = ,451$ (Adjusted $R^2 = ,414$)

Tablo 7: İki yönlü ANOVA (Bükülme Dayanımı)

Yaşlandırma öncesi bükülme dayanımı ölçümlerinde; ZirCAD Multi ve ZirCAD Prime grubundaki normal sinterlenen örneklerin bükülme dayanımı değerleri hızlı sinterizasyon yapılan örneklerden önemli ölçüde yüksek bulundu ($p < 0,05$). Hem hızlı sinterizasyon hem de normal sinterizasyon için zirkonya materyali türlerine göre bükülme dayanımı değerleri ZirCAD Prime grubunda ZirCAD Multi grubundan daha yüksek bulundu ($p < 0,05$).

Yaşlandırma sonrası bükülme dayanımı ölçümlerinde;

ZirCAD Multi grubundaki normal sinterizasyon süresi uygulanan örneklerin bükülme dayanımı değerleri hızlı sinterizasyon yapılan örneklerden önemli ölçüde yüksek bulundu ($p < 0,05$). ZirCAD Prime grubundaki örneklerinin sinterizasyon süresi düzeylerine göre ise bükülme dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p > 0,05$).

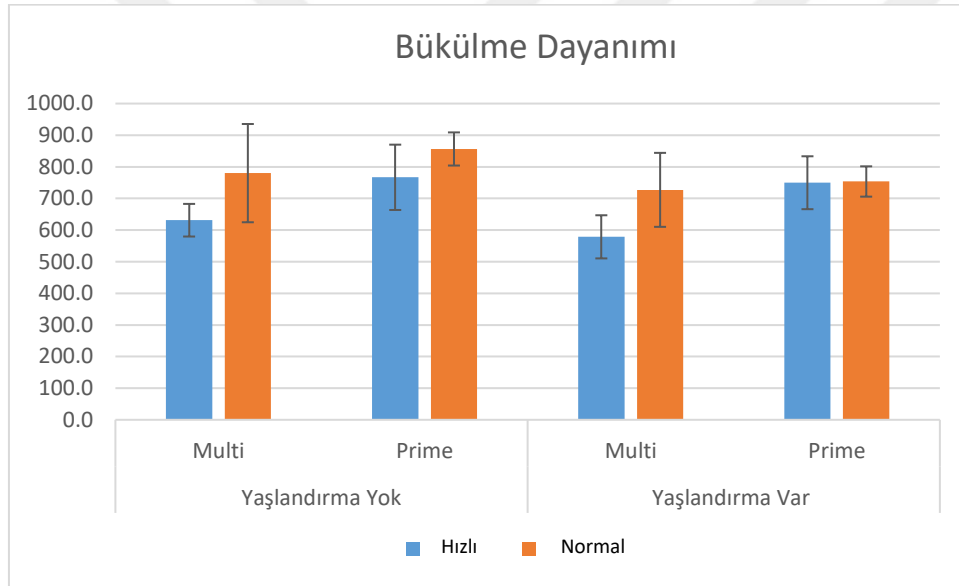
Hızlı sinterizasyonda zirkonya materyali türlerine göre bükülme dayanımı değerleri ZirCAD Prime grubunda ZirCAD Multi grubundan önemli ölçüde daha yüksek bulunurken ($p < 0,05$), normal sinterizasyon protokolünde zirkonya materyalleri arasında anlamlı bir fark bulunmadı ($p > 0,05$).

Aynı sinterizasyon süresinde aynı materyali olan örneklerin yaşlandırma olmayan ve olan örneklerin bükülme dayanımı değerleri incelendiğinde ise; ZirCAD Multi örneklerinin hem normal hem de hızlı sinterizasyon uygulanan yaşlandırma öncesi değerleri, yaşlandırma sonrası ölçümlerinden daha yüksek bulundu ($p < 0,05$). Normal sinterizasyon uygulanan ZirCAD Prime örneklerinin yaşlandırma öncesi eğilme dayanımı değerleri daha yüksek olmakla birlikte yaşlandırma sonrası değerleriyle arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p > 0,05$). Hızlı sinterizasyon uygulanan ZirCAD Prime örneklerinin yaşlandırma öncesi bükülme dayanımı değerleri, yaşlandırma sonrası değerlerinden önemli ölçüde daha yüksek bulundu ($p < 0,05$).

		Normal	Hızlı
Yaşlandırma Yok	Multi	780,08±155,36 ^{Aa*}	631,16±51,57 ^{Ba*}
	Prime	856,44±52,38 ^{Ab*}	766,84±103,29 ^{Bb}
Yaşlandırma Var	Multi	727,17±116,95 ^{Aa*}	578,58±68,21 ^{Ba*}
	Prime	753,64±47,92 ^{Aa*}	749,68±83,62 ^{Ab}

Tablo 8: Bükülme dayanımı ölçümlerinin karşılaştırılması

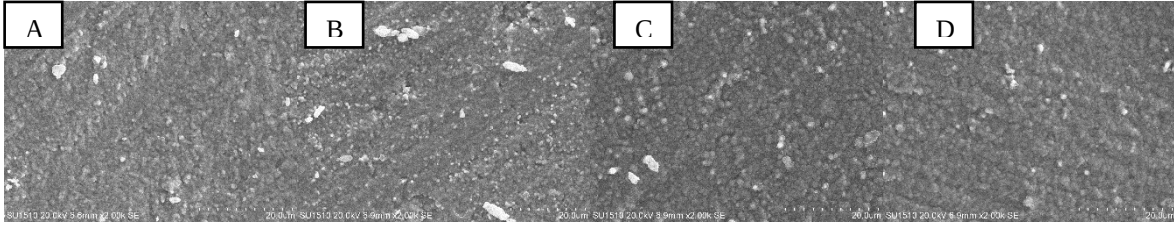
Büyük harfler aynı materyalde hız düzeyleri arası karşılaştırma yapmak üzere kullanılmıştır. Aynı harfler arasında farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Küçük harfler aynı hız düzeyinde materyaller arasındaki farklılığı karşılaştırmak üzere kullanılmıştır. Aynı harfi alan değerler arasında fark bulunmamaktadır ($p>0.05$). * işareti aynı materyal ve aynı hız düzeyinde yaşlandırma olmayan ve olan değerlerini karşılaştırmak üzere kullanılmıştır. * bulunan değerler birbirleri ile farklılık göstermektedir.



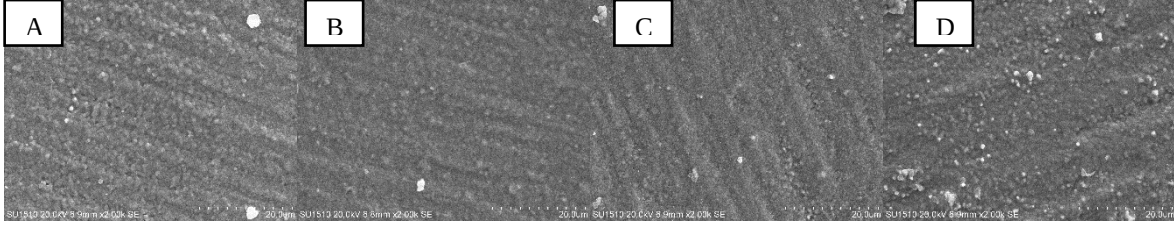
Şekil 14: Bükülme dayanımı değerlerinin grafiksel gösterimi

4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi Bulguları

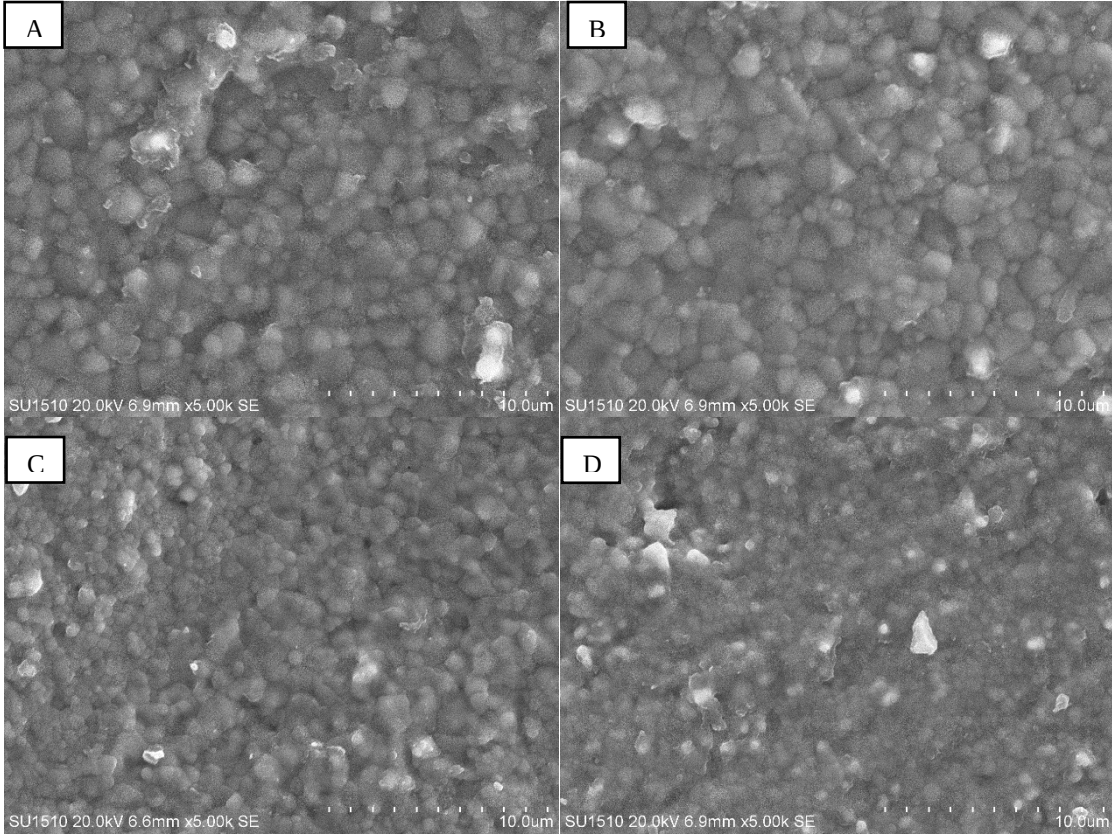
Taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi sonucunda 2000X ve 5000X büyütmede elde edilen görüntüler Şekil 15-18’de verilmiştir.



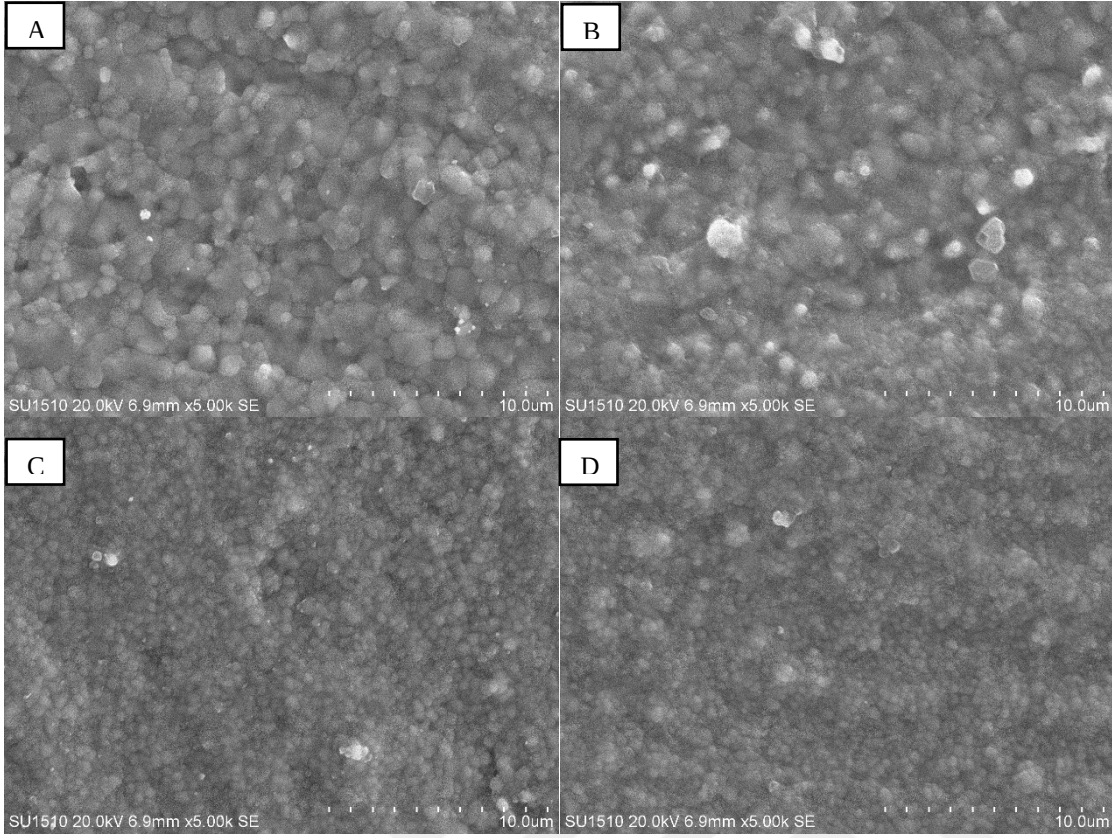
Şekil 15:Hızlı sinter Multi (-) B: Hızlı sinter Multi (+)C:Normal sinter Multi (-) D:Normal sinter Multi (+)



Şekil 16:A: Hızlı sinter Prime (-) B: Hızlı sinter Prime (+) C:Normal sinter Prime (-) D:Normal sinter Prime (+)



Şekil 17:A:Hızlı sinter Multi (-) B: Hızlı sinter Multi (+) C:Normal sinter Multi (-) D:Normal sinter Multi (+)



Şekil 18:A:Normal sinter Prime (-) B:Normal sinter Prime (+) C:Hızlı sinter Prime (-) D: Hızlı sinter Prime

SEM görüntülemelerine göre, hızlı sinterleme yapılan Prime ve Multi gruplarında, normal sinterleme yapılan gruplara göre tanecik boyutları azalmıştır. Yaşlandırma yapılan gruplarda ise taneciklerde düzensizlikler ve porözite miktarlarında artış izlenmektedir. Hem normal sinterlemede hem de hızlı sinterlemede Multi gruplarının tanecik boyutları Prime gruplarından daha büyüktür.

5. TARTIŞMA

Bu çalışma, farklı yüzdelerde yttria içeren çok katmanlı monolitik zirkonyaların, değişen sinterleme sürelerinin ve suni yaşlandırmanın, bu zirkonyaların bükülme dayanımlarına ve ışık geçirgenliklerine etkilerini incelemek için dizayn edilmiştir. Elde edilen bulgulara göre;

1. Farklı zirkonya içeriklerinin bükülme dayanımına ve ışık geçirgenliğine etki etmeyeceği sıfır hipotezi reddedilmiştir.
2. Değişen sinterleme sürelerinin translüsensiye ve bükülme dayanımına etki etmeyeceği sıfır hipotezi reddedilmiştir.
3. Suni yaşlandırma işleminin bükülme dayanımına etki etmeyeceği sıfır hipotezi hızlı sinterlenen ZirCAD Prime grubu hariç, değerlerde anlamlı farklılığa sebep olduğu için kısmi olarak

reddedilmiştir ve translüsensiye etkisi ise hızlı sinterlenmiş ZirCAD Prime hariç değerlerde anlamlı bir farklılığa yol açmadığı için kısmi olarak kabul edilmiştir.

Günümüzde yttria tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) mekanik özelliklerinin iyi olması ve üstün estetik özellikleri nedeniyle metal altyapılı seramik restorasyonlara alternatif olarak sıkça kullanılmaktadır(Pittayachawan, McDonald, Petrie, & Knowles, 2007). Kırılma dirençleri yüksektir ve CAD/CAM teknolojileri sayesinde daha kolay uygulanabilmekte ve daha uyumlu restorasyonlar elde edilebilmektedir (Kitayama et al., 2010; Manicone, Iommetti, & Raffaelli, 2007).Yüksek dayanıma sahip ve opak olan bu materyalin estetik özelliklerini geliştirebilmek adına veneer seramik ile kaplamak yaygın olarak kullanılan bir tekniktir(Alessandretti et al., 2017; Preis et al., 2013). Fakat literatürde veneer porselende izlenen kırılma, atma, altyapıdan kopma gibi temel problemlerle ilgili çokça durum raporlanmıştır(Pjetursson, Sailer, Makarov, Zwahlen, & Thoma, 2015).Bu durumların önüne geçebilmek amacıyla alternatif olarak tam kontur monolitik zirkonyalar piyasaya sürülmüştür(K. Nakamura et al., 2015).Doğal diş formundaki gradyanı ve rengi elde edebilmek adına bu zirkonyalar da geliştirilerek daha estetik çok katmanlı yüksek translüsens zirkonyalar gündeme gelmiştir ve birçok farklı çalışmayla özellikleri incelenmiştir(Flinn, Raigrodski, Mancl, Toivola, & Kuykendall, 2017; Masanao Inokoshi et al., 2016; Pereira et al., 2018). Yine de piyasaya yakın zamanda sürülmüş ZirCAD Prime ve ZirCAD Multi çok katmanlı monolitik zirkonyalarla ilgili sınırlı sayıda literatür bilgisi olması sebebiyle çalışmamızda bu materyaller tercih edilmiştir.

Zirkonya sıcaklığa bağlı olarak üç fazda bulunur. Sıcaklık arttıkça oda sıcaklığında 1170° C'ye kadar monoklinik faza, 2370° C'ye kadar tetragonal faza ve 2370°C'nin üzerinde kübik faza sahiptir. Ancak zirkonyanın nemde uzun süre düşük sıcaklıkta kalmasına izin verildiğinde veya soğutma işlemi sırasında dış uyaranlarla çatlaklar oluştuğunda zirkonyanın mekanik özellikleri bozulmaya başlar. Bu durumda, tetragonalden monoklinik faza geçiş meydana gelir ve faz geçişini bastırmak için bir stabilizatör olarak yttria eklenir (Yu & Park, 2019). Kısmen stabilize zirkonyada, tetragonal faz, transformasyon toklaşmasından dolayı bir güçlendirme etkisi sağlar. Bir çatlak ucundaki çekme gerilmeleri, daha küçük tetragonal tanelerin daha büyük monoklinik tanelere dönüşmesine neden olarak, buna bağlı %3-5 lokalize hacimsel genişleme ile birlikte, çatlak ucunda dış çekme gerilmelerine karşı koyan ve çatlak yayılmasını geciktiren basınç gerilmeleri yaratır (Michailova et al., 2020).

Önceki çalışmalar yttria içeriği arttıkça zirkonyanın eğilme dayanımının azaldığını raporlamışlardır (Carrabba et al., 2017; E. M. Muñoz, D. Longhini, S. G. Antonio, & G. L. J. J. o. D. Adabo, 2017b).

Muñoz ve ark. daha fazla yttria içeren zirkonyaların tane boyutunun daha büyük ve ışık geçirgenliğinin daha yüksek olduğunu ancak yttria içeriği arttıkça iki yönlü eğilme dayanımının azaldığını bildirmiştir (Muñoz et al., 2017b). Carrabba ve ark. , %3 mol ve %5.5 mol yttria içeren zirkonyanın üç noktalı eğilme dayanımını karşılaştırmıştır ve 5Y-TZP içeren zirkonyanın daha düşük bir eğilme dayanımı gösterdiğini bulmuşlardır (Carrabba et al., 2017). Denry ve ark. ise stabilizatör olarak %3 mol yttria (3Y-TZP) içeren zirkonyanın eğilme dayanımının 800 - 1000 MPa olduğunu bildirmiştir. Yaptıkları bu çalışmada, karşılaştırdıkları %5 mol yttria (5Y-TZP) içeren çok katmanlı monolitik zirkonyanın bükülme dayanımını ise 400-500 MPa olarak bulmuşlardır (Isabelle Denry & Kelly, 2008). Yapılan bir çalışmada geleneksel monolitik 3Y-TZP'nin yüksek oranda tetragonal fazdan oluşması sebebiyle bükülme dayanımının yüksek olduğu raporlanmıştır (Badr et al., 2022). Bu sonuçlarla benzer şekilde çalışmamızda daha yüksek oranda tetragonal faz barındıran 3Y-TZP/5Y-TZP içerikli ZirCAD Prime gruplarının bükülme dayanımı değerleri, 4Y-TZP/5Y-TZP içeren ZirCAD Multi gruplarının bükülme dayanımı değerlerinden daha yüksek bulundu. Bu, esas olarak dönüşüm sertleşme fenomeninden kaynaklanmaktadır. Dönüşüm tokluğu, çatlağın etrafındaki zirkonya kristal yapısının fazını tetragonal fazdan daha büyük monoklinik faza değiştirerek gerçekleşir, böylece çatlağı durduran ve daha fazla ilerlemeyi önleyen sıkıştırma stresleri ortaya çıkar (Schönhoff, Lümekmann, Buser, Hampe, & Stawarczyk, 2021). Benzer şekilde, %75 oranında tetragonal faz içeren 4Y-TZP'nin bükülme dayanımı, %30 tetragonal-%70 kübik faz içeren 5Y-TZP den daha yüksektir (de Araújo-Júnior et al., 2022). Çeşitli in vitro araştırmalar, saf 5Y-TZP'nin 4Y-TZP veya 3Y-TZP ile karşılaştırıldığında daha düşük mekanik özelliklerini doğrulamaktadır (Schönhoff et al., 2021).

Sinterleme parametreleri tane boyutunu etkiler, ancak değiştirilmiş sinterleme protokollerinin mekanik özellikler üzerindeki etkileri için çelişkili sonuçlar bildirilmiştir (Cardoso, Adabo, Mariscal-Muñoz, Antonio, & Arioli Filho, 2020; T. Nakamura et al., 2020; Öztürk & Can, 2019; Stawarczyk et al., 2013).

Sinterleme sırasında, yeşil gövde, sinterlenmiş gövde içinde düzensiz gözenekliliğin atomik difüzyonla kademeli olarak azalır; yalnızca küçük izole küresel kabarcık gözenekleri kalana kadar farklı sinterleme aşamalarından geçmektedir (I. Chen & Wang, 2000). Kalan %5'lik gözeneklerin ortadan kaldırılması için sinterleme sıcaklığında birkaç saat bekleme süresi gereklidir (Eichler, Rödel, Eisele, & Hoffman, 2007). Eksik sinterleme, sinterlenmiş gövdede, malzemenin mukavemetini azaltan büyük miktarda porözite ve büyük gözeneklere sebep olabilir (Darvell, 2009). Şimdiye kadar, hızlı sinterlemenin bildirilen ana dezavantajları, 3Y-TZP'nin kabuk yoğunlaştırması olarak adlandırılan homojen olmayan yoğunlaşmasıyla ilişkilidir. Bu, seramiklerin

mikro yapısı üzerinde olumsuz bir etkiye neden olur ve sonuç olarak mekanik ve optik özelliklerinde azalma görülür (D.-J. Chen & Mayo, 1996; N. C. Lawson & Maharishi, 2020). Rosentritt ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada, istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamakla birlikte azalan sinterleme süreleri için daha düşük kırılma kuvveti değerlerine doğru bir eğilim bildirmişlerdir (Rosentritt, Preis, Schmid, & Strasser, 2020). Cokic ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada da, incelenen 5Y-TZP ve 3Y-TZP zirkonya seramikleri için (Katana STMLSS ve CEREC ZrSS), hızlı sinterleme, geleneksel olarak sinterlenmiş referanslara kıyasla benzer bir yoğunluk, mikro yapı, sertlik, kırılma tokluğuyla birlikte ortalama çift eksenli eğilme mukavemeti ve hidrotermal yaşlanma direnci ortaya çıkarmıştır. Ancak, hızlı sinterleme, hem 3Y-TZP hem de 5Y-TZP zirkonya seramiklerinin mekanik güvenilirliğini düşürmüştür (Cokic et al., 2020).

Çalışmamızda kullanılan zirkonyaların sinterleme sürelerine göre bükülme dayanımını karşılaştırdığımızda, hızlı sinterleme yapılan grupların bükülme dayanımı değerlerinin daha düşük çıkmış olması bu çalışmaların sonuçlarıyla uyumludur. İncelenen SEM görüntülerindeyse hızlı sinterlenen zirkonya gruplarının tanecik büyüklüğü, normal sinterlenen gruplara kıyasla azalmıştır ve büyük miktarda porözite izlenmektedir. Firmanın önerdiği sinterleme sıcaklıklarında ulaşılan en yüksek sıcaklık benzer olmakla birlikte, sinterizasyon sıcaklığında bekleme süresi normal sinterleme prosedüründe daha uzundur. Uzun sinterleme süresi ve yüksek sinterleme sıcaklığının partikül boyutunu arttırdığını bildiren çalışmalar baz alınarak (H.-K. Kim, Kim, Lee, & Ha, 2016; Stawarczyk et al., 2013; Sulaiman et al., 2015), normal sinterlemedeki tanecik büyüklüğünün, hızlı sinterlemeye kıyasla daha fazla olması açıklanabilir. Ayrıca porözite miktarındaki artışın bükülme dayanımını azalttığı düşünülmektedir.

Zirkonya seramiklerinin tane boyutunu kontrol etmek için çeşitli yaklaşımlar önerilmiştir. Zirkonya tozunun tane sınırlarında segregasyon yoluyla tane büyümesini baskılayan katkı maddelerinin eklenmesinin (Matsui et al., 2009) yanı sıra, sinterleme sırasında ısıtma oranlarının değiştirilmesiyle de tane boyutu bastırılabilir (H. Zhang et al., 2015). Daha küçük t-ZrO₂ tanecikleri genellikle daha düşük bir dönüşüm tokluğu etkisi ile daha yüksek bir faz stabilitesine neden olduğundan, kırılma tokluğunu azaltır (S. J. J. o. t. E. c. s. Lawson, 1995). Bununla birlikte, zirkonya da dahil olmak üzere genel olarak tüm seramiklerin hızlı sinterlenmesi sorunlu olabilir, çünkü hızlı sıcaklık değişimleri, yüzey çatlağı oluşumuna ve ardından malzeme kırılmasına yol açabilecek bir termal şoka neden olabilir (Cokic et al., 2020). İçerdikleri Alüminyum miktarları farklı iki 3Y-TZP zirkonya ve 4Y-TZP zirkonyanın yaşlandırılıp, farklı sürelerde sinterlenerek bükülme dayanımlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada ise, yaşlandırılan 4Y-TZP dışında sinterleme protokolü zirkonyaların bükülme dayanımına etki etmemiştir (Jerman, Wiedenmann, Eichberger,

Reichert, & Stawarczyk, 2020). Bu sonuca benzer şekilde, renklendirme yapılarak sinterleme sürelerinin ve yaşlandırmanın bükülme dayanımına ve ışık geçirgenliğine etkisinin incelendiği çalışmalarda, bükülme dayanımının önemli ölçüde değişmemiş olmasını içerdikleri renk pigmentasyonu ve yüzey bitim işlemleriyle açıklamışlardır (Ebeid et al., 2014; Lümckemann & Stawarczyk, 2021). Sabit monolitik zirkonya restorasyonların bükülme dayanımlarının araştırıldığı birkaç çalışmada ise, yüksek hızlı sinterlemeden sonrakırılma dayanımında önemli bir farkın bulunmadığı bildirilmiştir (Kauling, Güth, Erdelt, Edelhoff, & Keul, 2020; T. Nakamura et al., 2020).

Zirkonya seramiklerinin vücut sıcaklığında yaşlandırılması konusunda geçerli olarak kabul edilmiş bir mekanizma mevcut değildir(Pandoleon et al., 2017). Birkaç deney, zirkonya seramiklerinde yaşlanma için kanıt sağlamıştır(J. Chevalier, 2006; Jérôme Chevalier, Cales, & Drouin, 1999; Deville et al., 2005). Zirkonya seramiklerin yaşlandırılması genellikle sıcaklık, geçen süre ve su buharı basıncının kontrollü değişkenler olduğu otoklavlarda veya buhar odalarında gerçekleştirilir. Malzemenin ömür boyu kullanım tahminleri, hızlandırılmış yaşlanma deneylerine dayanmaktadır. Ancak, $t \rightarrow m$ dönüşümünün aktivasyon enerjisini belirleyen kararsızlık nedeniyle, çalışmalardan elde edilen verilerin geçen süre tahmin edildiğinde 1 ila 12 yıl arasında herhangi bir noktada olabileceği bildirilmektedir (Deville et al., 2005; J.-W. Kim, Covell, Guess, Rekow, & Zhang, 2010). 134 °C'de 5 saatlik buhar sterilizasyonunun 37 °C'de 15-20 yıla eşdeğer bozulmayı karşıladığı bildirilmiştir(J. Chevalier, 2006; Jérôme Chevalier et al., 1999). Zirkonya seramiklerin yaşlandırılmasıyla gerçekleşen t - m faz dönüşümü %25'den daha az olarak tahmin edilir ve bu düzey ISO 13356:2015'ya göre kabul edilebilir seviyenin altındadır (ISO 13356:2015). Geleneksel monolitik zirkonyalarla çok katmanlı zirkonyaların kıyaslandığı bir çalışmada, yaşlanma süresi arttıkça artan $t \rightarrow m$ dönüşümü gözlenmiş, 5 saatlik yaşlanmadan sonra geleneksel monolitik zirkonya gruplarında %12,05-%24,75 oranında monoklinik faza dönüşüm gözlenmiştir. Bu nedenle, geleneksel monolitik zirkonya grubu için oral ortamda, %25 monoklinik fraksiyona ulaşmak için gereken süre 20 yıl olarak tahmin edilmiştir(Choi, Kang, & Att, 2020). Genel olarak, termal stres tetragonal fazı monoklinik faza dönüştürebilir. Bu nedenle, önceki çalışmalar, hidrotermal döngü sonucunda 3Y-TZP'nin "düşük sıcaklıkta bozulmasını" tanımlamıştır(Borchers et al., 2010), bu da faz dönüşümü nedeniyle 3Y-TZP'nin eğilme mukavemetinin önemli ölçüde azalmasına neden olmuştur (Kohorst et al., 2012). Düşük sıcaklık bozulması, yüzeyin, nemli ortama ve orta derecede sıcaklıklara maruz kaldığında; mikroyapı, bileşim ve stres durumuna bağlı olarak gerçekleşebilen yaşlanma olgusudur (Haraguchi et al., 2001). Bu yaşlanma süreci, su molekülleri ile temas halinde olan yüzeydeki tanelerin yavaş bir

şekilde tetragonalden monoklinik faza geçmesiyle meydana gelir (Jérôme Chevalier et al., 1999). Bu yüzey dönüşümü, yüzeyde yükselmelerin oluşumu ve nihayetinde mekanik özelliklerde ilerleyici bir bozulmaya neden olabilecek mikro çatlaklarla ilişkilidir (Jérôme Chevalier et al., 2007).

Ancak başka bir çalışmada, 5-55 °C'de 10.000 döngü için termal döngünün Y-TZP seramiğinin gücü üzerinde önemli bir etkisi olmadığını raporlamışlardır(Borchers et al., 2010). Winter ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada, çalışmamızda da kullanılan ZirCAD Prime'ın bükülme dayanımı ve yüzey sertliğini, ayrıca yapay yaşlandırmanın bu değerlere etkisini, çok katmanlı monolitik zirkonyalar olan Optimill ve Ceramill ile karşılaştırmışlardır. Yapay yaşlandırmanın bükülme değerleri üzerinde etkisinin olmadığını bulmuşlardır. Yaptıkları EDX analizi, ZirCAD Prime'ın Lantan içerdiğini göstermiştir. İtiryum ve Lantanumun birlikte eklenmesi, bu maddelerin tane sınırlarında nasıl davrandığının bir sonucu olarak 3Y-TZP'yi hidrotermal bozunmaya karşı daha dirençli hale getirdiğini bulmuşlardır (Winter, Schurig, Odenthal, & Schmitter, 2022). Ayrıca, Lucas ve arkadaşları, yapay yaşlanmadan sonra daha yüksek tane boyutu, daha düşük faz stabilitesine neden olarak zirkonya numunelerinde tetragonalden monoklinik dönüşüme artan bir fraksiyon bildirmiştir(Lucas, Lawson, Janowski, & Burgess, 2015).

Çalışmamızın sonuçlarına göre, normal sinterlenen iki zirkonya grubunun da bükülme dayanımları yaşlandırmadan sonra düşmüştür. Hızlı sinterlenen ZirCAD Multi grubunun bükülme dayanımı değerleri yaşlandırmayla önemli ölçüde azalmış olmasına rağmen, ZirCAD Prime grubu örneklerin bükülme dayanımları yaşlandırmadan etkilenmemiştir. Yüksek orada 3Y-TZP içeren ve yaşlanmadan etkilenmesi beklenen Prime grubunun yaşlanmaya direnç geliştirmesi, hızlı sinterlemeden sonra SEM görüntülerinde fark edilebilir şekilde küçük tanecikler içermesiyle ve lantanum içeriğiyle açıklanabilir.Çok sayıda araştırma, 3Y-TZP'nin lantanum ile birlikte katkılanmasının, lantanumun hem yüzeylere hem de tane sınırlarına ayrılması nedeniyle arayüzey enerjisindeki düşüşün bir sonucu olarak tane büyümesinin ve yoğunlaşmanın inhibisyonuna neden olduğunu göstermiştir (Dey, Chang, Gong, Liu, & Castro, 2015; Gong et al., 2017; Hui Li, Dey, & Castro, 2018).Zhang ve ark., 3Y-TZP'nin hem alüminyum hem de lantan ile birlikte katkılanmasının, her iki katkı maddesinin tane sınırlarında ayrışmasına yol açtığını ve düşük sıcaklıkta bozunmaya karşı direnci başarılı bir şekilde artırdığını göstermiştir (F. Zhang et al., 2017).

Bununla birlikte, 4Y-TZP den oluşan çok katmanlı monolitik zirkonyaların ve 5Y-TZP/3Y-TZP den oluşan çok katmanlı monolitik zirkonyaların bükülme dayanımlarının kıyaslandığı bir

çalışmada, yapay yaşlandırma işlemi ardından kırılma dayanımının en az azaldığı grup geleneksel olarak sinterlenmiş 5Y-TZP/3Y-TZP zirkonya grubu olduğu bulunmuştur. Bunun sebebinin, yüksek mukavemetli 3Y-TZP çekirdeği ve bunun 4Y-TZP'ye kıyasla artan tetragonal faz kristalleri içeriği ve dolayısıyla hidrotermal yaşlanmadan sonra artan eğilme mukavemeti ve kırılma yükü değerleri ile bağlantılı olduğu öne sürülmüştür (Michailova et al., 2020).Yapay yaşlandırma işleminin zirkonyaların bükülme dayanımına etkisinin incelendiği bir çalışmada ise, 3Y-TZP ve 5Y-TZP'den iki farklı kalınlıkta yapılan zirkonya disklerin yorulma ve ısı döngüsü, bu iki malzemenin ortalama çift eksenli kırılma yüklerini etkilememiştir(Abd Alraheam et al., 2020). Başka bir çalışmada, 3Y-TZP, 4Y-TZP ve 5Y-TZP disklerin 0,7 ve 1,2 mm kalınlıklardaki termo-mekanik yükleme öncesi ve sonrası çift eksenli kırılma yükleri karşılaştırılmıştır. Bu disklerin ortalama çift eksenli kırılma yükleri arasında termomekanik yükleme öncesi ve sonrası hiçbir fark bulunmamıştır(Abdulmajeed, Sulaiman, Abdulmajeed, Bencharit, & Nārhi, 2020). Aynı bulgu, zirkonya anatomik kronların kırılma direnci test edildiğinde de görülmüştür. Termo-mekanik yükleme, 3Y-PSZ ve çok katmanlı 5Y-TZP /4Y-TZP 'den yapılan zirkonya kronların ortalama kırılma direncini etkilememiştir(Abdulmajeed et al., 2020).

Son yıllarda ön bölgelerde dahi monolitik restorasyonlara yönelik fark edilebilir bir eğilim olduğu için, bir materyalin yarı saydamlığı, estetik restoratif materyallerin klinik seçimi için daha da önemli bir faktör haline gelmiştir. Seramik bir kuronun estetik değeri, doğal dişe uyum sağlama yeteneğine dayanır. Bu uyum için gereken temel optik faktörler renk, yüzey dokusu ve yarı saydamlıktır(Ueda et al., 2015). Zirkonyadan yansıyan ışık miktarı, içeriğindeki kristallerin miktarına, kimyasal yapısına ve gelen ışığın dalga boyu ile parçacıkların büyüklüğü arasındaki orana bağlıdır. Tanecik boyutundaki büyüme, ışığın dalga boyundan eşit veya yüksek hâle gelince ışık saçılımında artış meydana gelmektedir(Vichi et al., 2016). Y-TZP materyalini monolitik bir restorasyon olarak kullanmanın ana dezavantajı, düşük estetiğe neden olan düşük translüensidir. Y-TZP'de ışığın saçılması ve ardından ışık geçirgenliğinin azalması esas olarak tane sınırlarında, gözeneklerde ve ikincil fazlarda meydana gelir(Shahmiri, Standard, Hart, & Sorrell, 2018; B. Stawarczyk et al., 2017; Y. J. D. m. Zhang, 2014). Bununla birlikte, malzemenin optik özelliklerinin geliştirilmesi, yttria (Y₂O₃) içeriğinin değiştirilmesi ve farklı sinterleme koşullarının uygulanması yoluyla mikro yapı değiştirilerek elde edilmiştir(I Denry & Kelly, 2014).Dental zirkonyanın yarı saydamlığını geliştirmek için yaygın yöntemlerden biri, yttria içeriği miktarını arttırarak tane sınırlarında ışık saçılması olmaksızın optik olarak izotropik kübik fazın arttırılmasıyla sağlanır (F. Zhang et al., 2016; F. Zhang et al., 2015). Polikristalin zirkonya bazlı seramiklerin arttırılmış yarı saydamlığı ile ilgili ana fenomen, anizotropik kırılma indisine sahip ışık

saçılımı olan çift kırılmanın azalmasıdır. Tetragonal zirkonya fazı çift kırılımlıdır, ancak yttria içeriğini artırarak, izotropik olan ve çift kırılma yaşamayan kübik zirkonyanın çökmesi tercih edilir ve iletilen ışık fraksiyonunda bir artış yaşanır(Alves, Abreu, Klippel, Santos, & Strecker, 2021; Jerman et al., 2021).

Çalışmamızda kullanılan çok katmanlı monolitik zirkonyalar, Multi grubunda 4Y-TZP/5Y-TZP bulundurmasıyla 3Y-TZP/5Y-TZP içeren Prime grubundan daha düşük miktarda tetragonal faz ve daha yüksek miktarda kübik faz barındırmaktadır. Bu durum ZirCAD Multi gruplarının her iki sinterleme süresinde de ZirCAD Prime grubundan daha yüksek miktarda ışık geçirgenliği göstermesini açıklamaktadır.

Yapılan bir çalışmada, farklı miktarlarda yttria içeren çok katmanlı zirkonyaların karşılaştırılmış; 5Y-TZP içeren mine katmanından kesit alınmış zirkonya örneklerinin ışık geçirgenliği değerleri, 4Y-TZP içeren zirkonya örneklerin değerlerinden daha yüksek bulunmuştur ve artan kübik faz kristalleriyle açıklanmıştır (Michailova et al., 2020).

3Y-TZP'nin Alüminyum içeriklerinin değiştirilmesinin ve lantanum oksit eklenmesinin ışık geçirgenliğine ve zirkonyaların yaşlanma miktarlarına etkisinin incelendiği bir çalışmada, katkı maddesi ayrışmasının hidrotermal olarak kararlı ve yüksek yarı saydam 3Y-TZP seramikleri tasarlamak için kilit bir faktör olduğu ve katyon katkı yarıçapının kontrol edici bir parametre olarak kullanılabileceği bulunmuştur. Geleneksel Al_2O_3 katkılı 3Y-TZP'ye mol olarak %0,2 La_2O_3 eklenmesi, yüksek değerdeki mekanik özelliklerin korunurken yarı saydamlığın artmasıyla birlikte (geleneksel ağırlıkça %0,25 alümina katkılı 3Y-TZP'ye kıyasla %42 artış), üstün hidrotermal stabiliteyi (134°C'de 120 saate kadar hidrotermal yaşlanmada transformasyon görülmedi) sağlamıştır (F. Zhang et al., 2015). Aynı şekilde Heidari ve ark., lantan oksit katkısının, yüksek estetik monolitik dental zirkonya geliştirirken ana hedef olan, çok katmanlı yarı saydam zirkonyanın mekanik özelliklerini azaltmadan yarı saydamlığı iyileştirme amacını gerçekleştirebildiğini ortaya koymuştur(Heidari, Amawi, Seweryniak, Bakitian, & Vult von Steyern, 2022).

Daha kısa sinterleme süreleri, daha küçük tane boyutuna ve dolayısıyla nihai dental zirkonyanın ışık geçirgenliğinin azalmasına neden olur(M.-J. Kim, Ahn, Kim, Kim, & Kim, 2013). Ayrıca, lantan oksit ve alüminyum oksit gibi katkı maddelerinin içeriğinin değişmesinin zirkonyanın optik özelliklerini iyileştirdiği gösterilmiştir (F. Zhang et al., 2015). Malzeme açısından bakıldığında, Y-TZP'nin mekanik özellikleri, malzemenin yarı saydam özelliklerinin artırılmasıyla olumsuz etkilenir. Zirkonya ne kadar yarı saydam olursa, kırılma mukavemeti o kadar düşük olur

(E. M. Muñoz, D. Longhini, S. G. Antonio, & G. L. Adabo, 2017a; F. Zhang et al., 2016). Kolakarnprasert ve ark. yaptığı çok katmanlı monolitik zirkonyalar kullanılarak ışık geçirgenliğinin kıyaslandığı bir çalışmada, daha fazla yttria içeren zirkonyaların TP değerlerinin önemli ölçüde daha yüksek olduğu bulunmuştur. Bu sonuca kübik faz miktarının fazlalığı ve daha büyük tane boyutunun sebep olduğu ortaya koyulmuştur. Kübik fazın izotropik olması ve daha büyük tane boyutlarıyla tane sınır sayısının azalması nedeniyle ışık saçılımının azaltılabileceğini öne sürmüşlerdir (Kolakarnprasert et al., 2019).

Sinterleme prosedürü, monolitik zirkonyanın yarı saydamlığında önemli bir rol oynar. Sen ve diğerleri, sinterleme sıcaklığının artırılmasının monolitik zirkonyanın TP'sini arttırdığını bildirmiştir (Sen et al., 2018). Benzer şekilde, Jiang ve diğerleri, artan sıcaklıkla zirkonyum oksidin sinterlenmiş yoğunluklarında ve geçirgenliğinde artışlar bildirmiştir (Jiang et al., 2011).

Sanal ve ark.nın yaptığı başka bir çalışmada TP00 değerleri, A3 rengi için sinterleme sıcaklıklarına göre $1350^{\circ}\text{C} < 1450^{\circ}\text{C} < 1600^{\circ}\text{C}$ olarak sıralanmış ve gruplar arasındaki farklar anlamlı bulunmuştur. 1350°C 'de sinterlenen numuneler, sırasıyla 1450°C ve 1600°C 'de sinterlenenlere göre 1,7 ve 4 kat daha küçük tane boyutlarına sahiptir. Aynı şekilde teorik olarak, daha büyük bir tane boyutu, monolitik zirkonya malzemelerin geliştirilmiş yarı saydamlığını açıklar (Sanal, Kilinc, & Dentistry, 2020).

Stawarczyk'in farklı sinterleme sıcaklıklarının zirkonya üzerine etkilerini araştırdığı çalışmada, artan sıcaklıkla beraber zirkonyanın tanecik boyutunda bir büyüme olduğu ve sonucunda da zirkonyanın ışık geçirgenliğinin arttığını bildirmişlerdir ve hızlı sinterizasyon grubundaki örneklerin ışık geçirgenliğindeki artışın moleküllerin boyutlarının artmasından dolayı olduğu şeklinde yorumlamışlardır (Stawarczyk et al., 2013). Yapılan başka bir çalışmada hızlı sinterleme işlemi, uygulanan sıcaklık değerlerinin yüksek olmasından dolayı daha fazla ışık geçirmesine olanak sağlayarak zirkonyanın optik özellikleri üzerine olumlu etkiye sahip olduğunu bildirmektedir (M. E. Coşkun & Tuğut, 2019).

Zirkonyanın geleneksel sinterlenmesi birkaç saat gerektirir. Son çalışmalar zirkonyanın sinterleme süresini kısaltmaya ve geleneksel sinterlemeyi yüksek hızlı sinterlemeyle karşılaştırmaya odaklanmıştır. Bununla birlikte, bu tür birçok çalışma, sinterleme sürelerinin kısaltılmasıyla birlikte zirkonyanın optik niteliklerinin azaldığını bildirmiştir (Jansen et al., 2019; Juntavee, Attashu, & dentistry, 2018; Kaizer, Kolakarnprasert, Rodrigues, Chai, & Zhang, 2020). Bir çalışmada, Jansen ve arkadaşları yüksek hızlı sinterlemenin 3Y-TZP ve 4Y-TZP'nin yarı saydamlığında azalmaya neden olduğunu bildirmiştir (Jansen et al., 2019). Ayrıca, Ebeid ve diğerleri monolitik zirkonyanın

sinterizasyon sıcaklığında 2 saat ve 1 saatlik bekletme sürelerine kıyasla 4 saatlik sinterleme bekletme süresinden sonra önemli ölçüde daha yüksek yarı saydamlık sergilediğini bildirmiştir (Ebeid et al., 2014). Çağdaş uygulamada, artan yarı saydamlığa sahip doğal görünümlü restorasyonlar elde etmek için daha fazla zaman harcamak genellikle kabul edilebilir. Bu nedenle zirkonya seramiğin geleneksel ve uzun süreli sinterleme yöntemleri karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda hem ZirCAD Prime gruplarının hem de ZirCAD Multi gruplarının sinterleme süreleri azaldıkça ışık geçirgenliği değerleri düşmüştür. Bu durum sinterleme sıcaklığında bekletilen süre uzadıkça artan tanecik boyutuyla açıklanabilir ve önceki literatür bilgileriyle uyumludur.

Geleneksel zirkonya, sinterleme sıcaklığı değiştirilerek daha yarı saydam hale getirilebilir (Stawarczyk et al., 2013). Çalışmalar, yalnızca sinterleme sıcaklığındaki artışın değil, aynı zamanda bekleme süresinin, sıcaklık artışının ve soğutmanın da yarı saydamlığı etkilediğini göstermektedir (Stawarczyk et al., 2014). Sinterleme sıcaklığı ne kadar yüksekse, yarı saydamlık o kadar yüksek olur. Belirli bir sıcaklığa ulaşıldığında malzemenin tane boyutu artar ve mukavemeti azalır. Genel olarak, 1600°C'den sonraki sinterleme sıcaklıklarının eğilme dayanımında bir azalmaya yol açtığı söylenebilir (Stawarczyk et al., 2013). Mukavemet ve uzun dönem stabilizasyon ile ilgili olumsuz davranış nedeniyle, zirkonya ile yapılan tüm işler için sinterleme sıcaklıkları artık 1600 °C'nin altındadır (Bogna Stawarczyk et al., 2017).

Çalışmamızda kullanılan zirkonyaların firma önerilerindeki sinterleme prosedürlerinde ulaşılan en yüksek sıcaklık değerleri hızlı sinterizasyonda 1530°C ve normal sinterizasyonda 1500°C 'dir. Sıcaklık değerleri birbirinden çok farklı olmamakla birlikte hızlı sinterizasyonda, önerilen sinterleme süresi 4 saat 25 dakika iken; normal sinterizasyonda 9 saat 50 dakika olduğu için sıcaklığa maruziyet süresini etkilemektedir.

3Y-TZP ve 5Y-TZP'nin yaşlandırılarak ışık geçirgenliğinin kıyaslandığı bir çalışmada, değerlerin otoklav ve hidrotermal reaktör yaşlandırma yöntemlerinden önemli ölçüde etkilenmediği bulunmuştur (de Araújo-Júnior et al., 2022). Bu tür yüksek dirençli yaşlanma davranışı, 5Y-PSZ sistemlerinin önceki literatür bulgularıyla desteklemektedir (Camposilvan et al., 2018); bununla birlikte, yapılan çalışmada özellikle işleme protokolünde bir ön sinterleme adımına tabi tutulmamış ikinci nesil 3Y-TZP'ler için TP değerlerinde önemli bir artış gözlemlenmiştir. Bu durumu, 3Y-TZP yaşlanmasından sonra monoklinik içerikteki artış ve bununla ilişkili kristalin morfoloji yeniden düzenlemesi (kristal faz, boyut ve şekil) ile ışık iletimini kolaylaştırmasıyla ilişkilendirmişlerdir (de Araújo-Júnior et al., 2022).

Çalışmamızın istatistiksel bulgularına göre ise, normal sinterlenen grupların ve hızlı sinterlenen Multi grubunun ışık geçirgenliği değerleri düşmesine rağmen yapay yaşlandırmadan önemli ölçüde etkilenmezken, hızlı sinterlenen Prime grubunun ışık geçirgenliği değerleri yapay yaşlandırmadan sonra önemli miktarda azalmıştır. XRD analizi yapılmamakla birlikte, hızlı sinterlenen Prime grubunda monoklinik faz dönüşümünün daha fazla olduğu ve önceki çalışmanın aksine bu durumun monoklinik fazın anizotropik yapısından dolayı ışık geçirgenliğinde yüksek miktarda azalmaya sebep olduğu düşünülmektedir. Yarı saydamlığı etkileyen diğer faktörler, artık gözenekler ve safsızlıklardır. Gözenekler ve safsızlıklar, ışığın saçılmasına neden olan farklı kırılma indekslerinin hacimlerini oluşturur (Kolakarnprasert et al., 2019). Putra ve ark. , benzer tane boyutuna sahip olmasına rağmen, gözenekli bir malzemenin toplam geçirgenlik oranının ($Tt\%$) önemli ölçüde daha düşük olduğunu göstermiştir (Putra et al., 2017). Çalışmamızda SEM görüntülerinde de izlenebildiği şekilde grupların yaşlanmadan sonra artan porözitesinin gelen ışığın kırılarak dağılmasına sebep olmasıyla TP değerlerindeki düşüş açıklanabilir. Geliştirilmiş yarı saydamlığın 5Y-PSZ'lerin öncüllerinden biri olduğu göz önüne alındığında, 4YTZP/5Y-TZP içeren ZirCAD Multi'nin optik özelliklerinin stabilitesi, yüksek estetik talepleri olan vakalarda endikasyon aralığını genişletmek için ana avantajları olarak kabul edilebilir.

Yapılan başka çalışmada, yapay yaşlandırma sonrası monolitik zirkonyaların tanecik büyüklüğünün ve ışık geçirgenliğini arttırdığını bulmuşlardır (Kanpalta, Burduroğlu, & Kara, 2022). Çalışmamızda yapay yaşlandırma sonrası tüm gruplardaki örneklerin tanecik boyutunda belirgin bir fark izlenmemektedir. Bu sebeple yapay yaşlandırmanın ışık geçirgenliğine önemli miktarda etkisi bulunmamaktadır.

Zirkonyanın tane boyutunu artırmak daha az tane sınırlarına yol açar, böylece ışık iletimini arttırır ve daha iyi yarı saydamlık sağlar (Y. J. D. m. Zhang, 2014). Kılınç ve ark. nın yaptığı bir çalışmada, ortalama tane boyutlarının ışık geçirgenlikleriyle aynı düzeyde artmadığını bulmuşlardır ve bunu, yüzeyin neme ve orta dereceli sıcaklıklara maruz bırakılmasının neden olduğu malzemenin hidrotermal bozunması ile açıklamışlardır. Uzun süreli sinterleme numuneleri, 120 dakikalık yaşlanmadan sonra TP00'yi önemli ölçüde azaltmıştır. Uzun süreli yaşlandırılmış numunelerdeki mikro tutucu alanların TP00'lerini bozmuş olduğunu bildirmişlerdir (Kilinc & Sanal, 2021).

6. SONUÇ

Bu in vitro çalışmanın bulgularına dayanarak, aşağıdaki sonuçlara varılmıştır:

1. Hızlı sinterleme prosedürü çok katmanlı monolitik zirkonyaların bükülme dayanımları ve ışık geçirgenliklerinde dikkate değer azalmaya sebep olmasıyla, geleneksel sinterleme prosedürlerinin uygulanması önerilmektedir.
2. Bükülme dayanımlarının yüksek olması beklenen vakalarda kullanılacak restorasyonların 3Y-TZP/5Y-TZP içeren çok katmanlı monolitik zirkonyalardan (IPS e. max ZirCAD Prime) üretilmesi önerilirken, estetik beklentilerin daha yüksek olduğu durumlarda ışık geçirgenliği ve optik özellikleri daha üstün olan 4Y-TZP/5Y-TZP içeren çok katmanlı monolitik zirkonyalar (IPS e. max ZirCAD MT Multi) tercih edilmelidir.



7. KAYNAKÇA

- Abd Alraheem, I., Donovan, T., Boushell, L., Cook, R., Ritter, A. V., & Sulaiman, T. A. J. T. J. o. P. D. (2020). Fracture load of two thicknesses of different zirconia types after fatiguing and thermocycling. *123*(4), 635-640.
- Abdulmajeed, A., Sulaiman, T., Abdulmajeed, A., Bencharit, S., & Närhi, T. J. J. o. P. (2020). Fracture load of different zirconia types: A mastication simulation study. *29*(9), 787-791.
- Akın, E. J. Ü. D. F. Y. I. (1999). Diş hekimliğinde porselen. *43*(2).
- Al-Wahadni, A. J. D. n. (1999). The roots of dental porcelain: a brief historical perspective. *6*(2), 43-44.
- Alessandretti, R., Borba, M., Benetti, P., Corazza, P. H., Ribeiro, R., & Della Bona, A. J. D. M. (2017). Reliability and mode of failure of bonded monolithic and multilayer ceramics. *33*(2), 191-197.
- Alves, M. F., Abreu, L. G., Klippel, G. G., Santos, C., & Strecker, K. J. C. I. (2021). Mechanical properties and translucency of a multi-layered zirconia with color gradient for dental applications. *47*(1), 301-309.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences.
- ATAY, M. T., AHMET, B. S. O., & ÖZEL, G. S. J. A. Ü. D. H. F. D. AĞIZ ORTAMININ SİMÜLASYONU AÇISINDAN TERMAL ve LOADING SİKLUSUN ÖNEMİ. *26*(4).
- Babu, P. J., Alla, R. K., Alluri, V. R., Datla, S. R., & Konakanchi, A. J. A. J. M. E. T. (2015). Dental ceramics: Part I—An overview of composition, structure and properties. *3*(1), 13-18.
- Badr, Z., Culp, L., Duqum, I., Lim, C. H., Zhang, Y., A. Sulaiman, T. J. J. o. E., & Dentistry, R. (2022). Survivability and fracture resistance of monolithic and multi-yttria-layered zirconia crowns as a function of yttria content: A mastication simulation study.
- Batson, E. R., Cooper, L. F., Duqum, I., & Mendonça, G. J. T. J. o. p. d. (2014). Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *112*(4), 770-777.
- BAYINDIR, F., & YILMAZ, A. G. D. C. B. J. A. Ü. D. H. F. D. (2007). Comparison of diametral tensile, flexural, and compressive strengths of five core build-up materials. *2007*(1), 18-23.
- Berthelsen, C. L., & Stille, K. R. J. T. j. o. t. a. d. a. (2000). Automated personal health inventory for dentistry: a pilot study. *131*(1), 59-66.
- Besimo, C., Spielmann, H., & Rohner, H. J. I. J. o. C. D. (2001). Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *4*(4), 243-262.
- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. J. B. d. j. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *204*(9), 505-511.
- Bidra, A. S., Rungruangnunt, P. J. J. o. E., & Dentistry, R. (2013). Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. *25*(3), 159-176.
- Bindl, A., Lüthy, H., & Mörmann, W. H. J. D. M. (2006). Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *22*(1), 29-36.
- Blatz, M. B. J. Q. i. (2002). Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *33*(6).
- Bokhim, X., Morales, A., García-Ruiz, A., Xiao, T., Chen, H., & Strutt, P. J. J. o. S. S. C. (1999). Transformation of yttrium-doped hydrated zirconium into tetragonal and cubic nanocrystalline zirconia. *142*(2), 409-418.
- Bona, A. D., Pecho, O. E., & Alessandretti, R. (2015). Zirconia as a Dental Biomaterial. *Materials (Basel)*, *8*(8), 4978-4991. doi:10.3390/ma8084978
- Borchers, L., Stiesch, M., Bach, F.-W., Buhl, J.-C., Hübsch, C., Kellner, T., . . . Jendras, M. J. A. b. (2010). Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *6*(12), 4547-4552.
- BULTAN, Ö., ÖNGÜL, D., & TÜRKOĞLU, P. J. J. o. I. U. F. o. D. (2010). ZİRKONYANIN MİKROYAPILARINA VE ÜRETİM ŞEKİLLERİNE GÖRE SINIFLANDIRILMASI. *44*(3), 197-204.
- Cales, B. J. C. O., & Research, R. (2000). Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. *379*, 94-112.
- Camposilvan, E., Leone, R., Gremillard, L., Sorrentino, R., Zarone, F., Ferrari, M., & Chevalier, J. (2018). Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics

for monolithic dental crown applications. *Dental Materials*, 34(6), 879-890.

doi:<https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.03.006>

- Cardoso, K. V., Adabo, G. L., Mariscal-Muñoz, E., Antonio, S. G., & Arioli Filho, J. N. J. T. J. o. P. D. (2020). Effect of sintering temperature on microstructure, flexural strength, and optical properties of a fully stabilized monolithic zirconia. 124(5), 594-598.
- Carrabba, M., Keeling, A. J., Aziz, A., Vichi, A., Fonzar, R. F., Wood, D., & Ferrari, M. J. J. o. d. (2017). Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. 60, 70-76.
- Cattell, M., Clarke, R., & Lynch, E. J. J. o. D. (1997). The biaxial flexural strength and reliability of four dental ceramics—Part II. 25(5), 409-414.
- Cengiz, T., Mısırlıgil, A., & Aydın, M. J. A. G. K. (2004). Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji. 45-46.
- Chapman, S. K. (1986). *Working with a scanning electron microscope*: Lodgemark.
- Chen, D.-J., & Mayo, M. J. (1996). Rapid Rate Sintering of Nanocrystalline $ZrO_2-3 \text{ mol\% } Y_2O_3$. 79(4), 906-912. doi:<https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1996.tb08524.x>
- Chen, I., & Wang, X.-H. J. N. (2000). Sintering dense nanocrystalline ceramics without final-stage grain growth. 404(6774), 168-171.
- Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535-543. doi:<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.07.034>
- Chevalier, J., Cales, B., & Drouin, J. M. J. J. o. t. A. C. S. (1999). Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. 82(8), 2150-2154.
- Chevalier, J., Deville, S., Münch, E., Jullian, R., & Lair, F. J. B. (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. 25(24), 5539-5545.
- Chevalier, J., Gremillard, L., & Deville, S. J. A. R. M. R. (2007). Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. 37, 1-32.
- Chevalier, J., Gremillard, L., Virkar, A. V., & Clarke, D. R. J. J. o. t. a. c. s. (2009). The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. 92(9), 1901-1920.
- Chevalier, J. J. B. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? , 27(4), 535-543.
- Choi, Y.-S., Kang, K.-H., & Att, W. J. C. I. (2020). Effect of aging process on some properties of conventional and multilayered translucent zirconia for monolithic restorations. 46(2), 1854-1868.
- Christensen, G. J. J. T. J. o. t. A. D. A. (2001). Computerized restorative dentistry: state of the art. 132(9), 1301-1303.
- Christensen, G. J. J. T. J. o. t. A. D. A. (2009). Porcelain-fused-to-metal versus zirconia-based ceramic restorations, 2009. 140(8), 1036-1039.
- Chu, S. J., Paravina, R. D., Sailer, I., & Mieszkowski, A. J. (2017). *Color in dentistry: a clinical guide to predictable esthetics* (Vol. 129): Quintessence Publishing Hanover Park (IL).
- Chu, S. J., Trushkowsky, R. D., & Paravina, R. D. J. J. o. d. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. 38, e2-e16.
- Cokic, S. M., Vleugels, J., Van Meerbeek, B., Camargo, B., Willems, E., Li, M., & Zhang, F. J. D. M. (2020). Mechanical properties, aging stability and translucency of speed-sintered zirconia for chairside restorations. 36(7), 959-972.
- Coşkun, A., & Yaluğ, S. J. C. Ü. D. H. F. D. (2002). Metal desteksiz porselen sistemleri. 5(2), 97-102.
- Coşkun, M. E., & Tuğut, F. J. T. K. D. B. D. (2019). İki Farklı Hızlı Sinterleme Protokolünün ve İki Farklı Yüzey İşleminin Çok-Katmanlı Monolitik Zirkonyanın Işık Geçirgenliği Üzerine Etkisi. 25(3), 301-309.
- Covacci, V., Bruzzese, N., Maccauro, G., Andreassi, C., Ricci, G., Piconi, C., . . . Cittadini, A. J. B. (1999). In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. 20(4), 371-376.
- Craig, R., & Powers, J. J. L. M. (2002). Restorative dental materials, 11th edn, St. 348-370.
- Crispin, B. J. J. I. D. (1995). Contemporary Esthetic Dentistry. Practice Fundamentals. 4(1), 67-68.
- Darvell, B. W. (2009). Chapter 7 - Flexible Impression Materials. In B. W. Darvell (Ed.), *Materials Science for Dentistry (Ninth Edition)* (pp. 163-196): Woodhead Publishing.

- de Araújo-Júnior, E. N., Bergamo, E. T., Bastos, T. M., Jalkh, E. B. B., Lopes, A. C., Monteiro, K. N., . . . Tanaka, R. J. D. M. (2022). Ultra-translucent zirconia processing and aging effect on microstructural, optical, and mechanical properties.
- Della Bona, A., Anusavice, K. J., & Mecholsky Jr, J. J. J. D. M. (2003). Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *19*(8), 693-699.
- Della Bona, A., Pecho, O. E., & Alessandretti, R. J. M. (2015). Zirconia as a dental biomaterial. *8*(8), 4978-4991.
- Denry, I., & Kelly, J. J. J. o. d. r. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *93*(12), 1235-1242.
- Denry, I., & Kelly, J. R. J. D. m. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *24*(3), 299-307.
- Deville, S., Gremillard, L., Chevalier, J., Fantozzi, G. J. J. o. B. M. R. P. B. A. B. A. O. J. o. T. S. f. B., The Japanese Society for Biomaterials,, Biomaterials, T. A. S. f., & Biomaterials, t. K. S. f. (2005). A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *72*(2), 239-245.
- Dey, S., Chang, C.-H., Gong, M., Liu, F., & Castro, R. H. J. J. o. M. R. (2015). Grain growth resistant nanocrystalline zirconia by targeting zero grain boundary energies. *30*(20), 2991-3002.
- Ebeid, K., Wille, S., Hamdy, A., Salah, T., El-Etreby, A., & Kern, M. J. D. m. (2014). Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *30*(12), e419-e424.
- EC, S. J. A. i. C. T. A. C. S., Westerville. (1981). Heuer AH, Hobbs LW, editors. Zirconia-an overview. 1-24.
- Eichler, J., Rödel, J., Eisele, U., & Hoffman, M. (2007). Effect of Grain Size on Mechanical Properties of Submicrometer 3Y-TZP: Fracture Strength and Hydrothermal Degradation. *90*(9), 2830-2836. doi:<https://doi.org/10.1111/j.1551-2916.2007.01643.x>
- Elsayed, A., Meyer, G., Wille, S., & Kern, M. J. Q. I. (2019). Influence of the yttrium content on the fracture strength of monolithic zirconia crowns after artificial aging. *50*(5).
- Eroğlu, E., Küçükeşmen, H. C., & Uluhan, B. J. S. T. F. D. (2007). SD Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Kliniğine Müracaat Eden Hastaların Diş Rengi Dağılımının Saptanması. *14*(2).
- ERSU, B., YENİGÜL, M., & TULUNOĞLU, İ. J. H. D. F. D. (2007). Three point bending strength of in-ceram core material sinterized with colloidal alumina. *31*(2), 71-78.
- Fabris, S., Paxton, A. T., & Finnis, M. W. J. A. M. (2002). A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *50*(20), 5171-5178.
- Fett, T., & Rizzi, G. (2004). *3-balls-on-3-balls test for ceramic disks: A finite element study*: Forschungszentrum Karlsruhe.
- Flinn, B. D., Raigrodski, A. J., Mancl, L. A., Toivola, R., & Kuykendall, T. J. T. j. o. p. d. (2017). Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *117*(2), 303-309.
- Fondriest, J. J. I. J. o. P., & Dentistry, R. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *23*(5), 467-480.
- Gale, M., & Darvell, B. J. J. o. d. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *27*(2), 89-99.
- Giordano II, R. A., Pelletier, L., Campbell, S., & Pober, R. J. T. J. o. p. d. (1995). Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *73*(5), 411-418.
- Gong, M., Dey, S., Wu, L., Chang, C., Li, H., Castro, R., . . . Technology. (2017). Effects of concurrent grain boundary and surface segregation on the final stage of sintering: the case of Lanthanum doped yttria-stabilized zirconia. *33*(3), 251-260.
- Griffin Jr, J. D. J. D. t. (2013). Tooth in a bag: same-day monolithic zirconia crown. *32*(1), 124-131.
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. J. D. m. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *20*(5), 449-456.
- Hammad, I. A., & Talic, Y. F. J. T. j. o. p. d. (1996). Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *75*(6), 602-608.
- Harada, K., Shinya, A., Gomi, H., Hatano, Y., Shinya, A., & Raigrodski, A. J. J. T. J. o. p. d. (2016). Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *115*(2), 215-223.
- Haraguchi, K., Sugano, N., Nishii, T., Miki, H., Oka, K., Yoshikawa, H. J. T. J. o. B., & volume, J. S. B. (2001). Phase transformation of a zirconia ceramic head after total hip arthroplasty. *83*(7), 996-1000.

- Heidari, N., Amawi, R., Seweryniak, P., Bakitian, F., & Vult von Steyern, P. (2022). Fracture Resistance and Fracture Behaviour of Monolithic Multi-Layered Translucent Zirconia Fixed Dental Prostheses with Different Placing Strategies of Connector: An in vitro Study. *Clin Cosmet Investig Dent*, 14, 61-69. doi:10.2147/ccide.S344941
- Heindl, R., & Cales, B. (1992). *Radioactivity of zirconia ceramics used for femoral heads*. Paper presented at the Trans. 4th World Biomaterials Congress. Berlin, Germany.
- Herrguth, M., Wichmann, M., & Reich, S. J. J. o. o. r. (2005). The aesthetics of all-ceramic veneered and monolithic CAD/CAM crowns. 32(10), 747-752.
- Huang, C., & Hsueh, C. J. D. m. (2011). Piston-on-three-ball versus piston-on-ring in evaluating the biaxial strength of dental ceramics. 27(6), e117-e123.
- Inokoshi, M., Pongprueksa, P., De Munck, J., Zhang, F., Vanmeensel, K., Minakuchi, S., . . . Van Meerbeek, B. J. J. A. D. (2016). Influence of light irradiation through zirconia on the degree of conversion of composite cements. 18(2), 161-171.
- Inokoshi, M., Zhang, F., De Munck, J., Minakuchi, S., Naert, I., Vleugels, J., . . . Vanmeensel, K. (2014). Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. *Dent Mater*, 30(6), 669-678. doi:10.1016/j.dental.2014.03.005
- Isgrò, G., Pallav, P., van der Zel, J. M., & Feilzer, A. J. J. T. J. o. p. d. (2003). The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. 90(5), 465-473.
- Jahangiri, L., Reinhardt, S. B., Mehra, R. V., & Matheson, P. B. J. T. J. o. p. d. (2002). Relationship between tooth shade value and skin color: an observational study. 87(2), 149-152.
- Jang, G., Kim, H., Choe, H., & Son, M. J. P. E. (2011). Fracture strength and mechanism of dental ceramic crown with zirconia thickness. 10, 1556-1560.
- Jansen, J. U., Lümekemann, N., Letz, I., Pfefferle, R., Sener, B., & Stawarczyk, B. J. T. J. o. p. d. (2019). Impact of high-speed sintering on translucency, phase content, grain sizes, and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials. 122(4), 396-403.
- Jerman, E., Lümekemann, N., Eichberger, M., Zoller, C., Nothelfer, S., Kienle, A., & Stawarczyk, B. J. D. M. (2021). Evaluation of translucency, Marten's hardness, biaxial flexural strength and fracture toughness of 3Y-TZP, 4Y-TZP and 5Y-TZP materials. 37(2), 212-222.
- Jerman, E., Wiedenmann, F., Eichberger, M., Reichert, A., & Stawarczyk, B. J. D. M. (2020). Effect of high-speed sintering on the flexural strength of hydrothermal and thermo-mechanically aged zirconia materials. 36(9), 1144-1150.
- Jiang, L., Liao, Y., Wan, Q., & Li, W. J. J. o. M. S. M. i. M. (2011). Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. 22(11), 2429-2435.
- Johnston, J. F., Dykema, R. W., & Phillips, R. W. (1971). *Modern practice in crown and bridge prosthodontics*: WB Saunders.
- Johnston, W. M., Ma, T., & Kienle, B. H. J. I. J. o. P. (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. 8(1).
- Joiner, A., & Luo, W. J. J. o. d. (2017). Tooth colour and whiteness: A review. 67, S3-S10.
- Jones, D. W. J. D. C. o. N. A. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. 29(4), 621-644.
- Juntavee, N., Attashu, S. J. J. o. c., & dentistry, e. (2018). Effect of different sintering process on flexural strength of translucency monolithic zirconia. 10(8), e821.
- Kaimal, A., Ramdev, P., Shruthi, C. J. J. o. c., & JCDR, d. r. (2017). Evaluation of effect of zirconia surface treatment, using plasma of argon and silane, on the shear bond strength of two composite resin cements. 11(8), ZC39.
- Kaizer, M. R., Kolakarnprasert, N., Rodrigues, C., Chai, H., & Zhang, Y. J. D. M. (2020). Probing the interfacial strength of novel multi-layer zirconias. 36(1), 60-67.
- Kanpalta, B., Burduroğlu, D., & Kara, Ö. J. T. J. o. P. D. (2022). Effect of artificial aging on the translucency of monolithic zirconia materials sintered at different temperatures.

- Karakoca, S., Yılmaz, H. J. J. o. B. M. R. P. B. A. B. A. O. J. o. T. S. f. B., The Japanese Society for Biomaterials,, Biomaterials, T. A. S. f., & Biomaterials, t. K. S. f. (2009). Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *91*(2), 930-937.
- Kauling, A. E., Güth, J.-F., Erdelt, K., Edelhoff, D., & Keul, C. J. T. J. o. P. D. (2020). Influence of speed sintering on the fit and fracture strength of 3-unit monolithic zirconia fixed partial dentures. *124*(3), 380-386.
- Kavasoğlu, M., & Akçaboy, C. J. A. O. T. (2015). Üst yapı porseleni uygulamasının yarı ve tam sinterize zirkonya alt yapıların bükülme dayanıklılıklarına etkisi. *32*(1), 12-18.
- Kilinc, H., & Sanal, F. A. J. T. J. o. P. D. (2021). Effect of sintering and aging processes on the mechanical and optical properties of translucent zirconia. *126*(1), 129. e121-129. e127.
- Kim-Pusateri, S., Brewer, J. D., Davis, E. L., & Wee, A. G. J. T. J. o. p. d. (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *101*(3), 193-199.
- Kim, H.-K., Kim, S.-H., Lee, J.-B., & Ha, S.-R. J. T. J. o. p. d. (2016). Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *115*(6), 773-779.
- Kim, H.-K., Kim, S.-H., Lee, J.-B., Han, J.-S., & Yeo, I.-S. J. T. j. o. a. p. (2013). Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *5*(3), 296-304.
- Kim, J.-W., Covell, N. S., Guess, P. C., Rekow, E. D., & Zhang, Y. (2010). Concerns of Hydrothermal Degradation in CAD/CAM Zirconia. *89*(1), 91-95. doi:10.1177/0022034509354193
- Kim, M.-J., Ahn, J.-S., Kim, J.-H., Kim, H.-Y., & Kim, W.-C. J. T. j. o. a. p. (2013). Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *5*(2), 161-166.
- Kırmalı, Ö., & Özdemir, A. K. (2012). Zirkonya esaslı seramikler.
- Kitayama, S., Nikaido, T., Takahashi, R., Zhu, L., Ikeda, M., Foxton, R. M., . . . Tagami, J. J. D. m. (2010). Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *26*(5), 426-432.
- Kohorst, P., Borchers, L., Stempel, J., Stiesch, M., Hassel, T., Bach, F.-W., & Hübsch, C. J. A. b. (2012). Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *8*(3), 1213-1220.
- Kolakarprasert, N., Kaizer, M. R., Kim, D. K., & Zhang, Y. J. D. M. (2019). New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *35*(5), 797-806.
- Lawson, N. C., & Maharishi, A. (2020). Strength and translucency of zirconia after high-speed sintering. *32*(2), 219-225. doi:<https://doi.org/10.1111/jerd.12524>
- Lawson, S. J. J. o. t. E. c. s. (1995). Environmental degradation of zirconia ceramics. *15*(6), 485-502.
- Lee, S.-H., & Lee, Y. K. J. A. j. o. d. (2008). Effect of thermocycling on optical parameters of resin composites by the brand and shade. *21*(6), 361.
- Lee, S.-Y., Kim, H., McIntyre, P. C., Saraswat, K. C., & Byun, J.-S. J. A. p. I. (2003). Atomic layer deposition of ZrO₂ on W for metal-insulator-metal capacitor application. *82*(17), 2874-2876.
- Li, H., Burrow, M. F., & Tyas, M. J. J. D. M. (2002). The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *18*(3), 189-196.
- Li, H., Dey, S., & Castro, R. H. J. A. M. (2018). Kinetics and thermodynamics of densification and grain growth: Insights from lanthanum doped zirconia. *150*, 394-402.
- Lim, C. H., Vardhaman, S., Reddy, N., & Zhang, Y. J. C. I. (2022). Composition, processing, and properties of biphasic zirconia bioceramics: Relationship to competing strength and optical properties. *48*(12), 17095-17103.
- Lucas, T. J., Lawson, N. C., Janowski, G. M., & Burgess, J. O. J. D. m. (2015). Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. *31*(12), 1487-1492.
- Lümkemann, N., & Stawarczyk, B. J. T. J. o. P. D. (2021). Impact of hydrothermal aging on the light transmittance and flexural strength of colored yttria-stabilized zirconia materials of different formulations. *125*(3), 518-526.
- Magne, P., & Belser, U. J. I. J. o. P. (1997). Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *10*(5).
- Malkondu, Ö., Tinastepe, N., Akan, E., Kazazoğlu, E. J. B., & equipment, b. (2016). An overview of monolithic zirconia in dentistry. *30*(4), 644-652.

- Manicone, P. F., Iommetti, P. R., & Raffaelli, L. J. J. o. d. (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *35*(11), 819-826.
- Matsui, K., Yoshida, H., & Ikuhara, Y. (2009). Isothermal Sintering Effects on Phase Separation and Grain Growth in Ytria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal. *92*(2), 467-475.
doi:<https://doi.org/10.1111/j.1551-2916.2008.02861.x>
- McInnes, P., & Dickinson, G. J. D. m. (1992). The effect of thermocycling in microleakage analysis. *8*(3), 181-184.
- Michailova, M., Elsayed, A., Fabel, G., Edelhoff, D., Zylla, I.-M., & Stawarczyk, B. J. J. o. t. m. b. o. b. m. (2020). Comparison between novel strength-gradient and color-gradient multilayered zirconia using conventional and high-speed sintering. *111*, 103977.
- Miller, A., Long, J., Miller, B., & Cole, J. J. T. J. o. p. d. (1992). Comparison of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns. *68*(1), 38-41.
- Mota, Y. A., Cotes, C., Carvalho, R. F., Machado, J. P., Leite, F. P., Souza, R. O., & Özcan, M. J. J. o. B. M. R. P. B. A. B. (2017). Monoclinic phase transformation and mechanical durability of zirconia ceramic after fatigue and autoclave aging. *105*(7), 1972-1977.
- Mundhe, K., Jain, V., Pruthi, G., & Shah, N. J. T. J. o. p. d. (2015). Clinical study to evaluate the wear of natural enamel antagonist to zirconia and metal ceramic crowns. *114*(3), 358-363.
- Muñoz, E. M., Longhini, D., Antonio, S. G., & Adabo, G. L. (2017a). The effects of mechanical and hydrothermal aging on microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and a posterior monolithic zirconia. *Journal of Dentistry*, *63*, 94-102.
doi:<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.05.021>
- Muñoz, E. M., Longhini, D., Antonio, S. G., & Adabo, G. L. J. J. o. D. (2017b). The effects of mechanical and hydrothermal aging on microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and a posterior monolithic zirconia. *63*, 94-102.
- Nakamura, K., Harada, A., Inagaki, R., Kanno, T., Niwano, Y., Milleding, P., & Örtengren, U. J. A. O. S. (2015). Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *73*(8), 602-608.
- Nakamura, T., Nakano, Y., Usami, H., Okamura, S., Wakabayashi, K., & Yatani, H. J. J. o. p. r. (2020). In vitro investigation of fracture load and aging resistance of high-speed sintered monolithic tooth-borne zirconia crowns. *64*(2), 182-187.
- Naylor, W. P., Kessler, J. C., & King, A. H. (1992). *Introduction to metal ceramic technology*: Quintessence Publishing (IL).
- Nikaido, T., Kunzelmann, K.-H., Chen, H., Ogata, M., Harada, N., Yamaguchi, S., . . . Tagami, J. J. D. m. (2002). Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *18*(3), 269-275.
- Öztürk, C., & Can, G. J. J. o. D. R., Dental Clinics, Dental Prospects. (2019). Effect of sintering parameters on the mechanical properties of monolithic zirconia. *13*(4), 247.
- Pandoleon, P., Kontonasaki, E., Kantiranis, N., Pliatsikas, N., Patsalas, P., Papadopoulou, L., . . . Koidis, P. (2017). Aging of 3Y-TZP dental zirconia and yttrium depletion. *Dental Materials*, *33*(11), e385-e392.
doi:<https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.07.011>
- Papacchini, F., Toledano, M., Monticelli, F., Osorio, R., Radovic, I., Polimeni, A., . . . Ferrari, M. J. E. j. o. o. s. (2007). Hydrolytic stability of composite repair bond. *115*(5), 417-424.
- Paravina, R., & Powers, J. J. L. G. S. (2004). Esthetic color training in dentistry Mosby St.
- Pereira, G. K., Guilardi, L. F., Dapieve, K. S., Kleverlaan, C. J., Rippe, M. P., & Valandro, L. F. J. J. o. t. m. b. o. b. m. (2018). Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *85*, 57-65.
- Piconi, C., & Maccauro, G. J. B. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *20*(1), 1-25.
- Pittayachawan, P., McDonald, A., Petrie, A., & Knowles, J. C. J. D. M. (2007). The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *23*(8), 1018-1029.
- Pjetursson, B. E., Sailer, I., Makarov, N. A., Zwahlen, M., & Thoma, D. S. J. D. m. (2015). All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *31*(6), 624-639.

- Porstendörfer, J., Reineking, A., Willert, H. G. J. J. o. B. M. R. A. O. J. o. T. S. f. B., & Biomaterials, T. J. S. f. (1996). Radiation risk estimation based on activity measurements of zirconium oxide implants. *32*(4), 663-667.
- Preis, V., Letsch, C., Handel, G., Behr, M., Schneider-Feyrer, S., & Rosentritt, M. J. D. M. (2013). Influence of substructure design, veneer application technique, and firing regime on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *29*(7), e113-e121.
- Putra, A., Chung, K.-H., Flinn, B. D., Kuykendall, T., Zheng, C., Harada, K., & Raigrodski, A. J. (2017). Effect of hydrothermal treatment on light transmission of translucent zirconias. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *118*(3), 422-429. doi:<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.10.024>
- Rajeev, K. J. J. o. P. F. A. (2011). All ceramic system to mask gingival discolouration-a case report. *25*(1), 70-72.
- Rimondini, L., Cerroni, L., Carrassi, A., Torriceni, P. J. I. J. o. O., & Implants, M. (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *17*(6).
- Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Walter, R. (2022). *Contemporary fixed prosthodontics*: Elsevier Health Sciences.
- Rosentritt, M., Preis, V., Schmid, A., & Strasser, T. J. T. J. o. P. D. (2020). Multilayer zirconia: Influence of positioning within blank and sintering conditions on the in vitro performance of 3-unit fixed partial dentures.
- Ryan, E.-A., Tam, L. E., & McComb, D. J. J. (2010). Comparative translucency of esthetic composite resin restorative materials. *76*, a84-a84.
- Sanal, F. A., Kilinc, H. J. J. o. E., & Dentistry, R. (2020). Effect of shade and sintering temperature on the translucency parameter of a novel multi-layered monolithic zirconia in different thicknesses. *32*(6), 607-614.
- Schönhoff, L. M., Lümke, N., Buser, R., Hampe, R., & Stawarczyk, B. J. J. o. t. m. b. o. b. m. (2021). Fatigue resistance of monolithic strength-gradient zirconia materials. *119*, 104504.
- Scott, H. J. J. o. m. s. (1975). Phase relationships in the zirconia-yttria system. *10*(9), 1527-1535.
- Sen, N., Sermet, I. B., & Cinar, S. J. T. J. o. P. D. (2018). Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *119*(2), 308. e301-308. e307.
- Shahmiri, R., Standard, O. C., Hart, J. N., & Sorrell, C. C. J. T. J. o. p. d. (2018). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *119*(1), 36-46.
- Standard, O. C. (1994). *Application of transformation-toughened zirconia ceramics as bioceramics*: University of New South Wales.
- Stawarczyk, B., Emslander, A., Roos, M., Sener, B., Noack, F., & Keul, C. J. D. m. j. (2014). Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *33*(5), 591-598.
- Stawarczyk, B., Frevert, K., Ender, A., Roos, M., Sener, B., & Wimmer, T. J. J. o. t. m. b. o. b. m. (2016). Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *59*, 128-138.
- Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., & Lümke, N. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int*, *48*(5), 369-380. doi:10.3290/j.qi.a38057
- Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., & Lümke, N. J. Q. i. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *48*(5).
- Stawarczyk, B., Özcan, M., Hallmann, L., Ender, A., Mehl, A., & Hämmeler, C. H. J. C. o. i. (2013). The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *17*(1), 269-274.
- Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Donovan, T. E., Ritter, A. V., Vallittu, P. K., Närhi, T. O., & Lassila, L. V. J. D. M. (2015). Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *31*(10), 1180-1187.
- Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Shahramian, K., & Lassila, L. J. T. J. o. p. d. (2017). Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *118*(2), 216-220.
- Sun, T., Zhou, S., Lai, R., Liu, R., Ma, S., Zhou, Z., & Longquan, S. J. J. o. t. m. b. o. b. m. (2014). Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *35*, 93-101.

- Sunnegårdh-Grönberg, K., Peutzfeldt, A., & van Dijken, J. W. J. A. O. S. (2003). Flexural strength and modulus of a novel ceramic restorative cement intended for posterior restorations as determined by a three-point bending test. *61*(2), 87-92.
- Tung, F. F., Goldstein, G. R., Jang, S., & Hittelman, E. J. T. J. o. p. d. (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *88*(6), 585-590.
- Turgut, S., Bagis, B., Turkaslan, S. S., & Bagis, Y. H. J. J. o. p. (2014). Effect of ultraviolet aging on translucency of resin-cemented ceramic veneers: an in vitro study. *23*(1), 39-44.
- Ubassy, G. (1993). *Shape and color: the key to successful ceramic restorations*: Quintessence Publishing (IL).
- Ueda, K., Gueth, J.-F., Erdelt, K., Stimmelmayer, M., Kappert, H., & Beuer, F. J. D. m. j. (2015). Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. 2014-2238.
- ULU, H., BAYINDIR, F. J. A. Ü. D. H. F. D., & edilenler, Y. k. (2015). MONOLİTİK ZİRKONYUM RESTORASYONLAR.
- Uludamar, A. (2007). *Zirkonyum oksit seramik restorasyonlarda farklı yüzey hazırlıklarının kompozit yapıştırma simanının bağlanmasına etkilerinin incelenmesi*. Doktora Tezi, SÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Türkiye,
- Uludamar, A., Aygün, Ş., & Özkan, Y. J. A. Ü. D. H. F. D. (2012). Zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlar. *5*, 132-141.
- Vagkopoulou, T., Koutayas, S. O., Koidis, P., & Strub, J. R. J. E. j. o. e. d. (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *4*(2).
- Versluis, A., Douglas, W. H., & Sakaguchi, R. L. J. D. m. (1996). Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. *12*(5-6), 290-294.
- Vichi, A., Sedda, M., Fabian Fonzar, R., Carrabba, M., Ferrari, M. J. J. o. E., & Dentistry, R. (2016). Comparison of contrast ratio, translucency parameter, and flexural strength of traditional and “augmented translucency” zirconia for CEREC CAD/CAM system. *28*, S32-S39.
- Wille, S., Zumstrull, P., Kaidas, V., Jessen, L. K., & Kern, M. J. J. o. t. m. b. o. b. m. (2018). Low temperature degradation of single layers of multilayered zirconia in comparison to conventional unshaded zirconia: Phase transformation and flexural strength. *77*, 171-175.
- Williams, H. A. (1980). The science and art of dental ceramics: The nature of dental ceramics and their clinical use.(Vol. 1). John W. McLean, OBED SC., MDS (University of London) LDSRCS (England). Chicago, 1979, Quintessence Publishing Co., Inc., illustrated in color. Price \$42.00. In: Mosby.
- Winter, A., Schurig, A., Odenthal, A.-L., & Schmitter, M. J. D. M. (2022). Impact of different layers within a blank on mechanical properties of multi-layered zirconia ceramics before and after thermal aging. *38*(5), e147-e154.
- YAVUZYILMAZ, H., Turhan, B., Bavbek, B., & Kurt, E. J. G. Ü. D. H. F. D. (2005). Tam porselen sistemleri II. *22*(1), 49-60.
- Yilmaz, H., Nemli, S. K., Aydin, C., Bal, B. T., & Tıraş, T. J. D. M. (2011). Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *27*(8), 786-795.
- Yin, L., Huang, H. J. M. S., & Technology. (2004). Ceramic response to high speed grinding. *8*(1), 21-37.
- Yu, N.-K., & Park, M.-G. J. T. J. o. A. P. (2019). Effect of different coloring liquids on the flexural strength of multilayered zirconia. *11*(4), 209-214.
- Zeng, K., Odén, A., & Rowcliffe, D. J. I. J. o. P. (1996). Flexure tests on dental ceramics. *9*(5).
- Zhang, F., Chevalier, J., Olagnon, C., Batuk, M., Hadermann, J., Van Meerbeek, B., & Vleugels, J. J. J. o. d. r. (2017). Grain-boundary engineering for aging and slow-crack-growth resistant zirconia. *96*(7), 774-779.
- Zhang, F., Inokoshi, M., Batuk, M., Hadermann, J., Naert, I., Van Meerbeek, B., & Vleugels, J. J. D. M. (2016). Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *32*(12), e327-e337.
- Zhang, F., Vanmeensel, K., Batuk, M., Hadermann, J., Inokoshi, M., Van Meerbeek, B., . . . Vleugels, J. J. A. b. (2015). Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *16*, 215-222.

- Zhang, H., Xu, Y., Wang, B., Zhang, X., Yang, J., & Niihara, K. (2015). Effects of heating rate on the microstructure and mechanical properties of rapid vacuum sintered translucent alumina. *Ceramics International*, 41(9, Part B), 12499-12503. doi:<https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2015.05.136>
- Zhang, Y., & Lawn, B. J. J. o. d. r. (2018). Novel zirconia materials in dentistry. 97(2), 140-147.
- Zhang, Y., Lee, J. J.-W., Srikanth, R., & Lawn, B. R. J. D. m. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. 29(12), 1201-1208.
- Zhang, Y. J. D. m. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. 30(10), 1195-1203.

