



T.C. BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

YAPAY YAŞLANDIRMANIN FARKLI SİNERİZASYON
DERECELERİNDEKİ MONOLİTİK ZİRKONYA
MATERYALLERİNİN TRANSLUSENSİSİ ÜZERİNE ETKİSİ

UZMANLIK TEZİ
Burcu KANPALTA

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Özlem KARA

HAZİRAN 2020

T.C. BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

YAPAY YAŞLANDIRMANIN FARKLI SİNERİZASYON
DERECELERİNDEKİ MONOLİTİK ZİRKONYA
MATERYALLERİNİN TRANSLUSENSİSİ ÜZERİNE ETKİSİ

UZMANLIK TEZİ

Burcu KANPALTA

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Özlem KARA

HAZİRAN 2020

TEZ ONAY FORMU

Kurum: Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Program Adı: Uzmanlık

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi

Tez sahibi: Burcu KANPALTA

Tez başlığı: **Yapay Yaşlandırmanın Farklı Sinterizasyon Derecelerindeki Monolitik Zirkonya Materyallerinin Translusesensi Üzerine Etkisi**

JÜRİ ÜYELERİ

İMZA

Üye (Danışman): Doç. Dr. Özlem KARA

Çalıştığı Kurum: Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Prof. Dr. Sevil Meral ŞAHMALI

Çalıştığı Kurum: Biruni Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Doç. Dr. Özgün Yusuf ÖZYILMAZ

Çalıştığı Kurum: Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tez, Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda belirlenen jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir

ANABİLİM DALI BAŞKANI

DEKAN

Doç. Dr. Özlem KARA

Prof. Dr. Alper ALKAN

BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlamasından 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.

Haziran 2020

Burcu KANPALTA

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tezimin hazırlama sürecindeki desteği ve değerli katkılarından dolayı Dr. Defne BURDUROĞLU'na,

Uzmanlık eğitimim sürecinde gösterdikleri anlayış ve her türlü yardımlarından dolayı başta tez danışmanım Doç. Dr. Özlem KARA olmak üzere, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD'daki değerli hocalarıma, araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma ve bizlere yardımcı olan dental asistanlara,

Tez çalışmamın XRD analizlerinin yapılmasında büyük emeği olan, yardımlarını ve desteğini esirgemeyen, fakültesinin tüm imkanlarını koşulsuz kullanmamı sağlayan İstanbul Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü'nde görev yapan Dr. Öğr. Üy. Nuri SOLAK'a,

XRD analizi yorumlanmasında emeği olan, saatlerce benimle çalışan İstanbul Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü'nde görev yapan Arş. Gör. Gizem SOYDAN'a ve Arş. Gör. Esra BİNİCİ'ye,

Anlayışı ve yardımları için Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda görev yapan Hüseyin AVCI'ya,

İstatiksel analizlerin yapılmasında ve yorumlanmasında emeği geçen Altınbaş Üniversitesi'nde görev yapan Dr. Öğr. Üy. Mehmet Selim YILDIZ'a ve canım arkadaşım Hüseyin Emre ÖZDEMİR'e,

Tez çalışmam sırasında da desteğiyle hep yanımda olan üniversite arkadaşım Arş. Gör. Esranur AVUKAT'a

Her zaman yanımda olan ileride meslektaşım olacak olan canım biricik kardeşim Cansu KANPALTA'ya,

Hayatımın her anında hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, sevgi ve inançları ile her konuda yanımda olan, varlıklarından onur ve gurur duyduğum canım aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu araştırma Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje no: 3.2019/7).

Burcu KANPALTA

YAPAY YAŞLANDIRMANIN FARKLI SİNERİZASYON DERECELERİNDEKİ MONOLİTİK ZİRKONYA MATERYALLERİNİN TRANSLUSENSİSİ ÜZERİNE ETKİSİ

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, yapay yaşlanmanın farklı sinterizasyon derecelerindeki yeni nesil zirkonya materyallerinin translusensisi üzerine etkisini araştırmaktır. Sıfır hipotezi yapay yaşlandırma sonucu zirkonya materyallerinin translusensi değerini değiştirmeyeceğidir. İkinci sıfır hipotezi sinterizasyon derecesindeki farklılıkların zirkonya materyallerinin translusensi değerini değiştirmeyeceğidir.

Bu çalışmada monolitik zirkonya seramiklerden Katana UTML (Kuraray Noritake Dental Inc), Prettau Anterior (Zirkonzahn, Almanya) ve VITA YZ XT (VITA Zahnfabrik BAD Sackingen, Almanya) kullanılmıştır. Katana UTML %5 mol itriyuma sahip parsiyel stabilize zirkonya iken, Prettau Anterior yaklaşık %12 molten itriyuma, VITA YZ XT %9 mol itriyuma sahip tam stabilize zirkonyalardır. A2 renginde 15 mm çapında, 1 mm kalınlığında disk şeklinde hazırlanan örnekler farklı sinterizasyon derecelerinde (1450°C, 1550°C) sinterize edilerek sinterizasyon derecelerine göre kendi içlerinde ikiye ayrılmışlardır (n=5, N=35). Sinterizasyon sırasında bekleme süresi, sıcaklık artış oranı ve sıcaklık azalış oranı üretici firmaların talimatları doğrultusunda yapılmıştır. Kontrol grubu olarak lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik olan IPS e.max CAD LT (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) materyalinden aynı boyutlarda (15x1 mm) disk şeklinde örnekler (n=5, N=35) hazırlanmıştır. Ardından tüm örneklerin yapay yaşlandırması termal siklus test cihazı (SD Mechatronik Termocycler, Almanya) ile 10.000 termal siklus (5-55 C) ve çiğneme simülöründe (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4, Almanya) 100.000 mekanik yükleme (50N) uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Örneklerin yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası translusensi parametresi (TP) değerleri CIE L*a*b renk koordinatları doğrultusunda bir spektrofotometre (VITA

Easysshade Advance 4.0, VITA Zahnfabrik BAD Sackingen, Almanya) ile ölçülerek hesaplanmıştır.

Yapılan değerlendirmeler sonucunda, yapay yaşlandırma işlemi sonrası genel olarak monolitik zirkonyaların translusensi parametresi anlamlı derecede artarken ($p>0.05$) kontrol grubu olarak kullanılan lityum disilikat örneklerin translusensisi değişmemiştir ($p=0.35$). Sinterizasyon derecesi artışı materyallerin yapay yaşlandırma öncesi ve sonrasında translusensi parametresini anlamlı derecede etkilememiştir ($p<0.05$). Materyaller arasında yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası translusensi parametresi değerlerinde anlamlı fark vardır. Tam stabilize zirkonyalar, genel olarak parsiyel stabilize zirkonya olan Katana UTML'ye göre istatistiksel açıdan anlamlı derecede daha yüksek translusensi parametresine sahiptir ($p=0.009$). Yüksek translusensi parametresi değeri ile kontrol grubu olan IPS e.max CAD ise yaşlanma öncesi ve sonrasında monolitik zirkonyalardan istatistiksel açıdan anlamlı derecede daha translusent bulunmuştur ($p=0.009$).

Dental protezlerde amacımız, dayanıklı ve fonksiyon görebilen bir restorasyon yapmanın yanında mükemmel bir estetik sağlamaktır. Estetikte translusensi ana kriterdir. Üstün dayanıklılıkları ile dental pazarda önemli bir yer eden zirkonya materyallerinin estetik özelliklerinin doğal dişin translusensisini ne kadar taklit ettiklerinin değerlendirilmesi gerekmektedir. Zirkonya materyallerinin translusensisi artsa da lityum disilikat materyalleriyle karşılaştırıldığında estetik açıdan geliştirilmeleri gerekmektedir. Kullanacağımız materyal seçimi ve materyal bilgimiz, hasta beklentilerini karşılayan bir restorasyon yapabilmemiz için oldukça önemlidir. Bu bilgiler ışığında, endikasyonlara uygun materyaller seçerek üstün estetik özelliklere sahip restorasyonlar elde edebiliriz.

Anahtar Kelimeler: Monolitik zirkonya, sinterizasyon derecesi, translusensi parametresi, yapay yaşlandırma.

THE EFFECT OF ARTIFICIAL AGING ON TRANSLUCENCY OF MONOLITHIC ZIRCONIA MATERIALS IN DIFFERENT SINTERIZATION DEGREES

SUMMARY

The purpose of this study is to investigate the translucency of new generation zirconia materials. The null hypothesis is that the translucency of zirconia materials will not change as a result of artificial aging. The second null hypothesis is that the differences in sinterization temperatures will not change the translucency value in zirconia materials.

The materials used in this study are Katana UTML (Kuraray Noritake Dental Inc), Prettau Anterior (Zirkonzahn, Germany) and VITA YZ XT (VITA Zahnfabrik BAD Sackingen, Germany). Katana UTML is a partially stabilized zirconia with 5 mol yttrium, Prettau Anterior contains approximately 12 mol yttrium and VITA YZ XT is a fully stabilized zirconia containing up to 9 mol yttrium. The samples are divided into two subgroups of different sinterization temperatures (1450 °C, 1550 °C) and designed with 15 mm diameter and 1 mm thickness in A2 color, (n = 5, N = 35). Delay time, temperature increase rate and temperature decrease rate for sinterization were arranged according to manufacturer recommendations. IPS e.max CAD LT (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), the ceramic group, samples were prepared in the same dimensions (15x1 mm) as zirconia samples (n = 5, N = 35). The artificial aging of all samples was operated using a thermal cycle tester (SD Mechatronic Thermocycler, Germany) with 10,000 thermal cycles (5-55 °C) and a chewing simulator (SD Mechatronic Chewing Simulator CS-4, Germany) by applying 100,000 mechanical installations (50N). Translucency parameter (TP) was calculated by measuring with VITA Easyshade Advance 4.0 (VITA Zahnfabrik BAD Sackingen, Germany).

While the overall translucency parameter of monolithic zirconia increased significantly ($p > 0.05$), the translucency of the lithium disilicate samples used in the

control group did not change ($p = 0.35$). It did not significantly affect the translucency parameter ($p < 0.05$). There is a significant difference in translucency parameter. Fully stabilized zirconia have a statistically significantly higher translucency parameter compared to Katana UTML, which are partially stabilized zirconia in general ($p = 0.009$). IPS e.max CAD, which is the control group, showed the highest translucency parameter value, before and after aging compared to zirconia groups ($p = 0.009$).

Our goal in dental prostheses is to provide a durable and functional restoration as well as aesthetic results. In aesthetics, translucency is the main criteria. Zirconia materials need to mimic the translucency of the natural tooth in order to obtain aesthetic results. Although the translucency of zirconia materials increase, they need to be improved to catch up with lithium disilicate materials. The material selection and material knowledge is very important for us in order to make a restoration that meets patient expectations. In light of this information, we can achieve restorations with superior aesthetic properties by choosing the right materials that are suitable for indications.

Keywords: Monolithic zirconia, sinterization degree, translucency parameter, artificial aging.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORMU.....	ii
BEYAN.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	vi
SUMMARY.....	viii
İÇİNDEKİLER.....	x
KISALTMALAR VE SEMBOLLER.....	xiv
ŞEKİL LİSTESİ.....	xvii
TABLO LİSTESİ.....	xx
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Dental Seramikler.....	4
2.2 Dental Seramiğin İçeriği.....	5
2.2.1 Feldspar.....	5
2.2.2 Kuartz (Silika-SiO ₂).....	5
2.2.3 Kaolin (Al ₂ O ₃ .2SiO ₂ .2H ₂ O).....	5
2.2.4 Akışkanlar ve cam modifiye ediciler.....	6
2.2.5 Ara oksitler	6
2.2.6 Renk verici pigmentler	6
2.2.7 Opaklaştırıcı ajanlar.....	7
2.2.8 Flouresans özellik sağlayan ajanlar	7
2.3 Dental Seramiklerin Özellikleri	7
2.3.1 Isısal özellik.....	7
2.3.2 Biyolojik özellik.....	7
2.3.3 Kimyasal özellik.....	8
2.3.4 Mekanik özellik.....	8
2.3.5 Optik özellik.....	8

2.4 Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	9
2.4.1 Cam matriks içerikli seramikler.....	11
2.4.1.1 Feldspatik seramikler.....	11
2.4.1.2 Sentetik seramikler.....	11
2.4.1.3 Cam infiltre seramikler.....	13
2.4.2 Polikristalin seramikler.....	13
2.4.2.1 Alümina.....	14
2.4.2.2 Stabilize zirkonya.....	14
2.4.2.3 Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya.....	15
2.4.3 Rezin-matriks içeren seramikler.....	16
2.4.3.1 Rezin nanoseraamik.....	17
2.4.3.2 Rezin ile penetre matriks içeren cam seramik.....	17
2.4.3.3 Rezin ile penetre matriks içeren zirkonya-silika seramik.....	17
2.5 Zirkonya Seramikler.....	18
2.5.1 Zirkonya seramiklerin mikro yapısı.....	19
2.5.1.1 Tam stabilite zirkonya.....	19
2.5.1.2 Parsiyel stabilite zirkonya.....	19
2.5.1.3 Tetragonal zirkonya polikristalleri.....	19
2.5.2 Zirkonyanın faz dönüşümü ve dönüşüm sertleşme mekanizması	19
2.5.3 Zirkonyanın düşük ısı bozulması ve yaşlanması	22
2.5.4 Zirkonyanın mekanik özelliklerini etkileyen faktörler	25
2.5.5 Senteleme aşamalarına göre zirkonyalar.....	28
2.5.5.1 Yeşil zirkonya bloklar (Green stage)	28
2.5.5.2 Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar (Pre-sinterize/Non-hot isostatic pressing/Non-HIP)	28
2.5.5.3 Tam sinterlenmiş zirkonya (Hot isostatic pressing-HIP).....	29
2.5.6 Monolitik zirkonya.....	30
2.5.6.1 Monolitik zirkonyaların endikasyonları.....	34
2.5.6.2 Monolitik zirkonyaların avantajları.....	35
2.5.6.3 Monolitik zirkonyaların dezavantajları.....	36
2.6 Işık ve Renk.....	36
2.6.1 Işık	36
2.6.2 Renk.....	37

2.6.2.1 Renk sistemleri.....	37
2.6.2.1.1 Munsell renk sistemleri.....	39
2.6.2.1.2 CIE L*a*b* renk sistemleri.....	40
2.6.3 Diş hekimliğinde renk ve ışıkla ilgili kavramlar	42
2.6.3.1 Metamerizm	42
2.6.3.2 Translüsensi (Yarı saydamlık) ve opasite.....	43
2.6.3.3 Opalens.....	45
2.6.3.4 Floresans.....	46
2.6.4 Dişlerin Optik Özellikleri.....	46
2.7 Çalışmada Kullanılan Test Yöntemler.....	48
2.7.1 Zirkonyanın Yapay Yaşlandırılması.....	48
2.7.1.1 Temal siklus.....	48
2.7.1.2 Çiğneme siklusu (Mekanik siklus).....	49
2.7.2 X-Işını Kırınımı (XRD) Analizi.....	50
2.7.2.1 XRD çalışma prensibi.....	51
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER.....	52
3.1 Zirkonya Örneklerinin Hazırlanması.....	53
3.2 IPS e.max CAD Örneklerinin Hazırlanması.....	58
3.3 Yaşlandırma İşlemleri Öncesi Örneklerin Translüsensi Ölçümlerinin Yapılması.....	59
3.4 Yapay Yaşlandırma İşlemlerinin Uygulanması.....	60
3.4.1 Termal siklus testi.....	60
3.4.2 Mekanik siklus testi.....	61
3.5 X-Işını Kırınımı Analizi.....	62
3.6 İstatiksel Analiz.....	63
4. BULGULAR.....	64
4.1 Translüsensi Parametresi Bulguları.....	64
4.1.1 Yapay yaşlandırma işlemi sonrasındaki translüsensi parametresinin değerlendirilmesi.....	64
4.1.2 Gruplar arasındaki translüsensi parametresi ilişkisinin değerlendirilmesi.....	67
4.1.3 Sinterizasyon dereceleri arasındaki translüsensi parametresi ilişkisinin değerlendirilmesi.....	68
4.2 XRD Analizi Bulguları.....	70
4.2.1 XRD analizi grafikleri ve yorumlanması.....	70

4.2.1.1 Tetragonal faza ait pik listesi.....	71
4.2.1.2 Kübik faza ait pik listesi.....	71
4.2.1.3 Monoklinik faza ait pik listesi.....	71
5. TARTIŞMA.....	78
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	101
7. KAYNAKLAR.....	102
8. ÖZGEÇMİŞ	118



KISALTMALAR VE SEMBOLLER

%: Yüzde

°C: Santigrad

μ: Mikron

CAD/CAM: Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing)

wt: Ağırlık (weight)

Y₂O₃: İtiryum oksit

TZP: Tetragonal zirkonya polikristali

PSZ: Parsiyel stabilize zirkonya

FSZ: Tam stabilize zirkonya

Y-TZP: İtiryum tetragonal zirkonya polikristali

3Y-TZP: %3 mol itiryum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali

5Y-PSZ: %5 mol itiryum ile stabilize edilmiş parsiyel stabilize zirkonya

<12Y-FSZ: %12 mol'den az itiryum içeren tam stabilize zirkonya

M.Ö: Milattan önce

yy: Yüzyıl

K₂O.Al₂O₃.6SiO₂: Feldspar potasyum alümina silikat

Na₂O.Al₂O₃.6SiO₂: Sodyum alümina silikat

K₂O: Potaş, potasyum oksit

Na₂O: Soda, sodyum oksit

SiO₂: Silisyum oksit, silis, silika, kuartz

Al₂O₃.2SiO₂.2H₂O: Hidrate alümina silikat, kaolin, kil

ADA: Amerikan Diş Hekimliği Birliği

Al₂O₃: Alüminyum oksit

CeO₂: Seryum oksit

B₂O₃: Boron trioksit

CaO: Kalsiyum oksit

BaO: Baryum oksit
TiO₂: Titanyum oksit
IPS Empress 2: Lityum disilikat
Li₂O: Lityum oksit
P₂O₅: Fosfor pentaoksit
ZrO₂: Zirkonyum oksit, zirkonya, baddeleyit
La₂O₃: Lantanyum oksit
MgO: Magnezyum oksit
GPa: Gigapaskal
ZTA: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina, alümina-zirkonya
ATZ: Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya, zirkonya-alümina
Zr: Zirkonyum
Al: Alüminyum
UDMA: Üretan dimetakrilat
TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat
bisGMA: Bisfenol A glisidil metakrilat
ZrSiO₄: Zirkonyum silikat, zirkon
LTD: Düşük ısı bozulmasına
nm: Nanometre
CIE: Commission Internationale de l'Eclairage
TP: Transluserensi parametresi
CR: Kontrast oranı
XRD: X-ışını kırınımı, X-ray difraksiyon
UTML: Katana UTML
PZA: Prettau Anterior
VYZ^{XT}: VITA YZ XT

rpm: Dakikadaki devir sayısı

Hz: Hertz

N: Newton

mA: Miliamper

kV: Kilovolt

Ref: Referans



ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1 Zirkonyanın tetragonal ve monoklinik kristal yapılarının şematik görünümleri	20
Şekil 2.2 Dönüşüm sertleşmesi mekanizması.....	21
Şekil 2.3 Y_2O_3 Faz diyagramı.....	22
Şekil 2.4 (a-c). Yaşlanma sürecinin şematik görünümü (Dönüşüme uğramış grenler gri renkte ve bu grenlerin etrafındaki suyun penetrasyonu kırmızı renkte gösterilmiştir)	23
Şekil 2.5 Enine kesitte yaşlanma şeması.....	23
Şekil 2.6 (a,b). Zirkonya yüzey bozulmasının şematik görünümü	23
Şekil 2.7 Çatlak ucunda Zr-O-Zr bağlarının suyla olan reaksiyonunun şematik görünümü.....	24
Şekil 2.8 Y_2O_3 yoğunluğunun tanecik boyutuna etkisi	27
Şekil 2.9 Elektromanyetik enerji spektrumu.....	36
Şekil 2.10 Nesnenin görüntüsünün algılanması	37
Şekil 2.11 Munsell renk sistemi diyagramı	40
Şekil 2.12 CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemi.....	40
Şekil 2.13 CIE $L^*a^*b^*$ renk koordinatları	41
Şekil 2.14 Kontrast oranı (Y_b / Y_w) ölçümü.....	44
Şekil 3.1 Bilgisayar yazılım programında örneklerin tasarımı.....	54
Şekil 3.2 CAD/CAM teknolojisiyle elde edilen örnekler.....	54
Şekil 3.3 Sinterizasyon aşamasındaki örneklerin görünümü.....	55
Şekil 3.4 Katana tabakaları.....	56
Şekil 3.5 Monolitik zirkonya sistemlerine ait disk şeklindeki örnekler.....	57
Şekil 3.6 Zirkonya örneklerin çapı ve kalınlıklarının dijital kumpas ile doğrulanması	57
Şekil 3.7 IPS e.max örneklerin kristalizasyon aşaması	58

Şekil 3.8 IPS e.max CAD sistemine ait disk şeklindeki örnekler.....	59
Şekil 3.9 Örneklerin spektrofotometre ile translusensisinin ölçülmesi (VITA Easyshade Advance 4.0 (VITA Zahnfabrik BAD Sackingen, Almanya)).....	60
Şekil 3.10 Termal siklus test cihazı (SD Mechatronik Termocycler, Almanya).....	61
Şekil 3.11 (a,b) Örneklerin mekanik siklus test cihazına yerleştirilmesi.....	61
Şekil 3.12 Mekanik siklus test cihazı (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4, Almanya).....	62
Şekil 4.1 1450 °C'deki lityum disilikat ve monolitik zirkonyaların yapay yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında ölçülen TP değerlerinin karşılaştırılması.	65
Şekil 4.2 1550 °C'deki lityum disilikat ve monolitik zirkonyaların yapay yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası ölçülen TP değerlerinin karşılaştırılması.....	66
Şekil 4.3 Yapay yaşlandırma öncesi farklı monolitik zirkonya materyallerinde iki sinterizasyon derecelerinde elde edilen TP değerleri arasındaki ilişki.....	69
Şekil 4.4 Yapay yaşlandırma sonrası farklı monolitik zirkonya materyallerinde iki sinterizasyon derecelerinde elde edilen TP değerleri arasındaki ilişki.....	69
Şekil 4.5 Kübik ve tetragonal fazın bir arada bulunduğu XRD paterni.....	70
Şekil 4.6 UTML 1450 °C materyalinin yaşlandırma öncesi grubundan bir örneğin XRD paterni.....	72
Şekil 4.7 UTML 1450 °C materyalinin yaşlandırma uygulanan grubundan bir örneğin XRD paterni.....	72
Şekil 4.8 PZA 1450 °C materyalinin yaşlandırma öncesi grubundan bir örneğin XRD paterni.....	73
Şekil 4.9 PZA 1450 °C materyalinin yaşlandırma uygulanan grubundan bir örneğin XRD paterni.....	73
Şekil 4.10 VYZ ^{XT} 1450 °C materyalinin yaşlandırma öncesi grubundan bir örneğin XRD paterni.....	74
Şekil 4.11 VYZ ^{XT} 1450 °C materyalinin yaşlandırma uygulanan grubundan bir örneğin XRD paterni.....	74

Şekil 4.12 UTML 1550 °C materyalinin yaşlandırma öncesi grubundan bir örneğin XRD paterni.....	75
Şekil 4.13 UTML 1550 °C materyalinin yaşlandırma uygulanan grubundan bir örneğin XRD paterni.....	75
Şekil 4.14 PZA 1550 °C materyalinin yaşlandırma öncesi grubundan bir örneğin XRD paterni.....	76
Şekil 4.15 PZA 1550 °C materyalinin yaşlandırma uygulanan grubundan bir örneğin XRD paterni.....	76
Şekil 4.16 VYZ ^{XT} 1550 °C materyalinin yaşlandırma öncesi grubundan bir örneğin XRD paterni.....	77
Şekil 4.17 VYX ^{xt} 1550 °C materyalinin yaşlandırma uygulanan grubundan bir örneğin XRD paterni.....	77

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1 Monolitik zirkonya blokların ticari adları ve üretici firmaları.....	34
Tablo 2.2 Renk belirleme sistemleri.....	38
Tablo 2.3 ΔE renk farkı değerinin klinik yorumlanması.....	42
Tablo 3.1 Kullanılan materyallerin üretici firmaları, içerikleri ve lot numaraları.....	53
Tablo 3.2 Zirkonya örneklerin sinterizasyon derecesi, bekleme süresi, sıcaklık artış oranı, sıcaklık azalış oranı.....	55
Tablo 4.1. Yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen TP değerlerinin aynı materyaller arasında karşılaştırılması.....	65
Tablo 4.2 Monolitik zirkonya ve lityum disilikat materyallerinde gruplar arasındaki yapay yaşlandırma öncesi ve sonrasındaki TP ölçümlerinin karşılaştırılması ve p değerleri.....	67
Tablo 4.3 Sinterizasyon dereceleri arasındaki TP ölçümlerinin karşılaştırılması ve p değerleri.....	68
Tablo 8.1 Öğrenim durumu çizelgesi.....	119

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Sabit protetik diş hekimliğinde artan estetik beklentiler ve teknolojik gelişmelerle, estetik ve biyolojik beklentiyi karşılayamayan metal seramik restorasyonlara alternatif olarak tam seramik restorasyonlar kabul edilmiştir. Biyouyumlu ve geliştirilmiş mekanik özellikleri olan materyal kullanmak için çalışmalar yapılmış ve dental seramik restorasyonlar kullanılmaya başlanmıştır. Dental seramik restorasyonların seçiminde klinisyenlerin üzerinde durması gereken iki temel faktör vardır: estetik ve fiziksel dayanıklılık. Translusensi dişlerin doğal görünümünü yakalayabilmek için estetik restorasyonlarda değerlendirilmesi gereken önemli bir kriterdir. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler yüksek translusensi ile estetik görüntüyü sağlayan önemli materyallerdir. Fakat, bu materyalin en önemli limitasyonu düşük kırılma dayanımıdır [1]. Yüksek mekanik gücü, biyouyumluluğu gibi olumlu özellikleri yanında estetik beklentiyi karşılayamayan opak rengiyle zirkonya ise ilk önce sabit protetik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanılmıştır. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing; CAD/CAM) teknolojisi ile üretilen üstün mekanik özelliklere sahip zirkonya altyapıları, doğal dişi taklit etmek ve estetik olarak kabul edilebilir bir restorasyon yapmak için feldspatik porselenle veneerlenmiştir. Ancak, veneer porseleninde chipping adı verilen kırılma ve kopmalar en sık karşılaşılan komplikasyonlardandır. Veneer porselenlerde görülen chippingi ya da kırılmayı elimine edebilmek için monolitik zirkonya restorasyonlar geliştirilmiştir [2].

Monolitik zirkonyaların biyouyumluluğunun yüksek olması, gözeneksiz yapısı ve artan translusensi özellikleri onları mükemmel doğal bir görünüme kavuşturur. Doğal bir görünüme sahip oldukları için veneer porseleni ile kaplanmasına gerek kalmamış ve veneer porselen ile zirkonya alt yapı arasında görülen chippingin önüne geçilmiştir. Sadece özel boyama solüsyonları kullanılarak doğal diş rengi elde edilebilmektedir [3].

Translusensi restoratif materyal seçiminde önemle dikkat edilmesi gereken bir faktördür. Sıcaklık, yeme alışkanlıkları ve nem zamanla, renk ve translusensi değişimine neden olabilmektedir. Bu da materyalin estetik özelliklerini etkilemektedir [4]. Zirkonya materyallerinin geliştirilmesindeki temel hedef, monolitik restorasyonlarda belli endikasyonlarda kullanılabilmeleri için translusensilerini artırmaktır. Translusensiyi artırmak için, materyal kompozisyonunun modifiye edilmesi adına farklı stratejiler izlenmiştir:

- Materyal yapısındaki defekt sayısının düşürülmesi, örneğin bir cam fazı veya bir sinterleme katkısı eklenmesi [5],
- Gren sınırlarının geçen ışığı etkilemeyecek şekilde mikroyapının düzenlenmesi,
- Gren boyutunun artırılması [6],
- Çift kırılmayı engellemek için, materyal yapısında izotropik optik özelliği olan kübik bir faz yaratılmasıdır [7].

Zirkonyanın sınırlı şeffaflığı ve opak görüntüsü, restorasyonların yeterli estetiğe sahip olmasını zorlaştırmaktadır [8, 9]. Zirkonyanın optik performansını artırmak için mikroyapının değiştirilmesi yanında, stabilizatör oksit olan itriyumun konsantrasyonunun artırılması, alümina içeriğinin azaltılması, sinterleme parametrelerinin optimize edilmesi, porozitenin azaltılması ve nanometrik bir yapının oluşturulması gibi birçok yöntem bulunmaktadır [9]. Bu parametreler üzerinde yapılacak en ufak bir değişiklik bile mikro yapıda, fiziksel ve optik özelliklerde önemli değişikliklere neden olabilmektedir [9, 10]. Son yıllarda zirkonyanın optik özelliklerinin geliştirilmesini amaçlayan çalışmalar neticesinde itriyum içeriği farklı birçok yeni zirkonya blok tanıtılmıştır. İtriyum içeriği yükseltilerek, materyalin gren boyutu artırılmış ve daha az ışık kırılmasına sebep olan kübik faz miktarı yükseltilmiş olacaktır [8-10]. Sinterizasyon derecesindeki değişiklikler zirkonyanın gren boyutunu etkiler. Gren boyutu optik özellikleri etkilediği için dolayısıyla materyalin translusensisini de değiştirir. Sonuç olarak daha estetik restorasyonlar üretilebilecektir [11].

Çok sayıda mevcut alternatif ve parametrenin olması gelişmeleri takip etmeyi ve kullandığımız materyalin gerçekte ne tip bir zirkonya olduğundan emin olmamızı

zorlaştırır. Zirkonya teorik olarak, içeriğe ve dereceye bağılı olarak üç kristalin formda bulunur: monoklinik, tetragonal, kübik. Bunun sonucunda farklı mekanik ve optik özelliklerde çok sayıda materyal alternatifi ortaya çıkar. Zirkonyanın üretimi ve işlenmesinin final özellikler üzerinde belirleyici etkisi vardır. Ayrıca, restorasyon üretimi esnasında materyale yanlış müdahale edilmesi, genel olarak mekanik özellikleri ve özellikle de termal genleşme katsayısını etkileyecek faz dönüşümlerine neden olabilir [7].

Bu çalışmanın amacı, yapay yaşlandırmanın farklı sinterizasyon derecelerindeki monolitik zirkonya materyallerinin translusensisi üzerine etkisini araştırmaktır. Sıfır hipotezi yapay yaşlandırmanın zirkonya materyallerinin translusensi parametresi değerini değiştirmeyeceğidir. İkinci sıfır hipotezi ise sinterizasyon derecesindeki farklılıkların zirkonya materyallerinin translusensi parametresi değerini değiştirmeyeceğidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Dental Seramikler

Seramikler silika yapısında olan topraksı materyallerdir. Bu ismini Yunanca’da topraktan yapılmayı ifade eden “keramikos” kelimesinden almaktadırlar. En eski inorganik materyaller olarak bilinen seramikler, yapıları değiştirilerek farklı amaçlar için kullanılabilirler. M.Ö. 50 yıllarında Çin’de bulunmuş olan seramik, 16. yüzyılda Avrupa’ya getirilmiştir [12].

Seramikler, birden fazla metal veya yarı metalin bir ametal olan oksijen ile yaptıkları iyonik veya kovalent bağlarla oluşmaktadır. Bu atomik bağlar seramiklere kimyasal etkilere karşı direnç göstermelerini sağlayan stabilite, sertlik, yüksek elastisite modülü gibi özellikler kazandırır [13].

Porselenin 9.yy başlarında Çinliler tarafından ilk kez kullanılmaya başlandığı düşünülmektedir. 1700’lü yılların başında ise yemek tabağı gibi çeşitli nesnelerin yapımında İngiltere ve Fransa’da kullanılmaya başlanmıştır [12].

İlk porselen örneklerinin geçmişi binlerce yıla dayanmasına rağmen 1700’lü yılların başında dental materyal olarak kullanılmaya başlanmıştır. Chemant ve Duchateau, yapmış oldukları çalışmalarında porseleni ilk kez tam protez yapımında kullanmıştır [14].

1808 yılında ilk porselen dişler Paris’te yaşayan İtalyan bir diş hekimi olan Giuseppangelo Fonzi tarafından yapılmıştır [15]. Bu dişler oldukça opaktı. Doğal dişlere yakın optik özelliklerde porselen dişler ilk defa 1838’de Wildman tarafından bulunmuştur [16].

Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan porselen dört oksijen atomu arasındaki bir silisyum atomunun oluşturduğu tetrahedral yapısındadır. Temelde feldspar, kuartz ve kaolin adında 3 ana maddeden meydana gelir [17].

2.2 Dental Seramiğin İçeriği

2.2.1 Feldspar

Feldspar potasyum alümina silikat ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) ve sodyum alümina silikat ($Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) karışımıdır. Albite olarak da bilinmektedir. Doğada feldsparlar potaş (K_2O) ve sodanın (Na_2O) değişik oranlardaki karışımı şeklinde bulunurlar. Bu materyaller restorasyonların fırınlama kalitelerini yükseltirler [18, 19]. Potaş erimiş camın viskozitesini artırırken soda füzyon ısısını düşürür. Piroplastik akış denilen porselenin akarak şekil değiştirmesinin önüne geçebilmek için potaşın yeterli ve doğru miktarda bulunması çok önemlidir. Potaş, 1100°C- 1300°C arasında erimekte-dir. Porselene birleştiricilik ve saydamlık vermektedir. Diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek krona doğal bir görünüş sağlar. Porselen kitlesindeki ısıya dirençli elemanları birbirine bağlar [15] . Porselene %70–85 oranında katılır. Pembe gri renktedir [14, 20].

2.2.2 Kuartz (Silika- SiO_2)

Quartz tamamen Silis (SiO_2)’den oluşur. Quartz, materyale şeffaf bir görünüm verir. Materyalin dayanımında rol oynayan bir ajandır ve fırınlama işle-mi sırasında değişmeden kalır [21]. Seramik yapısında dolduruculuk görevi yapar, feldsparın erimesiyle oluş-an cam fazın içindeki kristalin yapıyı oluşturmaktadır. Pişme sonucu meydana gelen büzülmeleri önleyen ve porselen kitlesine destek görevi gören quartz, yapı içerisinde %10-30 oranında bulunur. Erime derecesi 1700 °C’dir [22].

2.2.3 Kaolin ($Al_2O_3.2SiO_2.2H_2O$)

Çin kili olarak da bilinen kaolin bir alüminyum silikat hidratıdır. Porselenin bir arada kalmasından sorumludur. Isıya dayanıklıdır. Porselen hamuruna elastikiyet verir, modelajı kolaylaştırır. Feldspar ve kuartz için bağlayıcı ve opaklaştırıcıdır. Adeziv özelliği olduğu için su ile karıştırıldığında yapışkan hale gelir. Ancak opak olmasından dolayı mat bir görüntü kazandırır. Bu nedenle %1-3 oranında porselene katılır [22, 23].

2.2.4 Akışkanlar ve cam modifiye ediciler

Akışkanın amacı karışımın akışkanlığını artırmaktır. Sodyum ve potasyum karbonatlar, boraks, cam ve bazen kurşun oksit kullanılmaktadır. Porselenin erime noktasını düşürürler ve akışkanlaştırıcının miktarına göre erime noktası farklılık göstermektedir [24]. Akışkanlaştırıcılar porselenin erime ısını düşürerek, tamir, porselene ilave yapılması, boyanması veya glaze işlemlerinin uygulanmasını kolaylaştırırlar. Cam içerisindeki oksijen silikat oranı camın viskozitesini ve ısısal genişmesini etkilediği için büyük öneme sahiptir. Magnezyum, kalsiyum ve baryum oksit ise modifiye edici oksitler olarak rol oynamaktadır. Bu alkali metal oksitlerin kullanımı orijinal cam oluşum ağının oluşturulması için dikkatle kontrol edilmelidir [25].

2.2.5 Ara oksitler

Porselenlerde temel yapı olan silisyum oksite cam modifiye ediciler ve akışkanların ilave edilmesiyle porselenin erime noktası düşmekte ve viskozitesi azalmaktadır. Porselenleri düşük fırınlama ısısına sahip yüksek viskozitede üretmek ara oksitlerin kullanımı ile mümkün olmaktadır. Alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile camın viskozitesi ve sertliği artmaktadır [25].

2.2.6 Renk verici pigmentler

Diş hekimliğinde porselene renk vermek amacıyla metal ve metal oksitler kullanılmaktadır. Renk friti diğer adıyla renklendiriciler renkli cam tozları formundadır ve maksimum %7 oranında eklenir [21].

Porselene sarı renk için titanyum oksit, eflatun için magnezyum oksit, kahverengi için demir veya nikel oksit, yeşil için bakır veya krom oksit eklenir [21, 25].

Uranyum oksit veya lantanyum oksitler floresanslık elde etmek amacıyla kullanılmakta ancak lantanyum oksitler radyoaktivite miktarı daha az olduğu için daha sık tercih edilmektedir. Opasite ayarlayıcı olarak da kalay, titanyum ve zirkonyum oksit kullanılmaktadır [14].

2.2.7 Opaklaştırıcı ajanlar

Porselene eklenen renk fritleri porselenin diş rengine benzer renk oluşturmada yeterli olmamaktadır. Dentin renkleri yüksek opasiteye gerek duymaktadır. Opaklaştırıcı ajanların ilavesi çok hassas bir işlemdir. Çok ince parçacık boyutlarında öğütülmüş metal oksitleri olan opaklaştırıcı ajan olarak genellikle; titanyum oksit, zirkonyum oksit ve seryum oksit kullanılmaktadır [25].

2.2.8 Floresan özellik sağlayan ajanlar

Floresans, absorbe olunan ışığın spontan olarak daha büyük dalga boyunda yayılmasıdır. Emilen ve yayılan fotonlar arasındaki enerji farkı moleküler titreşimler ya da ısı olarak ortaya çıkar. Bu tür maddelere de floresan maddeler denir. Floresans ışımada, daima absorbe olunan dalga boyundan daha uzun dalga boylu yani daha düşük enerjilidir [15, 21]. Doğal dişler de floresans özellik göstererek ultraviyole ışığı emip mavimsi spekturumda görünür ışığın yayılmasını sağlarlar. Doğal dişlerin yapısında bulunan dentin tabakası yüksek organik içeriğe sahiptir ve bu nedenle floresans özellik göstermektedir. Uranyum tuzları ve sodyum diüronat gibi radyoaktif maddeler eklenerek UV ışık altında mavimsi beyaz bir floresans özelliğe sahip porselenler elde edilebilir. Pratik uygulama sırasında floresans özelliğinin renk seçiminde etkin bir rolü olmasa da doğal diş ve restorasyon arasında renk uyumsuzluğu yaratabileceğinden floresans özellik önemlidir [25].

2.3 Dental Seramiklerin Özellikleri

2.3.1 Isısal özellik

Porselenlerin ısı iletkenliği yapılarında serbest elektronlar bulunmadığı için düşüktür. Bu özelliklerinden dolayı pulpa üzerinde zararlı etkileri görülmez ve pulpanın korunmasında avantajdırlar. Porselen mine ve dentine yakın ısısal genleşme katsayısına sahiptir ve bu değer 14×10^{-6} 'dır [26, 27].

2.3.2 Biyolojik özellik

Yüksek biyolojik uyuma sahip olan porselen diş hekimliğinde en çok kullanılan malzemelerdendir. Porselenin birçok avantajı vardır. Korozyona dayanıklıdır,

genelde alerjik veya toksik reaksiyon oluşturmazlar. En az plak birikimine neden olan materyallerdir. Dezavantajı mine üzerinde yeterince parlatılmamış yüzeylerin abrazyona neden olabilmesidir. Bunun engellenmesi için cilalı ve glazeli porselen yüzeyleri tercih edilerek doğal dişteki aşınma minimuma indirilebilir. Günümüzde üstün biyolojik özellikleri ile dental porselenler tercih edilmektedir [28, 29].

2.3.3 Kimyasal özellik

Porselen kimyasal etkilere karşı oldukça dirençli bir materyaldir. Çözünebilmesi için çok güçlü asitler gerekmektedir. Yüzeyin cilalı olup olmaması ve camlaşma derecesi çözünürlüğü etkilemektedir [30].

2.3.4 Mekanik özellik

Porselenin sıkışma direnci yüksek olduğu için basma kuvvetlerine karşı dayanımı yüksek iken makaslama ve çekme kuvvetlerine karşı dayanımı oldukça düşüktür. Porselen içerisinde mevcut olabilecek yüzey bozuklukları çatlaklara sebep olabilir. Çatlaklar gerilim yoğunlaşmasından meydana gelir ve metallerde plastik deformasyonla gerilim giderilebilirken porselenlerde bu gerilimin boşalması durumu söz konusu değildir ve porselenler oldukça kırılgandırlar. Yoğunlaşmış gerilim porselen gövdesinin dayanıklılığını aşip çatlağın ilerlemesine sebep olacaktır. Gerilim yoğunluğu arttıkça çatlağın derinliği artacak ve yapının kırılganlığı hızla artacaktır. Aksine sıkıştırma kuvveti ile çatlak kendi kendine büyümediğinden başarılı bir şekilde gerilime karşı koymaktadır [19, 26].

2.3.5 Optik özellik

Porselen metal oksit, yapısındaki küçük partiküllü şeffaf kısım, kristal ve cam taneciklerinden dolayı ışığı düzgün bir şekilde kıramaz. İçeri giren ışığın bir kısmı yayılır ve şiddeti azalır. Gelen ışık, porselenin içeriğinden dolayı farklı açılarda saçılmalara neden olduğu için aynı ışık altında dahi farklı açılardan bakılan porselende farklı renkler görülebilmektedir [27].

Metal alt yapı, metal destekli restorasyonların üzerine gelen ışığa bir engel teşkil eder. Restorasyon üzerine gelen ışık kök yüzeyine yayılarak diş etine doğru devam eder ve bu bölgede istenmeyen metal yansımaları estetiği olumsuz yönde etkiler [28].

2.4 Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Seramikler 100 yıldan uzun süredir estetik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Önceleri doğal formdaki feldspatik hallerinde porselen jaket kronlar, takım dişler ve parsiyel kronların yapımında kullanılmışlardır. 1960'da John McLean'in alüminöz porseleni bulmasını takip eden yıllarda dayanıklılık, estetik ve üretim yöntemleri geliştirilmiş pek çok seramik materyal klinisyenlerin kullanımına sunulmuştur [31].

Piyasadaki geniş çeşitlilik ve hızla yeni ürünlerin geliştirilmesinden ötürü günümüz klinisyenleri hangi materyali tercih edecekleri konusunda kompleks bir karar verme süreci ile karşı karşıya kalırlar. Bu seçim, materyallerin karakteristik özelliklerinin ayrıntılı biçimde incelenmesinden sonra yapılmalıdır. Daha sıklıkla in vitro deneylerle ölçülmüş dayanıklılık, translusensi derecesi, üretim teknikleri, dental teknisyenin seçimi gibi kriterler materyal seçiminde etkilidir [32].

Seramiklerin sistemik bir sınıflamalarının olması iletişim ve eğitim açısından faydalıdır. İdeal bir sınıflama klinisyene hangi materyali hangi bölgede kullanacağına, ne tür bir restorasyon hazırlanacağına ve ne tür bir simanın kullanılacağına dair karar vermesini kolaylaştırır. Seramiklerin klinik endikasyonları, içerikleri, asitle pürüzlendirilebilmeleri, laboratuvar işlemleri, fırınlama dereceleri, mikro-yapıları, translusensileri, çatlak dayanımları ve antagonist dişte oluşturdıkları aşınmalar üzerine odaklanan farklı sınıflamalar mevcuttur. Fakat bu sınıflamalar yetersiz ve yüzeysel bulunmaktadır ve yeni materyallerin sınıflamaya dahil edilmelerine izin vermemektedirler [33-37].

Optimum sonuçlar alabilmek için teknisyenin ve klinisyenin materyalin içeriğine hakim olması gerektiğinden, seramikleri içeriklerine göre sınıflandırma doğru bir adım olarak görünmektedir. Şimdiye kadar yapılan sınıflamaların fazla genel oldukları ve pratik olmadıkları düşünülmektedir [38-41].

Sıklıkla kullanılan Kelly ve Benetti sınıflaması, seramikleri cam içeriklerine göre şu şekilde ayırmaktadır: 1) Ağırlıklı olarak camsı olan materyaller, 2) Partikül içerikli camlar, 3) Cam içermeyen polikristalin seramikler. Bu sınıflamada, 1. ya da 2. kategorideki porselenlerin içerdikleri camsı faz miktarı net olmadığından, sağlıklı bir

ayrım yapılamaz. Ayrıca bu sınıflamaya göre, restorasyonların estetik özellikleri ve dayanıklılıkları arasında bir korelasyon mevcuttur. Bu korelasyona göre, ağırlıklı olarak camsı olan seramikler yüksek estetik özelliklere sahipken, polikristalin seramikler estetik açıdan daha zayıftırlar ve daha çok alt yapı materyali olarak tercih edilmelidirler. Başka bir deyişle, seramik içeriği ile klinik endikasyon arasında bir ilişki kurulmuştur [42, 43].

Fakat, polikristalin seramiklerin geliştirilmesiyle beraber bu konsept geride bırakılmıştır. Transludent zirkonya ve daha dayanıklı cam seramiklerin geliştirilmesi ile estetik zorluklar daha kolay çözülebilir hale gelmiştir. Estetik özellikleri getirilmiş zirkonya sadece alt yapı için değil tüm restorasyonun yapımı için de kullanılabilir. Aynı durum partikül içerikli cam seramikler için de geçerlidir. Daha önceleri sadece alt yapı için önerilirlerken, artık monolitik materyaller olarak da yüksek estetik özelliklere sahiplerdir (ör, lityum disilikat). Bu nedenle, seramikleri içeriklerine bağlı olarak endikasyonlarına ayırmak yanıltıcı görülmektedir. Ayrıca Kelly ve Benetti sınıflaması, seramik teknolojisindeki büyük bir yeniliği göz ardı etmektedir. Bu materyallerin üretimi, doğal malzemelerden (feldspar), sentetik olarak elde edilmiş birleşimlere kaymıştır. Bu durum malzemelerin standardizasyonu ve kalite kontrollerinde büyük avantajlar sağlamıştır. Sentetik malzemeler benzersiz bir yoğunluk göstereceğinden, klinisyen ve teknisyenin bu farklılığı göz önünde bulundurması önemlidir. Ayrıca, mevcut sınıflamalar, rezin matriks ve yüksek miktarda seramik içeren materyalleri içermemektedir. Bu materyaller çeşitli firmalar tarafından, değişik endikasyonlarda estetik alternatifler olarak piyasaya sunulmuştur. Seramiğe benzer özellikler taşıdıklarından, Amerikan Diş Hekimliği Birliği (ADA) tarafından seramik materyaller olarak da kabul edilmişlerdir [44-46].

Bu hususlara dayanarak, seramiklerin içeriklerinin karakteristik özelliklerine göre üç ana sınıfa ayrılması önerilmiştir:

1. Cam Matriks İçeren Seramikler: Camsı faz içeren, ametal inorganik seramik materyaller
2. Polikristalin Seramikler: Camsı faz içermeyen, ametal inorganik seramik materyaller
3. Resin Matriks İçeren Seramikler: Ağırlıklı olarak dayanıklı inorganik bileşikler içeren polimer matriksler.

Cam matriks içeren seramikler grubu üç alt gruba ayrılır:

- 1) Doğadan elde edilen feldspatik seramikler
- 2) Sentetik seramikler
- 3) Cam infiltre seramikler.

Polikristalin seramikler, dört ayrı alt gruba ayrılır:

- 1) Alümina
- 2) Stabilize zirkonya, zirkonya
- 3) Güçlendirilmiş alümina
- 4) Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya.

Rezin matriks içeren seramikler ise içeriklerine göre pek çok alt gruba sahiptir.

2.4.1 Cam matriks içerikli seramikler

2.4.1.1 Feldspatik seramikler

Bu geleneksel seramik grubu üçlü bir materyal birleşiminden oluşur. Bu birleşimde kil/kaolin (hidrate alüminosilikat), kuartz (silika) ve doğal feldspar (potasyum ve sodyum alüminosilikat karışımı) bulunur. Potasyum feldspar lösit kristallerini (kristalin fazda) oluşturur. Bu kristaller restorasyonun dayanıklılığını artırır ve seramiğin termal genleşme katsayısını değiştirerek metal alt yapılar ile daha uyumlu hale getirir. Bu materyaller monolitik olarak veya sadece veneer materyali olarak kullanılmaktadırlar [34, 36, 37].

2.4.1.2 Sentetik seramikler

Sentetik seramikler üç alt gruba ayrılmaktadır:

- 1) Lösit bazlı seramikler (Ör: IPS d.Sign, Ivoclar Vivadent; Vita VM7, VM9, VM13, Vident; Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Noritake)
- 2) Lityum disilikat ve türevleri (Ör: 3G HS, Pentron Ceramics; IPS e.max CAD, IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent; Obsidian, Glidewell Laboratories; Suprinity, Vita; Celtra Duo, Dentsply);
- 3) Fluoroapatit bazlı seramikler (Ör: IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent)

Doğal kaynaklara daha az bağlı kalmak için seramik endüstrisinde sentetik materyaller üretilmeye başlanmıştır. İçerikler firmalara göre değişiklik gösterse de ortak olarak

silikon dioksit, potasyum oksit, sodyum oksit ve alüminyum oksit içerir. Cam fazları lüsite ek olarak, apatit kristalleri ile kombine bulunabilir. Bu sayede termal genleşme kat sayıları metallerle uyumlu hale getirilir ve dayanıklılıkları artırılır. Tam seramik restorasyonlarda veneer materyali olarak kullanıldıklarında, alt yapılarında kullanılan materyal ile uyumlu bir termal genleşme katsayısına sahip olmaları için içerikleri modifiye edilebilmektedir (Ör: Vita VM7 and Cerabien for polycrystalline alumina and glass-infiltrated ceramics, and VM9, Cerabien ZR, IPS e.max Ceram for polycrystalline zirconia) [46].

Alt yapı materyali olarak kullanılabilmeleri ve buna uygun üstün mekanik özellikler kazanabilmeleri için, kristalin fazlarının güçlendirildiği feldspatik porselenler de mevcuttur. Bu malzemeler silisyum oksit (%63 SiO₂), alüminyum oksit (%17 Al₂O₃), potasyum oksit (%11.2 K₂O), sodyum oksit (%4.6 Na₂O), seryum oksit (%1.6 CeO₂), boron trioksit (B₂O₃), kalsiyum oksit (CaO), baryum oksit (BaO), titanyum dioksit (TiO₂) (< %1) (Ör: IPS Empress), ya da yaklaşık %70 lityum disilikat (IPS Empress 2) (SiO₂ (%57 to %80), alüminyum oksit (%0-5 Al₂O₃), lantanyum oksit (La₂O₃; %0.1- 6), magnezyum oksit (%0-5 MgO), çinko oksit (%0-8 ZnO), potasyum oksit (%0-13 K₂O), lityum oksit (%11-19 Li₂O), fosfor pentoksit (%0-11 P₂O₅) içerirler [46].

Lityum disilikat sistemindeki (SiO₂-Li₂O-K₂O-ZnO-P₂O₅- Al₂O₃- ZrO₂) (IPS e.max preslenebilir ya da CAD/CAM) gelişmelerle birlikte mekanik özellikleri, anterior bölgelerde inlay, onlay, kron ve 3 üyeli sabit restorasyonlarda kullanılabilir hale geliştirilmiştir. Bu materyal patent tescil süresinin bitmesi üzerine pek çok farklı firma tarafından piyasaya sürülmeye başlamıştır (Ör: 3G HS from Pentron Ceramics). Ayrıca lityum disilikat ile güçlendirilmiş, zirkonya içerikli seramikler de geliştirilmiştir (Ör: Suprinity, Celtra Duo, (ağırlık olarak): silisyum oksit (%56-64 SiO₂), lityum oksit (%15-21 Li₂O), potasyum oksit (%1-4 K₂O), fosfor pentaoksit (%3-8 P₂O₅), alüminyum oksit (%1-4 Al₂O₃), zirkonyum oksit (%8-12 ZrO₂) ve seryum oksit (%0-4 CeO₂) [46] .

2.4.1.3 Cam infiltre seramikler

Cam infiltre seramikler üçe ayrılırlar:

- 1) Alümina
- 2) Alümina ve magnezyum
- 3) Alümina ve zirkonya

İlk geliştirilen cam infiltre materyal olan In- Ceram Alümina (1989) slip-cast tekniği ile üretilmiştir. Yoğun ve akışkan kıvamdaki Al_2O_3 dayanıklı bir daya sinterlenir, alümina partiküllerinden oluşan poröz bir iskelet oluştuktan sonra lantanyum cam ile infiltrasyon ikinci bir fırınlama ile gerçekleştirilir. Böylece poröziteler doldurulmuş olur ve dayanıklılık artar. 3 farklı büyüklükte alümina partikülü bulunmaktadır: büyük partiküller (10-12 μm uzunlukta ve 2.5-4 μm genişlikte), çok boyutlu partiküller (1-4 μm çapında) ve küresel partiküller (1 μm den daha küçük çapta). Opak özellikleri nedeniyle porselen ile veneerlenmeleri gerekmektedir. Firmaların verdiği bilgilere göre içeriklerinde alüminyum oksit (%82 Al_2O_3), lantanyum oksit (%12 La_2O_3), silisyum oksit (%4.5 SiO_2), silisyum oksit (%4.5 SiO_2) ve diğer oksitler (0.7%) bulunmaktadır [47].

1994 yılında geliştirilen In-Ceram Spinell benzer bir üretim metodu ile elde edilir fakat cam, sentetik magnezyum alüminat ($MgAl_2O_4$) kor içerisine infiltre edilir. In-Ceram Zirconia, In-Ceram Alümina' nın alüminyum oksit kompozisyonun içerisine yarı stabilize zirkonya oksit eklenerek güçlendirilmiş bir modifikasyonudur. Üretici firmanın açıklamalarına göre materyalin içeriği, alüminyum oksit (%62 Al_2O_3), çinko oksit (%20 ZnO), lantanyum oksit (%12 La_2O_3), silisyum oksit (%4.5 SiO_2) ve diğer oksitler (%0.7) şeklindedir. Lityum disilikat ve zirkonyanın popülerliğinin CAD/CAM teknolojisi sayesinde artması nedeniyle bu materyallerin kullanımı giderek azalmıştır [47].

2.4.2 Polikristalin seramikler

Bu gruptaki seramiklerin en önemli özellikleri ince grenli kristalin yapılarının dayanıklılık ve kırılma dayanımlarını artırmasıdır. Fakat bu materyallerin translusensileri düşüktür. Ayrıca camsı fazın olmaması, hidroflorik asitle

pürüzlendirilmelerini güçleştirmektedir, pürüzlendirme süreleri daha uzundur ve daha yüksek sıcaklıklar gerektirmektedir [48].

2.4.2.1 Alümina

Bu materyal yüksek saflıkta alüminyum oksitten (%99.5) oluşmaktadır (Ör, Procera AllCeram, Nobel Biocare; In-Ceram AL). Nobel Biocare firması tarafından 1990'ların ortasında CAD/CAM ile üretilen kor materyali olarak piyasaya sürülmüştür. Yüksek sertliğe (17-20 GPa) ve dayanıklılığa sahiptir. Dental seramikler arasındaki en yüksek elastik modülusa sahiptir, bu özelliği ile kırılmaya yatkındır. Kırılmaya yatkınlığı sebebiyle ve daha iyi mekanik özelliklere sahip materyallerin piyasaya sürülmesiyle birlikte alüminanın kullanımı giderek azalmıştır [49, 50].

2.4.2.2 Stabilize zirkonya

Saf zirkonya 3 allotropik formda bulunur. Monoklinik faz 1170 ° C'de tetragonal faza dönüşür, 2370° C'de de kübik faza dönüşür [51, 52]. Tetragonal fazdan monoklinik faza geçişte kesme gerinimi ile büyük bir hacim artışı (%4) meydana gelir. Bu hacim artışı çatlakların kapanmasını sağlayabilir ve materyalin yüksek kırılma dayanımına sahip olmasını sağlar. Bu transformasyondan klinik olarak faydalanılabilmesi için tetragonal ya da kübik fazların oda sıcaklığında stabilize edilmesi gerekir. Bunun için zirkonya itriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitlerle stabilize edilir. Bu elementler tamamen ya da parsiyel olarak bu fazlardan birini stabilize ederler. Zirkonya seramiklerin mikro yapılarına göre, tam stabilize zirkonya (FSZ), parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) şeklinde sınıflandırılmaları önerilmiştir [2]. FSZ sınıfında zirkonya kübik faz halindedir ve %8 molden daha fazla itriyum oksit içermektedir. PSZ kübik matriks içerisinde, nano boyutta tetragonal ya da monoklinik partiküller içermektedir. TZP sınıfındakiler ise itriya ve seria ile stabilize edilmiş tetragonal fazda partiküllerden oluşan monolitik materyallerdir. Dental zirkonya, çoğu Y-TZP olmak üzere TZP sınıfındadır. Çünkü bu form sinterlenme sonrası en yüksek dayanıklılığa ve kırılma dayanımına sahiptir [53].

Zirkonya geçmişte, seramiklerle veneerlenmek üzere kullanılan bir alt yapı materyali olarak kullanılmıştır fakat monolitik restorasyonların üretimi için de kullanılabilirler. Piyasada uniform olarak monokromatik halde bulunurlar, ihtiyaç halinde infiltrasyon

ile boyanabilirler. Dentin ve mine renklerinin taklidi için geliştirilen polikromatik CAD/CAM bloklarının kullanımı da giderek yaygınlaşmıştır. Ayrıca artık bu materyaller daha translusent özellikte de üretilebilmektedirler (Ör, Lava Plus; Cercon ht; NexxZr T; Zenostar Full Contour Zirconia; and Zirlux FC2) [53].

2.4.2.3 Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

Zirkonya tetragonal fazda yarı stabilize olduğundan ve alümina orta seviyede bir sertlik gösterdiğinden, alümina-zirkonya (zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA)) ve zirkonya-alümina (alümina ile güçlendirilmiş zirkonya ATZ)) kombinasyonlarının, ortopedide artroplasti uygulamalarında kullanımları için geliştirilme çalışmaları artmıştır. 1976 yılında Claussen, stabil olmayan zirkonyanın alüminaya eklenmesiyle kırılma dayanımının arttığını göstermiştir. Bunun nedeni olarak, çatlak sınırı ile daha önce tetragonal fazdan monoklinik faza dönüş sırasında oluşmuş mikro çatlaklar arasındaki reaksiyonlar gösterilmiştir. Zirkonya ya da alüminanın yüzdesi ihtiyaca göre üretici firmalar tarafından değiştirilebilir. Sınıflama için ZTA seramikler ağırlık olarak en az %50 Al; ATZ seramikler ağırlık olarak en az %50 Zr içermelidirler. ZTA için örnek bir birleşim (ağırlık olarak) %7.9 ZrO₂; %21.5 Al₂O₃; %10.6 CeO₂; %0.006 MgO; %0.03 TiO₂ şeklindedir.

En son geliştirilen yöntemlerde zirkonya nanopartiküller alümina mikropartiküllere sinterizasyondan önce uygulanır. Bu materyallerin Y-TZP'lere göre avantajı düşük ısılarda bozulmaya karşı dayanıklılıkları ve siklik yorulma dirençleridir [54].

Henüz klinik olarak yeni kullanılmaya başlanmış yeni bir materyal de 'graded' alümina ve 'graded' zirkonyadır. Bunlar camın, alümina ya da zirkonya yüzeyine infiltre edildiği, polikristalin türevi restoratif materyallerdir. Bu infiltrasyon hasarlara karşı daha korunaklı ve daha estetik bir sistemin oluşmasına olanak verir. 'Graded' yapı bir arayüz boyunca (kor materyali ile veneer arasında ve/veya korun ölçü yüzeyinde) düşük sertlikteki camdan yüksek sertlikteki kor yapısına değişimler gösteren bir bileşime sahiptir. Zirkonya, benzer termal ekspansiyon katsayısına sahip silikat cam ile infiltre edildiğinde 120 µm'lik bir arayüzde cam oranı %100'den %0'a düşmektedir. Sonuç olarak elastik modülüs, infiltrasyon yüzeyinde 126 GPa iken materyalin derinliklerinde 250 GPa'a yükselmiştir. 'Graded' yapının etkisi ince

örneklerde daha belirgindir. Yüzeye yakın kısımlarda elastik modülüsün düşük tutulması, stresin daha sert olan, yüzeyden derin kısımlarda birikmesine neden olur. Bu stres iletimi, ölçü yüzeyindeki çatlak başlangıçlarını önler ve alümina ile zirkonyanın yorulma dayanımlarını oldukça artırır [55, 56].

Kademeli yapı, geleneksel kor-veneer sisteminin arayüzündeki keskin geçişi önler ve tabakaların birbirlerinden ayrılma potansiyellerini azaltır. Ayrıca yüzeydeki cam, zirkonyayı çevreleyerek su geçişini engeller ve hidrotermal bozulmanın önüne geçer. Bu gelişme, güçlü biyomekanik özellikler taşıyan daha ince restorasyonlar üretilmesi yolunda önemli bir adımdır. Polikristalin seramiklerin karışımlarından meydana gelen farklı kombinasyonlara rağmen, bu sınıfa ileride dahil edilecek yeni materyallerin geliştirilmesi beklenmektedir [57].

2.4.3 Rezin matriks içeren seramikler

Bu kategori seramik partiküllerle doldurulmuş organik matriks içeren materyalleri bir araya getirir. Organik matriksin varlığı teorik olarak seramiğin tanımı olan ‘ametalik–inorganik materyaller’ kategorisine aykırıdır. Fakat rezin matriks seramikler 2013 yılında ADA’nın ortaya koyduğu seramik/porselen tanımını ile (preslenen, fırınlanan, cilalanan ya da frezlenen, ağırlıklı olarak dayanıklı inorganik bileşikler içeren materyaller) sınıflamaya dahil edilebilmiştir. Bu materyaller ağırlıklı olarak, dayanıklı inorganik bileşikler içerirler ve daha az orandaki organik fazın (polimer) yüzdesinden etkilenmez. Üretici firmalar bu seramik benzeri materyaller için pek çok endikasyon önermişlerdir. Bu durum 2012 ‘de belirlenen porselen/seramik tanımından çok daha farklıdır [31].

Tanımlamalardaki bu çelişkilere rağmen, üreticilerin resin matriks içeren seramikleri geliştirmelerinin nedenleri (1) dentinin elastik modülüsüne geleneksel seramiklerden daha yakın özellikte, (2) cam içerikli seramiklerden (sentetik lityum disilikat sınıfı) ya da polikristalin seramiklerden daha kolay frezlenebilen ve adapte edilebilen, (3) kompozit ile tamir ya da modifiye edilebilen materyaller üretebilmektir [31].

Rezin-matriks içeren seramiklerin birleşimleri farklılıklar gösterebilir fakat bunlar özellikle CAD/CAM prosedürlerine yönelik üretilmişlerdir. Bugün bu materyaller 2015 yılında yapılan güncel sınıflamaya göre inorganik içeriklerine göre farklı alt gruplara ayrılabilirler [31]:

2.4.3.1 Rezin nanoseramik

Yüksek derecede polimerize edilmiş rezin matriks ve ağırlık olarak %80 oranında nano- seramik partiküller içerir. Silika nanopartikülleri (20 nm çapında), zirkonya nanopatikülleri (4-11nm çapında) ve zirkonya-silika nano kümelerinin (nanopartiküllerin birleşmiş kütleleri) varlığı, doldurucular arasındaki boşlukları azaltarak yüksek nanoseramik içeriğinin elde edilmesini sağlar (Ör, Lava Ultimate, 3M ESPE) [31].

2.4.3.2 Rezin ile penetre matriks içeren cam seramik

Tipik olarak ikili bir ağ sistemi içerir: feldspatik seramik ağ ve polimer ağ. Seramik kısmının içeriği, %58-63 SiO₂, %20-23 Al₂O₃, %9-11 Na₂O, %4-6 K₂O, %0.5-2 B₂O₃, ve %1 den az Zr₂O and CaO şeklindedir. Polimer ağı, üretilen dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) içerir (Ör, Enamic, Vita). Üretici firma bu materyali hibrit seramik olarak tanımlamaktadır [31].

2.4.3.3 Rezin ile penetre matriks içeren zirkonya-silika seramik

Değişik organik matriksler ve farklı ağırlıklarda seramik içerirler (silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, mikro füme silika, pigmentler (Shofu Block HC, Shofu)). İnorganik kısımlarının oranı ağırlık olarak %60'tan fazladır. Bir başka ticari formu da %85 ultra ince zirkonya-silika seramik partiküllerinin (0.6µm), bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA), TEGDMA ve patentli bir reaksiyon başlatıcı sistemden oluşan polimer ağına gömülmeyle oluşturulmuş bir materyaldir (MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE). Bu kategoriye yakında, estetik restorasyonlar için geliştirilmiş pek çok yeni materyal eklenecektir [31].

Son yıllarda dental materyaller arasına birçok tam seramik ve seramik benzeri malzeme katılmıştır. Bu malzemelerin isimleri içerikleri ile ilgili çok az bilgi vermektedir. Bu yüzden de doğru kullanımlarının belirlenmesi için fazla ipucu yoktur. Doğru materyalin seçimi için, sınıflamalar, materyallerin birbirlerinden ayrılan önemli özelliklerini vurgulayarak, klinisyenlere ve teknisyenlere rehber olmalıdır. Materyallerin içsel dayanıklılıkları, kırılma dayanımları, sertlikleri gibi özelliklerine göre yapılan sınıflamalar, materyallerin nerede ve nasıl kullanılması gerektiğine dair

bilgi verirler (alt yapı/veneer, kron/köprü, anterior/posterior). Fakat genelde endikasyonları üretici firmalar belirlemektedir. Diğer bir taraftan translusensiye yönelik sınıflama klinisyen için yanıltıcıdır. Örneğin polikristalin seramikler alt yapı materyali olarak tercih edilirlerken, estetik özellikleri geliştirildiğinden artık tüm restorasyonun üretilmesinde de tek başlarına kullanılabilirler. Doğru planlanmış, uzun süreli klinik çalışmalar henüz yapılmadığından, materyalleri klinik performanslarına göre de sınıflamak mümkün değildir [31].

Bu sınıflamanın kriteri, materyallerin kimyasal içerikleridir. Bu sayede tüm tam seramik ve seramik benzeri materyaller üç kategoriden birine oturtulabilmektedir. Geleneksel tam seramik materyalleri cam matriks içeriğinin varlığına göre 2 gruba ayrılırlar: cam matriks içeren seramikler ve polikristalin seramikler. Organik matriks içeren materyaller tamamen yeni bir kategoriye girmektedirler: rezin matriks içeren seramikler. Bu sınıflamanın eğitim ve iletişim açısından faydalı olacağına inanılmaktadır [31].

2.5 Zirkonya Seramikler

Zirkonyum atom numarası 40 olan metalik yapıda bir elementtir. Zirkonyumun erime noktası 1852 °C ve kaynama noktası 3580 °C'dir. Doğada saf halde bulunmaz. Zirkonyum oksit (ZrO_2 veya baddeleyit) veya zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$ veya zirkon) gibi farklı bileşikler halinde bulunur. Zirkonyum oksit (ZrO_2 -zirkonya) polimerik metastabil bir materyaldir ve monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere 3 farklı fazda bulunmaktadır. Oda sıcaklığından 1170°C'ye kadar monoklinik fazdadır. Bu sıcaklığın üzerine çıktığında, tetragonal faza dönüşmeye başlamakta ve 2370°C'de kübik faza geçmektedir [58, 59].

Sinterleme işleminden sonra soğumakta olan zirkonyum oksitte 100 ile 1070 °C arasında tetragonal-monoklinik (t-m) transformasyon gerçekleşir. Kontrolsüz gerçekleşen bu faz değişimi ile birlikte yüksek iç streslere ve çatlak oluşmasına neden olabilen %3-5'lik bir hacim artışı meydana gelir. Bu olay, saf zirkonyanın oda sıcaklığına kadar soğutulduğunda küçük parçalara ayrılmasına sebep olduğu, mekanik özellikleri negatif etkilediği için istenmeyen bir durumdur ve bunu engellemek için materyalin yapısına stabilize edici oksitler eklenerek bu faz dönüşümü engellenip materyalin stabil olması sağlanmaya çalışılmaktadır [58].

2.5.1 Zirkonya seramiklerin mikro yapısı

2.5.1.1 Tam stabilize zirkonya

Tam stabilize zirkonya (FSZ), saf zirkonyuma %7.9 CaO, %5.86 MgO, %13.75 Y₂O₃ gibi toprak alkali metal oksitlerin ilavesiyle oluşturulur [60, 61]. Tam stabilize zirkonya artmış itriyum içeriği ile daha fazla stabilize kübik faz içerdiğinden dolayı translusensi özelliği artırılmıştır. 2500 °C 'ye kadar faz dönüşümü gözlenmemektedir. Isıl değişim dayanımı, darbe direnci ve dayanımı düşüktür ve kübik faz içerdiği için sinterleme sıcaklığı yüksektir [62].

2.5.1.2 Parsiyel stabilize zirkonya

Tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi önlemek için bileşiğin stabilizasyonu gereklidir. Saf zirkonyayı oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil etmek için yapısına itriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitler eklenmektedir. Bu sayede faz dönüşümü sırasında oluşan stresslerin de önüne geçilebilecektir. Zirkonyuma stabilizatörler ilave edilerek tetragonal faz geçişi 1000 °C'nin üzerine çıkmakta, oda sıcaklığında soğutulduğunda ise saf zirkonyumdan farklı olarak kübik ile tetragonal fazın karışım şekli olan yarı stabil zirkonyuma dönüşmektedir. Yarı stabil bu yapıya 'Parsiyel Stabilize Edilmiş Zirkonya' (PSZ) adı verilir. PSZ, oda sıcaklığında kübik bir matriks içerisindeki çok küçük boyutlarda tetragonal veya monoklinik partiküllerden oluşur [62]. %4-6 mol itriyum içeren zirkonyalara PSZ denmektedir [7].

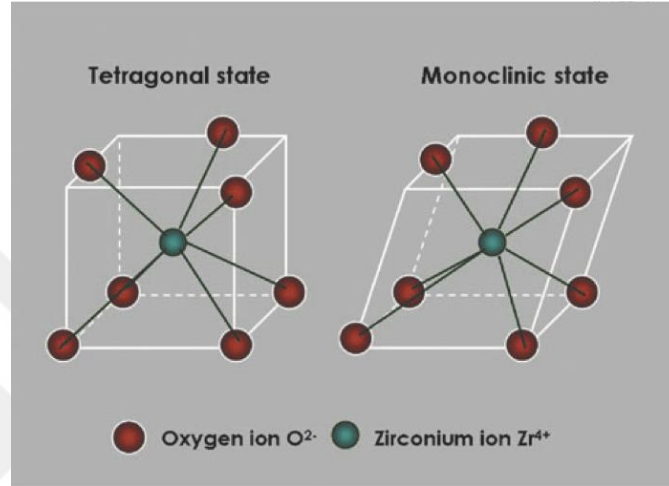
2.5.1.3 Tetragonal zirkonya polikristalleri

İtriyum veya seryum ile stabilize edilmiş tetragonal fazdaki monolitik materyallerdir. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyaların büyük bir kısmı TZP tipinde olup, yaygın olarak %3 mol itriyum içerikli Y-TZP formundadırlar. Bu formun frezeleme ve sinterleme sonrası iyi kırılma dayanımına sahip olduğu belirtilmektedir [63].

2.5.2 Zirkonyanın faz dönüşümü ve dönüşüm sertleşme mekanizması

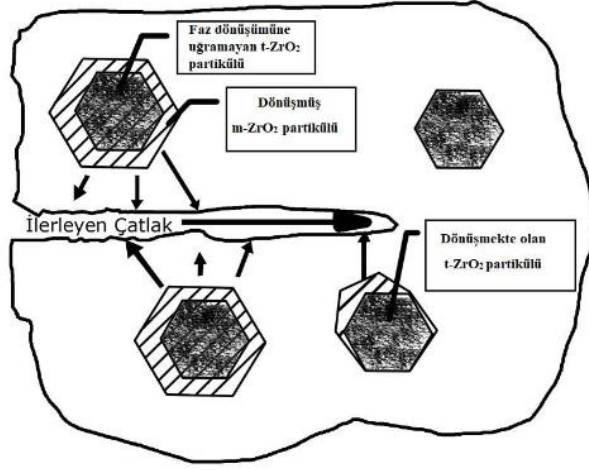
Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve 1170°C'ye kadar bu fazda stabil kalmaktadır. 1170°C'nin üzerinde tetragonal faza dönüşmekte ve 2370°C' de kübik faza geçmektedir. Saf zirkonyada sinterizasyon işleminden sonra büyük miktarda ısı

düşüşü ve hacminde önemli değişiklikler olmakta, bu durum kitleye stabil olmayan bir özellik kazandırmaktadır. Oda sıcaklığına tekrar soğutulduğunda, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmekte ve bu sırada zirkonyada %3-5 oranında hacim artışı olmaktadır. Zirkonyanın tetragonal ve monoklinik kristal yapılarının şematik görünimleri Şekil 2.1’de görülmektedir [64].



Şekil 2.1 Zirkonyanın tetragonal ve monoklinik kristal yapılarının şematik görünimleri [64].

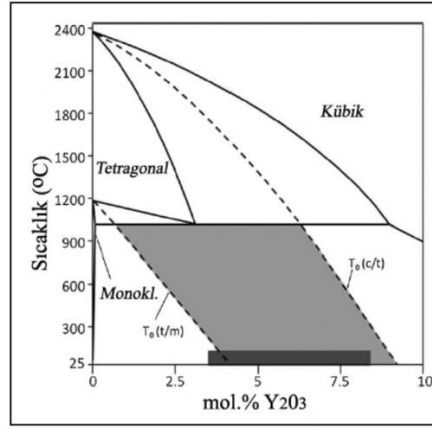
Zirkonya gerilim streslerine veya herhangi bir kuvvete maruz kalır ve yapısında çatlak oluşmaya başlarsa, soğumada olduğu gibi tetragonal kristaller monoklinik faza geçmeye başlamakta ve %3-5 oranında bir hacim artışı oluşmaktadır. Bu hacim artışı ile birlikte sıkıştırıcı stresler oluşarak çatlağın ilerlemesi engellenmekte ve yüksek sertlik elde edilmektedir. Bu mekanizma, aktif olarak çatlağın yayılmasını engeller, çünkü çatlağın yayılmaya devam edebilmesi için gereken enerji miktarı artmaktadır. Dönüşüm sertleşmesi veya faz dönüşümü sertleşmesi adı verilen bu durum zirkonyaya üstün mekanik özellikler sağlamakta ve yüksek dayanımı olan zirkonya materyalinin temelini oluşturmaktadır (Şekil 2.2) [65].



Şekil 2.2 Dönüşüm sertleşmesi mekanizması [65].

Zirkonya dönüşüm sertleşmesini aşan streslere maruz kaldığı zaman zirkonya materyalinin mekanik özelliklerinin olumsuz etkilenebileceği bilinmektedir [66, 67]. Dışarıdan gelen streslerin materyalin dayanımını olumsuz etkilemesi, dönüşüm sertleşmesinde oluşan sıkıştırıcı stresi aşması ile ilişkilidir. Aşındırma, kumlama gibi işlemler yüzeyde stres yaratıp kristallerin tetragonalden monoklinik faza dönüşümünü tetikleyebilmektedir. Bununla beraber ağız ortamında stres, sıcaklık, asit, nem ve tükürük gibi etkenler mevcuttur ve bunların dönüşümü nasıl etkileyeceği henüz tam olarak anlaşılamamıştır [65].

Faz dönüşümü, zirkonya tanecik büyüklüğüne, şekline, bileşimine, stabilize edici oksitin tipine, miktarına ve zirkonyanın yapım işlemlerine bağlıdır. Stabilize edici ajanın miktarı dikkatli şekilde kontrol edilmelidir, materyalin mikro yapısını ve mekanik özelliklerini önemli derecede etkilemektedir. İtiryum oksit miktarı ve sıcaklığa bağlı zirkonyanın faz diyagramı şekilde görülmektedir. Şekil 2.3’de koyu işaretli alan, dental uygulamalarda kullanılan Y-TZP’nin tetragonal fazda stabil olduğu alanı ifade etmektedir [65].



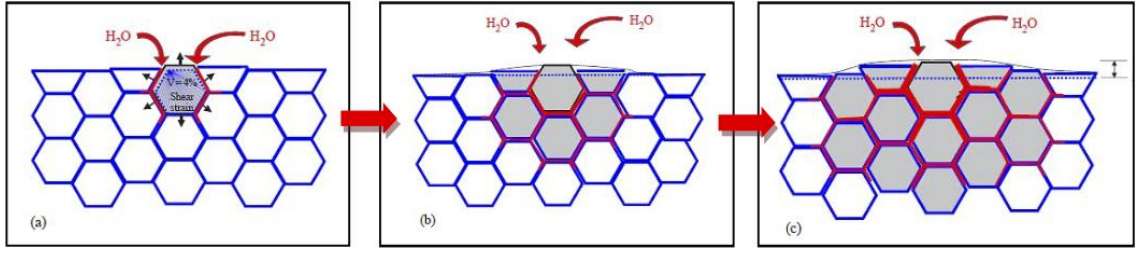
Şekil 2.3 Y₂O₃ Faz diyagramı [65].

2.5.3 Zirkonyanın düşük ısı bozulması ve yaşlanması

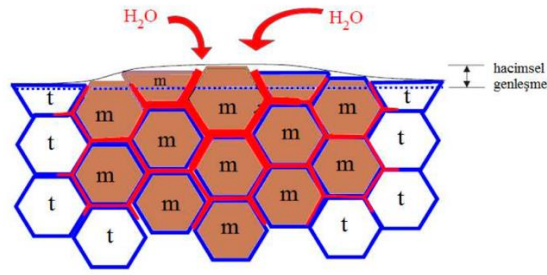
Zirkonya restorasyonlar ağız içerisinde döngüsel mekanik ve termal birçok yüke maruz kalmaktadır ve bu streslere karşı koyabilmesi için materyalin uzun süre boyunca stabil yapıda kalabilmesi gerekmektedir. Zirkonyanın mekanik özelliklerinin bozulması spontan faz dönüşümüne bağlıdır ve yaşlanma olarak tanımlanmaktadır [2]. 2000'li yıllarda ortopedik cerrahide femur başlarında kullanılan zirkonya esaslı materyallerin nemli ortamda düşük ısı bozulmasına (LTD) maruz kaldıkları rapor edilmiştir ve klinik başarısızlıkları zirkonyanın kullanımını tartışmaya açık hale getirmiştir. Femur başlarında yapılan incelemede yüksek oranda monoklinik faza bağlı olarak bozulma tespit edilmiştir [68].

Zirkonya materyalinin dayanımı yaşlanma, düşük ısı bozulması, mekanik yüzey işlemleri, stres korozyonu ve yorulma gibi faktörlerin etkisi ile zamanla azalma eğilimindedir. Y-TZP düşük sıcaklıklarda uzun süre boyunca nemli ortama maruz kaldığında tetragonal yapı spontan olarak monoklinik yapıya dönüşmektedir. Dönüşüm izole yüzey grenlerinde başlamakta ve materyalin bütününe doğru ilerlemektedir [69, 70].

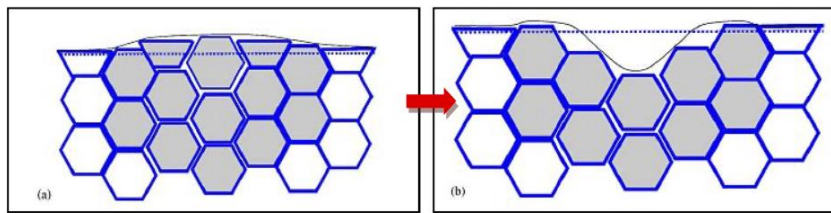
Dönüşüm zonu, yüzeyde stres ve pürüzlülük oluşturarak büyümektedir. Tetragonalardan monoklinik faza dönüşüm ve hacimdeki genişlemeye bağlı olarak, dayanımda azalma ve spontan fraktürlere neden olabilecek genişlemiş mikro-çatlaklar görülmektedir. Ayrıca gren çözülmesi ile beraber yüzeyde kraterler meydana gelmektedir. Bu durum düşük ısı bozulması olarak bilinmektedir (Şekil 2.4, 2.5 ve 2.6) [70, 71].



Şekil 2.4 (a-c) Yaşlanma sürecinin şematik görünümü (Dönüşüme uğramış grenler gri renkte ve bu grenlerin etrafındaki suyun penetrasyonu kırmızı renkte gösterilmiştir) [70] .



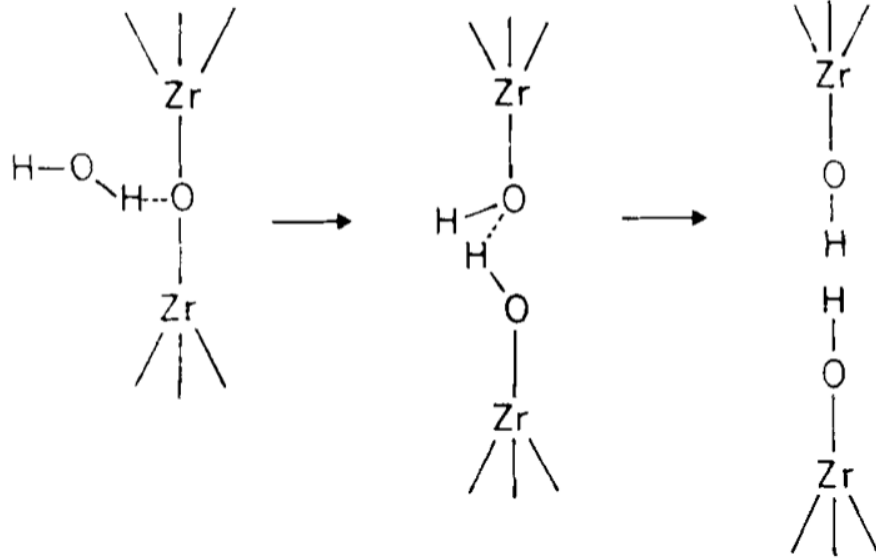
Şekil 2.5 Enine kesitte yaşlanma şeması.



Şekil 2.6 (a,b) Zirkonya yüzey bozulmasının şematik görünümü [70].

Düşük sıcaklıklarda nemli ortamda zaman içinde meydana gelen bu spontan düşük ısı bozulması çalışmalarda görüldüğü üzere 100-400 °C sıcaklık aralığında meydana gelmektedir [72]. Düşük ısı bozulması zirkonyaya uygulanan yüzey işlemlerinden, zirkonyanın mikro yapısı ve poröz yapısından, kullanılan katkı maddelerinden etkilenmektedir ancak su moleküllerinin faz dönüşümünü oluşturma mekanizması

henüz tam olarak açıklanmamış ancak Zr-O-Zr kimyasal bağının bozulup çözünerek Zr-OH bağının oluşumuna dayandırılmaktadır (Şekil 2.7) [2, 73, 74]. Oluşan bu reaksiyon sonucunda zirkonya grenlerinin çevresindeki stabilize edici oksit miktarı azalarak faz dönüşümü gerçekleşmektedir [75].



Şekil 2.7 Çatlak ucunda Zr-O-Zr bağlarının suyla olan reaksiyonunun şematik görünümü [75].

Zirkonyanın feldspatik porselenle kaplanarak düşük ısı bozulmasından korunduğu düşünülmektedir fakat zirkonya ile porselen arasındaki bağlantı sorunları neticesinde başarısızlıklar rapor edilmiştir. Günümüzde kullanılan monolitik, porselen içermeyen yüksek sıcaklıklarda sinterize edilerek üstün estetik özellikler verilen tam anatomik zirkonya kronlar ağız ortamı ile direk ilişkidir [69].

Cam matriks içeren seramiklerde zamanla oluşan stresler ve camsı yapının ağız içerisindeki tükürükle reaksiyona girmesi sonucunda camsı yapının bozulması ve çatlak oluşumu ile başarısızlık görülebilir. Oysa ki Y-TZP cam matriks içermez polikristalin bir materyaldir. Faz dönüşüm mekanizması sayesinde çatlak engellenip yapısal dayanım kazanılır ve geleneksel seramiklerdeki yorgunluk özelliği zirkonyada bu mekanizma sayesinde geçerli değildir. Fakat zirkonyada zamanla görülen tetragonalden monoklinik faza spontan kontrolsüz artan faz dönüşümü ile zirkonyanın yarı kararlı hali kaybedilir ve mekanik özellikler bozulur. Bu olaya ‘yaşlanma’ adı verilir [2, 53, 72]. Üretim koşulları, nem ve stress gibi faktörlerin etkisiyle zamanla

zirkonyada görülen yaşlanma ile materyalin mekanik özellikleri önemli derecede düşmektedir [70].

Yaşlanmanın temel aşamaları şu şekilde açıklanabilir:

1. Enhassas sıcaklık aralığı 200-300 °C 'dir.
2. Yaşlanma, dalga boyu, dayanıklılık ve yoğunlukta azalma ve monoklinik faz içeriğinde bir artışa neden olur.
3. Mekanik özelliklerin bozulmasından dolayı malzemede mikro ve makro çatlaklar meydana gelir.
4. Tetragonalden monoklinik faza dönüşüm yüzeyde başlar ve yapının merkezine doğru ilerler.
5. Tanecik boyutunun azalması ve/veya stabilize edici oksit konsantrasyonunun artması, faz dönüşüm oranını düşürür.
6. Su veya buhar varlığı tetragonalden monoklinik faza dönüşümü artırır [2, 76].

2.5.4 Zirkonyanın mekanik özelliklerini etkileyen faktörler

Zirkonyanın mekanik özelliklerinin temelinde faz dönüşümüne uygun mikroyapısı bulunmaktadır. Y-TZP kısmen stabilize olduğu için, oda sıcaklığında tetragonal fazda olduğu halde, iç yapısında monoklinik faza dönüşmek için bir enerji bulunmaktadır [77]. Zirkonyaya gerilim stresleri veya herhangi bir kuvvet uygulandığında yapısında çatlak oluşabilir. Tetragonal kristaller monoklinik faza geçmeye başlar ve %3-5 oranında bir hacim artışı meydana gelir. Hacim artışı sonucunda sıkıştırıcı stresler oluşur ve çatlağın ilerlemesi engellenir. ‘Dönüşüm sertleşmesi’ (transformation toughening) adı verilen bu durum zirkonyanın mekanik özelliklerini olumlu yönde etkilemekte ve zirkonyaya üstün mekanik özellikler sağlamaktadır [2, 77].

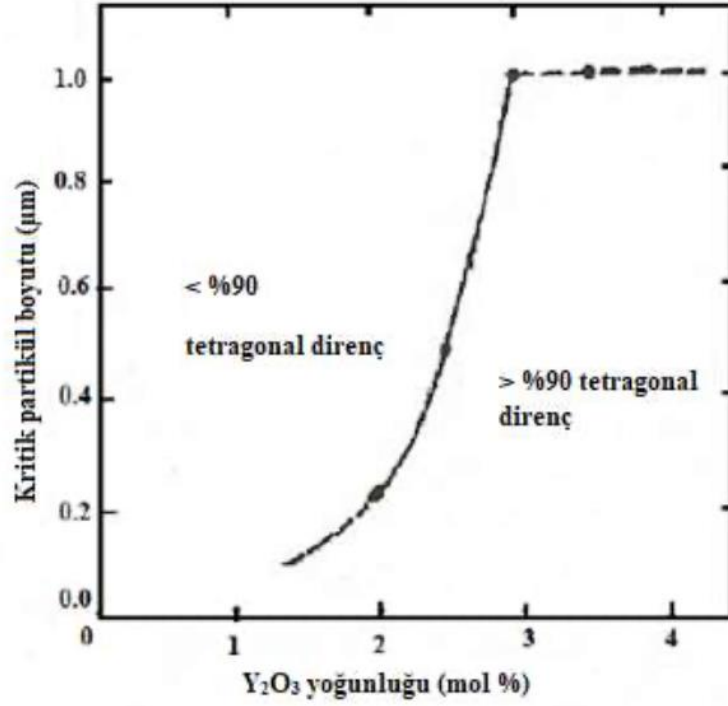
Zirkonya mikroyapısının stabilitesi materyalin kullanımı sırasındaki performansını etkileyen kilit noktadır. Mekanik özellikleri etkileyen faktörler stabilize edici oksitin miktarı, tanecik boyutu ve şekli, zaman, sıcaklık ve nem, materyale uygulanan yüzey işlemleri şeklinde sıralanabilir.

Stabilize edici oksidin zirkonya içerisinde homojen dağılması önemlidir. Stabilize edici oksit miktarının artması faz dönüşüm hızını azaltmaktadır. %8 mol'den fazla itriyum ilave edildiğinde faz değişimi durur ve materyal tamamen stabilize olur. Fakat

bu durum arzu edilen seviyedeki dönüşüm sertleşmesi yeteneğini ortadan kaldıracaktır [65, 76].

Zirkonya içerisindeki taneciklerin ince grenli ve homojen olması, zirkonyanın mekanik özellikleri açısından önemlidir. Ortalama tanecik boyutu 0.2 ve 0.3 μm arasındadır. Tanecik boyutunun artması, zirkonyanın daha kararsız ve bozulmaya daha duyarlı hale gelmesine neden olur. 1 μm kritik tanecik boyutudur, tanecik boyutunun bu değerden büyük olması materyalin kendiliğinden tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmesine sebep olmaktadır ve materyalin dayanımını oldukça düşürmektedir. İtiryum oksit miktarının artması da tanecik boyutunu artırmaktadır. Ayrıca tanecik boyutunun artması iç boşlukların artmasına sebep olmakta ve sonuç olarak dayanımı olumsuz etkilemektedir. Tanecik boyutu küçüldükçe faz dönüşümü eğilimi de azalmaktadır. Tanecik boyutunun 0.2 μm 'den küçük olması faz dönüşümü olmasını engelleyerek malzemenin kırılma direncini azaltırken, tanecik boyutunun artması da spontan faz dönüşümünü tetiklediği için kırılma direncini düşürmektedir [78].

Sinterizasyon süresi, sinterleme sıcaklığı ve metal oksit ilavesi, tanecik boyutunu üzerinde doğrudan bir etkiye sahiptir ve dolayısıyla zirkonyanın optik ve mekanik özelliklerini etkilemektedir. Sinterleme faktörlerinin değiştirilmesi ve bunun sonucu olarak zirkonya tanecik boyutunun genişlemesi, malzemenin porözite miktarını ve mikro yapısını değiştirebilir. Ek olarak, sinterleme süresini ve sıcaklığını yükselterek, zirkonya yarı saydam hale getirilebilir ve bu sayede istenen estetik sonuçlar elde edilebilmektedir. Bu nedenle, birçok zirkonya üreticisi, geliştirilmiş yarı saydamlık beklentisiyle nihai sinterleme sıcaklığını artırma eğilimindedir. Fakat sinterizasyon sıcaklığı ve süresindeki artışla beraber tanecik boyutları büyümekte ve dolayısıyla spontan faz dönüşümünü takiben materyalin dayanımının düştüğü de göz ardı edilmemelidir [78-80]. Ayrıca itriyum oksit miktarı ve tanecik boyutu arasında pozitif bir korelasyon mevcuttur (Şekil 2.8) [2, 81].



Şekil 2.8 Y₂O₃ yoğunluğunun tanecik boyutuna etkisi [2].

Porozite mekanik özelliklere etki eden diğer bir faktördür. Yüksek oranda poroziteye sahip zirkonyada çatlağın ilerlemesi daha kolay olacaktır sonuç olarak mekanik dayanım düşecektir [80].

Düşük ısı ve nem varlığı, zamanla artan stresler materyalde spontan faz dönüşümünü tetikleyip yaşlanma adı verilen mekanik özellikleri olumsuz yönde etkileyen bir dönüşüme sebep olmaktadır. Dolayısıyla sıcaklık, nem ve zaman mekanik özellikleri etkileyen önemli faktörlerdendir [70, 76].

Zirkonya restorasyonlarının uyumlandırılması sırasında ve bağlantıyı artırmak amacıyla yapılan kumlama, lazerle pürüzlendirme, asit uygulama, frezlerle aşındırma gibi birçok yüzey pürüzlendirme işlemleriyle beraber stres artırılmaktadır. Artan stres neticesiyle meydana gelen tetragonelden monokliniğe faz dönüşümü, yüzeyde sıkıştırma tabakası oluşturarak eğilme dayanımının artmasına yol açabilir. Aynı zamanda faz bütünlüğünün bozulması ile yaşlanmaya karşı duyarlılığın artmasına da neden olabilmektedir ve mekanik özellikleri olumsuz etkileyebilmektedir [82, 83].

Isıl işleme tabi tutulan poröz yapıdaki malzemenin içeriğindeki porların azaltılması ve partiküller arasında güçlü katı bir bağın oluşturulması işlemine sinterleme adı

verilmektedir. Sinterleme, diş hekimliğinde kullanılan zirkonyanın, yeterli fiziksel özelliklerini kazanması için gerekli olan en önemli üretim aşamasıdır. Zirkonyanın sinterlenmesi farklı şekillerde yapılabilmektedir ve sinterleme parametrelerindeki varyasyonlar, mikro yapısı ve özellikleri üzerinde doğrudan bir etkiye sahip olabilir. Sinterleme süresi, sinterleme sıcaklığı ve metal oksit ilavesi, tanecik boyutunu ve dolayısıyla zirkonyanın optik ve mekanik özelliklerini etkiler. Sinterleme faktörlerinin değiştirilmesi ve bunun sonucu olarak zirkonya tanecik boyutunun genişlemesi, malzemenin gözenekliliğini ve mikro yapısını değiştirebilir [80, 84].

2.5.5 Sinterleme aşamalarına göre zirkonyalar

Zirkonya bloklar sinterlenme aşamalarına göre yeşil zirkonya, yarı sinterlenmiş zirkonya ve tam sinterlenmiş zirkonya olmak üzere üç gruba ayrılırlar. Günümüzde CAD/CAM teknolojisinde yeşil zirkonya bloklar kullanılmamakta, sadece tam sinterlenmiş ve yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar kullanılmaktadır [78].

2.5.5.1 Yeşil zirkonya bloklar (Green stage)

Yeşil zirkonya bloklar en kolay işlenebilen bloklardır. Bu blokların üretiminde ısı kullanılmamakta preslenerek hazırlanmaktadır. Bu yumuşak bloklara kuru ortamda elmas ve tungsten frezler ile frezeleme işlemi uygulanır. Sinterleme sırasında meydana gelecek olan büzülmenin tolere edilebilmesi için %20-25 oranında daha geniş işlenirler. Stabilitesi düşüktür, poröz bir yapıya sahiptir fakat sinterlenme tamamlandığında % 20-30'luk bir büzülmeye uğrayarak daha sağlam bir yapıya sahip olurlar [78].

2.5.5.2 Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar (Pre-sinterize/Non-hot isostatic Pressing/Non-HIP)

Yarı sinterlenmiş bloklar yeşil zirkonya blokların 500 °C'de 30 dakika fırınlanmasıyla elde edilir. Sinterizasyon işlemi yapıyı daha kompakt, yoğun bir hale getirir ve bu bloklarda henüz sinterizasyon tamamlanmadığı için oldukça poröz bir yapıdadır ve mekanik özellikleri zayıftır. %40 yoğunluğa sahiptirler. Ön sinterleme derecesi ve sinterleme süresi materyalin özelliklerini etkilemektedir. Hızlı sinterleme yapılması çatlaklara sebep olmakta, farklı derecelerde yapılması sertlik ve dolayısıyla aşındırılabilme özelliğini etkilemektedir. Çatlaklara sebep olmamak için frezeleme

işlemi düşük sinterleme hızında yapılmalıdır. Uygun sinterleme sıcaklıklarının seçilmesi çok önemlidir çünkü boşlukların işlenebilirliğini ve sertliğini etkiler. Bu nedenle, sinterleme sıcaklıklarını kontrol etmek için özel olarak programlanmış fırınlar kullanılır. Malzemenin büzülmesi 1000°C'de başlar ve %25'e kadar büzülme gözlenir. Sinterleme koşulları ürüne özeldir. 1350°C-1550°C arasında değişen, 2-5 saat arasında bekleme süreleri olan nihai sinterleme sıcaklıkları materyalin yoğunluğunun yüksek düzeye ulaşmasını sağlar [78, 83].

Bu bloklarda frezeleme işlemi tam sinterize bloklara göre daha kolaydır çünkü tamamen sinterlenmediği için daha yumuşaktırlar. Frezeleme işleminden sonra sinterleme yapılan blokta %20 ile %30 oranında hacimsel büzülme meydana gelerek final şekil sağlanır ve materyalin dayanıklılığı artırılır. Bu yöntemde ısı kullanılır ve ısı materyalin yüzeyine iletilerek tam sinterlenmiş hale getirilir. Diş hekimliği uygulamalarında sıklıkla yarı sinterlenmiş bloklar kullanılmaktadır [83].

2.5.5.3 Tam sinterlenmiş zirkonya (Hot isostatic pressing-HIP)

Bu sinterleme tipinde materyalin yoğunluğunu artırmak için yüksek sıcaklık ve basınç kullanılmaktadır. 1500°C'de ön sinterleme yapılan bloklar %95 yoğunluğa ulaşır ve bunu takiben isostatik inert bir gaz ortamında yüksek basınç altında 1400-1500°C'ye kadar ısıtılır. Sonuç olarak sinterleme işlemi tamamlandığında %99 yoğunluğa ulaşmış tam sinterize bloklar elde edilir [78].

Tam sinterlenmiş zirkonya bloklarda sinterleme işlemi tamamlandığı için direkt olarak frezeleme işlemi uygulanır. Tam sinterize bloklar oldukça serttir, işlenebilirliği düşüktür ve frezeleme sisteminin oldukça güçlü olması gerekir. Elmas uçlu frezlerle su soğutmalı olarak frezelenen tam sinterize blokların frezeleme işlemi yeşil zirkonya bloklar ve yarı sinterlenmiş bloklarla karşılaştırıldığında daha fazla zaman ve elmas frezlerin çabuk aşınması neticesinde maliyet gerektirmektedir. Ayrıca frezeleme işlemi sırasında materyalin mikro yapısında hasar meydana gelebilmektedir. Bu bloklarla hazırlanan restorasyonlarda sinterizasyon sonrası büzülme gözlenmediği için restorasyonlar gerçek boyutlarında üretilirler [83, 84].

Zirkonyanın üretimi sırasında sinterleme süresi ve ısıdaki farklılıklar malzemenin yaşlanmaya olan direncini ve mikroyapısını değiştirmektedir. Malzemenin

mikroyapısında oluşabilecek defektler sinterleme yöntemi sayesinde giderilebilmektedir. Tam sinterizasyon yönteminin daha olumlu sonuçlar verdiği çalışmalar da bildirilmiştir [2].

Yeşil zirkonya bloklar ve yarı sinterize blok kullanılarak üretilen restorasyonların nihai sinterlenmesi daha sonra yapılmaktadır. Bu uygulamalar, üretim aşamasında oluşan strese bağlı tetragonalden monoklinik faza dönüşümü önlemekte ve nihai yüzeye, aşındırma uyumlaması veya kumlama işlemi yapılana kadar, monoklinik fazdan arındırılmış olmasını sağlamaktadır. Aksine, tam sinterlenmiş zirkonya bloklardan frezelenerek oluşturulan restorasyonların bariz bir miktar monoklinik faz içerdiği gösterilmiştir [85].

2.5.6 Monolitik zirkonya

Zirkonya üstün fiziksel özelliklere sahip olmasının yanında biyouyumlu özelliği sayesinde diş hekimliğinde geniş kullanım alanına sahiptir. 1998 yılında bir CAD/CAM materyali olarak diş hekimliğinde tanıtılmıştır. Dental zirkonyanın kompozisyonu son 20 yılda değişime uğramıştır. Başlangıçta %3 mol itriyum ve %0.25 ağırlık (weight: wt) alüminaya sahip metal alt yapıya alternatif olarak kor materyali olarak kullanılabilen %3 mol itriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali (3Y-TZP) tanıtılmıştır [86]. Materyal üstün mekanik özellikler sunar ve dental pazara 25 yıldan daha uzun süre önce girmiştir. Son derece biyouyumlu olması ve 1000 MPa'dan yüksek esneme dayanıklılığı nedeniyle alt yapı materyali olarak güvenle kullanılmaktadır. Mekanik özellikleri, çok üyeli ve düşük duvar kalınlıklı restorasyonlarda kullanımına olanak tanır. Fakat materyalin yüksek ışık kırılması nedeniyle, yüksek opasitesi ve düşük translusensisi nedeniyle estetik özellikleri düşüktür. Bu nedenle feldspatik porselenle veneerlenerek estetik özelliklerinin artırılması denenmiştir [7]. Yapılan araştırmalara göre veneerlenmiş zirkonyalarda chipping önemli bir klinik başarısızlık olarak rapor edilmektedir [11, 86].

Zirkonyalar, opak beyaz renkte oldukları için estetik olarak yeterli bir materyal olarak bulunmamıştır. Bu nedenle başlangıçta feldspatik porselenlerle veneerlenerek, alt yapı materyali olarak kullanılmıştır [87, 88]. Bu veneerlenmiş zirkonyalarda karşılaşılan en büyük sorun, özellikle veneer porseleninde görülen koheziv kırılmalardır [89]. Veneer porseleninin olumsuz etkisini ortadan kaldırmak için CAD/CAM sistemlerle, yalnızca

tek bir materyalden üretilen monolitik restorasyonlar geliştirilmiştir. Son yıllarda, üstün mekanik özellikleri yanında artan estetik özelliklerinden dolayı monolitik zirkonyanın endikasyon sahası oldukça artmıştır [90].

Monolitik ifadesi Yunanca'daki 'mono: tek' ve 'lithos: taş' kelimelerinin birleşimidir. Materyalin baştanbaşa düzenli bir karaktere sahip olduğu anlamına gelir. Mikroyapı olarak monolitik bir materyal iki ya da daha çok fazlı olmasına rağmen sabit özelliklere sahiptir [88].

Zirkonya materyallerinin geliştirilmesindeki temel hedef, monolitik restorasyonlarda belli endikasyonlarda kullanılabilmesi için translusensilerini artırmaktır. Başlangıçta %3 mol itriyum ve %0.25 ağırlık (weight: wt) alüminaya sahip olan ve alt yapı materyali olarak kullanılan 3Y-TZP'nin estetik özelliklerini artırmak için alümina içeriği azaltılmıştır. 2011 yılında % 3 mol itriyum ile stabilize edilmiş %0.05 wt'ten daha az alümina içeriği ile yüksek translusent tetragonal zirkonya polikristali tanıtılmıştır. Yapılan yenilik moleküler seviyede yapılan modifikasyona dayanmaktaydı: materyal yapısında bulunan alümina parçacıklarının (Al_2O_3) boyutları ve sayıları azaltılmıştı. Ek olarak, zirkonya parçacıklarının sınırlarına alümina parçacıkları yerleştirilerek ışık geçirgenliği ve dolayısıyla translusensisi artırılmıştır. Esneme dayanıklılığı da yüksek olmaya devam ettiği ve translusensisi arttığı için tek veya çok üyeli sabit dental protezlerde alt yapı materyali olarak kullanılmasının yanında veneerlenmeden monolitik olarak posterior bölgede de kullanılmaktadır. Monolitik restorasyonlarda veneerlenmiş restorasyonlara göre daha ince olarak hazırlanabileceği için daha az diş dokusu kaldırılarak diş dokusu korunabilmektedir [7].

2014 yılında %5 mol itriyum ile stabilize edilmiş parsiyel stabilize zirkonya (5Y-PSZ) diş hekimliğine tanıtılmıştır. Bu zirkonya, kübik tetragonal yapısı olan bir materyaldir. Yaklaşık %50 kübik faz içeriğine sahiptir. Kübik kristaller tetragonal kristallerden daha geniş oldukları için, restorasyonlardan geçen ışık, yansımalara sebep olan gren sınırlarından ve porozitelerden daha az geçmiş olur. Ayrıca kübik grenler izotropiktir, bu da ışığın kırılmadan daha iyi iletebilmesini sağlar. Materyalin yapısında ne kadar fazla oranda kübik kristal varsa, translusensisi o kadar yüksek olur. Sonuç olarak, 5Y-PSZ daha fazla kübik ve daha az tetragonal faza sahip olduğu için 3Y-TZP'ne göre daha translusentir. Bu özellikleri ile monolitik zirkonya anterior kron

restorasyonlarında kullanılabilir. Fakat 5Y-PSZ'nin mekanik gücü, 3Y-TZP'nin yaklaşık yarısıdır. Tetragonal kristaller stress altında dönüşüm sertleşmesi mekanizması ile mekanik özelliklerin güçlenmesini sağlar. Bu nedenle 5Y-PSZ'da tetragonal kristallerin miktarının azalması ve kübik kristallerin miktarının artmasının, esneme dayanıklılığı ve kırılma dayanıklılığı gibi mekanik özellikler üzerinde olumsuz etkisi vardır. Bu zirkonya materyallerinin translusensisi lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyallere göre daha düşüktür ancak esneme ve kırılma dayanıklılıkları daha yüksektir. Tek diş restorasyonlarda ve premolar bölgesinde bir pontiğin bulunduğu üç üyeye kadar olan sabit dental restorasyonlarda endikedir [7].

2016 yılında parsiyel stabilize zirkonya %4 mol itriyum içeriği ile stabilize edilerek 3Y-TZP ve 5Y-PSZ arasında bir materyal olarak piyasaya sürülmüştür. Mekanik özellikleri 5Y-PSZ'ya göre artmış fakat translusensisi düşmüştür. 3Y-TZP'ne göre, daha üstün optik özelliklere sahip bir materyaldir ve çok üyeli sabit dental protezler için endikedir [7].

2017 yılında yüksek translusent, %6 mol itriyum ile stabilize edilmiş parsiyel zirkonya polikristali tanıtılmıştır. Daha sonra ise % 8 molden fazla itriyum içeren tam stabilize zirkonya dental materyali tanıtılmıştır [60]. Tam stabilize zirkonya artmış itriyum içeriği ile daha fazla stabilize kübik faz içerdiğinden dolayı translusensi özelliği artırılmıştır. Kübik grenleri izotropik oryantasyona sahiptir, yani ışık iletimine daha az engel olur. Diğer bir avantajı kübik grenler tetragonal grenlerden daha geniş olmasıdır ve bu durum ışık saçılımının kaynağı olan gren sınırlarının sayısını azaltır. Fakat, kübik grenlerde tetragonalden monoklinik faza dönüşüm sonucu olan dönüşüm sertleşmesi mekanizması olmadığı için mekanik özellikler zayıflar [11]. Monolitik zirkonyalarda ilave modifikasyonlar olarak farklı zirkonya rejenerasyonları için, çok tabakalı ve gradyan renkli zirkonya blokları mevcuttur. Bunlar doğal dişlerin renk gradyanını taklit etmeyi kolaylaştırmak için geliştirilmiştir [7].

Monolitik zirkonyaların aşınma dirençleri doğal dişe oldukça yakındır. Veneer seramik olarak kullanılan feldspatik porselenin mikroyapısı yüzünden zamanla karşıt doğal dişte aşınmalara sebep olmaktadır. Monolitik zirkonyalar ise yüksek biyouyumluluğa ve gözeneksiz bir yapıya sahip oldukları için karşıt dişte daha az aşınmaya sebep olurlar [3]. Özcan ve ark. [91], yaptıkları çalışmada, monolitik zirkonya restorasyonların antagonist dişlerde yaptığı aşınmanın veneerlenmiş

zirkonya restorasyonlara göre anlamlı derecede düşük minimal düzeyde olduğunu bildirmişlerdir. Sripetchdanond ve ark. [92] ise, monolitik zirkonya restorasyonlarının dişlerde aşınmaya sebep olmadıklarını bildirmişlerdir.

Monolitik zirkonyaların kırılmaya karşı yüksek dirence sahip olması interokluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda kullanım avantajı sağlamaktadır [93]. Monolitik zirkonya restorasyonların bir diğer avantajı ise, CAD/CAM sistemleri ile hazırlandıkları için karşıt diş veya restorasyonlarla uygun şekilde bir kapanış ilişkisi elde edilebilmesidir [94].

Metal seramik, lityum disilikat ve monolitik zirkonya restorasyonlarının klinik özelliklerini karşılaştırıldığı bir çalışmada, CAD/CAM ile üretilen monolitik zirkonya restorasyonların klinik özelliklerinin kabul edilebilir derecede olduğunu bildirilmiştir. Ayrıca, monolitik zirkonya restorasyonlar ile antagonist bölge arasında okluzal uyumsuzluğun %80 oranında görülmediğini ve gingival marjin uyumlarının ise ABD sağlık servisi kriterlerine göre değerlendirildiğinde, yeterli olduğunu bildirmişlerdir. Monolitik zirkonyum üreten firmalar ve marka isimleri Tablo 2.1’de gösterilmektedir [95].

Tablo 2.1 Monolitik zirkonya bloklar ticari adları ve üretici firmaları [95].

Monolitik Zirkonya Blok Ticari Adı	Üretici Firma
Prettau Zirconia /Prettau Anterior	Zirkonzahn/ İTALYA
Ceramill Zolid	Amann Girrbach/ AVUSTURYA
inCoris TZI	Sirona/ Almanya
Lava Plus High Translucency Zirconia	3M ESPE/ ABD
BruxZir Solid Zirconia	Glidewell/ ABD
Initial Zirconia Disc High Translucent	GC/ JAPONYA
Katana HT/ST/UT	Kurarey Noritake/ JAPONYA
Rainbow Trans	Genoss/ KORE
DD Bio ZM	Dental Direct GmbH/ ALMANYA
Zeno Star	Wieland and Ivoclar Vivadent AG/ ALMANYA
NANOZR	Matsushita Electric/ ENDONEZYA
TZ-3YB-E	Tosoh /JAPONYA
inCeram/VITA YZ ^{HT/ST/XT}	VITA Zahnfabrik/ ALMANYA
Kavo	Everest Z-Everest HPC/ ALMANYA
Procera	Nobel Biocare/ ÇİN
IPS e.max ZirCAD	Vivadent Ivoclar AG/ ALMANYA
Denzir	Cadesthetics AB/ İSVEÇ
DC-Zircon	DCS Dental AG/ İSVİÇRE
Digizon	Amann Girrbach/ AVUSTURYA

2.5.6.1 Monolitik zirkonyaların endikasyonları

Monolitik zirkonyalar, veneer porseleni ile kaplanmış zirkonya alt yapılı seramik restorasyonların kullanıldığı tüm endikasyonlarda geçerlidir [88]. Yüksek sertlik ve kırılma dirençleri sayesinde;

- Uzun gövdeli köprü protezlerinde,
- Tüm ark sabit protezlerde,
- İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda

- İnley, onley kuronlarda ve endokuronlarda,
- İmplant üstü kuronlarda kullanım alanına sahiptir [88, 96, 97].

Günümüzde monolitik zirkonyaların optik özelliklerini geliştirmeye yönelik çalışmalarda itriyum oranları farklı pek çok yeni zirkonya blok kullanıma sunulmuştur. İtريum içeriğinin artırılmasının zirkonya seramiklerin gren boyutunun artmasına, optik olarak izotropik olan ve monoklinik, tetragonal faz ile kıyaslandığında daha az ışık kırılmasına sebep olan kübik fazın artmasını sağlayacağı bildirilmiştir [8-10].

Günümüzde monolitik zirkonyalar, artan optik özellikleri sayesinde anterior bölgelerde kuron ve laminate veneer restorasyonu olarakta kullanılabilir [7].

2.5.6.2 Monolitik zirkonyaların avantajları

Monolitik zirkonyalar geliştirilen özellikleri sayesinde birçok avantaja sahiptir:

- Geliştirilen translusensi sayesinde estetik olması,
- Feldspatik porselenle veneerlenmeye ihtiyaç duyulmadığı için zirkonya ile porselen arasında koheziv problemler sebebiyle oluşan chipping adı verilen kırılmaların önüne geçilmesi,
- Yüksek dayanıklılık özellikleri sayesinde, interokluzal mesafenin yetersiz olduğu bölgelerde kullanılabilmesi,
- Diş dokusunda minimal preparasyon gerektirmesi,
- Yüksek bükülme ve kırılma direncine sahip olması,
- Yüksek ısıya dayanması,
- Biyouyumlu bir materyal olması,
- Antagonist dişte aşınmaya sebep olmaması veya minimal düzeyde aşınma yaratması,
- CAD/CAM sistemleri ile üretilmesi sayesinde maksimum kapanış ilişkisi sağlaması olarak sayılabilir [87, 88, 93, 94, 97].

2.5.6.3 Monolitik zirkonyaların dezavantajları

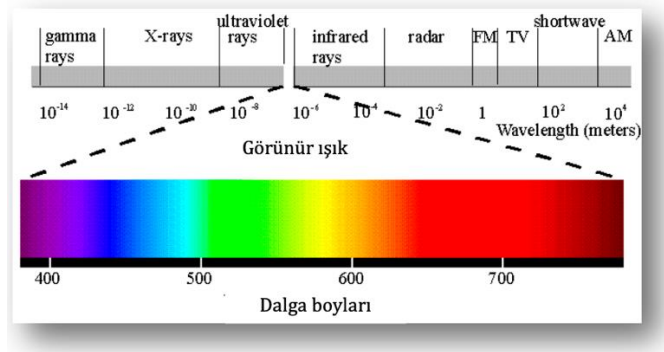
Monolitik zirkonyaların dezavantajları;

- Monolitik zirkonya restorasyonlarının geleneksel restorasyonlara göre daha maliyetli olması,
- Veneerlenmiş zirkonya alt yapılı restorasyonlara göre ağızda uyumlamanın gerektiği durumlarda, uyumlamanın daha zor olması,
- Boyanarak doğal bir görünüm sağlanabilmesine karşın tabakalama ile işlenen veneer porselenine göre doğal diş görüntüsü yakalamanın zor olması ve boyama işlemlerinin özen gerektirmesi,
- Tamir edilmesin mümkün olmaması olarak gösterilebilir [79, 97].

2.6 Işık ve Renk

2.6.1 Işık

Işık dalga boylarından oluşan, ifade birimi nanometre olan elektromanyetik enerjinin gözle görülen formudur. İnsan gözünün algılayabildiği dalga boyu 360 ile 780 nm arasındadır (Şekil 2.9) [98].



Şekil 2.9 Elektromanyetik enerji spektrumu [98].

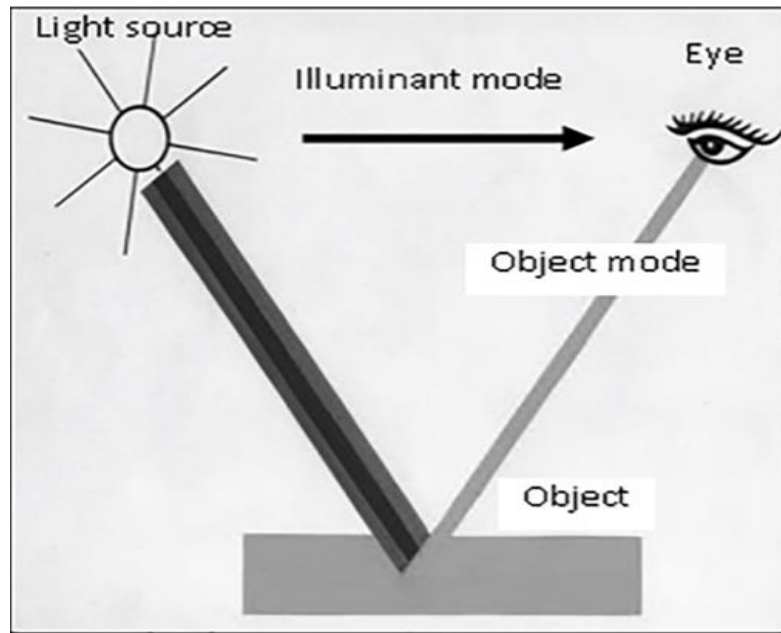
Işık bir nesnenin renginin algılanmasını sağlayan en önemli unsurdur. Görünür ışık, farklı dalga boylarının karışımıdır. Işık bir yüzeye çarptığı zaman emilebilir, yansıyabilir, iletilebilir, kırılabilir veya dağılabilir. Çarpma sonucunda bu olgulardan iki veya üçünün birleşimi meydana gelir [98].

Işığın çarptığı yüzeyin tipi ve yüzey açısına bağlı olarak madde ile etkileşen ışığın yönü, normal ve diffüz olarak değişmektedir; bazen ikisinin karışımı da görülebilmektedir. Işık düzgün bir yüzeye çarptığında gelen ışığa paralel şekilde bir yansıma oluşur, buna düzgün yansıma adı verilir. Pürüzlü yüzeylerde ışık paralel olarak değil birçok farklı yönde dağılarak yansır, buna dağınık yansıma denir. Düzgün yüzeye çarpan ışık düzgün şekilde değil de kırılarak farklı açıda ve aynı yönde yansırsa buna da karışık yansıma adı verilir. Işık kırıldığı zaman bir maddeden diğerine geçer ve bu sırada ışığın yönü, hızı ve değeri değişir. Işığın çarptığı materyal translusent ise ışığın bir kısmı yansırken bir kısmı da kırılır ve kırılma sırasında ışığın yönü değişerek ışık translusent ortamın içine dağılır, nüfuz eder [99].

2.6.2 Renk

2.6.2.1 Renk sistemleri

Renk, bir cisimle ışık etkileşimi sonucunda cisimlerden yansıyan ışığın psikofiziksel cevabının insan gözü tarafından öznel algısıdır. Rengin görülebilmesi için nesneden yansıyan ışık gözlemcinin gözünün retinasındaki nöral sensörleri uyarır ve beyindeki görme merkezine sinyal gönderilerek yorumlanır. Şekil 2.10'da görüldüğü gibi rengin algılanmasında üç faktör önemlidir: ışık kaynağı, gözlemlenen nesne, nesneyi gözlemleyen gözlemci (Şekil 2.10) [99, 100].



Şekil 2.10 Nesnenin görüntüsünün algılanması [100].

Işık kaynağı, belli bir dalga boyu aralığında ışık enerjisi yayar. Bu görülebilir spektrumda her dalga boyundan yayılan enerjinin miktarı ile karakterize edilir. Bir ortamda nesneye temas eden ışık kaynağı, renk algısını etkiler çünkü ışık kaynağı belirli bir dalga boyunda ışık enerjisi yayar. Cisim renk spektrumunda olan kendi rengi dışındaki tüm renkleri emerken, kendi rengini yansıtır. Örneğin; cisim kırmızı renkli ise kırmızı dışındaki tüm dalga boylarını emer sadece kırmızı renk dalga boyunu yansıtır. Beyaz renk ışığın tüm dalga boylarını yansıtırken, siyah renk tümünü emer. Nesnelerin renklerindeki farklılıklar, nesneden yansıyan veya iletilen enerjinin farklı olmasından kaynaklanır. Nesneden yansıyan ışığın eğrisi bir grafikte gösterilebilir ve sayısal olarak renk belirlenebilir [101].

Renk ile ilgili iletişim kurabilmek için renk sistemleri ortaya çıkmıştır. Günümüzde farklı renk belirleme sistemleri bulunmakla beraber Munsell ve CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemleri güvenilir olması, uygulamasının kolay olması ve uluslararası kabul edilebilirliği açısından tercih edilmektedir [99].

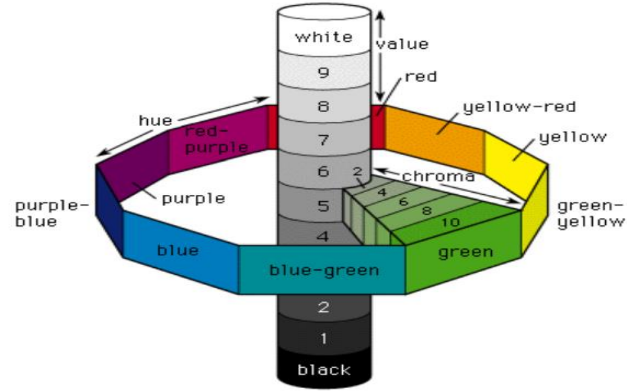
Tablo 2.2 Renk belirleme sistemleri [99].

Yıl	Sistem adı	Kurucu
1905	Munsell Sistemi	Munsell
1916	Ostwald Sistemi	Ostwald
1931	CIE XYZ Sistemi	Commission Internationale de l'Eclairage (CIE)
1947	OSA-UCS	Amerika Optik Topluluğu (Optical Society of America)
1955	DIN Sistemi	Richter
1962	Coloroid Renk Sistemi	Nemcsics
1968	Natural Renk Sistemi (NCS)	Hard ve Sivik
1976	CIE $L^*a^*b^*$ (CIELAB) Sistemi	CIE

2.6.2.1.1 Munsell renk sistemi

Munsell renk sistemi en eski renk tanımlama sistemidir. Rengi hue, value, chroma olarak ifade etmektedir [99]. Hue (renk tonu), rengin başka bir renkten ayırt edilmesini sağlayan özelliğidir. Kırmızı, mavi, yeşil gibi kavramlar rengin tonunu ifade eder. Munsell renk sisteminde 10 adet renk tonu bulunmaktadır. Bu renk tonları: Kırmızı (R), sarı-kırmızı (YR), sarı (Y), yeşil-sarı (GY), yeşil (G), mavi-yeşil (BG), mavi (B), mor-mavi (PB), mor (P) ve kırmızı-mordur (RP) [102]. Value (renk değeri), bir rengin saf siyahtan saf beyaza açıklığının koyuluğunun bir bakıma parlaklığının göstergesidir. 0 siyah olarak ifade edilirken beyaz 10 olarak ifade edilir. Parlak bir cisim daha yüksek renk değeri verir ve daha az gri içermektedir cismin rengi koyulaştıkça renk değeri düşer ve gri içeriği artar [100]. Chroma (renk yoğunluğu) ise bir renk içerisindeki renk tonu miktarı olan chroma bir rengin yoğunluğu, doygunluğudur. Rengin şiddetini, gücünü, canlılık değerini ifade eder. Kuvvetli ve zayıf sıfatlarını bir renkte kullanmamızı sağlar [103].

Rengin içerisinde gri eklendiği zaman chroma azalırken, value eklenen grinin renk değeri ile orijinal rengin renk değerine göre değişmekte, renk tonu ise değişmemektedir [102]. Munsell renk sisteminin şekli tıpkı içi dolu bir küre veya silindir gibidir. Diagramın merkezinde en üstte saf beyaz, en altta siyah olan renksiz veya akromatik bir eksen bulunur. Bu eksen value değerini temsil eder. Açık renkler silindirin üst kısmında bulunurken renk koyulaştıkça silindirin alt kısmına geçilmektedir. Kendi içerisinde renk değeri ve renk doygunluğuna göre sıralanan renk tonları, yani rengin hue değeri, eksenin etrafında yer almaktadır. Silindirin dış bölümünde en saf renk tonları bulunurken merkeze doğru renkler grileşmekte, chroma değeri de dıştan içeri doğru değişmektedir [102]. Munsell renk sistemine ait diyagram Şekil 2.11’de görülmektedir [100].

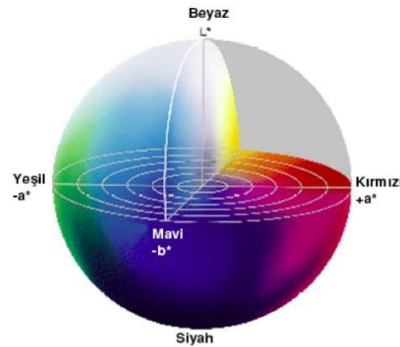


Şekil 2.11 Munsell renk sistemi diyagramı [100].

2.6.2.1.2 CIE L*a*b* renk sistemleri

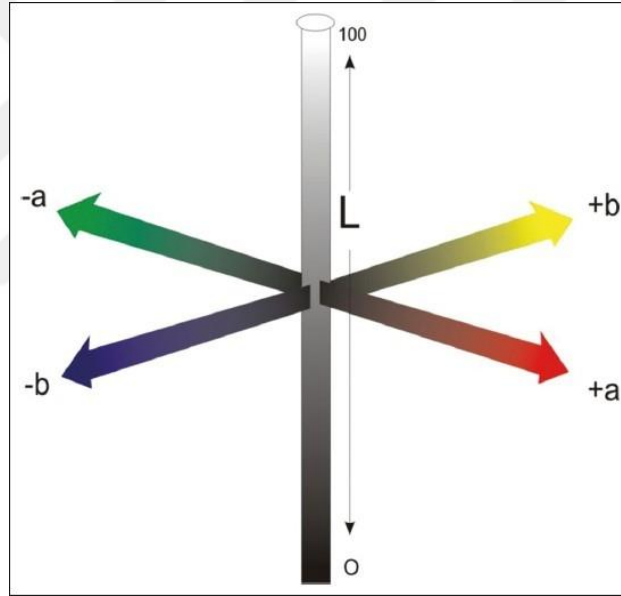
Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) tarafından sunulmuş olan CIE renk sistemi renk ve görünüş gibi alanlarda standardizasyon sağlamayı amaçlamaktadır. CIE renk sistemi 1931 yılında rengin oluşturduğu cevabın standart bir ışık kaynağı altında ve standart bir gözlemci tarafından tanımlanmasına dayandırılmaktadır [101].

CIE, 1976 yılında yeni bir renk sistemi olarak CIE L*a*b* renk uzayını tanımlamıştır. Bu üç boyutlu renk uzayındaki eksenler ise L*a*b* eksenleridir. CIE L*a*b* renk sistemi, Munsell renk sistemi ile benzerlik göstermektedir ve Munsell'e göre avantajları bulunmaktadır. En önemli avantajları klinik olarak yorumlanmasının kolay olması ve renklerdeki farklılıkların tanımlanabilmesidir. Bu renk sistemi kırmızı, yeşil ve mavi olarak gözün içerisinde bulunan üç farklı renk reseptörünü esas alan teoriye dayanır ve araştırmalarda en çok tercih edilen renk sistemidir (Şekil 2.12) [99].



Şekil 2.12 CIE L*a*b* renk sistemi [104].

L* renk koordinatı 0 ile 100 arasında bir değer almaktadır ve rengin açıklık, koyuluk, parlaklık veya siyah/beyaz değerini belirtir. L* değeri bir bakıma Munsell renk skalasındaki value (renk değeri) karşılığıdır. Munsell renk skalasındaki value parametreleri gibi, siyahın L* değeri 0 ve beyazın L* değeri ise 100'dür. Açık renkteki cisimlerin L* değeri yüksekken koyu renkteki cisimlerin L* değeri düşüktür. a* ve b* koordinatları rengin kromatik karakterini göstermektedir. a* değeri kırmızılılığın ve yeşilliliğin ölçümüdür. Pozitif a* kırmızılığı negatif a* ise yeşilliği gösterir. a* renk koordinatı -90 ile 70 arasındadır. b* renk koordinatı ise sarılığın ve maviliğin ölçümüdür ve -80 ile 100 arasındadır. Pozitif b* sarılığın ve negatif b* ise maviliğin ölçümüdür. a* ve b* koordinatları nötral renkler olan beyaz ve griler için a* ve b* koordinatları sıfıra yaklaşırken, daha doygun veya yoğun renklerde ise değeri artmaktadır (Şekil 2.13) [104].



Şekil 2.13 CIE L*a*b* renk koordinatları [105].

İki cisim arasındaki renk değişikliği CIE renk sistemi ile belirlenebilmektedir. Bu önemli bir avantajdır. Renk farkı (ΔE) hesaplanması için CIE L*a*b renk parametrelerinin kullanımı gerekmektedir [105].

L*, a* ve b* renk koordinatları ile rengi belirlenen 2 örnek arasındaki renk farkı (ΔE) aşağıdaki formül ile belirlenir [104].

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

ΔE değeri insan gözü tarafından bir rengin algılanıp algılanmadığını ortaya koyar ve birçok dental araştırmada üstün güvenilirlik özelliği sayesinde kullanılmaktadır. Seghi ve arkadaşları 1'den büyük ΔE farkının gözlemcilerin yarısı tarafından görsel olarak algılanabildiğini ve fark 2'ye çıktığında gözlemcilerin tamamının farklı algıladıklarını bulmuştur [106]. Kabul edilebilir ΔE değerinin ise 1.7-3.3 arasında olduğu belirtilmiştir [107]. Ağız ortamında renk değişikliklerinin algılanması daha zordur. Johnston ve arkadaşlarının [108] yaptıkları in vivo çalışmada algılanabilir ΔE değeri 3.7, kabul edilebilir eşik sınır olarak ΔE değeri 6.8 olarak belirtilirken, Douglas ve arkadaşlarının [103] yaptıkları in vivo çalışmada algılanabilir değer 2.6, kabul edilebilir değer 5.5 olarak bildirilmiştir. ΔE renk farklarının klinik olarak yorumlanması da Tablo 2.3'te gösterilmektedir [101].

Tablo 2.3 ΔE renk farkı değerinin klinik yorumlanması [101].

Renk farkı (ΔE)	Klinik renk eşleşmesi
0-0.5	Kusursuz
0.5-1	Mükemmel
1-2	İyi
2-3.5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3.5	Uyumsuz eşleşme

2.6.3 Diş Hekimliğinde renk ve ışıkla ilgili kavramlar

2.6.3.1 Metamerizm

Cisimlerin herhangi bir ışık kaynağı altında aynı renkte algılanmasına karşın ışık kaynağı değiştiğinde farklı renkte algılanması fenomenine metamerizm denir. Diş hekimliğinde de diş yapısının ve dental materyallerin renginin farklı ışık kaynakları

altında farklılık gösterebilmesini önlemek adına, renk belirleme işlemleri sırasında aydınlanma koşulları standardize edilmelidir ve farklı ışık kaynakları altında renk seçimi yapılmalıdır [101].

2.6.3.2 Translusensi (Yarı saydamlık) ve opasite

Translusensi, restoratif materyallerin renginin doğal dişlerle eşleştirilmesinden sorumlu önemli faktörlerden biridir. İlk olarak Johnston ve ark. beyaz ve siyah arka plan üzerinde belirli bir kalınlıkta bir malzemenin renk farkı olarak tanımlamıştır [109].

İletilen ve yansıtılan ışığın miktarı, çekirdek matris içindeki kristal miktarına, kimyasal yapılarına ve ışığın dalga boyuna kıyasla tanecik boyutuna bağlıdır. Işık dalga boyuyla aynı boyuta sahip parçacıklar en yüksek saçılma etkisini gösterir. Saçılma miktarı, hem partiküllerin kimyasal doğası hem de partiküllerin kırılma indisi ile değiştirilebilir [110].

Translusensi bir materyalden iletilen ve yayılan ışık miktarı olmakla beraber transparanlık ve opasite arasındaki bir derece olarak tarif edilebilmektedir. Dental porselenin translusensisi, büyük çoğunlukta ışık saçılımına bağlıdır ve bir seramik içinden geçen ışık yoğun olarak dağıtılır ve yansıtılırsa materyal daha opak olarak görünür. Işığın sadece bir miktarı saçılıma uğrar, büyük kısmı geçirilirse, materyal daha translucent görünür [101].

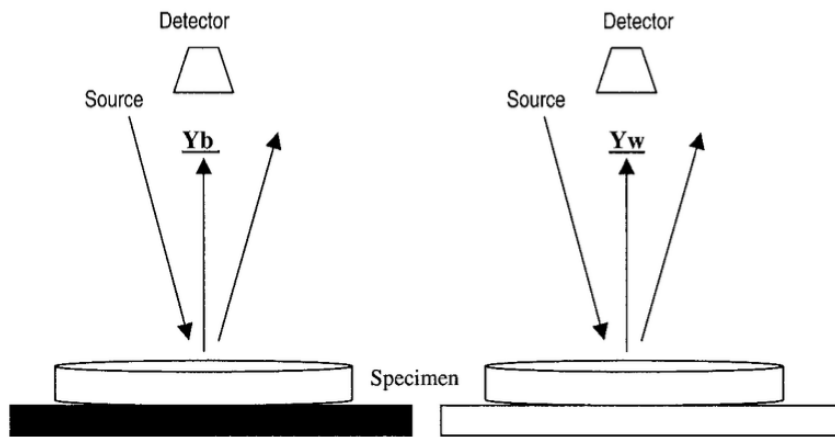
Opasite tanımı ise bir materyalin gelen ışığın geçişini engellemesidir. Güneş ışığı gibi beyaz bir ışık kaynağı altında bir cisimden spektrumdaki bütün renkler aynı şekilde geri yansiyorsa, cisim beyaz renkte görülmektedir. Ancak spektrumdaki tüm renkler absorbe ediliyorsa, cisim siyah olarak görülmektedir. Opak bir cisim ışığın büyük kısmını yansıtır ve az miktarda ışığı absorbe eder [110].

Emilen, yansıtılan ve geçirilen ışık miktarının materyalin yapısının içindeki kristal içeriğine, materyalin kimyasal doğasına ve partiküllerinin boyutuna bağlı olduğu bilinmektedir ve dayanımı artırmak için yapının içerisine ilave edilen kristal miktarı neticesinde daha opak materyaller oluşturulabilir. Translusensinin her zaman estetik açısından olumlu bir etkisi yoktur. Renklenmiş bir diş, amalgam gibi renklendirici restorasyonların bulunması, metalik ya da karbon fiber postların kullanılması gibi

durumlarda estetik bir sonuç için translucent bir restorasyon istenmeyecektir. Böyle vakalarla karşılaşıldığında yüksek maskeleme özelliğine sahip materyaller tercih edilmelidir [110].

Dental seramiklerin ışık geçirgenlikleri üzerine birçok araştırma bulunmaktadır. Translusensi ölçümleri hakkında herhangi bir ISO standardı bulunmamakla birlikte, genel olarak kontrast oranı (contrast ratio = CR) veya translusensi parametresi (TP) kullanılarak ölçülmektedir [111].

Materyalin siyah ve beyaz arka planlar üzerinde gösterdiği yansıma oranına kontrast oranı (CR) denir. $CR = Y_b / Y_w$ formülü ile ifade edilir. “ Y_b ” siyah fon üzerindeki yansıma iken “ Y_w ” beyaz fon üzerindeki yansımadır (Şekil 2.14) [112]. CR, opasite arttıkça 1’e yaklaşırken translusensi arttıkça da 0’a yaklaşır. 0 en translucent yani transparan materyallerde ve 1 ise materyalin tamamen opak olduğu durumlardaki CR değeridir. Çünkü opak materyallerde arka plana bağlı olmaksızın yansıyan ışık aynıdır, Y_b ve Y_w değerleri eşittir ve sonuç olarak kontrast oranı değeri birdir. Transparan materyalde ise gelen tüm ışık siyah arka plan tarafından emilecektir ve ışığın yansıması olmaz, Y_b değeri sıfır olacağı için de kontrast oranı değeri sıfırdır [112].



Şekil 2.14 Kontrast oranı (Y_b / Y_w) ölçümü [112].

TP, bir malzemenin beyaz ve siyah bir arka plan üzerinde homojen bir kalınlığı arasındaki $L^* a^* b^*$ değerlerinden belirlenen renk farkı olarak tanımlanır. Aşağıdaki formül ile hesaplanır [109]:

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

W, beyaz arka plana sahip CIE $L^*a^*b^*$ renk koordinatlarını ve b ise siyah arka plana sahip olanları ifade eder. TP değeri ne kadar yüksek olursa, malzeme o kadar translusenttir ve TP değeri sıfır olursa malzeme tamamen opakdır [113].

2.6.3.3 Opalesans

Opalesans optik bir özelliktir ve bir materyalin kısa dalga boyuna sahip ışık yayması olarak tanımlanır. Işık saçılmasının sebebi materyalin içerisindeki partiküllerdir. Bu partiküller görünür ışık spektrumundaki dalga boyundan daha küçük dalga boyuna ve matriks materyaline kıyasla daha yüksek ışık kırma indisine sahiptirler. Partiküller translusent bir materyalin tamamına dağılmıştır. Opalesans özellik materyale, yansıyan ışıktaki mavimsi-beyaz, iletilen ışıktaki ise turuncu-kahverengi bir görünüm sağlar. Görünür ışık spektrumunda kısa dalga boylarındaki ışık saçılımının olduğu yerde doğal diş minesinin opalesandır [99].

Maksiller santral kesicilerin insizal sınırındaki mavimsi bölgeden opalesans özellik belirgin şekilde görülür ve bu kısma opalesans hale adı verilir. Anterior dişlerin mamelonlarının uçlarında oluşan turuncu görünümünden sorumlu olan ise karşı-opalesans fenomenidir. Bu özellikte ışık ters yol izler. Normalde mine tabakasından geçebilen büyük dalga boylarının, onları geri yansıtabilen yapılarla karşılaştığı zaman oluşmasıdır. Işık ters yol izleyip minede mavi dalga boylarını yansıtırken, daha büyük dalga boyları ise mineden geçerek dentinin daha turuncu görünmesine neden olur [114].

Hidroksiapatit kristalleri dişin minesinde bulunur ve opalesanstan sorumludur. Opalesans, dişe derinlik ve canlılık kazandırır. İdeal estetik özelliklere sahip olmak için kullanılan restoratif materyaller de tıpkı diş minesinin gibi opalesans özellikte olmalıdır. Opalesans materyallerin istenmeyen renkleri maskeleyen özelliği daha

gelişmiştir ve bu materyaller renk tonuna veya translusensiye bağlı estetik sorunların çözülebilmesini sağlarlar [113].

2.6.3.4 Floresans

Floresans, kısa dalga boylu görünür ışığın bir materyal tarafından absorbe edilmesi ve daha uzun bir dalga boyunda görünür ışık olarak spontan bir şekilde yayılmasıdır [99, 114]. Bir diğer tanımı, ultraviyole ışığın emilerek, görünür ışığın mavimsi spektrumunda yayılmasıdır. Floresans optik bir özelliktir ve doğal dişlerin UV ışığına teması sonucu oluşur. Doğal dişlerde dentinde floresans özellik bulunmaktadır. Sebebi organik içeriğinin fazla olmasıdır. Dentinin floresans özelliği arttıkça renk doygunluğu (chroma) azalmaktadır. Dentinin floresans özelliği sayesinde dişler daha beyaz ve parlak görülür [101].

Floresans özellik, gün ışığında dişin içerisinden gelen bir özelliktir, dişi daha parlak ve beyaz göstermesi sayesinde daha canlı bir görünüm sağlar. Dental seramikler tıpkı dişler gibi ultraviyole ışık altında floresans özellik sergileyebilmektedirler. Doğal diş ve restorasyonun arasında uygun bir estetik özellik sağlayabilmek için floresans özellik oldukça önemlidir ve buna dikkat edilmediğinde renk uyumsuzlukları gözlenebilir. Estetik bölgedeki restorasyonlar için oldukça önemlidir. Anterior bölgedeki bir restorasyon, floresans özellik taşımadığı takdirde restorasyon UV ışığa maruz bırakıldığında ortamın gün ışığında veya siyah ışıktaki olması farketmeksizin doğal dişlerden daha koyu renkte görülmesine neden olur. Sonuç olarak estetik bir restorasyon için floresans özellik oldukça önemlidir [101].

Bir dişin renginin diğer dişlerden daha koyu olması translusensiyi olumsuz etkiler. Bu olumsuz etki floresans özelliğinin verdiği parlaklaştırıcı etki ile giderilebilir. Işığa doğal dişle aynı şekilde yanıt veren restorasyonlar yapabilmek için opalesans özelliği kadar floresans özelliği de oldukça önemlidir [115].

2.6.4 Doğal dişlerin optik özellikleri

Optik özellikler dişin rengini tanımlamamızı sağlayan özelliklerdir ve diş dokularının ışık altında verdiği cevaba göre optik özellik kavramı şekillenmektedir. Mine ve dentin tabakası doğal dişin optik özelliklerini oluşturmaktadır [99].

Mine tabakası, diş ilk sürdüğünde organik içeriğinin fazla olması, mineralizasyonun az olması ve mine kristalleri arasındaki fazla mesafeden dolayı oldukça opaktır. Zamanla mine tabakasının aşınması sonucunda opak görünüm azalır. Gençlerde ise mine tabakası kalındır ve bu durum dentinin koyu rengini maskelemekte ve renk doygunluğunu (chroma) da düşürmektedir. Bir bakıma minenin kalınlığı arttıkça renk doygunluğu da azalmaktadır. Minenin en kalın olduğu yer olan insizal bölgede renk doygunluğu en az iken, mine kalınlığının az olduğu servikal bölgeye doğru renk doygunluğu artmaktadır [114]. Minedeki hidroksiapatit kristalleri kadar dentin tübüllerinin de optik özelliklerin oluşmasında önemli etkisi vardır. Bu iki yapı diş rengini oluşturmaktadır [99].

Ağızdaki tüm dişler aynı renk tonuna sahip değildir. Örneğin aynı arkta olsalar dahi kırmızılığın ve yeşilliğin ölçümü olan a değeri kanin dışında, santal ve lateral dişlerden daha yüksektir. Sarı ve maviliğin ölçümü olan b değeri de en yüksek kanin dışındadır. Kanin dişi en sarı ve en kırmızı tonu barındıran diştir. Fakat genel olarak doğal dişleri renk tonu spektrumunun sarı ve sarı-turuncu aralığında değerlendirebiliriz. Oldukça translusent olması gereken bir restorasyonda value değerini yükseltmek için (translusensi normalde value değerini düşürür), parlaklığın mine yerine dentin içine yerleştirilmesi gerekir. Value genellikle servikalde en düşük, daha sonra insizalde ve dişin orta üçte birlik kısmında en yüksektir. Value maksiller kaninden santrale doğru artar. Her bir dişin kendi içerisinde de servikalden insizale doğru renk tonu değişmektedir ve özellikle anterior dişlerde servikal bölge, insizal ve orta kısma göre daha kırmızı renk tonuna sahiptir. Zamanla kırmızı dentini kaplayan parlak mine tabakası azaldığı için yaşlıların dişi gençlerinkine göre daha kırmızı bir tona sahip olur. [114].

Optik özellikleri belirlemek için bir diğer faktör renk değeri (value)' dir. Mine tabakası kalınlığı renk değerini (value) etkilemektedir [99]. Zamanla mine tabakası aşınır ve translusensi artar. Mine tabakası altındaki dentin tabakası daha çok yansır ve renkte etkinliği artar. Dolayısıyla dentin tabakasının sahip olduğu renk doygunluğu (chroma) renk değerini oldukça etkileyecektir. Aynı arkta olan anterior dişler arasında en düşük renk değeri kanin dışında görülürken en yüksek renk değeri santral dişte yer almaktadır. Dişlerin servikal bölgesinde renk değeri en düşük değerdeyken orta kısmında ise en yüksek değerleri vermektedir [116].

Translusensi açısından en yüksek değer lateral dişlerde, en düşük değer ise kanin dişlerinde görülmektedir. Lateral dişlerde opak dentin tabakası azdır, özellikle mamelonlarda ve interproksimal alanlarda opak dentin tabakası bulunmaz. Bu sebeple opelasans özelliğinin en az görüldüğü dişler lateral dişlerdir [114].

2.7 Çalışmada Kullanılan Test Yöntemleri

2.7.1 Zirkonyanın yapay yaşlandırması

Dental çalışmalarda materyallerin zamanla ağız ortamında uğrayacağı sıcaklık değişimleri ve çiğneme kuvvetleri, klinik veya laboratuvar şartlarda değerlendirilmektedir. Klinik çalışmalar oldukça zaman alıcıdır. Bu nedenle ağız ortamının laboratuvarda simülasyonu yapılarak daha kısa sürede çalışmaların verileri elde edilmeye çalışılmaktadır. Ağız ortamında materyal ısısal değişikliklerin ve çiğneme sırasındaki kuvvetlerin etkisi altında kalmaktadır [117].

Dental materyalin ağız ortamındaki koşullarını laboratuvar ortamında değerlendirebilmek için suda bekletme, termal siklus ve mekanik sikluslarla yük uygulanması gibi çeşitli yapay yaşlandırma yöntemleri uygulanmaktadır. Ağız ortamında materyal neme veya ağız sıvılarına maruz kalmakta, zamanla oluşan ısısal değişimler materyalin yapısına etki etmekte ve özellikle çiğneme sırasında döngüsel yüklemelerle materyalin dayanımı azalmakta ve materyal yaşlanmaktadır. Çalışmalarda ağız ortamının materyal üzerine olumsuz etkisini değerlendirmek için laboratuvar ortamında materyale yapay yaşlandırma işlemi uygulayarak klinik çalışmalara göre oldukça kısa sürede ağızda kalacağı uzun bir sürecin etkisi değerlendirilebilir [118, 119].

2.7.1.1 Termal siklus

Ağız ortamında termal bir döngü vardır. Gün içerisinde 85°C'de sıcak bir içecek veya 12°C'de bir dondurma yenebilmektedir. Bu durum ağız ortamında uzun süre kalan bir restorasyonda sürekli tekrarlanacağı için yaratacağı etki de büyük olacaktır. Solunum sırasındaki hava değişikliği, nem ve hava hızı da ağız ortamının ısısının değişmesine sebep olan faktörlerdir [120].

Ağız ortamındaki sıcaklık değişimleri restorasyon üzerinde termal streslere neden olmaktadır. Termal stresler restorasyonda çatlak ilerlemesini uyararak mekanik streslere neden olurlar. Ağız ortamındaki bu koşullar zirkonyanın tertragonal monoklinik faz dönüşümü göstermesine, çatlağın yayılmasına ve dayanımın azalmasına neden olur. Ayrıca restorasyonda oluşan çatlaklara ağız sıvıları girerek çatlağın hacmini artırmakta ve yüzey bozulmasını hızlandırmaktadır [121].

Laboratuvar ortamında termal siklus uygulayan cihazda, içerisinde sıvıların bulunduğu ve sıvıları istenilen sabit sıcaklıkta tutan iki banyo tankı vardır. İçerisine örneklerin konduğu bir sepet ve bu sepeti belirli süreyle tanklara daldıran bir taşıma kolu bulunur [120].

Termal siklus uygularken üç önemli faktörü belirlemek gerekir: tankların sıcaklığı, bekletme süresi ve siklus sayısı. Ağız ortamının ortalama sıcaklık değişimi 0°C ve 70°C arasında değişmektedir [121]. Sıcaklık değişiminin 5-55°C arasında olduğu düşünülmekte ve ISO 11405 [122] standartlarına göre de uygulanan sıcaklık 5-55°C'dir. Termal siklus sıcaklığı konusunda ortak bir görüş varken siklus sayısı ve daldırma zamanı konusunda literatürde net bir bilgi bulunmamaktadır. Her ne kadar net bir bilgi bulunmasa da, bu termal döngülerin ağız ortamında günlük 20-50 defa gerçekleştiği hipotezine dayanarak yaklaşık 10000 termal siklusun 1 yıllık klinik kullanım süresine eş değer olduğu araştırmacılar tarafından kabul görmektedir. Banyo tankında örneklerin bekletme süresi ise 10 sn, 15 sn, 30 sn, 55 sn, 60 sn, 2 dak ve 3 dak olarak farklılık göstermektedir [121, 123].

2.7.1.2 Çiğneme siklusu (Mekanik siklus)

Ağız ortamında restorasyonlar çiğneme fonksiyonu sırasında kuvvetlerle karşı karşıya kalmaktadır. Zirkonya restorasyonların maruz kaldıkları mekanik yükler karşısında dayanımı düşmektedir. Zamanla mekanik yüklerin yanında düşük ısı bozulması ve stres birikimine bağlı olarak zirkonya materyali yaşlanmaktadır [69]. Yaşlanma sonucunda zirkonya materyalinin dayanımı düşmekte, restorasyonlarda çatlaklar görülmektedir. Tekrarlayan streslerle materyaldeki çatlakların yayıldığı ve zirkonya materyalinin dayanımının düştüğü çalışmalarda belirtilmiştir. Mekanik yükler zamanla zirkonya yapısını olumsuz etkilemektedir ve uzun vadede materyal üzerinde doğuracağı sonuçlarının araştırılıp değerlendirilmesi gerekmektedir [124].

2.7.2 X-ışını kırınımı (XRD) Analizi

X-ışını kırınımı (X-ray difraksiyon/XRD) analizi, materyalin kristal yapısını, fiziksel ve kimyasal faktörlerin kristal yapı üzerindeki etkisini ve kristal boyutlarını tespit edebilmek için kullanılmaktadır. X ışınlarını kullanarak seramik ve metal gibi kristal yapıları materyallerin moleküllerinin geometrisi ve şekli belirlenebilmektedir [125].

X-ışını kırınımı (XRD) analizi kristal yapıları bileşiklerin tanınmasında kullanılan bir tekniktir. Teknik her bir kristalin fazın kendine özgü atomik dizilimlerine bağlı olarak, X ışınlarını karakteristik bir düzen içerisinde kırması esasına dayanır. Her bir kristal için kırınım profilleri bir nevi parmak izi gibi o kristali tanımlar. Bu yöntemle kristallerin atomlarının geometrik düzeni ve aralarındaki mesafe hakkındaki çoğu bilgi elde edilebilir. Kimyasal analizlerde miktar ve kalitenin saptanması, fiziksel etkilerin materyalin yapısında oluşturduğu değişikliklerin belirlenmesi ve yeni materyallerin geliştirilmesi amacıyla da kullanılan XRD analizi oldukça pratik ve uygun bir yöntemdir. Analiz sırasında örnekler tahrip edilmez ve çok az miktarda örneğin dahi analizi yapılabilir [126].

Her materyalin kendisine özgü bir kırınım şekli bulunmaktadır ve bu teknik için çok sayıda maddenin difraksiyon şekli belirlenmiş ve arşivlenmiştir [127]. Teknikte analizi yapılan örnek tek materyalden oluşuyorsa o materyale ait, farklı materyallerin karışımından oluşuyorsa içeriğindeki bileşenlerinden birisine ait difraksiyon şekli elde edilir. Optik mikroskop yöntemleri ile belirlenemeyecek kadar küçük tane boyutuna sahip minerallerin kristal yapı özelliklerine göre tanımlanmasında kullanılan bir tekniktir. Sıvı, toz, kristal ve ince film halinde birçok materyalin incelemesi XRD analizi ile yapılabilmektedir [126].

Zirkonya polikristalin yapıda bir materyaldir ve zirkonyanın faz dönüşümü değerlendirmeleri için XRD tekniği yıkıcı olmayan, konvansiyonel bir tekniktir. Bu teknikle zirkonyanın yüzey işlemi ve yaşlanma sonrası kristal yapısında meydana gelen faz dönüşümleri değerlendirilebilmektedir. Zirkonyanın difraksiyon grafiğinde, yüzey işlemi öncesi ve sonrası, yaşlanma öncesi ve sonrası tetragonal fazın yaptığı

tepe noktası (pik) farklı şekillerde görülmektedir ve bu farklılığa göre değerlendirmeler yapılmaktadır [125].

XRD tekniğinin zirkonyanın faz dönüşümünü değerlendirmesindeki dezavantajı yaşlanmanın ilk aşamalarında monoklinik faza dönüşüm az olduğu için yeterli hassasiyeti gösterememesidir. Değerlendirmelerin yüzeyde sınırlı kalması da bir diğer dezavantajdır [128].

2.7.2.1 XRD çalışma prensibi

Çalışma prensibi temelde, X ışınları demetinin analiz edilecek örneğin üzerine gönderilip, kristallerin atomlarına çarptırılarak yansıtılmasıdır. Kırılma ve dağılma verileri toplanarak hesaplanmaktadır [125].

X ışını, görünmeyen yüksek penetrasyona sahip, görünür ışıktan çok daha kısa dalga boylu, yüksek frekanslı elektromanyetik bir dalgadır. X ışını meydana gelmesi atomik bir olaydır. X ışınları havası boşatılmış bir tüp içerisinde katottan çıkan elektronların anoda çarpması ile bir X ışını tüpünde elde edilir. X ışınının içinden geçtiği madde elektronları arasındaki etkileşim sonucunda saçılma ve kırınma oluşmaktadır. X ışını kristalin üzerine geldiğinde elektronlar tarafından soğrulur ve elektronlar salınım yapmaya başlar. Salınan bu elektronlar X ışını kaynağı gibi davranır ve her yöne X ışını fotonları yayar. Kristalin farklı kısımlarından saçılan bu fotonlar bir X ışını şiddeti oluşturur ve bu toplanarak ölçülebilir. Difraktometre, kırınım açılarını ve miktarını saptayarak kristal yapının geometrisi ve şekli ile ilgili bilgi vermektedir [127].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Monolitik zirkonya dental seramikleri üzerinde farklı sinterizasyon derecelerinin ve yapay yaşlandırmanın materyalin translusesine etkisinin araştırıldığı çalışmada gerekli örnek sayısını belirlemek için yapılan power analizi sonucu her bir alt grupta örnek sayısının 5 olması yeterli bulunmuştur.

Tez çalışması Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, İstanbul Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Laboratuvarı ve Sement Dental Diş Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

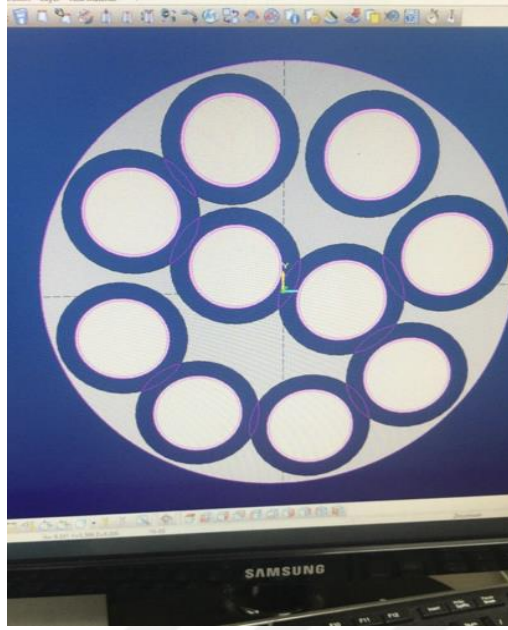
Çalışmada yeni jenerasyon monolitik translusent zirkonya seramiklerden Katana UTML (Kuraray Noritake Dental Inc), Prettau Anterior (Zirkonzahn, Italy) ve VITA YZ XT (VITA Zahnfabrik BAD Sackingen, Almanya) ve kontrol grubu olarak lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik olan IPS e.max CAD LT (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan zirkonya materyalleri farklı oranlarda itriyum içeriğine sahiptirler. Katana UTML %5 mol itriyum içeren parsiyel stabilize zirkonya (5Y-PSZ) iken [129], Prettau Anterior yaklaşık %12 mol itriyum içeren tam stabilize zirkonya (<12Y-PSZ) [60], VITA YZ XT ise %9 mol itriyum içeren tam stabilize zirkonya (9Y-FSZ)' dir [9]. Standardizasyonu sağlamak için zirkonya dental seramik ve lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik bloklar A2 rengine kullanılmıştır. Zirkonya grupları 1450 °C ve 1550 °C sinterizasyon derecesi olmak üzere iki ayrı gruba ayrılmıştır (n=5). Çalışmada kullanılan blokların üretici firmaları, içerikleri ve lot numaraları Tablo 3.1'de verilmiştir [4, 9, 129].

Tablo 3.1 Kullanılan materyallerin üretici firmaları, içerikleri ve lot numaraları [4, 9, 129].

Materyal	Üretici Firma	İçerik	Lot Numarası
Katana UTML	Kurarey Noritake Dental Inc,	8-11% Y_2O_3 , 87-92% ZrO_2 ve HfO_2 , <2% diğer oksitler	DNPLJ
Prettau® Anterior	Zirkonzahn, Taufers, İtalya	<12% Y_2O_3 , <1% Al_2O_3 , max. 0.02% SiO_2 , max. 0.01% Fe_2O_3 , max. 0.04% Na_2O	ZB 7204A
VITA YZ XT	VITA Zahnfabrik BAD Sackingen, Almanya	8-10% Y_2O_3 , <1% Al_2O_3 , 86-91% ZrO_2 , 1-3% HfO_2 , 1-3% renklendirici pigmentler	56560
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	SiO_2 (57-80%), Li_2O (11-19%), K_2O (<13%), P_2O_5 (<11%), ZrO_2 (<8%), ZnO (<8%), Al_2O_3 <5%, MgO (<5%) ve renklendirici pigmentler	KO3375

3.1 Zirkonya Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan zirkonya örnekleri Sement Dental Diş Laboratuvarı'nda standardizasyon elde etmek için bir bilgisayar yazılım programı (Sum3D CAD Dental Software, Italy) ile tasarımı yapılarak kazıma cihazında üretilmiştir (Şekil 3.1 ve 3.2). Zirkonya gruplarının her birinden 10'ar adet olmak üzere toplam 30 örnek elde edilmiştir ve sinterizasyon derecesine göre (1450 °C ve 1550 °C) iki ayrı alt gruba ayrılmıştır (n=5).



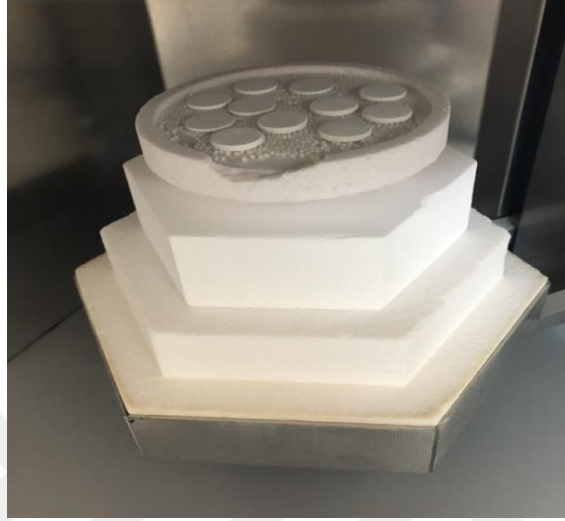
Şekil 3.1 Bilgisayar yazılım programında örneklerin tasarımı.



Şekil 3.2 CAD/CAM teknolojisiyle elde edilen örnekler.

Örnekler çalışmada kullanılan presinterize blokların sinterizasyon sonrası büzölmelerini kompanse edebilmek için üretici firmaların talimatları doğrultusunda %20-25 oranında büyütölmüş olarak elde edilmiştir (Şekil 3.4). Sinterizasyon işlemleri 2 saat bekleme süresiyle 1450 °C ve 1550 °C’lerde, markalara göre üretici

firmanın talimatları doğrultusunda ısıtma ve soğuma oranları ile gerçekleştirilmiştir. Firmaların önerdiği sinterizasyon dereceleri ve bekleme süresi ise Tablo 3.2’de yer almaktadır [4, 9, 129].



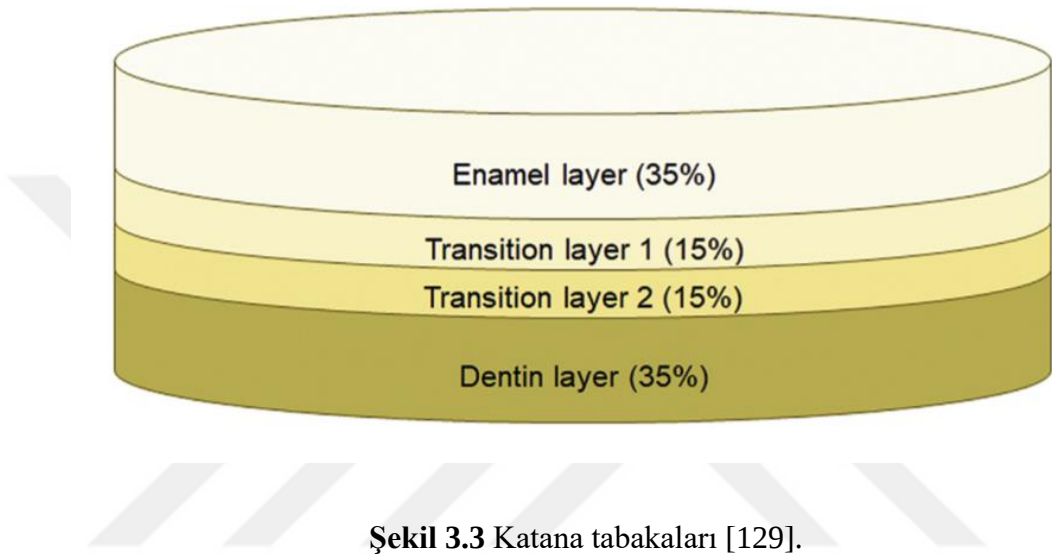
Şekil 3.4 Sinterizasyon aşamasındaki örneklerin görünümü.

Tablo 3.2 Zirkonya örneklerin üretici firmaların önerdiği sinterizasyon derecesi, bekleme süresi, sıcaklık artış oranı, sıcaklık azalış oranı [4, 9, 129].

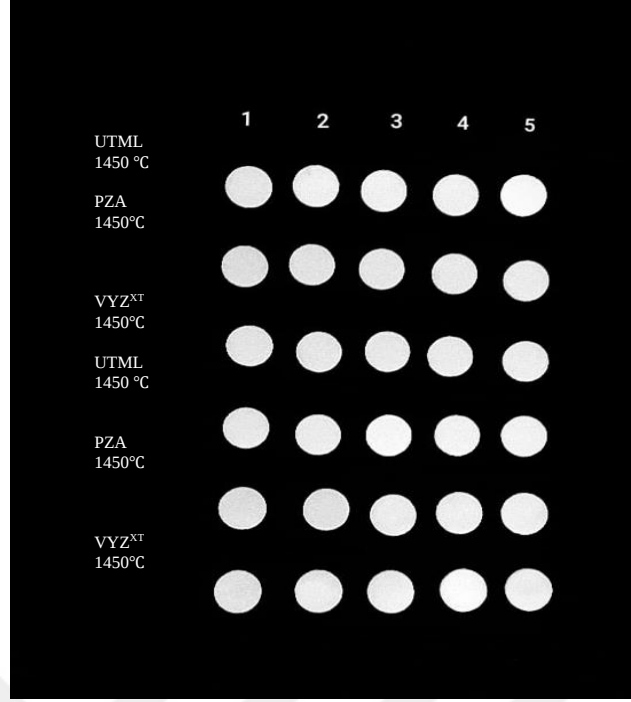
	Sinterizasyon derecesi	Bekleme Süresi	Sıcaklık Artış Oranı	Sıcaklık Azalış Oranı
Katana UTML	1550 °C	2 saat	10 °C/dk	10 °C/dk
Prettau Anterior	1500 °C	2 saat	8°C/dk	8 °C/dk
VITA YZ XT	1450 °C	2 saat	4 °C/dk	4°C/dk

Prettau Anterior zirkonya blokları renklendirilmemiş bloklardan seçilmiştir ve sinterizasyon işlemi öncesi Prettau Color Liquid Prettau Aquarell A2 renk sıvısı ile boyanmıştır. Örnekler sıra ile renk sıvısının içerisine 1 saniye batırıldıktan sonra, 1-2

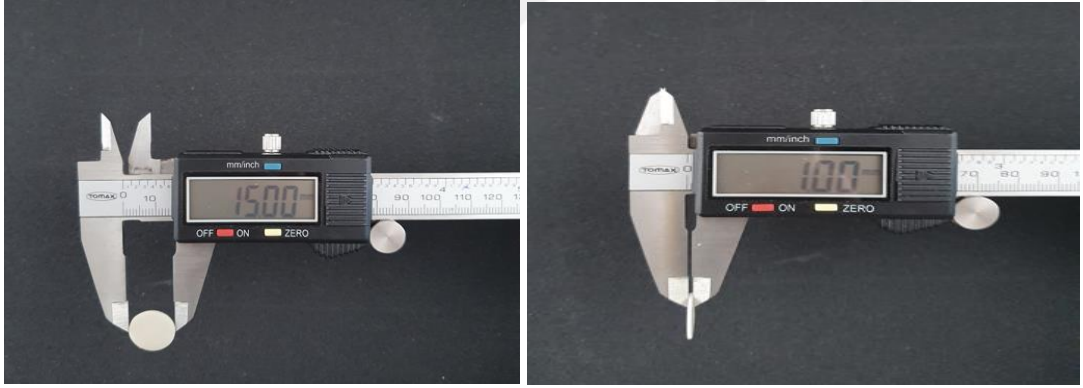
saniye suya batırılmıştır. Ardından suyun fazlası bir kağıt havlu ile alındıktan sonra 20 dakika kızılötesi ışık (Zirkonlamp 250; Zirkonzahn GmbH) altında kurutulup son rengi verilmiştir. Şekil 3.3’de görüldüğü gibi Katana UTML, %35 dentin, %15 ilk geçiş, %15 ikinci geçiş ve %35 mine tabakası olmak üzere dört tabakadan oluşan çok tabakalı bir zirkonya seramiktir. Tabakalar arasında TP açısından fark görülmemiştir ve benzer çalışmalardaki gibi TP’nin değerlendirmesinde mine tabakasına denk gelen kısımdan örnekler elde edilmiştir [130].



Örneklerin sinterizasyon sonrası final boyutu Şekil 3.5’te görüldüğü gibi 15 mm çapında ve 1 mm kalınlığında disk şeklinde elde edilmiştir ve kalınlıkları dijital kumpas ile kontrol edilmiştir (Şekil 3.6).



Şekil 3.5 Monolitik zirkonya sistemlerine ait disk şeklindeki örnekler.



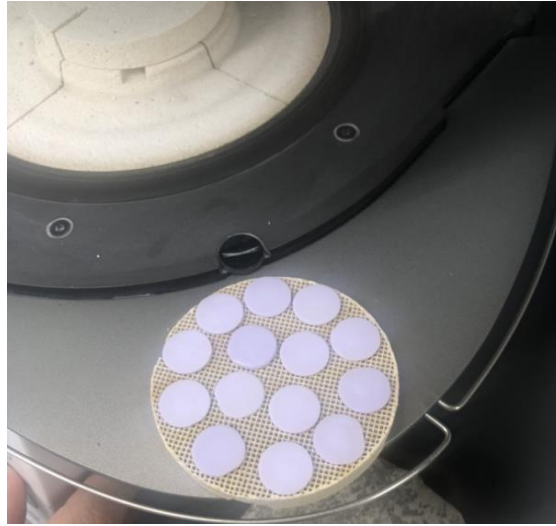
Şekil 3.6 Zirkonya örneklerin çapı ve kalınlıklarının dijital kumpas ile doğrulanması.

Örneklerin yüzeyi benzer çalışmalar referans alınarak 10.000 rpm düşük hızda çalışan bir angulduruva ile bir yönde ileri geri süpürme hareketi şeklinde 30 saniye boyunca polisajlandıktan sonra 90 derece çevrilip ilk aşındırma yönüne dik olacak şekilde 30 saniye ikinci kez polisajlanmıştır. Bu işlemler 3 farklı polisaj diski sırasıyla kullanılarak (yeşil: kalın grenli, kırmızı:orta grenli, sarı:ince grenli) tekrarlanmıştır ve

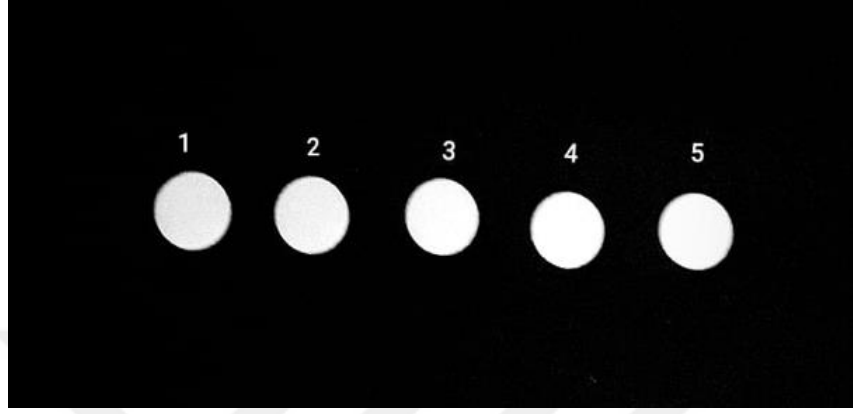
toplamda her bir örnek üç dakika polisajlanmıştır. Test işlemleri öncesi örneklerin yüzeyi ultrasonik temizleyicide distile suda 10 dakika bekletilerek temizlenmiş ve havayla kurutulmuştur [4].

3.2 IPS e.max CAD Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan IPS e.max CAD Sement Dental Diş Laboratuvarı'nda standardizasyon elde etmek için bilgisayar yazılımı ile kazıma cihazında üretilmiştir. Prekristalize bloklardan 15 mm çapında ve 1 mm kalınlığında disk şeklinde 5 adet örnek elde edilmiştir (Şekil 3.7). Kristalizasyon işlemi yapıldıktan sonra örnek yüzeyi benzer çalışmalar referans alınarak 10.000 rpm düşük hızda çalışan bir angulduruva ile bir yönde ileri geri süpürme hareketi şeklinde 30 saniye boyunca polisajlandıktan sonra 90 derece çevrilip ilk aşındırma yönüne dik olacak şekilde 30 saniye ikinci kez polisajlanmıştır (Şekil 3.8). Bu işlemler 3 farklı polisaj diski sırasıyla kullanılarak (yeşil: kalın grenli, kırmızı: orta grenli, sarı: ince grenli) tekrarlanmıştır ve toplamda her bir örnek üç dakika polisajlanmıştır. Test işlemleri öncesi örneklerin yüzeyi ultrasonik temizleyicide distile suda 10 dakika bekletilerek temizmiş ve havayla kurutulmuştur [4].



Şekil 3.7 IPS e.max CAD örneklerin kristalizasyon aşaması.



Şekil 3.8 IPS e.max CAD sistemine ait disk şeklindeki örnekler.

3.3 Yaşlandırma İşlemleri Öncesi Örneklerin Translusensi Ölçümlerinin Yapılması

Çalışmada translusensiyi değerlendirmek için translusensi parametresi referans alınmıştır. Translusensi parametresi ölçümü 24°C’de karanlık bir odada gerçekleştirilmiştir. 30 adet zirkonya örneğin ve 5 adet lityum disilikat örneğin siyah (b) ve beyaz (w) arka plan üzerindeki CIE L*a*b* değerleri VITA Easyshade Advance 4.0 spektrofotometresi ile ölçülmüştür. Siyah ve beyaz arka planlar arasındaki renk farkı hesaplanarak translusensi parametresi değerleri elde edilmiştir [109].

$$TP = [(L^*w - L^*b)^2 + (a^*w - a^*b)^2 + (b^*w - b^*b)^2]^{1/2} \quad [109].$$

VITA Easyshade Advance 4.0’ın toothsingle-tek ölçüm modunda, her örnekten, her arka plan üzerinde üçer kez ölçüm yapılarak değerlerin ortalaması alınmıştır (Şekil 3.9). Her ölçüm öncesi cihaz kalibre edilmiştir. Tüm ölçümler aynı operatör tarafından gerçekleştirilmiştir. Yaşlandırma işlemleri sırasında örneklerin karışmaması adına örnekler numaralandırılmıştır. Translusensi ölçümleri yaşlandırma işlemleri öncesi ve sonrası yapılarak translusensideki değişim kıyaslanmıştır.



Şekil 3.9 Örneklerin spektrofotometre ile translusensisinin ölçülmesi (VITA Easyshade Advance 4.0 (VITA Zahnfabrik BAD Sackingen, Almanya)).

3.4 Yapay Yaşlandırma İşlemlerinin Uygulanması

Tüm örnekler materyalin klinik kullanımına en yakın şartları elde etmek için termal ve mekanik yapay yaşlandırma işlemleri uygulanmıştır. Yapay yaşlandırma işlemleri Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.4.1 Termal siklus testi

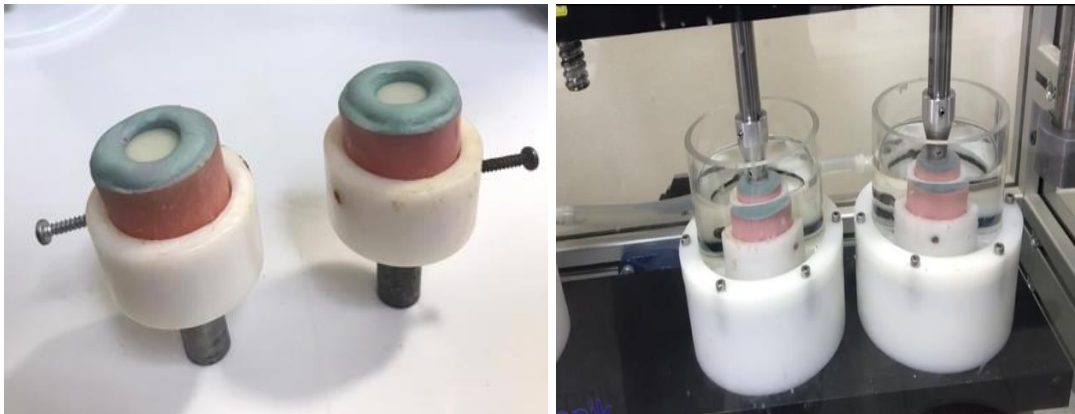
Termal siklus testi ile yapay yaşlandırma işlemi, ISO 11405'de tavsiye edilene göre [131], bir siklus 5 °C ve 55 °C ($\pm 2^{\circ}\text{C}$) distile su bulunan banyolarda 30 sn bekleme ve 10 sn iki sıcaklık arası bekleme süresi olacak şekilde toplam 10.000 termal siklus uygulanarak gerçekleştirilmiştir. (Şekil 3.10). Yapay yaşlandırma işlemleri sırasında özellikle sıcak banyodaki suyun buharlaşması sırasında oluşan distile su eksikliği, işlem sırasında banyo sıcaklığını etkilemeyecek şekilde eklemeler yapılarak giderilmiştir. Her 10.000 termal siklusun yaklaşık bir yıllık klinik kullanıma eş değer olduğu varsayılmaktadır [121].



Şekil 3.10 Termal siklus test cihazı (SD Mechatronik Termocycler, Almanya).

3.4.2 Mekanik siklus testi

Termal siklus testi uygulandıktan sonra örnekler mekanik olarak yaşlandırılabilmesi için çığneme simülatörüne yerleştirilmiştir. Örneklerin cihaz içerisinde mekanik yükleme sırasında yer değiştirmemesi için, silikon esaslı elastomerik ölçü materyalinden (Zetaplus, Zhermack, Italya) faydalanılmıştır (Şekil3.11). Örneklerin yerleştirildiği hazne aparatın yan yüzeylerinde bulundan vida ile sıkıştırılarak sabitlenmiştir. 1,6 mm çapındaki düz ve silindirik yükleme ucu yükleme cihazına bağlanmıştır (Şekil 3.12). Sonrasında örneklerin merkezinden 0,5Hz frekans ile 50 N kuvvetinde olacak şekilde 100.000 siklus mekanik yükleme uygulanmıştır.



Şekil 3.11 (a,b) Örneklerin mekanik siklus test cihazına yerleştirilmesi.



Şekil 3.12 Mekanik siklus test cihazı (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4, Almanya).

3.5 X-Işını Kırınımı Analizi

X-Işını Kırınımı analizi (XRD), için İstanbul Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Laboratuvarı'nda bulunan X-Işını Difraktometresi (XRD, Panalytical Aeris, United Kingdom) kullanılmıştır. Disk şeklindeki örneklerin yapay yaşlandırma işlemleri öncesi ve sonrası kristalografik analizleri, monokromatik CuK α ışını kullanan bilgisayar kontrollü X-Işını Difraktometresi'nde gerçekleştirilmiştir. Analizi gerçekleştirilen örnek, cihazın örnek tutucusuna yerleştirilmiştir. Örnekler, 15 mA akım ve 40 kV voltaj değerleri ayarlanarak, 0.02° adım aralığıyla 20° - 40° 2θ açıları arasında taratılarak analiz edilmiştir. Ölçümler sonucunda elde edilen difraksiyon grafikleri sistemle uyumlu bir bilgisayar yazılımında değerlendirilmiştir.

3.6 İstatiksel Analiz

Verilerin normal dağılım gösterip göstermediği Shapiro-Wilk testi yardımıyla belirlendi. Farklı sinterizasyon derecesindeki materyallerin grup içinde yapılan ölçümlerinin analizinde Kruskal-Wallis testi kullanılmıştır. Gruplar arasındaki iki farklı materyalin sinterizasyon derecesi ve translusensi parametresi karşılaştırılması Mann-Whitney U testi kullanılarak yapılmıştır. Gruplar içerisindeki materyallerin yaşlandırma öncesi ve sonrası translusensi parametresi karşılaştırması için ise Wilcoxon Signed-Rank testi kullanılmıştır. İstatistiksel analizler IBM SPSS Statistics 23 (Şikago, IL, ABD) yazılım programında gerçekleştirilmiştir. $P < 0.05$ olan değerler istatistiksel açıdan anlamlı kabul edilmiştir.



4. BULGULAR

Katana UTML (UTML), Prettau Anterior (PZA) ve VITA YZ XT (VYZ^{XT}) monolitik zirkonya materyallerinin yapay yaşlandırılmasının ve sinterizasyon derecesinin translusensisi üzerine etkisinin lityum disilikat materyali olan IPS e.max CAD (IPS) ile kıyaslanarak araştırıldığı çalışmada translusensi bulguları translusensi parametresi (TP) yöntemi ile elde edilmiştir. Zirkonyaların yapay yaşlandırma öncesi ve sonrasındaki faz analizi ise X-Işını Difraktometresi (XRD) aracılığıyla yapılmıştır.

4.1 Translusensi Parametresi Bulguları

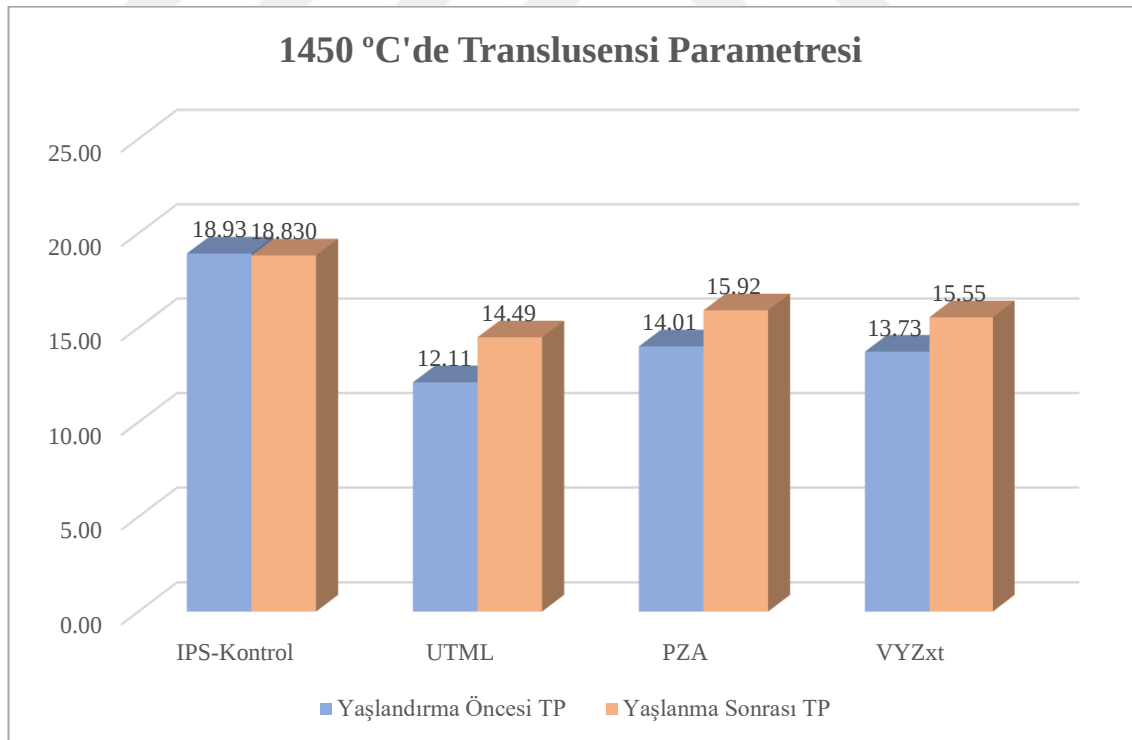
4.1.1 Yapay yaşlandırma işlemi sonrasındaki translusensi parametresinin değerlendirilmesi

Monolitik zirkonya ve lityum disilikat seramiklerden disk şeklinde hazırlanmış polisajlanmış örneklerin yapay yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası TP değerlerini elde etmek için, örneklerin siyah ve beyaz arka plan üzerinde CIE L*a*b* parametreleri kullanılmıştır. Örneklerin yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası ortalama TP değerleri ve standart sapmaları (SS) Tablo 4.1’de gösterilmiştir. Yapay yaşlandırma işlemlerinin TP üzerinde etkisinin olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.1 ve 4.2).

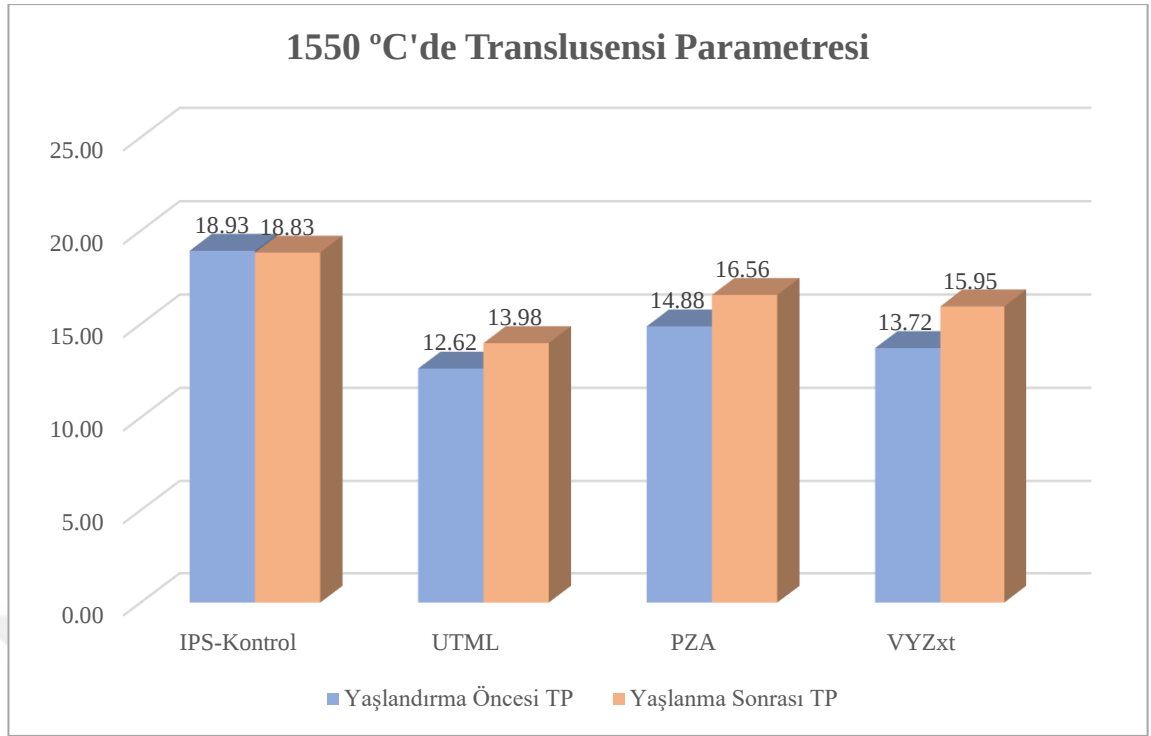
Tablo 4.1 Yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen TP değerlerinin aynı materyaller arasında karşılaştırılması.

		Yaşlandırma Öncesi	Yaşlandırma Sonrası	
		Ortalama±SS	Ortalama±SS	p değeri
Sinterizasyon Derecesi				
IPS		18.93±0.52	18.834±0.27	0.350
UTML	1450 °C	12.11±0.41	14.49±0.83	0.020*
	1550 °C	12.62±1.2	13.98±0.61	0.076
PZA	1450 °C	14.01±0.64	15.92±0.72	0.009*
	1550 °C	14.88±1.91	16.56±0.54	0.344
VYZ ^{xt}	1450 °C	13.73±0.19	15.55±0.63	0.009*
	1550 °C	13.72±0.58	15.95±0.26	0.009*

*İstatiksel olarak anlamlı farklılık (p<0.05).



Şekil 4.1 1450 °C'deki lityum disilikat ve monolitik zirkonyaların yapay yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında ölçülen TP değerlerinin karşılaştırılması.



Şekil 4.2 1550 °C'deki lityum disilikat ve monolitik zirkonyaların yapay yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası ölçülen TP değerlerinin karşılaştırılması.

Monolitik zirkonya ve lityum disilikat materyallerinin yapay yaşlandırma işlemleri öncesi ve sonrasında bazı materyallerde TP değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel açıdan anlamlı farklar bulunmuştur ($p < 0.05$). Katana UTML 1450°C'de ($p = 0.02$), Prettau Anterior 1450°C'de ($p = 0.009$), VITA YZ XT ise hem 1450°C'de ($p = 0.009$) hem de 1550°C'de ($p = 0.009$) yapay yaşlandırma işlemi sonrasında TP'de istatistiksel açıdan anlamlı farklı olduğu ve TP değerlerinin yükseldiği tespit edilmiştir. Diğer monolitik zirkonya örneklerinde TP değerlerinde hafif artışlar görülse de istatistiksel açıdan anlamlı bulunmadığı saptanmıştır ($p > 0.05$). Kontrol grubunda ise yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası TP değerinde minimal düzeyde azalma görülmüş ve istatistiksel açıdan anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ($p = 0.350$).

Monolitik zirkonya ve lityum disilikat materyalleri arasındaki yaşlandırma işlemi öncesindeki TP sıralaması $IPS > PZA \ 1550^{\circ}C > PZA \ 1450^{\circ}C > VYZ^{XT} \ 1450^{\circ}C > VYZ^{XT} \ 1550^{\circ}C > UTML1550^{\circ}C > UTML \ 1450^{\circ}C$; yaşlandırma sonrasındaki TP

sıralamasının ise IPS> PZA 1550°C > PZA 1450°C > VYZ^{XT} 1550°C > VYZ^{XT} 1450°C > UTML1450°C > UTML 1550°C olduğu saptanmıştır.

4.1.2 Gruplar arasındaki translusensi parametresi ilişkisinin değerlendirilmesi

Gruplar arasındaki TP ilişkisinin değerlendirilmesi ve elde edilen p değerleri Tablo 4.2’de verilmiştir.

Tablo 4.2 Monolitik zirkonya ve lityum disilikat materyallerinde gruplar arasındaki yapay yaşlandırma öncesi ve sonrasındaki TP ölçümlerinin karşılaştırılması ve p değerleri.

	Yaşlanma Öncesi	Yaşlanma Sonrası
	p değeri	p değeri
IPS-UTML 1450 °C	0.009*	0.009*
IPS-PZA 1450 °C	0.009*	0.009*
IPS-VYZ ^{xt} 1450 °C	0.009*	0.009*
UTML 1450 °C-PZA 1450 °C	0.009*	0.009*
UTML 1450 °C-VYZ ^{xt} 1450 °C	0.009*	0.009*
PZA 1450 °C-VYZ ^{xt} 1450 °C	0.175	0.250
IPS-UTML 1550 °C	0.009*	0.009*
IPS-PZA 1550 °C	0.009*	0.009*
IPS-VYZ ^{xt} 1550 °C	0.009*	0.009*
UTML 1550 °C-PZA 1550 °C	0.075	0.009*
UTML 1550 °C-VYZ ^{xt} 1550 °C	0.175	0.009*
PZA 1550 °C-VYZ ^{xt} 1550 °C	0.463	0.740

*İstatiksel olarak anlamlı farklılık (p<0.05).

IPS e.max CAD lityum disilikat örneklerinin yapay yaşlandırma öncesi ve sonrasında sinterizasyon derecesi fark etmeksizin monolitik zirkonya materyallerinden anlamlı daha yüksek TP değerine sahip olduğu saptanmıştır (p=0.009). Parsiyel stabilize zirkonya olan Katana UTML monolitik zirkonya materyali 1450°C’de yapay yaşlandırma öncesi ve sonrasında, 1550°C’de ise sadece yapay yaşlandırma sonrasında

diğer monolitik zirkonya materyallerinden anlamlı daha düşük TP değerine sahip olduğu tespit edilmiştir ($p=0.009$). Tam stabilize zirkonya olan Prettau Anterior ve VITA YZ XT monolitik zirkonya materyalleri arasında ise her iki sinterizasyon derecesinde, yaşlanma öncesi ve sonrasında Prettau Anterior daha yüksek TP değerine sahip olsa da istatistiksel açıdan anlamlı bir fark elde edilememiştir ($p>0.05$).

4.1.3 Sinterizasyon dereceleri arasındaki translusensi parametresi ilişkisinin değerlendirilmesi

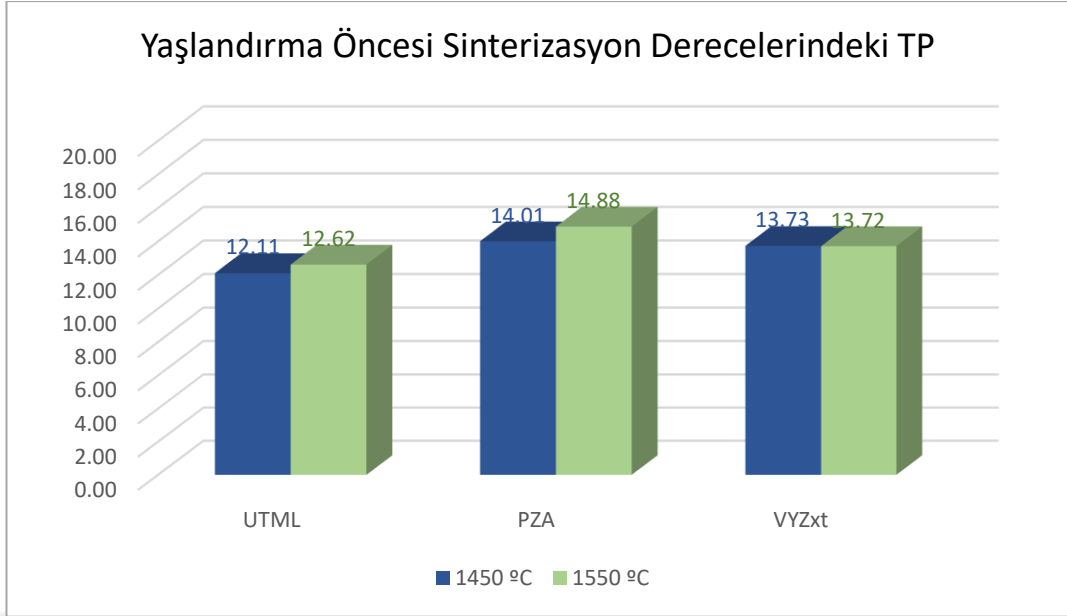
Sinterizasyon derecesine göre monolitik zirkonya materyallerinin yapay yaşlandırma öncesi ve sonrasındaki TP değerleri arasındaki ilişki ve p değerleri Tablo 4.3'te verilmiştir.

Tablo 4.3 Sinterizasyon dereceleri arasındaki TP ölçümlerinin karşılaştırılması ve p değerleri.

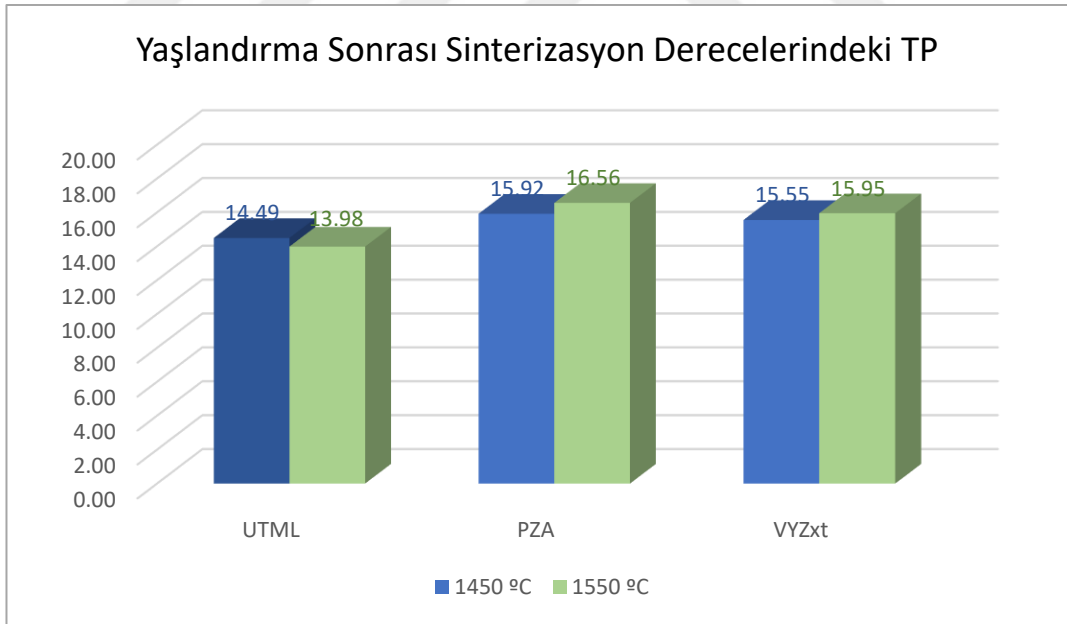
	Yaşlanma Öncesi	Yaşlanma Sonrası
	p değeri	p değeri
UTML 1450 °C-1550 °C	0.602	0.350
PZA 1450 °C-1550 °C	0.600	0.170
VYZ ^{xt} 1450 °C-1550 °C	0.750	0.170

*İstatistiksel olarak anlamlı farklılık ($p<0.05$).

Monolitik zirkonya materyallerinin sinterizasyon derecesi artışının yapay yaşlandırma öncesi ve sonrasında TP değeri üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı gözlenmiştir. Şekil 4.3 ve Şekil 4.4'de görüldüğü gibi genel olarak üç monolitik zirkonya materyalinde de sinterizasyon derecesi 1450 °C'den 1550 °C'ye yükseltildiğinde TP açısından minimal düzeyde artış görülse de istatistiksel açıdan anlamlı bir fark elde edilememiştir ($p>0.05$). Çalışma sonucunda, kullanılan monolitik zirkonya materyallerinde sinterizasyon derecesi değişiminin TP değeri üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı tespit edilmiştir ($p>0.05$).



Şekil 4.3 Yapay yaşlandırma öncesi farklı monolitik zirkonya materyallerinde iki sinterizasyon derecelerinde elde edilen TP değerleri arasındaki ilişki.



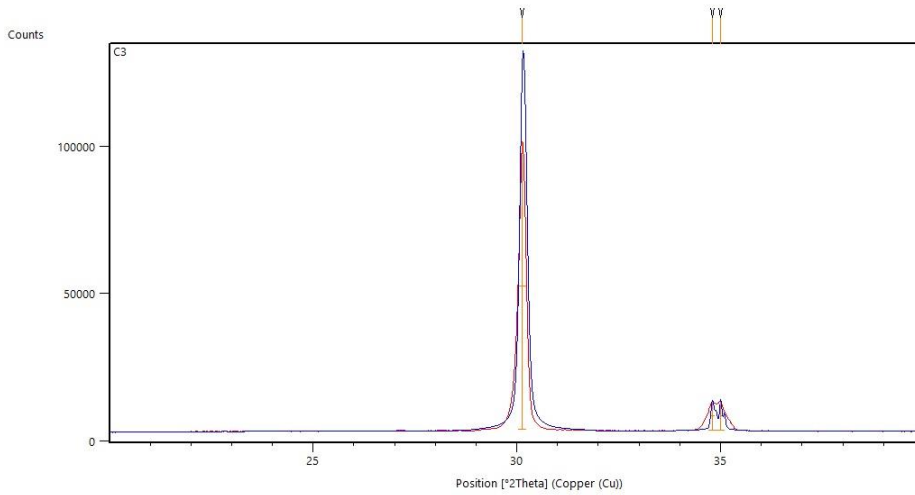
Şekil 4.4 Yapay yaşlandırma sonrası farklı monolitik zirkonya materyallerinde iki sinterizasyon derecelerinde elde edilen TP değerleri arasındaki ilişki.

4.2 XRD Analizi Bulguları

4.2.1 XRD analizi grafikleri ve yorumlanması

X-Işını Kırınımı cihazı (Panalytical Aeris, United Kingdom) ile numunelerin faz analizleri yapılmıştır. 40 kV gerilim ve 15 mA akım değerleri ile elde edilen Cu K α radyasyonu ile tarama yapılmıştır. 2 teta (2θ) değerine göre 20-40 arası ölçümler alınmıştır.

Yapay yaşlandırma öncesi numunelere yapılan analizler sonucu numunelerde hem tetragonal kafes yapısına hem de kübik kafes yapısına ait piklere rastlandığı görülmüştür. Her iki fazın da aynı açıda en yüksek şiddetli pikini vermesi pek ayırt edici olmasa da, yaklaşık 34 derecede verdikleri pikler sayesinde yorum yapmak mümkün olmuştur. İttriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya (Ref: 01-082-1242) fazına ait piklere baktığımızda 34 derece civarında art arda iki adet pik oluşması beklenmektedir. İttriyumla stabilize kübik zirkonya (Ref:00-030-1468) fazına ait difraksiyon ise 2 teta değerinde aynı derecede tek pik şeklindedir. Ancak elde edilen spektruma baktığımızda tüm numunelerde bu açıda simetrik olmayan geniş tek bir pik oluştuğu görülmüştür. Bu da tüm numunelerin yapısında iki fazın bir arada bulunduğunu göstermektedir. Oluşan spektruma ait pikleri yerleştirmek istediğimizde de bu açıda her iki piki yerleştirmenin mümkün olduğu görülmüştür (Şekil 4.5).



Şekil 4.5 Kübik ve tetragonal fazın bir arada bulunduğu XRD paterni.

Yapay yaşlandırma sonrası numunelere baktığımızda ise, numunelerin monoklinik faza yüzde yüz dönüşmediği görülmüştür. Ancak dönüşümün başladığını monoklinik

zirkonya (Ref:03-065-1023) fazına ait en şiddetli pikin konumlandığı 28 derece civarında oluşmaya başlayan küçük pik ile açıklamak mümkün olmuştur (Şekil 4.7, Şekil 4.13). Özellikle Katana UTML numunelerinde 28 derecede küçük şiddette gözlenen bu pikler yapının stabil olmadığını, monoklinik faza dönüşümün gerçekleştiğini göstermektedir. Prettau Anterior (PZA) ve VITA YZ XT (VYZ^{XT}) numuneleri ise iki sinterizasyon derecesinde de stabil kalmıştır ve yapay yaşlandırma sonrası monoklinik faza ait bir dönüşüme rastlanmamıştır. Bunlara ek olarak Katana UTML 1450 °C’de numunelerinde 28 derece civarında monoklinik zirkonya fazına ait pikler gözlenirken Katana UTML 1550 °C numunelerinde gözlenmemiştir. Sıcaklık arttıkça materyal daha stabil bir yapı sergilemiştir.

4.2.1.1 Tetragonal faza ait pik listesi

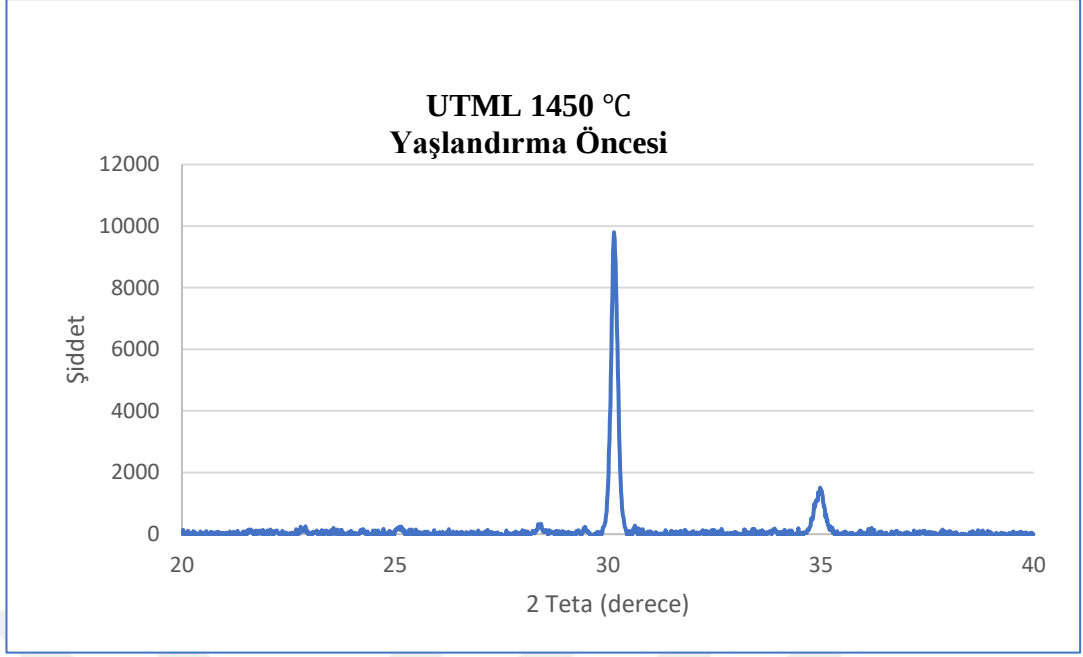
No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	1	0	1	2,96452	30,121	100,0
2	1	1	0	2,56171	34,999	13,9
3	2	0	0	1,81140	50,333	25,7

4.2.1.2 Kübik faza ait pik listesi

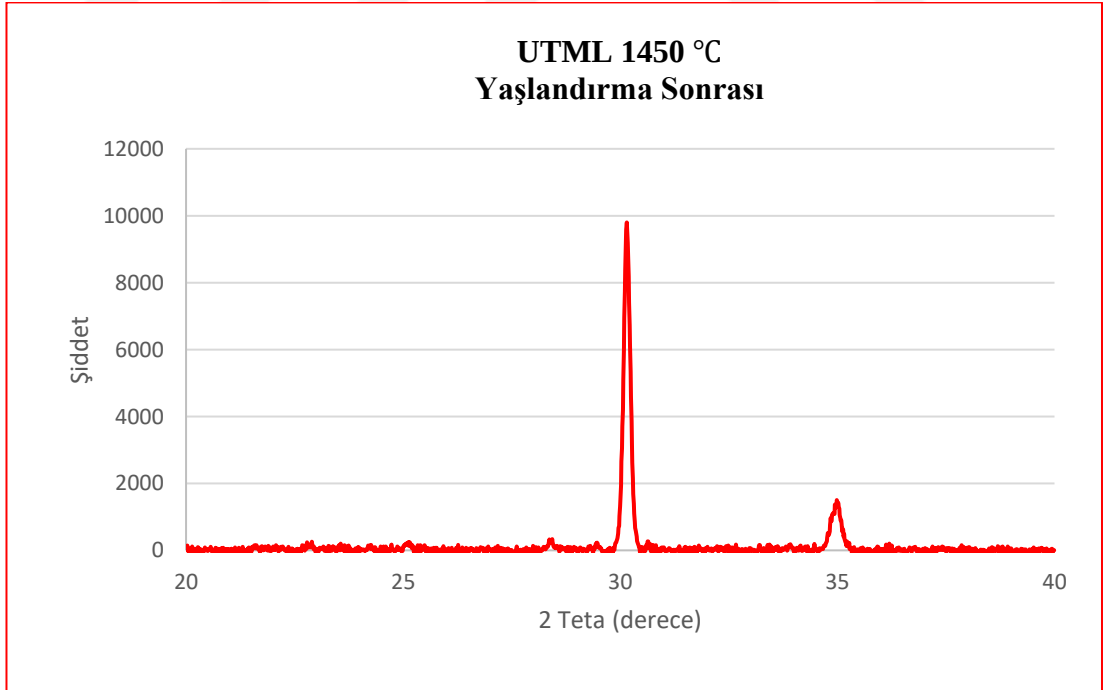
No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	1	1	1	2,96800	30,085	100,0
2	2	0	0	2,57100	34,868	25,0
3	2	2	0	1,81800	50,138	55,0

4.2.1.3 Monoklinik faza ait pik listesi

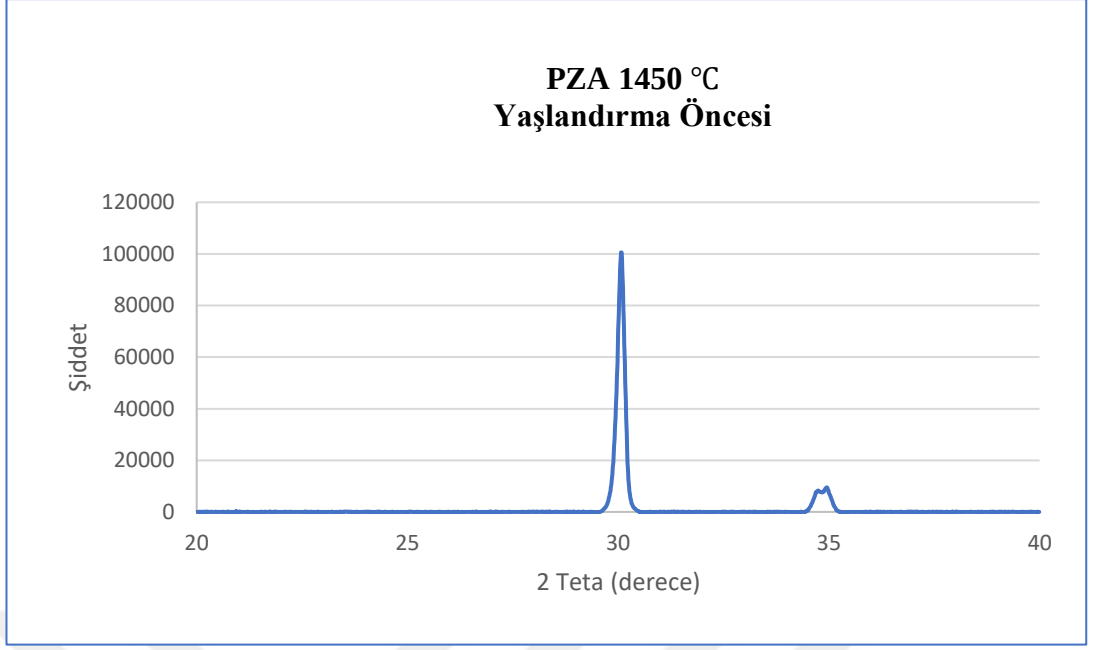
No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	1	0	0	5,07990	17,444	6,7
2	0	1	1	3,69678	24,054	17,1
3	1	1	0	3,63770	24,450	12,7
4	-1	1	1	3,16393	28,182	100,0
5	1	1	1	2,84034	31,471	67,4
6	0	0	2	2,62232	34,165	20,1



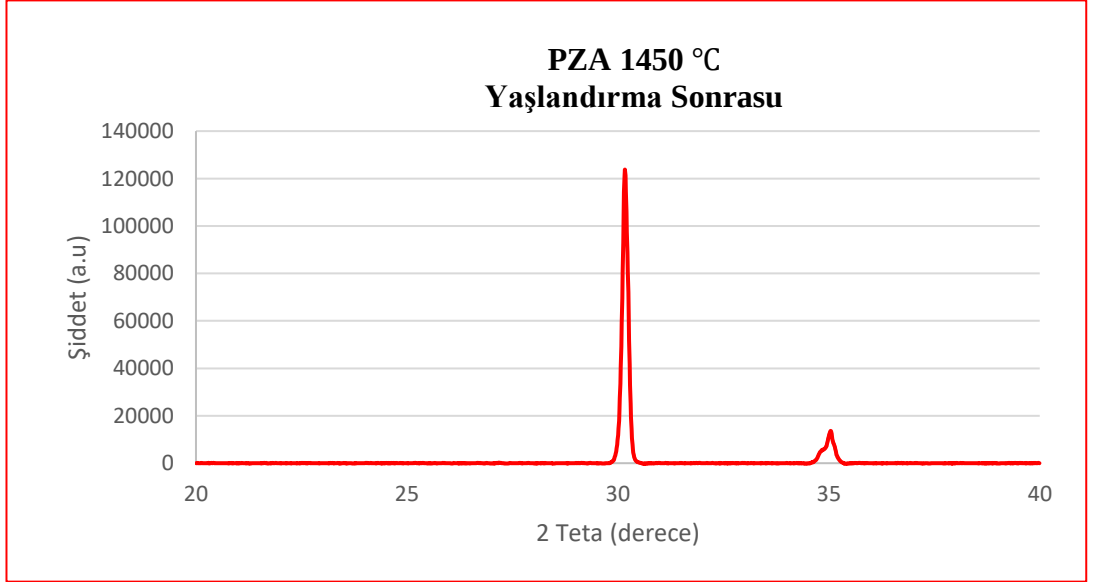
Şekil 4.6 UTML 1450 °C materyalinin yaşlandırma öncesi grubundan bir örneğin XRD paterni.



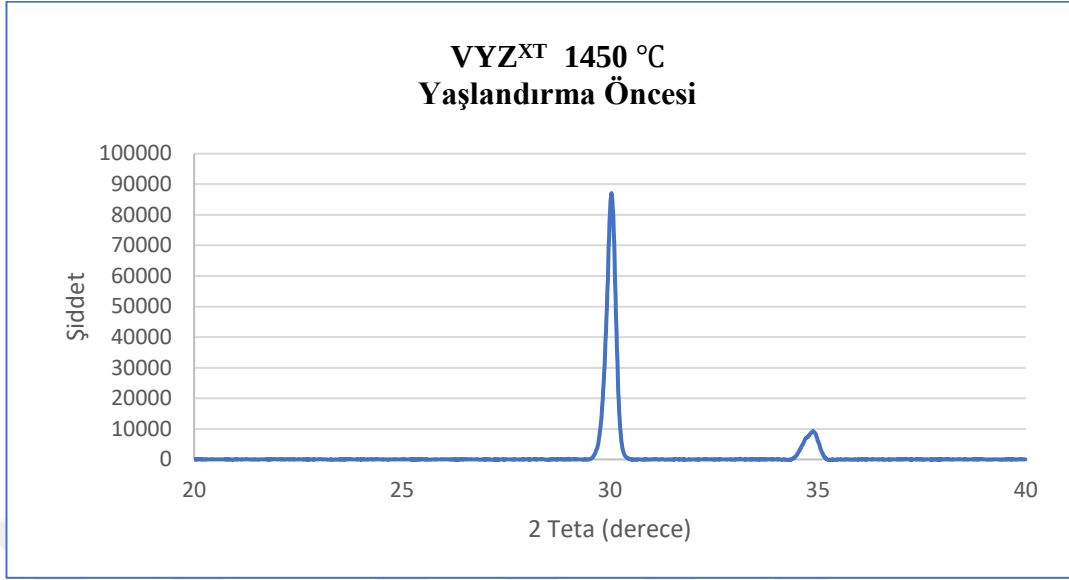
Şekil 4.7 UTML 1450 °C materyalinin yaşlandırma uygulanan grubundan bir örneğin XRD paterni.



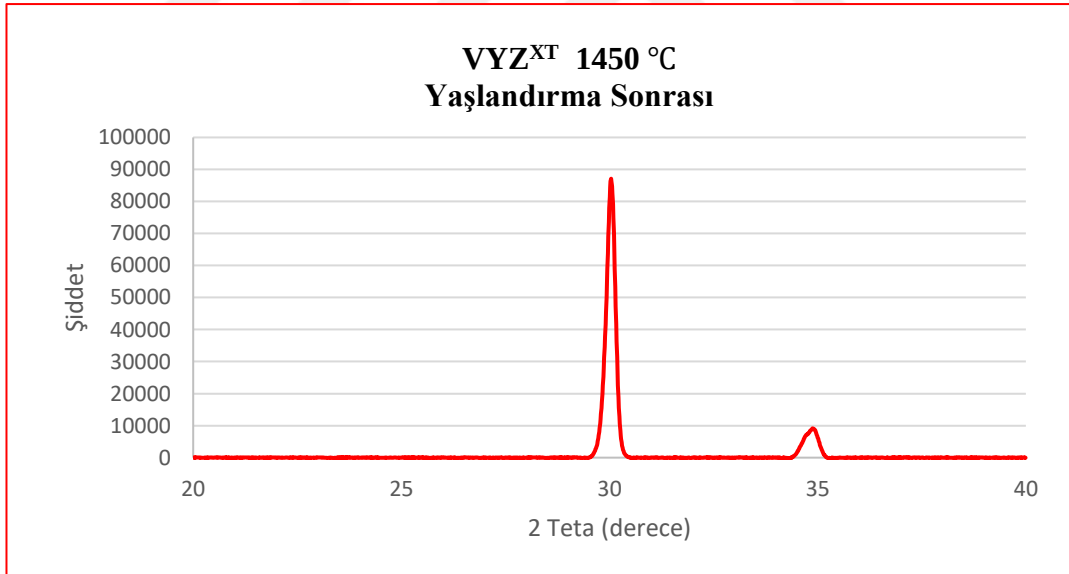
Şekil 4.8 PZA 1450 °C materyalinin yaşlandırma öncesi grubundan bir örneğin XRD paterni.



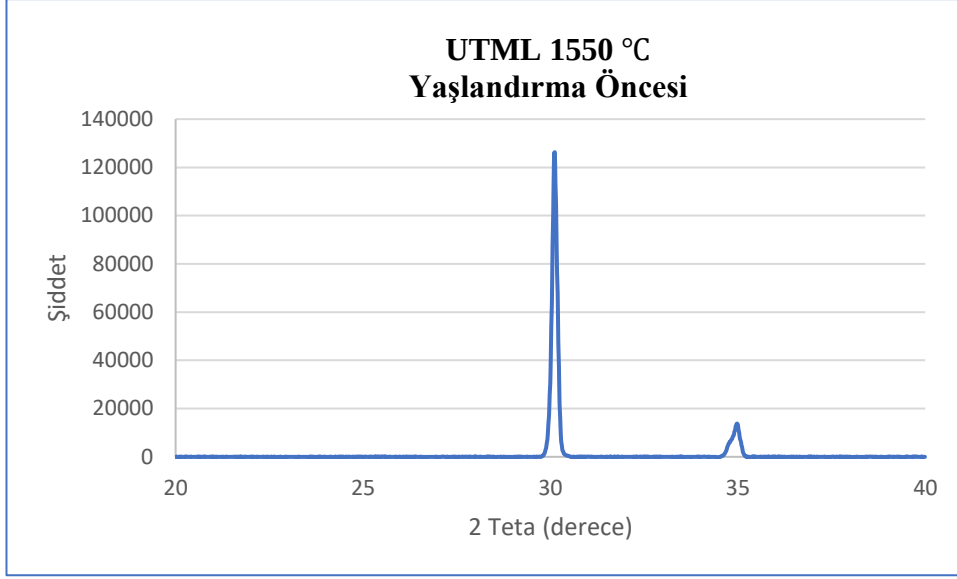
Şekil 4.9 PZA 1450 °C materyalinin yaşlandırma uygulanan grubundan bir örneğin XRD paterni.



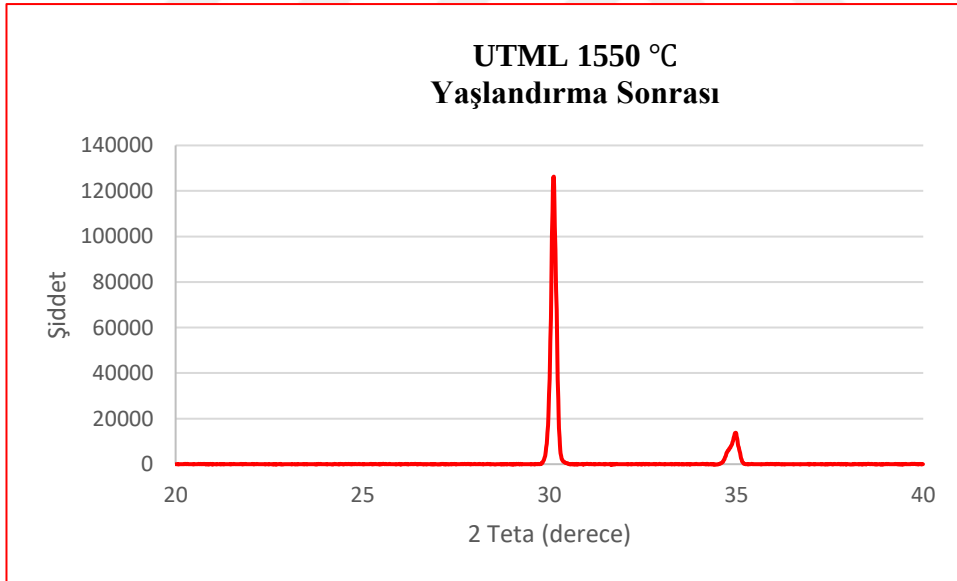
Şekil 4.10 VYZ^{XT} 1450 °C materyalinin yaşlandırma öncesi grubundan bir örneğin XRD paterni.



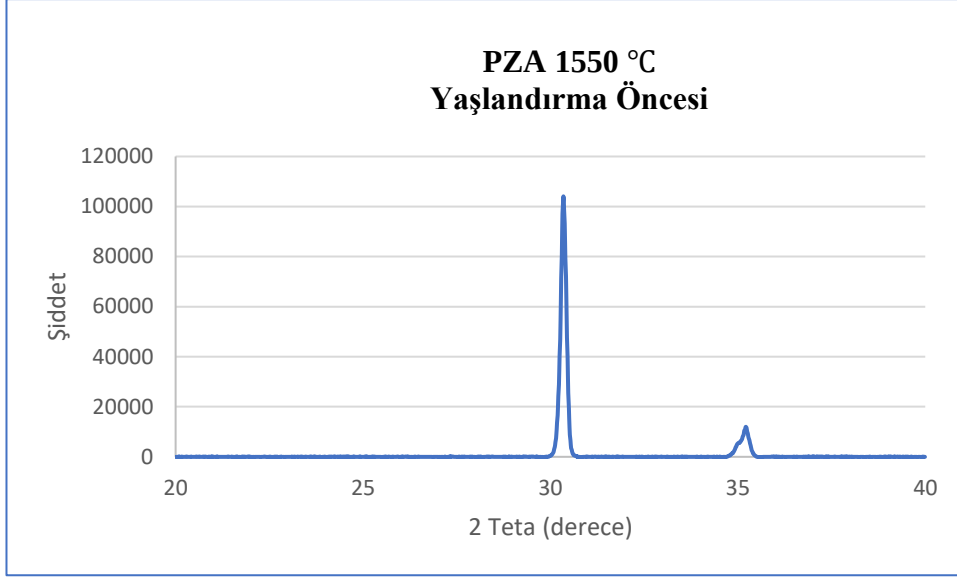
Şekil 4.11 VYZ^{XT} 1450 °C materyalinin yaşlandırma uygulanan grubundan bir örneğin XRD paterni.



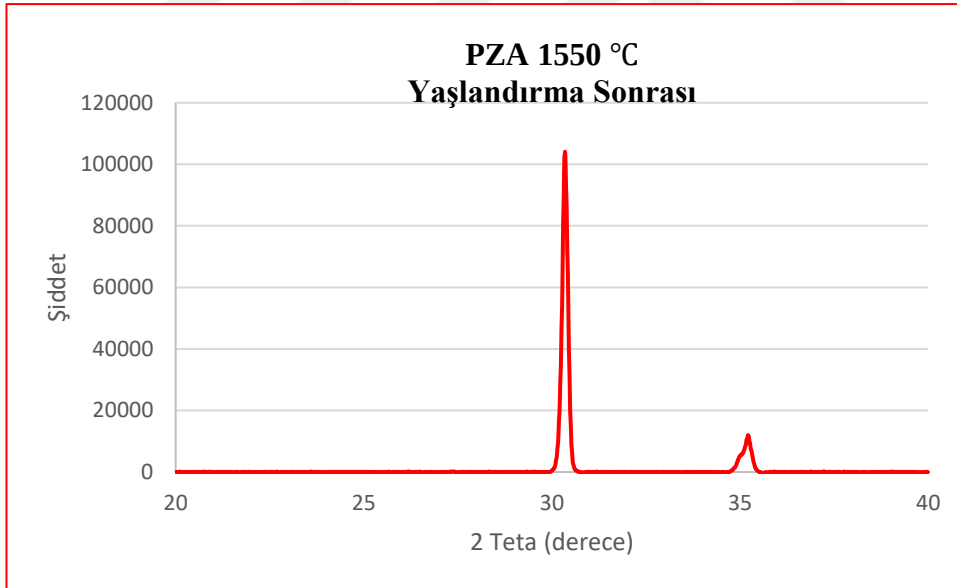
Şekil 4.12 UTML 1550 °C materyalinin yaşlandırma öncesi grubundan bir örneğin XRD paterni.



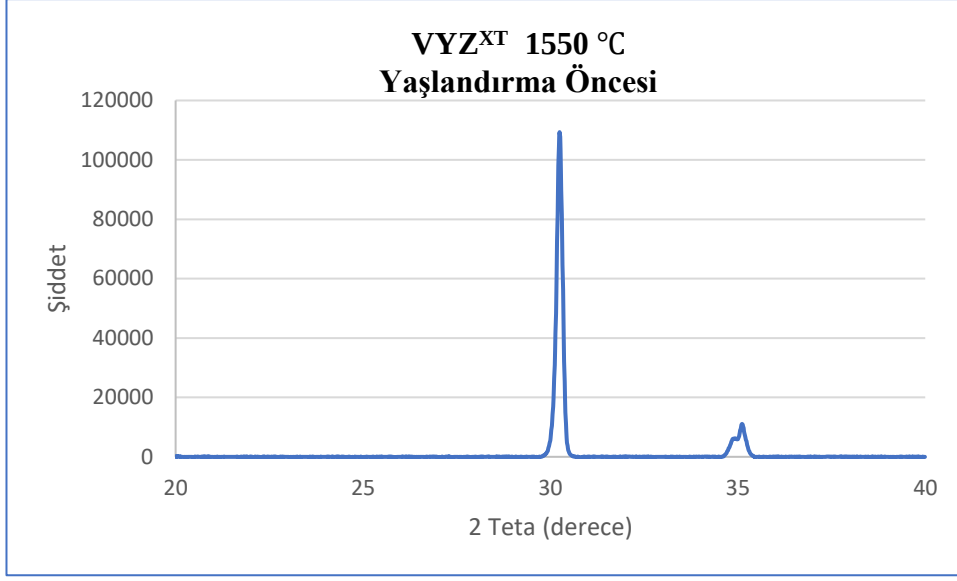
Şekil 4.13 UTML 1550 °C materyalinin yaşlandırma uygulanan grubundan bir örneğin XRD paterni.



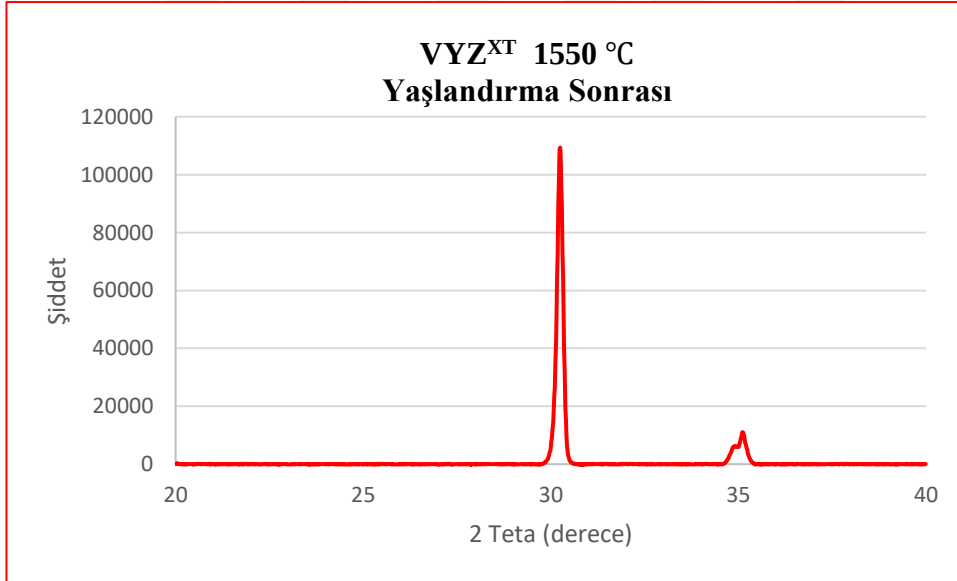
Şekil 4.14 PZA 1550 °C materyalinin yaşlandırma öncesi grubundan bir örneğin XRD paterni.



Şekil 4.15 PZA 1550 °C materyalinin yaşlandırma uygulanan grubundan bir örneğin XRD paterni.



Şekil 4.16 VYZ^{XT} 1550 °C materyalinin yaşlandırma öncesi grubundan bir örneğin XRD paterni.



Şekil 4.17 VYZ^{XT} 1550 °C materyalinin yaşlandırma uygulanan grubundan bir örneğin XRD paterni

4. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında yapay yaşlandırmanın farklı sinterizasyon derecelerindeki monolitik zirkonya materyallerinin translusensisi üzerine etkisi araştırılmıştır. Çalışma sonucunda monolitik zirkonya örneklerin birçoğunda yapay yaşlandırmanın TP üzerinde istatistiksel açıdan ($p<0.05$) anlamlı bir etkisi görülürken, sinterizasyon derecesinin TP değerini etkilemediği görülmüştür ($p<0.05$). Bu nedenle sıfır hipotezi kısmen kabul edilmiştir.

Artan estetik özellikleri ve biyouyumluluğuyla metal seramik restorasyonlara karşı tam seramik restorasyonlar oldukça popülerdir. Yaklaşık 20 yıldır CAD/CAM'in avantajıyla itriyum stabilize zirkonya seramikler dental restoratif materyal olarak kullanılmaktadır. İtريum stabilize zirkonya seramiklerin, sinterizasyon şartları, katkı maddeleri ve stabilize edici itriyum içeriğine bağlı olarak çeşitli varyasyonları vardır. %3 mol itriyum stabilize tetragonal zirkonya olağanüstü mekanik özellikleri ve dönüşüm sertleşmesi sayesinde çatlak toleransı sağlamasıyla geniş bir kullanım alanına sahiptir [2]. Fakat bu ilk geliştirilen zirkonya translusent değildir, opaktır ve tipik olarak alt yapı malzemesi olarak kullanılır. Materyal seçiminde estetik değerlendirmelerde translusensi önemli bir kriterdir ve üreticiler materyallerin translusensisini artırarak daha estetik restorasyonların üretilmesini amaçlamaktadırlar. Zirkonyanın içerisinde bulunan alümina ışık saçılımı defekti gibi hareket eder ve materyalin translusensisini düşürür. Bu nedenle zirkonyanın opasitesini azaltıp translusensisini artırmak için alümina içeriği sınırlandırılarak daha translusent 3Y-TZP elde edilmiştir [132].

3Y-TZP içerisinde bulunan tetragonal kristalleri anizotropiktir ve gren sınırlarında farklı kristalografik yönlerde ışık kırılımı meydana geldiği için yüksek opasiteye sahiptir. Bu nedenle alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır. Tetragonal kristaller bu optik özellikleri sebebiyle gren sınırlarında ışığın saçılmasına neden olur ve

translusensiyi düşürür. Bu sorunları gidermek ve daha translusent monolitik zirkonya üretmek için çeşitli stratejiler denenmiştir. İlk strateji, tetragonal grenlerin boyutunu artırmaktır. Daha geniş grenler daha az gren köşesi sergiler ve sonuç olarak ışık kırılımı daha az olur [8, 133]. Fakat, geniş tetragonal grenler hidrotermal bozulmaya karşı hassasiyeti artırır [8, 133]. Diğer strateji, gren boyutunu 100 nm'den daha az yapmaktır. Bu değer görülebilir ışığın dalga boyundan (400-700 nm) daha düşüktür. Böyle olunca ışık doğrudan materyalden geçecektir ve büyük grenlere göre oldukça küçük bir ışık saçılması olacaktır [133]. Fakat tanecik boyutu küçüldükçe faz değiştirme eğilimi azalmaktadır. 0.2 μm 'den küçük olması materyalde faz dönüşümü olmasını engellemekte ve kırılma direncini düşürmektedir [134]. Diğer bir yaklaşım, izotropik olan ve ışık iletimini artıran kübik grenlerin kullanılmasıdır. Kübik grenler, itriyum içeriğinin artırılmasıyla elde edilir [133].

Gren sınırlarındaki çift kırılımı azaltmak için itriyum içeriği artırılıp, %4-5 mol itriyum içeren parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) dental sahalarda tanıtılmıştır [132]. %8 molden daha fazla itriyum içeriğine sahip olan zirkonyalar ise tam stabilize zirkonya (FSZ) olarak bilinir [61, 133]. Fakat, tam stabilize zirkonyalar, tetragonal faz dönüşümü dolayısıyla da dönüşüm sertleşmesi mekanizmasına sahip değildir. Bu nedenle FSZ'lar, PSZ'ya göre daha dayanıksızdır, zayıftır [135, 136].

3Y-TZP ortalama sıcaklıkta insan vücudunda nemli bir ortam içerisinde tetragonalden monoklinik faza spontan dönüşüm yüzünden hidrotermal yaşlanmaya hassastır. Hidrotermal yaşlanma sebebiyle klinik başarısızlık rapor edilmiştir. Yaşlanma, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey altında mikro çatlaklara sebep olarak zirkonya karakteristiğini bozar. Yaşlanma, zirkonyanın mekanik ve optik özelliklerini azaltabilir. İtriyum içeriği artırılarak stabilize edilen zirkonyalar, daha yüksek bir yaşlanma stabilitesine sahiplerdir [53]. Fakat, artan itriyum içeriği, translusensiyi ve yaşlanmaya direncini artırırken, mekanik özellikleri azaltır ve faz kompozisyonu değişir. Bu nedenle 3Y-TZP tek kron ve uzun köprülerde kullanılabilmesine karşın, 5Y-PSZ'lar sadece anterior kronlarda kullanılabilirler. 3Y-TZP %80 tetragonal ve %20 kübik faz içerirken, %4-6 mol itriyum içeren PSZ ise stabilizatör içeriği ve sinterizasyon derecesine bağlı olarak %40-70 oranında kübik faz içerir. Kübik faz, çift kırılım göstermez, stres ve su varlığında dönüşüme uğramaz. Fakat kalan tetragonal faz zirkonya miktarı önemlidir [129]. PSZ'yı, tam stabilize zirkonya ya da kübik zirkonya

şeklinde genel literüre uymayan şekilde ifade eden çalışmalar da mevcuttur [137]. Zirkonya materyalleri farklı içeriklere sahip olması yanında sinterizasyon derecesi ve gren boyutları bakımından farklılık göstermektedir. Sinterleme derecesinin artması ve sinterleme süresinin uzaması gren boyutunu artırmaktadır ve materyalin translusensisini etkilemektedir, ayrıca yaşlanmanın da materyalin translusensisi üzerine etkisi bulunmaktadır. Bu nedenle zirkonyanın translusensisinin üzerine materyal tipi, sinterizasyon derecesi ve yaşlanmanın etkisini araştıran çalışmalara ihtiyaç vardır [134].

Bu çalışmada, farklı itriyum içeriğine sahip olan FSZ ve PSZ'ların translusensi parametresi üzerine sinterizasyon derecesi ve yaşlanmanın etkisi araştırılmıştır. Çalışmada kullanılan monolitik zirkonya materyallerinden Katana UTML %5 mol itriyum içeriğine sahip PSZ iken, VITA YZ XT %9 mol itriyum ve Prettau Anterior ise %12 mol itriyum içeriğiyle FSZ'dır. Materyaller 1450°C ve 1550°C'lerde sinterize edilmiştir. Sinterizasyon derecesi arttıkça materyallerin translusensisi artmıştır. Kontrol grubu olarak kullanılan IPS e.max LT tüm örnek materyalleri içerisinde en yüksek translusensi parametresine (18,92) sahiptir. Materyallere termal ve mekanik yaşlandırma işlemleri uygulanmıştır. Yaşlanma sonrası zirkonya materyallerinin translusensi parametreleri artarken, lityum disilikatın translusensi parametresi azalmaktadır. Yaşlanma sonrası da IPS e.max LT en yüksek translusensi parametresine sahipken, bunu FSZ olan Prettau Anterior ve VITA YZ XT takip etmektedir. En düşük translusensi parameteresine ise iki ayrı sinterizasyon derecesinde de yaşlanma öncesi (12,11-12,63) ve sonrası (13,48-13,97) Katana UTML sahiptir.

Optimum estetik sonuç elde edebilmek için, restorasyonun optik özellikleri doğal diş ile eşleşmelidir. Bunun için anahtar faktör renk ve translusensidir [109, 138]. Transludent materyaller ışığın kırılıp iletilmesine izin verir, ışığı saçmaz. Işığı yansıtmak için değil yüzeye saçıp penetre etmek için kırarlar. Işığın çoğu absorbe edilir ve diffüz olarak yansıtılırsa materyal opak görünecektir. Fakat ışık saçılması objenin içinde olur, çoğu diffüz olarak iletilirse materyal transludent görünecektir [61].

Dental seramik materyallerin translusensisi estetik değerlendirmelerde önemli bir kriterdir. Bunun yanında materyallerin translusensi seviyeleri seramik materyallerin simantasyonu sırasında kullanılan yapıştırma ajanı seçimini de etkilemektedir. Tam seramik restorasyonların simantasyonu sırasında ışıkla veya dual sertleşen rezin

simanlar kullanılmakta ve simantasyon sırasında restorasyondan geçen ışık miktarı simanın polimerizasyonunda oldukça önemlidir. Etkin olmayan bir polimerizasyon simanın mekanik ve kimyasal özelliklerini olumsuz etkilemektedir. Seramik restorasyonlarda kullanılan materyalin özelliği, kalınlığı ve rengi ışık geçişini dolayısıyla translusensiyi etkilemektedir [36].

Dental materyallerin renk ve translusensisinin ölçümü için spektrofotometre, spektoradyometre, kolorimetre ve dijital görüntünün bilgisayarda analizi gibi birçok farklı yöntem ve ekipman mevcuttur. Görüntü analizi metodu renk eşleştirmede, diş hekimi ve laboratuvar teknisyeni arasındaki ilişki de, diş eti enflamasyonunun tanısında, oral lezyonu belirlemede, beyazlatma sonuçlarının değerlendirilmesinde kullanılabilir. Spektrofotometre ile dijital görüntü analiz metodu arasında CIE L*a*b renk değerleri için önemli bir uyum bulunmuştur [139, 140]. Bu cihazlar arasında spektrofotometrelerin TP değerlendirilmesinde en kullanışlı cihaz olduğu düşünülmektedir [141, 142]. Dozic ve ark. iki kolotrimetre, bir spektrofotometre olarak VITA Easyshade ve iki dijital kameranın renk ölçümü hassasiyetini in vitro ve in vivo olarak değerlendirmiştir. VITA Easyshade'in in vivo ve in vitro olarak en yüksek hassasiyette olduğunu tespit etmişlerdir [143]. VITA Easyshade diğer cihazlara göre tekrarlanabilirlik açısından daha üstün görülmektedir [144, 145]. Kim-Pusateri ve ark. [146] cihazların güvenilirliğinin ve doğruluğunun değerlendirildiği çalışmalarında VITA Easyshade %96.4 güvenilirlik ve %92.6 doğruluk oranına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle bu çalışmada da bir spektrofotometre olan VITA Easyshade Advance 4.0 kullanılmaktadır.

Spektrofotometre, objektif ve yararlı bir alettir. Bir cisimden yansıyan ışık enerjisini, 1-25 nm aralığında görülebilir ışık spektrumunda ölçer. Spektrofotometrelerin rengin insan tarafından yorumlanmasına göre %93.3 daha objektif bir eşleştirme sağladığı ve %33 daha kesin ve doğru olduğu rapor edilmiştir [147, 148]. Bu yüzden bu tez çalışmasında materyallerin TP'ni değerlendirmek için VITA Easyshade Advance 4.0 spektrofotometresi kullanılmıştır. Seramik materyallerinin translusensisinin incelenmesinde direk ışık geçişinin ölçülmesi, dağılan ışığı da dahil ederek total ışık geçişinin ölçülmesi ve spektral yansımanın tespit edilmesi şeklinde üç geleneksel metod bulunmaktadır [142]. Spektral yansımanın değerlendirmesinde translusensi parametresi ve kontrast oranı yöntemleri kullanılmaktadır. Göreceli translusensinin

tespit edilmesini sağlamaktadırlar. Birçok çalışmada materyallerin translusensisinin değerlendirilmesinde translusensi parametresi (TP) kullanılmaktadır. Johnston ve ark. spektral yansımayı tek bir parametrede değerlendirilmesini sağlayan bir yöntem olarak TP'ni tanıtmış ve kontrast oranına (CR) göre daha kolay bir yöntem olduğunu belirtmiştir. CR için yapılan değerlendirmeler 0-1 aralığında iken TP değerleri 0-100 aralığındadır ve daha hassas bir değerlendirme sağlar. TP, CIE L*a*b* değerleri ile hesaplanabilmektedir [109]. Translusensi parametresi translusensiyi değerlendirmek için güvenilir bir yöntemdir [149]. Bu nedenle bu tez çalışmasında da translusensi parametresi referans alınmış ve spektrofotometre yardımıyla CIE L*a*b renk sistemi doğrultusunda değerlendirilmiştir.

Translusensi ölçümlerinde siyah ve beyaz arka plan kullanımı kabul edilmektedir ve birçok çalışmada kullanılmıştır [113, 149]. Bu çalışmada değerlendirilen TP ölçümü literatürlere uygun olarak siyah ve beyaz arka plan üzerinde yapılmıştır.

Monolitik zirkonya materyali uygun özellikleri, chipping direnci, gücü, veneer seramiğine ihtiyaç duymadan eşsiz estetiği ve basit klinik uygulanımı sayesinde restoratif diş hekimliğinde kullanımını yaygınlaştırmıştır. Monolitik restorasyonların önemli klinik avantajları; veneerlenmiş zirkonya restorasyonlarla karşılaştırıldığında daha az seramik kalınlığı olduğu için veneerlenmiş zirkonya restorasyonlara göre daha az preparasyon yapıp diş dokusunun korunması, monolitik lityum disilikat ya da veneerlenmiş zirkonya restorasyonlara göre daha yüksek kırılma direncine sahip olması ve daha ucuz olmasıdır [150].

Monolitik zirkonyanın matriks ve zirkonya partikülleri arasındaki kırılma indisindeki kararsızlık yüzünden translusensisi yetersizdir [61]. Birkaç monolitik zirkonya markası üstün mekanik özellikleri yanında, yüksek translusensiye sahip materyaller tanıtmışlardır. Translusensiyi artırmak için farklı metodlar vardır: kübik fazı ve zirkonya gren boyutunu artırmak için itriyum içeriğini artırmak ve gren köşelerinin sayısını azaltmak [8, 151, 152]. İtريum (Y_2O_3), zirkonya formülasyonunda en sıklıkla kullanılan stabilizatördür. İtريum içeriği artışı kübik faz fraksiyonunda artışa neden olur. Birçok çalışmada da bu bulgular görülmüştür [62, 133, 134, 153]. Parsiyel stabilize zirkonya %4-6 mol, tam stabilize zirkonya %8 molden fazla itriyum içermektedir. Tam stabilize monolitik zirkonya, zirkonyanın translusensisini geliştirmek için üretilmiştir [151]. Monolitik materyallerde gren sınırlarında ışık

saçılmasını azaltmak için alümina içeriği azaltılması ve optik olarak izotropik kübik zirkonya partiküllerinin mevcut olması translusensiyi artırmıştır. Bu sayede düşük ısı bozulması minimize edilmiştir. Daha sonra doğal dişe daha yakın estetik özellikte restorasyonlar elde edebilmek için çok tabakalı polikromatik zirkonyalar geliştirilmiştir. Üreticiler yeni gelişmelerle monolitik zirkonyanın optik özelliklerinin geliştiğini rapor etmişlerdir. Estetik özelliklerinin geliştiği belirtilen materyallerin optik özelliklerini değerlendirmek önemlidir [151]. Bu çalışmada üretici firmaların estetik özelliklerinin geliştiğini belirttiği hem multilayer olan hem de itriyum içeriğinin artırıldığı monolitik zirkonya materyalleri kullanarak estetik özellikleri değerlendirildi.

Zirkonya restorasyonlar okluzal yük altında yorgunlukla yüzeysel mikro çatlaklar gösterebilir. Çatlaklar faz dönüşümünü indükler ve tetragonalden monokliniğe faz dönüşümü gözlenir. Monoklinik partiküller ışığı bloke eder ve translusensiyi azaltır. Daha fazla kübik faza sahip olan materyallerde faz dönüşümü daha az olacak ve bunun sonucunda yaşlanmanın translusensi üzerine etkisi daha az olacaktır [141]. Elsaka ve ark. [60], tam stabilize zirkonyaların artan itriyum içeriği sebebiyle parsiyel stabilize zirkonya materyalinden daha translusent olduğunu belirtmişlerdir. Sen ve ark. [10] çalışmalarında tam stabilize zirkonya olan Prettau Anterior ve üç tane PSZ blokların TP değerlerini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda tam stabilize zirkonya olan Prettau Anterior parsiyel stabilize zirkonyalara göre daha translusent bulunmuştur. Sulaiman ve ark. [151], Prettau Anterior ile parsiyel stabilize zirkonyanın TP değerini karşılaştırmış ve Prettau Anterior'u daha translusent bulmuşlardır ($p<0.05$). Tam stabilize zirkonyalar daha fazla itriyum içerdikleri için daha yüksek translusensi sergilerler. Çünkü itriyum daha fazla kübik faz içeriği stabilize eder [95]. Kübik grenler izotropik bir oryantasyona sahiptir ve sonuç olarak ışık iletimine daha az engel olurlar. Kübik grenlerin bir diğer avantajı, tetragonal grenlerden daha genişler ve bu ışık saçılım kaynağı olan gren sınırlarının sayısını azaltır [154]. Fakat artan kübik fazda, tetragonalden monokliniğe faz dönüşümü ile dönüşüm sertleşmesi mekanizması olmadığı için mekanik özellik olumsuz etkilenecektir [136]. Çalışmamızda da benzer sonuçlar elde edilmiş, tam stabilize zirkonyalar, parsiyel stabilize zirkonya olan Katana UTML'ye göre anlamlı derecede daha translusent bulunmuştur ($p>0.05$).

1mm kalınlıktaki TP değeri insan minesi için 18,7 ve dentini için 16,4'tür [155]. Cam seramiklerde ise translusensi parametresi 1mm kalınlığında 14.9-19.6 değerleri arasındadır [156]. Bu tez çalışmasında en yüksek TP değeri yaşlanma öncesi ve sonrası cam seramik lityum disilikat materyali olan IPS e.max CAD'de görülmüştür (18.93-18.34). Monolitik zirkonyalar arasında ise en yüksek TP değeri 1550°C'de FSZ olan Prettau Anterior'da tespit edilmiştir. Lityum disilikat ve PSZ'nın translusensi parametresinin karşılaştırıldığı çalışmalarda da benzer şekilde lityum disilikat materyalleri daha translusent bulunmuştur [113, 150, 157, 158]. PSZ'nın translusensisi geleneksel zirkonyaya göre artırılmıştır fakat geleneksel lityum disilikatla bile karşılaştırılacak seviyede değildir [133, 158, 159]. Sonuç olarak monolitik zirkonya materyallerinin cam seramiklere ve doğal insan dişine göre translusensisi hala düşüktür ve geliştirilmesi gerekmektedir [61].

Baldissara ve ark.[137], Katana UTML ile IPS e.max CAD LT'nin optik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında sağ molar diş kronunu tarayıp prepasyonu simule ederek gerçek anatomik forma uygun örnekler elde etmişlerdir. Çalışmada bu tez çalışmasındaki gibi IPS e.max CAD LT, Katana UTML'den anlamlı derecede daha translusent bulunmuştur ($p<0.05$). Fakat bu çalışmada Katana UTML örnekleri 1 mm kalınlığında iken IPS e.max CAD LT örnekleri 1.5 mm kalınlığındadır. Bu tez çalışmasında ise tüm örnekler 1 mm kalınlığındadır. Optik özelliklerin değerlendirildiği çalışmalarda genellikle kron restorasyonu yerine düz disk veya levha şekilli örnekler kullanılmaktadır. Bu tez çalışmasında ise tüm örnekler disk şeklinde ve 1 mm kalınlığındadır. Klinik gözleme daha yakın sonuçlar elde edebilmek adına kron restorasyonu şeklindeki örneklerin kullanılmasında fayda vardır. Fakat şekil değişkenlerinin optik davranış üzerine etkisine karar vermek mümkün değildir [137].

Zadeh ve arkadaşları [160] yeni zirkonya materyalleri ve lityum disilikatın translusensisini ve dayanımını karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında, bu tez çalışmasında olduğu gibi tüm örneklerin translusensisi benzer kalınlıkta (1.0 mm) örneklerle test edilmiştir. Fakat, lityum disilikat restorasyonlar özellikle posterior bölgede ağız kavitesinin mekanik stresine karşı koyabilmek için daha fazla kalınlığa (1.5-2.0 mm okluzal) ihtiyaç duyarlar. PSZ'lar daha az diş kesimi ve daha az kalınlığa ihtiyaç duydukları için özellikle posterior uzun restorasyonlar için klinik kullanıma daha uygundur [150]. Monolitik zirkonya ve lityum disilikatın optik ve mekanik

özelliklerine karar verebilmek için klinik çalışmalar da gerekmektedir. Zadeh ve ark. yapmış oldukları çalışmanın sonucunda, lityum disilikat materyalinin monolitik zirkonyaya göre anlamlı derecede daha translusent bulunduğunu bildirmişlerdir ($p<.0001$) [160]. Bu tez çalışmasında da lityum disilikat materyali ve monolitik zirkonyalar arasında TP değeri açısından anlamlı fark elde edilmiştir ($p<0.05$).

Zhang ve ark. [132] çalışmalarında farklı itriyum içeriğine sahip zirkonyalar ile yüksek translusent lityum disilikatı karşılaştırmışlardır. En yüksek translusensi değeri lityum disilikat örneklerde tespit edilmiştir. Zirkonyalarda ise itriyum içeriği arttıkça örneklerden elde edilen translusensi değeri de artmıştır. SEM analizinde de zirkonya örneklerin gren boyutu ölçülmüş ve itriyum arttıkça gren boyutunun arttığı görülmüştür. Bu tez çalışmasında da benzer sonuçlar elde edilmiş, lityum disilikat örnekler daha translusent bulunmuştur ($p<0.05$). Fakat monolitik zirkonya materyallerinin gren boyutu SEM analizi ile araştırılmamıştır. İleriki çalışmalarda materyallerin mikro yapısının incelenmesi adına SEM analizinin kullanılmasında fayda vardır.

Materyalin translusensisi TP, CR, ışık iletim miktarı ve ışık engelleme miktarı aracılığıyla değerlendirilebilir [161]. Mine %70, dentin ise yaklaşık % 53 oranında ışık iletimine izin verir [162]. Doğal dişte insizal ve proksimal bölgelerde translusensi seviyesi daha fazladır çünkü minesi dentininden daha fazladır. Servikal bölgelerde ise mine tabakası dentin tabakasına göre daha ince olduğu için, translusensisi daha azdır. Dentin rengi bir dişin rengini en çok etkileyen unsurdur. Zirkonya kronlar doğal diş minesi gibi hizmet görür, bu nedenle optimal estetik için doğal dişe benzer translusensi seviyesine ihtiyaç duyulmaktadır. Dental materyallerin translusensisi çeşitlilik göstermektedir. Materyal rengi, kalınlığı ve yüzey özellikleri dental materyalin translusensisini etkilemektedir. Daha koyu restorasyonlar daha fazla ışık absorbe eder ve daha az ışık iletir, sonuç olarak opasiteleri yüksek olmaktadır [155]. Restorasyonun kalınlığı arttıkça, opasitesi artar ve TP değeri azalır [61, 163]. Bir invitro çalışmada, zirkonya seramiklerin translusensileri değerlendirilmiş ve cam seramiklere göre kalınlığa daha az hassas olduğu rapor edilmiştir [163].

2015'te yürütülen bir çalışmada posterior tek kronlar için en çok tercih edilen monolitik zirkonya iken, anterior tek kronlar için ise lityum disilikat olduğu rapor edilmiştir [164]. Bu durum zirkonyanın mekanik özellikleri ve lityum disilikatın optik

özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Üretici firmalar yeni üretilen 5Y-PSZ'nin lityum disilikata yakın translusensisinde bir materyal olduğunu iddia etmektedir fakat incelenip araştırılması gerekmektedir [130].

Kwon ve ark. [130] çalışmalarında, 5Y-PSZ olan Katana UTML'in translusensi, 3Y-TZP ve lityum disilikat ile karşılaştırmıştır. A1 rengine Katana UTML bloklardan örnekler hazırlanmıştır. Çalışmada bu tez çalışmasındaki sonuçlara benzer şekilde lityum disilikatlar Katana UTML'ye göre anlamlı derecede daha translusent bulunmuştur ($p < .001$). Katana UTML'nin TP değeri 11.28 olarak tespit edilmiştir. Çalışmada, zirkonya örnekler ıslak kesilmiştir bu durumun materyalin opasitesini artırmış olabileceği bildirilmiştir. Bu nedenle zirkonyalar sinterizasyondan önce suya maruz bırakmamalıdır. Ayrıca çalışmada örneklerin bir kısmı yanlış sinterizasyon sıcaklığında sinterize edilmiştir bunun da opasitesini artırmış olabileceğini belirtmişlerdir [130]. Bu tez çalışmasında Katana UTML örneklerinin translusensi değeri bu çalışmadaki değerlerden daha yüksektir. Bu farklılık blok rengine ve çalışmamızda örneklerin bilgisayar yazılım programı ve CAD/CAM cihazı ile daha standart şekilde elde edilmesine dayandırılabilir.

Çalışmalarda aynı materyallerin TP değerleri sonuçları arasında farklılıklar gözlenebilmektedir. Elsaka ve ark. [60], Prettau Anterior'un TP değerini 16.8 olarak rapor etmiştir ki bu değer çalışmalarında değerlendirilen Ceramill Zolid DX (CZF)'nin TP değerinden (19.4) oldukça düşüktür. Sulaiman ve ark. [61] yaptığı diğer bir çalışmada ise spektrofotometre yardımıyla 1 mm kalınlıkta Prettau Anterior'un TP değerini 15.8 olarak tespit etmiş blok rengini belirtmemiştir. Yine Sulaiman ve ark. [151], aynı yıl yayınladıkları bir başka çalışmada spektrofotometre yardımıyla A2 rengine boyadıkları Prettau Anterior'un TP değerini 12 olarak bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında ise sinterizasyon derecesine göre Prettau Anterior için 14 ve 14.8 TP değeri elde edilmiştir. [165]. Benzer şekilde çalışmalarda lityum disilikat materyalleri için de farklı TP değerleri bildirilmiştir. Bu tez çalışmasında IPS e.max CAD LT 1 mm kalınlıkta 18.93 TP değerine sahip iken Wang ve ark. [163], TP değerini 19 olarak, Della Bona ve ark. [149] ise 18.9 olarak rapor etmişlerdir. Bağış ve Turgut [166] ise bu çalışmadaki değerden daha düşük 14.49 olarak bildirmişlerdir. Shamseddine ve ark. [167] Katana UTML'nin TP değerini bu tez çalışmasındakinden çok daha düşük bir değer olarak tespit etmişlerdir (12.65). Fakat çalışmada TP değerleri, örneklerin

fotoğrafi çekilip görüntü analiz programında değerlendirilirken bu tez çalışmasında spektrofotometre ile değerlendirilmiştir. Çalışmaların sonuçlarındaki bu farklılıklar örnek kalınlığının farklı olmasına, sinterizasyon prosedürüne, kullanılan siyah ve beyaz arka fondaki farklılığa ve ölçen aletlerin farklı olmasına dayandırılabilir [163, 168, 169].

Hidrotermal yaşlanmanın materyalin mikro yapısı üzerine etkisi iki şekildedir:

1. Zirkonya grenlerinde hacim artışı
2. Zaman geçtikçe grenlerde kopma ve yüzeyde defekt oluşumu [170].

Hidrotermal yaşlanmanın yeni monolitik zirkonya materyallerinin mikroyapısı üzerine etkisi derinlemesine açığa kavuşmamıştır ki materyalin mikroyapısındaki değişim gren boyutunu değiştirdiğinden translusensi değerini de etkilemektedir [62]. Bu tez çalışmasında yapay yaşlandırma işlemi sonrası zirkonya materyallerinin translusensi parametrelerinde artış görülmektedir. Yaşlanma sonrası translusensi artışı materyellerin gren boyutundaki artışına dayandırılabilir.

Dental seramikler ağız ortamında materyalin özelliklerini etkileyen termal siklusa maruz kalmaktadır. Termal siklusla yapay yaşlandırma dental restoratif materyallerin yaşlanmasında kullanılan bir metottur. Bunun dışında yapay yaşlandırma işlemleri için otoklav da kullanılabilir. Ancak termal siklusla yaşlandırmanın otoklava göre daha uygun olduğu bildirilmiştir [171]. Bu yaşlandırma metodunda iki banyo tankına sırayla bırakılan örneklerde ani ısı değişimi meydana gelmektedir ve bu durum materyallerde ısı streslerine neden olmaktadır. Bunun yanında, iki banyo arasındaki geçiş sırasında da örnekler hava sıcaklığıyla karşı karşıya kalmaktadır. Literatürde termal siklusla yapay yaşlandırma yöntemine dair bir görüş birliği bulunmamaktadır [97, 172]. 130 adet yapay yaşlandırma çalışmasının derlenmesi sonucunda soğuk ve sıcak banyo tankları için sırayla 5°C ve 55°C'lik sıcaklık derecelerinin kullanımının doğru olacağı bildirilmiştir [121]. ISO 11405 önerilerine göre uygulanması gereken sıcaklık 5°C ve 55°C'dir [122]. Literatürlerde banyo tanklarında bekletme süresiyle ilgili bir fikir birliği yoktur ancak 20 sn'den az olması durumunda arzu edilen termal etkinin yaratılamayacağı bildirilmiştir [171]. Termal siklus sayısı ile ilgili literatürlerde farklı veriler bulunmaktadır. Gale ve Darvell 1999 yılında, 10.000 termal siklusun yaklaşık bir yıllık ağız içi kullanıma eş değer olduğunu bildirmişlerdir [121].

Dental seramikler ağız ortamında ısı değişiminin yanında döngüsel yüklemelere de maruz kalmaktadır. Ağız ortamının laboravutar ortamına daha iyi yansıtılabilmesi için araştırılan materyallere termal siklus yanında mekanik siklus da uygulanmalıdır. Zamanla ağız ortamında mekanik siklus esnasında tekrar eden stresler sonucu çatlaklar meydana gelebilmekte ve materyalin dayanımı düşmektedir. Tekrarlayan yüklemeler sonucu dental seramiklerin yüzeyinde bozulmaların ve hasarın görülebileceği, bu durumun materyalin estetik ve mekanik özelliklerini olumsuz etkileyebileceği bildirilmiştir [69]. Çalışmalarda farklı kuvvet ve sayılarda mekanik siklus protokolleri uygulanmıştır. Fizyolojik çiğneme kuvveti 20-120 N arasında değişmektedir [173]. 200 N'luk bir kuvvet uygulamasının ise bruksizmde oluşan yükü taklit ettiği bildirilmiştir [124]. Çalışmalarda 50 N'luk yük uygulaması sıklıkla tercih edilmektedir [174-176]. Nikaido ve ark. [177] çalışmalarında çiğneme sırasında uygulanan sabit kuvvetin 50 N olduğunu ve bu sebeple çalışmalarında bu kuvveti kullandıklarını bildirmişlerdir. Bu referanslar doğrultusunda bu tez çalışmasında yapay yaşlandırmanın etkisini görmek için ISO 11405'de tavsiye edilene göre [131], bir siklus 5 °C ve 55 °C ($\pm 2^\circ\text{C}$) distile su bulunan banyolarda 30 sn bekleme ve 10 sn iki sıcaklık arası bekleme süresi olacak şekilde toplam 10.000 termal siklus uygulanarak gerçekleştirildi. Her 10.000 termal siklusun yaklaşık bir yıllık klinik kullanıma eş değer olduğu varsayılmaktadır [121].

Mekanik siklus sayısı çalışmalarda 20.000 ile 200.000 arasında değişmektedir [82, 174, 175, 178, 179]. Nemli ve ark. [124], materyalin başlangıç klinik periyodunu belirlemek için 20.000 devir sayısının yeterli olduğunu bildirmişlerdir. Bazı araştırmacılar bu devirdeki mekanik yüklemenin materyalin kırılma dayanımını artırdığını bildirmişlerdir. Vidotti ve ark. [180], çalışmalarında 50 N ile 20.000 devir mekanik yük ve 6000 termal siklus, Özcan ve ark. [175] ise 50 N ile 20.000 mekanik yük uygulamışlardır. Yang ve ark. [181], çalışmalarında ise 100.000 mekanik yükleme ve 2000 termal siklus uygulayarak bunu kısa değerlendirme süresi olarak belirtmişlerdir. Okutan [174], çalışmasında 10.000 termal yük ve 50 N kuvvet ile 100.000 devir mekanik yükleme uygulamıştır. Bu tez çalışmasında bu referanslar doğrultusunda ağız ortamını tam olarak simule etmek için termal siklusla yapay yaşlandırma işlemi sonrasında örneklere 0,5 Hz frekans ile 50 N kuvvetinde olacak şekilde 100.000 siklus mekanik yükleme uygulandı.

Translusensi restoratif materyal seçiminde önemli bir kriterdir. Zirkonya ile lityum disilikat materyallerinin translusensini karşılaştıran çalışmalar seyrek [150]. Sıcaklık, beslenme alışkanlığı ve nem restorasyonların rengini ve translusensisini değiştirebilir [182]. Nemli ortamda monolitik zirkonya ve lityum disilikat seramiklerde yaşlanma etkisini araştıran çalışmalar sınırlıdır [182, 183]. Bu nedenle bu tez çalışmasında lityum disilikat ve zirkonya materyallerinin TP üzerine yapay yaşlandırmanın etkisi araştırıldı.

Kurt ve ark. [4], yaptıkları çalışmada, zirkonya ve lityum disilikat seramiklerin translusensi ve renk stabiliteleri üzerine yapay yaşlandırmanın etkisini araştırmışlardır. Çalışmada örnekler su spreyi ve ultraviyole ışık altında 300 saat yapay yaşlandırma işlemi uygulanmıştır ki bu 1 yıllık klinik kullanıma eş değerdir [184]. Yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası tüm gruplarda lityum disilikatın translusensi parametresi değerinin, PSZ'ye göre daha yüksek olduğunu bildirilmiştir, bu sonuçlar bizim çalışmamızın sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir. PSZ ve lityum disilikat materyallerinde yaşlanma öncesi ve sonrası translusensi parametresi değerlerinde düşüş görülse de istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır ($p>.008$). Bu tez çalışmasında ise benzer şekilde lityum disilikat örneklerde yapay yaşlandırma sonrasında TP değerinde anlamlı bir fark görülmezken ($p=0.35$) bazı zirkonya materyallerinde TP değerlerinde anlamlı artış gözlenmiştir ($p<0.05$).

Zirkonya yüzeyi su, su buharı ya da 37°C 'de vücut sıvılarıyla karşılaştığı zaman, yavaş ve spontan tetragonalden monokliniğe faz dönüşümü gözlenir. Buna düşük ısı bozulması (LTD) denir. Bu yüzey altındaki partiküllerde %4 hacim artışına sebep olur. Hacim artışı sebebiyle monoklinik partiküller arasındaki stress formasyonu yüzeyden partiküllerin ayrılmasına neden olur. Ayrılma, yüzey üzerinde mikro çatlaklarla ve pürüzlülük artışıyla sonuçlanır [71, 183]. Monolitik zirkonya veneerlenmediği için direkt ağız ortamına maruz kalır ve bu durum LTD'yi başlatır. Ek olarak, monolitik zirkonyanın alümina içeriği azaltılıp translusensisi artırılması denenmiştir fakat alümina LTD'ye dirençten sorumludur. Bu yüzden monolitik zirkonya LTD'ye daha hassas olabilir [150]. Fathy ve arkadaşları [185] monolitik zirkonyanın LTD riskinin yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Bu durum, uzun süre ağız ortamına maruz kalan zirkonya restorasyonların estetiğini olumsuz etkilemektedir [183].

Yaşlanma sonrası yüzeyde porozite oluşabilir ve bu durum ışık saçılımına neden olup translusensiyi düşürebilir [138, 185]. Fathy ve ark. [185] hidrotermal yaşlandırmadan sonra zirkonyanın ortalama TP değerinde önemli bir düşük olduğunu rapor etmişlerdir. Kurt ve ark. [4], ise çalışmalarında yaşlandırma sonrası TP değerinde istatistiksel açıdan anlamlı bir fark tespit etmediklerini bildirmişlerdir. Yapay yaşlandırma sonrasında TP değerleri farklılık gösterebilir, bu durum yapay yaşlandırma protokolündeki farklılığa dayandırılabilir. Fathy ve ark, [185] çalışmasında, 134 °C’de 15 saat 200 kPa basınçta otoklavda yaşlandırma işlemi uygulamıştır ve bu 45-60 yıllık klinik kullanıma eş değerdir. Kurt ve ark. [4] çalışmasındaki yapay yaşlandırma metodu, daha düşük sıcaklık değerine ve 1 yıllık klinik kullanıma eş değerdir. Yaşlanma sonrası yüzeyde tetragonal ve monoklinik faz bulunması translusensiyi azaltır, çünkü her faz farklı kırıcılık indisinde sahiptir [112, 185]. Çalışmamızda ise yapay yaşlandırma için termal siklus yöntemi tercih edilmiş ve klinik ortamı daha iyi simule etmek için beraberinde mekanik siklusla da materyal yaşlandırılmıştır. Çalışmamızla ve çalışmalar arasındaki yapay yaşlandırma prosedürlerindeki farkların TP değerini etkilemiş olabileceği düşünülmektedir.

Lee [186] çıplak gözün belirleyebileceği TP değeri değişimi eşik değerini 2 olarak hesaplamıştır. Kurt ve ark. [4] yaşlandırma işlemi sonrasında lityum disilikat ve PSZ örneklerinde TP değerlerindeki değişimi klinik olarak algılanabilir eşik değerin altında tespit etmiştir. Bu tez çalışmasında da yaşlandırma işlemi sonrası Katana UTML 1450°C ve VITA 1550°C’deki örnekler hariç tüm materyallerde TP değerlerindeki değişim klinik olarak algılanabilir eşik değerin altındadır.

Alijanobi ve ark. [1], IPS e.max CAD HT, VITA Suprinity, Prettau Zirkonya, Prettau Anterior Multi materyallerine 10.000 termal siklusla yaşlandırma işlemi uygulamış ve translusensilerindeki değişimi değerlendirmişlerdir. IPS e.max CAD HT ve Prettau Anterior Multi’de yaşlandırma sonrası TP değerlerinde artış gözlenmiş fakat anlamlı bulunmamıştır ($p < 0.001$). Yaşlandırma işlemleri öncesi ve sonrası IPS e.max CAD HT’nin en yüksek translusensi değerine sahip olduğu bildirilmiştir ($p < 0.05$). Alraheam ve ark. [168] çalışmalarında %5 mol ve %3 mol itriyum içeren zirkonyaların termal siklusla yaşlandırma sonrası translusensilerini karşılaştırılmışlardır. Ağız ortamına daha yakın yorgunluk şartları elde etmek için örnekler termal siklusun yanında çigneme simülatörü ile de yaşlandırılmıştır. Çigneme simülatöründe yaklaşık

5 yıllık klinik kullanıma eş değer olacak şekilde 110 N, 1.4 Hz'de 1.2 milyon siklus uygulanmıştır [187]. Çalışma sonucunda zirkonyaların ortalama yaşlandırma öncesi ve sonrası TP değerlerinde artış gözlenirken anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0.25$). Bu tez çalışmasında ise yaşlandırma prosedüründe materyaller termal siklusla beraber mekanik siklusla da yaşlandırılmıştır ve benzer sonuçlar elde edilmiştir. Monolitik zirkonya materyallerinin bir kısmında yaşlandırma sonrası TP değerlerinde anlamlı artış tespit edilmiştir ($p<0.05$) ve ayrıca IPS e.max CAD, monolitik zirkonyalara göre yaşlanma öncesi ve sonrasında daha fazla TP değerini vermiştir.

Kim ve Kim [113], IPS e.max CAD ve monolitik zirkonya olan Katana UTML'nin 10 saat otoklavda yaşlandırması sonrasında monolitik zirkonyanın translusensinde önemli bir artış rapor etmiştir. Bu sonuca ters olarak Abdelbary ve ark. [188], 1 mm kalınlıkta yaşlandırma sonrası translusensisinin anlamlı derecede etkilenmediğini rapor etmişlerdir. Bu tez çalışmasında da monolitik zirkonya materyallerinin bir kısmında TP değerinde anlamlı artış tespit edilmiştir ($p<0.05$). Bu sonuçlar gren boyutundaki artışa dayandırılabilir ve ileri ki çalışmalarda yaşlanma öncesi ve sonrası SEM görüntüsü ile materyalin gren boyutundaki değişim değerlendirilmelidir.

Zirkonya, tetragonal den monoklinik faza dönüşüm yüzünden metastabildir. Bu faz dönüşümü, sinterizasyondan sonra soğuma, ısı değişiklikleri, düşük ısı bozulması gibi termal [95] ve aşındırma, hava ile abrazyon, polisaj işlemleri gibi mekanik [189] uyaranlara yanıt olarak önemli rol oynar. Dönüşüm sertleşmesi mekanizmasında faz dönüşümü ile çatlak ilerlemesi ve defekte engel olunur. FSZ'larda kübik faz içeriği yüksek olduğu için dönüşüm sertleşmesi mekanizmasının üzerlerinde önemli bir etkisi yoktur. Sonuç olarak bu materyallerde mekanik özellikler zayıftır, bir uyaran olduğu zaman çatlak oluşması ve ilerlemesi büyük olasılıkla gerçekleşecektir [62, 135, 190]. Yan ve ark. [191] çalışmalarında, lityum disilikatın 4Y-PSZ ile benzer, 5Y-PSZ'dan daha iyi yük taşıma kapasitesine sahip olduğunu rapor etmiştir. Bu durum itriyum içeriği artıp kübik faz oranı arttıkça dayanımın düşmesini desteklemektedir. Fakat çelişkili bir durum vardır. Kübik faz içeriğinin fazla olması dönüşüm sertleşmesi mekanizmasını engelleyerek materyalin mekanik özelliklerini olumsuz etkilese de faz dönüşümüne engel olarak yaşlanmaya karşı direncini artırmaktadır. Ayrıca kübik grenler daha fazla hacime sahiptir ve daha az sıkı bağlanır, sonuç olarak dayanım eşik değeri daha düşüktür [135]. Bu tez çalışmasında monolitik zirkonya materyallerinin

yapay yaşlandırma sonrası mekanik özellikleri değerlendirilmemiştir. Ayrıca FSZ ve PSZ materyallerinin mekanik özellikleri de kıyaslanmamıştır sonraki çalışmalarda değerlendirilmesi gerekmektedir.

Prado ve ark. [170], 3Y-TZP olan VITA YZ bloklarında yaptıkları çalışmada 26 ve 140 saat boyunca 134°C'de hidrotermal yaşlandırma işlemi uygulamışlardır. Başlangıçta 26 saat sonrasında kristal matriksinin volumetrik artışı yüzünden reziduel kompresif strese artış görülmüş ve dayanım artmıştır. Fakat 140 saatlik yaşlandırma sonrası kompresif stres kritik değere ulaşmış, yüzey defekti oluşup dayanım düşmüş ve reziduel stres de düşmüştür. Tetragonalden monoklinik faza dönüşüm başlangıçta grenlerin hacimini artırıp kompresif streslere neden olur ve dayanım artar. Ne zaman ki uzun yaşlanma sonucu kritik gerilmeye ulaşılır, stresler aşırı artar, yapıda defektler oluşur o zaman dayanım düşer. Bu nedenle çalışmalarda materyallerin özelliklerini değerlendirmek için uzun süreli klinik kullanıma eş değer yaşlandırma protokolleri uygulanmalıdır. Bizim çalışmamızda da materyalin translusensisi üzerine yaşlanmanın etkisi araştırılırken 1 yıllık klinik kullanıma eş değer yaşlandırma protokolü uygulanmıştır ve ayrıca yaşlanmanın materyallerin dayanımı üzerine etkisi de araştırılmamıştır. İleri çalışmalarda uzun süreli klinik kullanıma eş değer yaşlandırma protokollerinin kullanılması ve yaşlanmanın translusensi dışında mekanik özellikler üzerine etkisinin de araştırılması materyal seçiminde oldukça faydalı olacaktır.

Uygun renk ve translusenside restorasyon elde etmek için monolitik zirkonyanın renklendirilmesi gerekmektedir [152]. Renklendirme mikro yapıyı ve kristalografik yapıyı değiştirdiği için materyalin optik ve mekanik özellikleri etkilenir [79, 151, 152, 192]. Renklendirme prosedürünün dental zirkonyanın translusensisi üzerine etkisini araştıran çalışmalar yapılmıştır [79, 192]. Spyopoulou ve ark. [192] renklendirme sıvısıyla boyamanın translusensi üzerine önemli bir etkisini bulurken diğer araştırmalarda etkisinin olmadığı rapor edilmiştir [113, 193].

Zirkonyanın renklendirilmesi için iki ana yaklaşım vardır. İlk metod, preslenmeden önce zirkonya tozuna metal oksit eklenmesidir. İkinci metod, infiltrasyon yoluyla zirkonya tozuna presinterize aşamadayken metal tuzları içeren solüsyonun yüzeye uygulanmasıdır. İkinci metotta porozitenin mevcut olma eğilimi vardır. Ayrıca bu uygulama düzensiz renklenmelere neden olabilir. Bunlara ek olarak; renk solüsyonunun difüzyon derinliği sınırlıdır ve materyal uyumlama için aşındırıldığı

sırada renklendirilen kısım ortadan kalkıp aşındırılan yerlerde açık renkli estetik olmayan görüntüler oluşabilir [152, 194]. Renklendirme metodları, kristalografik ve mikro yapısal değişiklikler yoluyla materyalin mekanik özellikleri üzerinde etkiye sahip olabilir. Zirkonyada renklendirmede kullanılan metal tozlarının materyalin mekanik ve estetik özellikleri üzerine etkisini araştıran sınırlı veri mevcuttur.

Suleiman ve ark. [151], boyama işleminin FSZ ve PSZ'nın translusensisine etkisini araştırmışlardır. FSZ'da boyama sonrası TP değerinde düşüş görülürken, PSZ'nın boyama işleminden önemli derecede etkilenmediği görülmüştür. Bu bulguları, FSZ'nın daha geniş grenleri ve gren sınırlarının, renklendirme sıvısının girişinin artışına neden olabilmesine dayandırmışlardır. Bu nedenle, daha fazla ışık fotonu, solüsyonun kimyasal doğası yüzünden absorbe edilebilir ve translusensideki azalma ile sonuçlanır [151]. Sen ve ark. [10], sinterizasyon öncesinde A2 renginde boyanan ve blok oluşum aşamasında metal tozları ilave edilen A2 renginde üretilen Prettau Anterior blokların TP'ni karşılaştırmışlardır. Boyanan grupta TP'si daha düşük tespit edilmiş fakat anlamlı bir etki bulunamamıştır ($p>0.05$). Renk sıvısının kimyasal doğası ışık enerjisinin daha fazla absorpsiyonuna neden olabilir ve bu yüzden ışık iletim miktarı azalabilir. Ayrıca renk sıvısı metal oksitler içerir ki bu metal oksitler materyalin mekanik özelliklerini etkileyen kristalografik ve mikroyapı değişikliklerine neden olabilir [152]. Renklendirme prosedürlerine değişen tepkiler, test şartları, örnek çapları, zirkonya içeriğinin farklılığı, renklendirme sıvısı tipi, zaman ya da çalışılan metodoloji tipi ile ilgili olabilir [10]. Çalışmamızda, renksiz Prettau Anterior zirkonya örnekleri daldırma tekniği ile A2 renginde renklendirilmiştir. Renklendirme prosedürü TP üzerinde olumsuz bir etki yaratmış olabilir. Bu nedenle farklı renklendirme prosedürlerinin TP üzerindeki etkisi ileride çalışmalarda araştırılmalıdır.

Renklendirme sıvısı asidik veya nötral olmaktadır. Asit bazlı renklendirme sıvılarının kullanılmasının temel amacı, sıvının asiditesinin restorasyonun derin tabakalarına penetre olmasına izin verecek olmasıdır. Tercihen pH 1-3 aralığında olur. Ek olarak sadece belirli metal tuzları asit içerisinde çözünebilmektedir. Su içerisinde çözünebilen farklı metal tuzları da bulunmaktadır ve renk açısından asit bazlı renk sıvılarıyla benzer sonuçlar vermişlerdir. Bu çalışmada su bazlı renk sıvısı kullanılmıştır. Üreticiler, bu sıvının daha etkili ve teknisyen dostu olduğunu, uygulama

ve sinterizasyon sırasında çevreye daha az asidik buhar verdiğini ve kuruma süresini artırdığını belirtmektedir [151].

Renk sıvısı uygulanmasıyla ilgili daldırma, fırçalama ve spreyle uygulama gibi üç farklı teknik vardır [195]. Hangi tekniğin daha tahmin edilebilir ve güvenilir sonuçlar verdiğine dair görüş ayrılıkları mevcuttur. Renk sıvısına daldırma tekniği, porozite artışına ve aşırı doygunluğa neden olabilir ve translusensiyi etkileyebilir. Fırçalama tekniği, çoklu renk uygulanmasına izin verir ve daha kontrollüdür. Aynı zamanda aynı renk sıvılarında konsantrasyon farkının da farklı renk sıvısı etkisi yapabileceği ifade edilmektedir. Aynı renk sıvısının yüksek konsantrasyonu düşük renk konsantrasyonuna göre, daha düşük value (daha koyu) ve daha fazla sarı-kırmızı hue (ton) değerine sahiptir [196].

Sulaiman ve ark. yaptıkları çalışmada, dört parsiyel stabilize ve bir tam stabilize zirkonya materyali kullanmıştır [61]. Tam stabilize zirkonya olarak Prettau Anterior'un kullanıldığı çalışmada farklı kalınlıklarda (0,5, 0,7, 1,0, 1,2, 1,5, 2,0 mm) örneklerin translusensi parametresi değerleri değerlendirilmiştir. Prettau Anterior en yüksek translusensi parametresi değerleri verse de materyaller arasında TP değerleri açısından önemli bir fark bulunamamıştır. 1 mm kalınlıkta Prettau Anterior'un translusensi parametresi değeri 15,03'tür. Bu tez çalışmasında ise 1550°C'de Prettau Anterior'un translusensi parametresi 14,88 olarak tespit edilmiştir. Elsaka ve ark. [60] yaptıkları çalışmada ise Prettau Anterior, çok tabakalı Ceramill Zolid FX ve Zenostar T monolitik zirkonya materyallerinin TP değerini değerlendirmişlerdir. Ceramill Zolid FX (19,41) en yüksek değere sahipken, Prettau Anterior (16,83) ikinci sırada yer almaktadır. Bu tez çalışmasında da elde edilen Prettau Anterior'un TP değerleri sinterizasyon derecesine göre sırasıyla 14,01 ve 14,87'dir. Fakat Sulaiman ve ark. çalışmasında kullanılan Prettau Anterior blokların rengi belirtilmemiştir, Elsaka ve ark. [60], çalışmasında ise kullanılan bloklar renksizdir. Çalışmamızda ise renksiz Prettau Anterior bloklar A2 rengine boyanmıştır. Materyallerin rengi ve pigmentasyon miktarı translusensi değerini etkilemektedir. Çalışmamızda Prettau Anterior'un translusensisinin bu çalışmalardan düşük olmasının örneklerin rengindeki farklılıklardan kaynaklandığını düşünülmektedir. Pigmentasyon miktarı translusensi parametresini etkilediği için çalışmalarda kullanılan zirkonya örneklerin rengi önemlidir [61].

Zhang ve ark. zirkonyanın translusensisini artırmak için Al_2O_3 miktarını azaltma veya sinterizasyon sıcaklığını artırma gibi stratejilerin denenebileceğini bildirmişlerdir [133]. Translusensi ayrıca, kübik fazın miktarıyla da değişebilir. Kübik içeriği, sinterizasyon miktarı ve itriyum içeriğiyle kontrol edilebilir. Genellikle, daha fazla itriyum içeriği ve sinterizasyon sıcaklığı kübik faz içeriğini artırır ve daha iyi translusensi elde edilir. Bu durum aynı zamanda daha düşük güç ve dayanımı da beraberinde getirir. Son zamanlarda, dental restorasyonların estetik özelliklerini geliştirmek için multilayer zirkonya sistemleri geliştirilmiştir. Multilayer zirkonya tasarımı doğal dişin rengini taklit etmeyi amaçlamaktadır. Doğal diş kronunun insizal kısmı daha translusenttir, gingival kısma doğru kroma ve opasitesi artmaktadır. Multilayer zirkonya sistemleri de bu doğrultuda geliştirilmiştir [62, 133]. Bu nedenle bu tez çalışmasında kullanılan zirkonya materyellerinde PSZ olarak multilayer olan Katana UTML kullanılmış ve TP açısından multilayer bir materyali de değerlendirme fırsatı elde edilmiştir.

Shamseddine ve ark. [167], yaptığı çalışmada A2 renğinde Katana UTML zirkonyanın dört tabakasını da içerecek şekilde örnekler elde etmiştir. Katana UTML; %35 dentin, %15 ilk geçiş, %15 ikinci geçiş ve %35 mine tabakası olmak üzere dört tabakadan oluşan çok tabakalı bir zirkonya seramiktir. Tüm kalınlık gruplarında kendi içlerinde tabakaları arasında translusensi parametresi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Tabakalar arasındaki translusensi parametresi farkı açısından gözün algılayabileceği eşik değeri $\Delta TP=2$ 'nin [155] altında olduğu bildirilmiştir. Çalışmanın sonucunda Katana UTML'nin tabakaları arasında TP açısından algılanabilir bir fark olmadığı ve monolitik restorasyonun doğal olarak algılanabileceği gösterilmiştir [167].

Kolakarnprasert ve ark. [129] 3 farklı multilayer zirkonya materyalinin, kimyasal kompozisyon, mikroyapı, LTD direnci ve translusensi özelliklerini araştırmıştır. Çalışmada, Katana UTML (5Y-PSZ), Katana STML (4 Y-PSZ), Katana ML (3 Y-TZP) zirkonya materyalleri kullanılmıştır. Örnekler su soğutması altında, düşük hızda testere ile kesilmiştir. Translusensi analizi için mine ve dentin tabakalarından örnekler hazırlanmıştır. Yaşlandırma işlemi için, 12 saat 120°C distile suyun bulunduğu fırında tutulmuştur. Yaşlanma sonrasında, XRD analizinde Katana UTML'de monoklinik faz saptanmamıştır. 120°C'de 12 saat hidrotermal yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Bu

en az 30 yıllık klinik kullanıma eş değerdir ve Katana UTML’de faz dönüşümü gözlenmemiştir. Putra ve ark.[197], 134°C’de 100 saatlik hidrotermal yaşlanmadan sonra bile Katana UTML’de monoklinik faz, dolayısıyla LTD’ye hassasiyet gözlemlememiştir ve yaşlanmanın translusensi parametresi üzerinde de minimal etkisi olduğunu rapor etmiştir. Çalışmada, materyallerin translusensi parametresi değerlendirilirken tabakalar arasında anlamlı fark elde edilememiştir. Kwon ve ark. [130], ise Katana UTML’nin TP’ni değerlendirdikleri çalışmalarında blokların mine kısmına denk gelen yerinden örnekleri hazırlamışlardır. Bu tez çalışmasında da bu bilgiler doğrultusunda Katana UTML zirkonya bloğunun mine kısmına denk gelen yerinden örnekler hazırlandı ve yapay yaşlandırma sonrası çekilen XRD analizi sonucunda Katana UTML örneklerinde monoklinik faz dönüşümü gözlemlendi.

Sinterizasyon derecesi, zirkonyanın gren boyutunu etkiler dolayısıyla optik özellikleri de etkilenir [135, 198]. Ayrıca por çapı, mikroyapı, mekanik özellikler ve düşük ısı bozulması gibi davranışlar sinterizasyon şartlarından etkilenebilir [95, 135, 154, 199]. Sinterizasyon işlemi zirkonyanın final özelliklerini etkileyebilir. Sinterizasyon sıcaklığı ve süresi; gren boyutu, kübik faz miktarı ve itriyum ayrışmasını değiştirebilir. Sonuç olarak metastabilite, mekanik özellikler ve düşük ısı bozulması üzerinde etkiye sahiptir [8]. Sinterizasyon derecesinin artması, mikro yapı değişimine ve translusensi artışına neden olur [198]. Sinterizasyondaki bekleme süresi, derece artış oranı ve soğuma oranı da translusensiyi önemli ölçüde etkilemektedir [200]. Sinterizasyon işlemi, yoğunlaştırma ve gren büyütme adı verilen en az iki ısı aktivitesi içerir. En sık kullanılan zirkonya sinterizasyon metodu 1350°C –1600°C sıcaklık ve 2-4 saat bekleme süresidir [151].

Cardosa ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada tam stabilize zirkonya olan Prettau Anterior kullanılmıştır. 1450°C ve 1600°C’lerde bar şeklindeki (20x4x1.2mm) örnekler, sinterize ederek sinterizasyon derecesinin materyalin mikro yapısı, optik ve mekanik özellikleri üzerine etkisine bakılmıştır. Sinterizasyon derecesi artışı materyalin TP’ni artırmıştır fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.67$). Çalışmada kullanılan örneklerin rengi belirtilmemiştir. XRD analizi sonucunda ise monoklinik faz iki sıcaklıkta da bulunmamıştır. [11]. Bu tez çalışmasında da benzer sonuçlar elde edilmiş, sinterizasyon derecesi arttıkça materyallerin TP artmıştır ve tam stabilize zirkonya olan Prettau Anterior’ da iki ayrı

sinterizasyon derecesinde de monoklinik faz gözlenmemiştir. Sinterizasyon derecesi ve bekleme süresi, tetragonal kübik faz oranının değişimi ile monolitik zirkonyanın mikro yapısını etkileyebilir, gren boyutu değişebilir [10]. Çalışmada SEM görüntüsü incelemesinde, sinterizasyon derecesinin artışının gren boyutunu artırdığı ve 1450°C’de, 1600°C’ye göre 4 kat daha küçük gren ortalaması olduğu saptanmıştır. Gren boyutu materyalin mekanik özellikleri üzerinde kritik öneme sahiptir [95]. Çalışmamızda, sinterizasyon derecesi artışının SEM analizi ile materyalin gren boyutuna etkisi araştırılmamıştır. Ayrıca 1450°C ve 1550°C’de sinterize edilmiştir. Sinterizasyon derecesinin etkisi daha geniş aralıkta ve daha çeşitli sinterizasyon derecelerinde değerlendirilmesi sinterizasyon derecesinin etkinliğini araştırmada yararlı olacaktır.

Sinterizasyon prosedürü translusenside önemli rol oynar ve kübik faz miktarı, itriyum dağılımı ve gren boyutunda direkt etkiye sahiptir [8, 198, 201]. Sen ve ark. çalışmalarında 1350°C, 1450°C ve 1600°C olmak üzere 3 farklı sinterizasyon derecesinde TP’ne bakmışlardır. 1350’den 1600’a doğru, tüm gruplarda TP artmıştır. Birçok çalışmada da sinterizasyon derecesinin zirkonyanın TP üzerine etkisini araştırılmıştır. Çalışmalar sonucunda, sinterizasyon derecesi artışının, gren boyutu, sinterizasyon yoğunluğunu artırarak ve poroziteyi azaltıp sonunda zirkonyanın daha kompakt kristalin yapısı sağlanarak translusensi parametresini artırdığı sonucuna varılmıştır [8, 198, 201]. Daha geniş grenler daha az gren sınırı üreterek zirkonyanın translusensisini artırır [198] fakat dönüşüm sertleşmesine daha elverişli yapar. Bu durum zamanla zirkonyanın mekanik özelliklerini olumsuz etkileyebilir [201]. Ayrıca sinterizasyon derecesinin artışı, gren boyutunu ve itriyumu etkilemektedir. İttriyumun dengesiz dağılımı kübik fazı artırabilir bu da bükülme dayanımı üzerine negatif etki yapar [8, 202]. Çalışmamızın sonucunda da benzer çalışmalarda olduğu gibi sinterizasyon derecesi arttıkça zirkonya materyallerinin TP değeri artmıştır. Bu sonuç sinterizasyon derecesinin artışının materyalin gren boyutunu artırarak daha fazla ışık iletimine sebep olup translusensiyi artırmasına dayandırılabilir. Fakat sinterizasyon derecesi artışı gren boyutunu artırarak materyalin LTD’nına sebep olur ve mekanik özelliklerini zamanla zayıflatır. Çalışmamızda sinterizasyon derecesi artan örneklerde yaşlanmanın sadece TP üzerine etkisi araştırılmıştır fakat mekanik özellikler üzerine etkisine bakılmamıştır. Materyal seçiminde optik özellikler yanında

mekanik özelliklerde etkili olduğu için sonraki çalışmalarda mekanik özelliklerinde değerlendirilmesi faydalı olacaktır.

Y-TZP, dönüşüm sertleşmesi fenomeni sayesinde üstün mekanik özellikleriyle, dental protez materyali olarak popüler bir kullanıma sahiptir. Y-TZP'nin kristalin yapısında metastabil tetragonal grenler vardır. Çatlak ilerlemesi tetragonalde monoklinik faz dönüşümünü tetikleyebilir ve hacim genişlemesi olur. Hacim genişlemesi ise, çatlağın ilerlemesini durduran kompresif bir güç oluşturur. Dönüşüm sertleşmesi kompleks bir işlemdir ve tetragonal monoklinik faz dönüşümüne, itriyum içeriğine, gren boyutuna, yüzeydeki gren oryantasyonuna, yüzeydeki reziduel strese ve elastik modulusa bağlıdır [70, 78]. Bunun aksine, spontan faz dönüşümü nemli ortamda ve vücut sıcaklığında, hidrotermal bozulma işlemi yoluyla meydana gelebilir [136]. Bu yaşlanma fenomeni, yüzeyde küçük bir defekte başlar ve materyalin kütlesine kadar ilerler [2, 70]. Faz dönüşümü tüm yüzeye yayıldığı zaman pürüzlülük artar mekanik özellikler etkilenir. Bu işlemi, yüzey işlemleri, havayla partikül abrazyonu, aşındırma ve polisaj gibi klinik prosedürler indükleyebilir [203].

Polisajlama işlemi materyallere yüzey pürüzlülüğünü azaltıp karşıt arkta aşındırmaya sebep olmamak için yapılmaktadır fakat bükülme dayanımı üzerine iki çelişkili etkisi vardır:

- 1) Yüzey kusurunu azaltıp, bükülme dayanımını artırabilir.
- 2) Dönüşüm sertleşmesi mekanizması ile oluşan ve çatlak ilerlemesini durduran kompresif tabakayı kaldırıp, bükülme dayanımını azaltabilir [204].

Hatana ve ark. [205], yaptıkları çalışmada aşındırma işlemlerinden sonra farklı bitim işlemleri uyguladıkları örneklerin yaşlanma öncesi ve sonrası bükülme dayanımını karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda polisaj ile bitirilen örneklerde glaze ile bitirilenlere göre bükülme dayanımının daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir. Ayrıca glaze uygulamasının özellikle tam stabilize zirkonyalarda faz dönüşümüne neden olmadan sıcaklıkla stress birikimine neden olup dayanımı düşürebileceği üzerinde durulmuştur. Lawson ve ark. [206], zirkonyanın karşıt minede aşındırıcılığı üzerinde yaptıkları çalışmada glazelenmiş örneklerle göre polisajlanmış grubun daha az aşındırma yaptığını tespit etmiştir. Yapılan kısa dönem klinik çalışmalarda monolitik zirkonya seramiklerin doğal diğten daha fazla aşındırıcılığa sahip olduğu

fakat porselenle veneerlenmiş protezlere göre daha az aşındırıcılığa sahip olduğu bulunmuştur [207, 208]. Bundan yola çıkarak bu tez çalışmasında da monolitik zirkonya bloklarına glaze işlemi yerine polisajlama uygulanmıştır.

Okluzal kuvvete maruz kalan bir restorasyonda altı ay içerisinde glaze tabakasının bozulacağı ve karşıt dişte aşınmaya sebep olacağı belirtilmiştir. Bu nedenle zirkonyaya bitim işlemleri sırasında glaze yerine polisaj uygulamasının tercih edilmesi ve eğer glaze işlemleri yapılacaksa da öncesinde polisaj işleminin yapılması gerektiği bildirilmiştir [209]. Bir başka çalışmada da ağız içerisindeki uyumlandırmalardan sonra yeterli seviyede polisaj uygulamasıyla, glaze işlemine gerek kalmayacağı ve zirkonya restorasyonlar için polisaj işleminin yeterli olabileceği bildirilmiştir [210]. Bu çalışmada da tüm dental seramik materyalleri polisajlanmıştır.

Çalışmalarda, yaşlandırma işlemleri sonrasında zirkonyanın faz dönüşümünü değerlendirmek için XRD, Raman spektroskopisi, optik interferometri gibi farklı metodlar uygulanmaktadır [211, 212]. Raman spektroskopisi kullanılarak yapay yaşlandırılmış örneklerde ölçülen monoklinik faz değeri XRD ile ölçülen değerlerden farklıdır. Farklılık, örneklerin hacminin, cihazlardaki hata oranlarının ve penetrasyon derinliklerinin farklı olmasından kaynaklanabilmektedir. XRD analizinde daha büyük yüzeyli örneklerden karakteristik ölçümler yapabilmektedir. XRD analizi, kristalografik fazları kalitatif ve kantitatif olarak değerlendiren ve materyale zarar vermeyen bir metottur [213]. Çalışmalarda XRD analizi sıklıkla kullanılmaktadır [97, 174]. Bu tez çalışmasında da yapay yaşlandırma sonrasında faz değişimini değerlendirmek için XRD analizi kullanılmıştır.

Perdiago ve ark. materyallerin yüzeyinde çok miktarda monoklinik faz bulunmasının mikro çatlaklara neden olup dayanımı düşürebileceğini bildirmişlerdir. Çalışmalarında TZP olan örneklerle yapay yaşlandırma uygulamış ve XRD analizi sonucunda -111 pikinde artışa bağlı olarak monoklinik faz miktarında yükselme tespit etmişlerdir [171]. Bu tez çalışmasında ise yapay yaşlandırma sonucu faz dönüşümünü değerlendirmek için yapılan XRD analizi sonucunda materyallerde Katana UTML örneklerinde monoklinik faz tespit edilmiştir. Bunun sonucunda FSZ'ların PSZ'lara göre yaşlanmaya daha dirençli oldukları söylenebilir.

Zhang ve ark. [214] yaptıkları çalışmada, parsiyel stabilize zirkonyalara otoklavda 2 bar basınçta 134°C'de hızlandırılmış yapay yaşlandırma uygulayarak, yaşlanma stabiliteğini değerlendirilmiştir. XRD analizi ile incelenen materyallerde itriyum içeriği fazla olan materyalde monoklinik faz gözlenmemiş, dolayısıyla yaşlanma görülmemiştir.

Hatanaka ve arkadaşlarının FSZ olan Prettau Anterior ile PSZ'yı karşılaştırdıkları çalışmalarında, örnekleri 134°C, 200 kPa basınçta, 20 saatte otoklavda yapay yaşlandırmaya maruz bırakmışlardır. SEM görüntüsüyle Prettau Anterior'un yaşlanma öncesi ve sonrası görüntüleri incelendiğinde bir fark tespit edilememiştir [215]. Bu FSZ materyallerinin içerdiği kübik fazın fazla olması dolayısıyla spontan tetragonal monoklinik faz dönüşümüne yatkın olmadığı için, yaşlanmaya karşı dirençli olmasına dayandırılabilir [135, 136, 215]. Bu tez çalışmasında ise yaşlanma sonrasında mikro yapı analizi için SEM analizi yerine XRD analizi kullanılmış benzer FSZ olan materyallerde herhangi bir monoklinik faz dönüşümü gözlenmemiştir. Bu da materyalin stabilizatör içeriğinin artması sayesinde yaşlanmaya karşı dirençli olduğunu göstermektedir.

Bu çalışmada monolitik zirkonya restorasyonlarında yapay yaşlandırma işleminin ve farklı sinterizasyon derecelerinin translusensi parametresi üzerine etkisi incelenmiştir. Materyal seçiminde optik özellikler yanında mekanik özellikler de önemlidir. Bu çalışmanın limitasyonlarından ilki materyallerin optik özellikleri değerlendirilirken renk değişimine bakılmaması ve mekanik özelliklerinin değerlendirilmemesidir. Diğer bir limitasyonu çalışmada kullanılan örneklerin geometrisi klinik olarak kullanılan kompleks yapılardaki restorasyonlardan farklıdır. Bu nedenle ağız ortamını daha iyi değerlendirebilmek için klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca çalışmada kısa dönem yapay yaşlandırma simülasyonu kullanılmış ve sinterizasyon derecesi değerlendirilmesi sayısal olarak dar bir aralıkta yapılmıştır. İleriki çalışmalarda, materyallerin yapay yaşlandırma sonrasında translusensi parametresi yanında renk farkının da değerlendirilmesi, yapay yaşlandırmanın mekanik özellikler üzerine etkisinin araştırılması, daha geniş sinterizasyon derecesi aralığında ve uzun dönemde yapay yaşlandırmanın materyal üzerine etkisinin değerlendirilmesine ihtiyaç vardır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlar ortaya çıkmaktadır:

1. Yapay yaşlandırma işlemi monolitik zirkonya materyallerinin translusensisini etkilemiştir. IPS e.max CAD'in TP değeri ise yapay yaşlandırma işlemlerinden etkilenmemiştir.
2. Sinterizasyon derecesinin değişimi monolitik zirkonya materyallerinin TP değeri üzerinde bir etkiye sahip değildir.
3. PSZ olan monolitik zirkonya materyali Katana UTML, FSZ'lardan daha az TP değerine sahiptir.
4. Lityum disilikat materyali olan IPS e.max CAD yapay yaşlandırma öncesi ve sonrasında monolitik zirkonyalardan daha yüksek TP değerine sahiptir.
5. Yapay yaşlandırma işlemi sonrası Prettau Anterior ve VITA YZ XT numunelerinde monoklinik faza ait bir dönüşüm saptanmamıştır. Katana UTML numunelerinde ise 28 derecede monoklinik faza dönüşüm görülmüştür. Bu durum tam stabilize zirkonyaların parsiyel stabilize zirkonyalara göre yapay yaşlandırma işlemlerine karşı daha stabil olduklarını göstermektedir.
6. Katana UTML numunelerinde yapay yaşlandırma öncesi 1450°C'de monoklinik faza ait pikler gözlenmektedir. Katana UTML'nin 1550°C'deki numunelerinde ise yapay yaşlandırma işlemi öncesi bu piklere rastlanmamıştır. Sinterizasyon derecesi artışı Katana UTML numunelerini daha stabil bir yapı haline getirmiştir.

6. KAYNAKLAR

1. **Aljanobi, G. ve Al-Sowygh, Z. H.** (2020). The Effect of Thermocycling on the Translucency and Color Stability of Modified Glass Ceramic and Multilayer Zirconia Materials. *Cureus*, 12(2).
2. **Piconi, C. ve Maccauro, G.** (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
3. **Batson, E. R., Cooper, L. F., Duqum, I. ve Mendonça, G.** (2014). Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(4), 770-777.
4. **Kurt, M. ve Bal, B. T.** (2019). Effects of accelerated artificial aging on the translucency and color stability of monolithic ceramics with different surface treatments. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(4), 712. e711-712. e718.
5. **Anselmi-Tamburini, U., Woolman, J. N. ve Munir, Z. A.** (2007). Transparent nanometric cubic and tetragonal zirconia obtained by high-pressure pulsed electric current sintering. *Advanced Functional Materials*, 17(16), 3267-3273.
6. **Malkondu, Ö., Tinastepe, N., Akan, E. ve Kazazoğlu, E.** (2016). An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & biotechnological equipment*, 30(4), 644-652.
7. **Güth, J.-F., Stawarczyk, B., Edelhoff, D. ve Liebermann, A.** (2019). Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence International*, 50(7).
8. **Denry, I. ve Kelly, J.** (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1235-1242.
9. **ŞEN, N. ve İŞLER, S.** (2019). Farklı Işık Geçirgenlik Özelliğine Sahip Zirkonya Seramiklere Uygulanan Yüzey İşlemlerinin Rezin Siman ile Bağlanma Dayanımına Etkisi. *Türkiye Klinikleri Dishekimliği Bilimleri Dergisi*, 25(3).
10. **Sen, N., Sermet, I. B. ve Cinar, S.** (2018). Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(2), 308. e301-308. e307.
11. **Cardoso, K. V., Adabo, G. L., Mariscal-Muñoz, E., Antonio, S. G. ve Arioli Filho, J. N.** (2019). Effect of sintering temperature on microstructure, flexural strength, and optical properties of a fully stabilized monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
12. **Anusavice, K. J.** (1993). Recent developments in restorative dental ceramics. *J Am Dent Assoc*, 124(2), 72-74, 76-78, 80-74.
13. **Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B. ve Kurt, E.** (2005). Tam porselen sistemleri II. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 49-60.
14. **Craig, R. G. ve Powers, J.** (2002). Restorative dental materials. *St. Louis: CV Mosby*, 480, 552-553.

15. **Akın, E.** (1999). Diş hekimliğinde porselen. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*, 3.
16. **Kelly, J. R., Nishimura, I. ve Campbell, S. D.** (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 75(1), 18-32.
17. **Yavuzylmaz, H.** (1996). Metal destekli estetik (veneer-kaplama) kronlar. *Gazi Üniversitesi, Ankara*.
18. **Khajotia, S., Mackert Jr, J., Twiggs, S., Russell, C. ve Williams, A.** (1999). Elimination, via high-rate laser dilatometry, of structural relaxation during thermal expansion measurement of dental porcelains. *Dental Materials*, 15(6), 390-396.
19. **Çelik, E. ve Tekmen, Ç.** (2004). DİŞ PROTEZ LABORATUAR MALZEMELERİ. *Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fen ve Mühendislik Dergisi*, 6(2), 81-93.
20. **AKYIL, M. Ş. ve DUYSUŞ, Z. Y.** Kıymetsiz Metal Alaşımlarında Metal-Porselen Bağlantısına Artık Metal Kullanımı, Kaplama Uygulaması ve Oksidasyon Isısının Etkisinin İncelenmesi Evaluation of the Effect of Recast Metal Addition.
21. **McLean, J. W.** (1979). The science and art of dental ceramics. *The nature of dental ceramics and their clinical use*, 79-82.
22. **KAPLAN, R., ÖZÇELİK, T. B. ve GÜRBÜZ, A.** TAM PROTEZLERİN YAPIMINDA KULLANILAN AKRİLİK REZİNLERİ GÜÇLENDİRME YÖNTEMLERİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2006(Supplement 1).
23. **Van Noort, R.** 2007. Introduction to dental materials. Edinburg, London, New York. Oxford, Philadelphia, St. Louis, Sydney, Toronto: Mosby Elsevier; s.
24. **Johnston, J. F., Phillips, R. W. ve Dykema, R. W.** (1971). *Modern practice in crown and bridge prosthodontics*. WB Saunders Company.
25. **Coşkun, A.** (2002) *Farklı metal desteksiz porselen sistemlerinin kenar uyumu ve mikrosızıntıya etkisi ile eğilme dayanıklılıklarının incelenmesi*: Doktora Tezi, Sivas: Cumhuriyet Üniversitesi.
26. **YILMAZ, D. B. ve YANIKOĞLU, N.** BEŞ FARKLI YÖNTEMLE HAZIRLANAN ZİRKONYUM ALTYAPILI KURONLARIN MARJİNAL UYUM VE KIRILMA DİRENÇLERİNİN İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ.
27. **McLaren, E. A. ve Giordano, R. A.** (2005). Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. *Quintessence Dent Technol*, 28, 99-111.
28. **Wall, J. ve Cipra, D.** (1992). Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dental Clinics of North America*, 36(3), 765-782.
29. **Christensen, G. J.** (2007). When is a full-crown restoration indicated? *The Journal of the American Dental Association*, 138(1), 101-103.

30. **Rosenstiel, S., Land, F. ve Fujimoto, J.** 2006. Contemporary Fixed Prosthodontics, ; Mosby. Elsevier; s.
31. **Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. ve Bonfante, E. A.** (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, 28(3), 227-235.
32. **McLean, J. W. ve Hughes, T. H.** (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*, 119(6), 251-267.
33. **Helvey, G.** (2014). Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 35(1), 38-43.
34. **Anusavice, K. J., Shen, C. ve Rawls, H. R.** (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
35. **Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L. ve Silva, N. R.** (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental clinics*, 55(2), 333-352.
36. **O'Brien, W.** Dental materials and their selection, ed 4, Chicago, 2008. Quintessence Publishing Co, Inc; s.
37. **Sakaguchi, R. L. ve Powers, J. M.** (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences.
38. **McLaren, E. A. ve Cao, P. T.** (2009). Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside dentistry*, 5(9), 94-103.
39. **Shenoy, A. ve Shenoy, N.** (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 13(4), 195.
40. **Giordano, R. ve McLaren, E. A.** (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 31(9), 682-684, 686, 688 passim; quiz 698, 700.
41. **Martin, M.** (2012). Material and clinical considerations for full-coverage indirect restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 33, 2-5; quiz 6.
42. **Kelly, J. R. ve Benetti, P.** (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian dental journal*, 56, 84-96.
43. **Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S. ve Kobayashi, T.** (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research*, 57(4), 236-261.
44. **Rinke, S. ve Fischer, C.** (2013). Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence International*, 44(8).
45. **Kim, M.-J., Ahn, J.-S., Kim, J.-H., Kim, H.-Y. ve Kim, W.-C.** (2013). Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *The journal of advanced prosthodontics*, 5(2), 161-166.

46. **Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. ve Bonfante, E. A.** (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*, 28(3).
47. **Guazzato, M., Albakry, M., Quach, L. ve Swain, M. V.** (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater*, 21(5), 454-463.
48. **THAMRONGANANSKUL, N., BUSABOK, C., POOLTHONG, S., UO, M. ve TAGAMI, J.** (2014). Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental materials journal*, 33(1), 79-85.
49. **Scherrer, S. S., Quinn, G. D. ve Quinn, J. B.** (2008). Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *dental materials*, 24(8), 1107-1113.
50. **Kim, B., Zhang, Y., Pines, M. ve Thompson, V.** (2007). Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of dental research*, 86(2), 142-146.
51. **Green, D. ve Hannink, R.** 1989. M. v: Swain," Transformation Toughening of Ceramics. CRC Press, Boca Raton, Florida; s.
52. **Garvie, R., Hannink, R. ve Pascoe, R.** (1975). Ceramic steel? *Nature*, 258(5537), 703-704.
53. **Chevalier, J., Gremillard, L., Virkar, A. V. ve Clarke, D. R.** (2009). The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society*, 92(9), 1901-1920.
54. **Chevalier, J., Grandjean, S., Kuntz, M. ve Pezzotti, G.** (2009). On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 30(29), 5279-5282.
55. **Zhang, Y., Sun, M.-j. ve Zhang, D.** (2012). Designing functionally graded materials with superior load-bearing properties. *Acta biomaterialia*, 8(3), 1101-1108.
56. **Zhang, Y., Chai, H. ve Lawn, B. R.** (2010). Graded structures for all-ceramic restorations. *J Dent Res*, 89(4), 417-421.
57. **Zhang, Y. ve Kim, J.-W.** (2009). Graded structures for damage resistant and aesthetic all-ceramic restorations. *Dental materials*, 25(6), 781-790.
58. **Sen, N. ve Isler, S.** (2019). Microstructural, physical, and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics. *J Prosthet Dent*.
59. **Al-Amleh, B., Lyons, K. ve Swain, M.** (2010). Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*, 37(8), 641-652.
60. **Elsaka, S. E.** (2019). Optical and mechanical properties of newly developed monolithic multilayer zirconia. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e279-e284.
61. **Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Donovan, T. E., Ritter, A. V., Vallittu, P. K., Närhi, T. O., ve ark.** (2015). Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental Materials*, 31(10), 1180-1187.

62. **Zhang, Y. ve Lawn, B.** (2018). Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of dental research*, 97(2), 140-147.
63. **Elsayed, A., Meyer, G., Wille, S. ve Kern, M.** (2019). Influence of the yttrium content on the fracture strength of monolithic zirconia crowns after artificial aging. *Quintessence International*, 50(5).
64. **Vagkopoulou, T., Koutayas, S. O., Koidis, P. ve Strub, J. R.** (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European journal of esthetic dentistry*, 4(2).
65. **Lughi, V. ve Sergo, V.** (2010). Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental materials*, 26(8), 807-820.
66. **Chevalier, J., Cales, B. ve Drouin, J. M.** (1999). Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 82(8), 2150-2154.
67. **Flinn, B. D., deGroot, D. A., Mancl, L. A. ve Raigrodski, A. J.** (2012). Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 108(4), 223-230.
68. **Fernández-Fairén, M., Sala, P. ve Gil, F.** (2006). Failures of yttria-stabilised tetragonal zirconia: 52 retrieved ceramic femoral heads of total hip prostheses. *Bio-medical materials and engineering*, 16(6), 415-422.
69. **Oblak, C., Verdenik, I., Swain, M. V. ve Kosmac, T.** (2014). Survival-rate analysis of surface treated dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 25(10), 2255-2264.
70. **Chevalier, J.** (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535-543.
71. **Chevalier, J., Gremillard, L. ve Deville, S.** (2007). Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu Rev Mater Res*, 37, 1-32.
72. **Muñoz-Saldaña, J., Balmori-Ramirez, H., Jaramillo-Vigueras, D., Iga, T. ve Schneider, G.** (2003). Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. *Journal of materials research*, 18(10), 2415-2426.
73. **Yoshimura, M., Noma, T., Kawabata, K. ve Sōmiya, S.** (1989). Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. *Hydrothermal Reactions for Materials Science and Engineering* ss. 396-398): Springer.
74. **Borchers, L., Stiesch, M., Bach, F.-W., Buhl, J.-C., Hübsch, C., Kellner, T., ve ark.** (2010). Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *Acta biomaterialia*, 6(12), 4547-4552.
75. **SATO, T. ve SHIMADA, M.** (1985). Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *Journal of the American Ceramic Society*, 68(6), 356-356.

76. **Swab, J.** (1991). Low temperature degradation of Y-TZP materials. *Journal of Materials Science*, 26(24), 6706-6714.
77. **Kelly, J. R.** (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics*, 48(2), 513-530.
78. **Kelly, J. R. ve Denry, I.** (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental materials*, 24(3), 289-298.
79. **Ilie, N. ve Stawarczyk, B.** (2014). Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions. *Journal of dentistry*, 42(6), 684-690.
80. **Zhang, H., Kim, B.-N., Morita, K., Hiraga, H. Y. K. ve Sakka, Y.** (2011). Effect of sintering temperature on optical properties and microstructure of translucent zirconia prepared by high-pressure spark plasma sintering. *Science and technology of advanced materials*, 12(5), 055003.
81. **Lange, F.** (1986). Transformation-Toughened ZrO₂: Correlations between Grain Size Control and Composition in the System ZrO₂-Y₂O₃. *Journal of the American Ceramic Society*, 69(3), 240-242.
82. **Kosmač, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N. ve Marion, L.** (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental materials*, 15(6), 426-433.
83. **Ebeid, K., Wille, S., Salah, T., Wahsh, M., Zohdy, M. ve Kern, M.** (2018). Evaluation of surface treatments of monolithic zirconia in different sintering stages. *Journal of prosthodontic research*, 62(2), 210-217.
84. **Ebeid, K., Wille, S., Hamdy, A., Salah, T., El-Etreby, A. ve Kern, M.** (2014). Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental materials*, 30(12), e419-e424.
85. **Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P. ve Swain, M. V.** (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 20(5), 449-456.
86. **BAN, S.** (2019). Chemical durability of high translucent dental zirconia. *Dental materials journal*.
87. **Zhang, Y., Lee, J. J.-W., Srikanth, R. ve Lawn, B. R.** (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials*, 29(12), 1201-1208.
88. **Hamza, U. ve BAYINDIR, F.** MONOLİTİK ZİRKONYUM RESTORASYONLAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(15), 67-72.
89. **Triwatana, P., Nagaviroj, N. ve Tulapornchai, C.** (2012). Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *The journal of advanced prosthodontics*, 4(2), 76-83.
90. **Marchack, B. W., Sato, S., Marchack, C. B. ve White, S. N.** (2011). Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 106(3), 145-152.

91. **Özcan, M.** (2003). Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *Journal of oral rehabilitation*, 30(2), 194-203.
92. **Sripetchdanond, J. ve Leevailoj, C.** (2014). Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(5), 1141-1150.
93. **Nakamura, K., Harada, A., Inagaki, R., Kanno, T., Niwano, Y., Milleding, P., ve ark.** (2015). Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(8), 602-608.
94. **Giray, Z., Özkurt, Z. ve Kazazoğlu, E.** (2007). Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknikleri. *Dentiss*, 3, 34-38.
95. **Shahmiri, R., Standard, O. C., Hart, J. N. ve Sorrell, C. C.** (2018). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(1), 36-46.
96. **Moscovitch, M.** (2015). Consecutive case series of monolithic and minimally veneered zirconia restorations on teeth and implants: up to 68 months. *International journal of periodontics & restorative dentistry*, 35(3).
97. **ÖZTÜRK, I.** (2019) *Farklı bitim ve suni yaşlandırma işlemlerinin monolitik zirkonyum restorasyonlarının değişik özellikleri üzerine etkisi: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi/Dış Hekimliği Fakültesi/Protetik Dış ...*
98. **Chu, S. J.** (2002). Precision shade technology: contemporary strategies in shade selection. *Pract Proced Aesthet Dent*, 14(1), 79-83; quiz 84.
99. **Paravina, R. ve Poweres, J.** *Esthetic color training in dentistry*. 2004 Mosby. Houston, Texas, 17-35.
100. **Choudhury, A. K. R. ve Naskar, B.** (2019). Comparison of visual (MUNSELL) and instrumental measures (CIELAB) of coloured textile standard samples. *Research Journal of Textile and Apparel*.
101. **O'Brien, W. J.** (2002). Dental materials and their selection.
102. **Sproull, R. C.** (1973). Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 29(5), 556-566.
103. **Douglas, R. D., Steinhauer, T. J. ve Wee, A. G.** (2007). Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *J Prosthet Dent*, 97(4), 200-208.
104. **Brewer, J. D., Wee, A. ve Seghi, R.** (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics of North America*, 48(2), v, 341-358.
105. **Sikri, V. K.** (2010). Color: Implications in dentistry. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 13(4), 249.
106. **Seghi, R. R., Johnston, W. M. ve O'Brien, W. J.** (1989). Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *J Dent Res*, 68(12), 1755-1759.

107. **Ruyter, I. E., Nilner, K. ve Moller, B.** (1987). Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater*, 3(5), 246-251.
108. **Johnston, W. M. ve Kao, E. C.** (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res*, 68(5), 819-822.
109. **Johnston, W. M., Ma, T. ve Kienle, B. H.** (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 8(1).
110. **Vichi, A., Louca, C., Corciolani, G. ve Ferrari, M.** (2011). Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dental materials*, 27(1), 97-108.
111. **Vichi, A., Carrabba, M., Paravina, R. ve Ferrari, M.** (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(4), 224-231.
112. **Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M. ve Vargas, M. A.** (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 4-9.
113. **Kim, H.-K. ve Kim, S.-H.** (2014). Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental Materials*, 30(9), e229-e237.
114. **Fondriest, J.** (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5), 467-480.
115. **Lee, Y.-K., Lu, H. ve Powers, J. M.** (2006). Changes in opalescence and fluorescence properties of resin composites after accelerated aging. *Dental Materials*, 22(7), 653-660.
116. **Goodkind, R. J. ve Schwabacher, W. B.** (1987). Use of a fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *Journal of prosthetic dentistry*, 58(5), 535-542.
117. **Braem, M., Lambrechts, P. ve Vanherle, G.** (1994). Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *Journal of dentistry*, 22(2), 97-102.
118. **Papacchini, F., Toledano, M., Monticelli, F., Osorio, R., Radovic, I., Polimeni, A., ve ark.** (2007). Hydrolytic stability of composite repair bond. *European journal of oral sciences*, 115(5), 417-424.
119. **Itinoche, K. M., Özcan, M., Bottino, M. A. ve Oyafuso, D.** (2006). Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *dental materials*, 22(11), 1029-1034.
120. **Ernst, C.-P., Canbek, K., Euler, T. ve Willershausen, B.** (2004). In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clinical oral investigations*, 8(3), 130-138.
121. **Gale, M. ve Darvell, B.** (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27(2), 89-99.

122. **ISO-standards.** 2003. ISO 11405 Dental materials—Testing of adhesion to tooth structure. International Organisation for Standardization Geneva;; s.
123. **Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C.,** ve ark. (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 29, 295-308.
124. **Nemli, S. K., Yilmaz, H., Aydin, C., Bal, B. T. ve Tıraş, T.** (2012). Effect of fatigue on fracture toughness and phase transformation of Y-TZP ceramics by X-ray diffraction and Raman spectroscopy. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(2), 416-424.
125. **Garvie, R. C. ve Nicholson, P. S.** (1972). Phase analysis in zirconia systems. *Journal of the American Ceramic Society*, 55(6), 303-305.
126. **Samuel, R., Chandrasekar, S., Farris, T. N. ve Licht, R. H.** (1989). Effect of residual stresses on the fracture of ground ceramics. *Journal of the american ceramic society*, 72(10), 1960-1966.
127. **Toraya, H., Yoshimura, M. ve Somiya, S.** (1984). Calibration curve for quantitative analysis of the monoclinic-tetragonal ZrO₂ system by X-ray diffraction. *Journal of the American Ceramic Society*, 67(6), C-119-C-121.
128. **Almeida, P. J., Silva, C. L., Alves, J. L., Silva, F. S., Martins, R. C. ve Sampaio-Fernandes, J.** (2016). Analysis of the stability of 3Y-TZP zirconia abutments after thermocycling and mechanical loading. *Revista Portuguesa De Estomatologia, Medicina Dentária E Cirurgia Maxilofacial*, 57(4), 197-206.
129. **Kolakarnprasert, N., Kaizer, M. R., Kim, D. K. ve Zhang, Y.** (2019). New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dental Materials*, 35(5), 797-806.
130. **Kwon, S. J., Lawson, N. C., McLaren, E. E., Nejat, A. H. ve Burgess, J. O.** (2018). Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(1), 132-137.
131. **Organization, W. H.** (1993). Dental Materials—Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure. *International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, ISO TR, 11405*.
132. **Zhang, F., Reveron, H., Spies, B. C., Van Meerbeek, B. ve Chevalier, J.** (2019). Trade-off between fracture resistance and translucency of zirconia and lithium-disilicate glass ceramics for monolithic restorations. *Acta biomaterialia*, 91, 24-34.
133. **Zhang, Y.** (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental materials*, 30(10), 1195-1203.
134. **Denry, I. ve Kelly, J. R.** (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 24(3), 299-307.
135. **Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Shahramian, K. ve Lassila, L.** (2017). Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially

- stabilized monolithic zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*, 118(2), 216-220.
136. **Muñoz, E. M., Longhini, D., Antonio, S. G. ve Adabo, G. L.** (2017). 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.
 137. **Baldissara, P., Wandscher, V. F., Marchionatti, A. M. E., Parisi, C., Monaco, C. ve Ciocca, L.** (2018). Translucency of IPS e. max and cubic zirconia monolithic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(2), 269-275.
 138. **Baldissara, P., Llukacej, A., Ciocca, L., Valandro, F. L. ve Scotti, R.** (2010). Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 104(1), 6-12.
 139. **Jarad, F., Russell, M. ve Moss, B.** (2005). The use of digital imaging for colour matching and communication in restorative dentistry. *British dental journal*, 199(1), 43-49.
 140. **Farah, R. f. I.** (2016). Agreement between digital image analysis and clinical spectrophotometer in CIEL* C* h° coordinate differences and total color difference (ΔE) measurements of dental ceramic shade tabs. *The international journal of esthetic dentistry*, 11(2), 234-245.
 141. **Liu, M. C., Aquilino, S. A., Lund, P. S., Vargas, M. A., Diaz-Arnold, A. M., Gratton, D. G., ve ark.** (2010). Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19(3), 187-193.
 142. **Li, Q., Xu, B., Li, R. ve Wang, Y.** (2010). Spectrophotometric comparison of translucent composites and natural enamel. *Journal of dentistry*, 38, e117-e122.
 143. **Dozić, A., Kleverlaan, C. J., El-Zohairy, A., Feilzer, A. J. ve Khashayar, G.** (2007). Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *Journal of Prosthodontics*, 16(2), 93-100.
 144. **Lagouvardos, P. E., Fougia, A. G., Diamantopoulou, S. A. ve Polyzois, G. L.** (2009). Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *The Journal of prosthetic dentistry*, 101(1), 40-45.
 145. **Khurana, R., Tredwin, C., Weisbloom, M. ve Moles, D.** (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British dental journal*, 203(12), 675.
 146. **Kim-Pusateri, S., Brewer, J. D., Davis, E. L. ve Wee, A. G.** (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of prosthetic dentistry*, 101(3), 193-199.

147. **Chu, S. J., Trushkowsky, R. D. ve Paravina, R. D.** (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry*, 38, e2-e16.
148. **Paul, S. J., Peter, A., Rodoni, L. ve Pietrobon, N.** (2004). Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 577.
149. **Della Bona, A., Nogueira, A. D. ve Pecho, O. E.** (2014). Optical properties of CAD–CAM ceramic systems. *Journal of dentistry*, 42(9), 1202-1209.
150. **Harada, K., Raigrodski, A. J., Chung, K.-H., Flinn, B. D., Dogan, S. ve Mancl, L. A.** (2016). A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(2), 257-263.
151. **Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Donovan, T. E., Vallittu, P. K., Närhi, T. O. ve Lassila, L. V.** (2015). The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *Dental materials journal*, 34(5), 605-610.
152. **Shah, K., Holloway, J. ve Denry, I.** (2008). Effect of coloring with various metal oxides on the microstructure, color, and flexural strength of 3Y-TZP. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 87(2), 329-337.
153. **Pecho, O. E., Ghinea, R., Ionescu, A. M., de la Cruz Cardona, J., Paravina, R. D. ve del Mar Pérez, M.** (2012). Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. *Journal of dentistry*, 40, e34-e40.
154. **Boulesteix, R., Maitre, A., Baumard, J.-F., Rabinovitch, Y. ve Reynaud, F.** (2010). Light scattering by pores in transparent Nd: YAG ceramics for lasers: correlations between microstructure and optical properties. *Optics express*, 18(14), 14992-15002.
155. **Yu, B., Ahn, J.-S. ve Lee, Y.-K.** (2009). Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontologica Scandinavica*, 67(1), 57-64.
156. **Conrad, H. J., Seong, W.-J. ve Pesun, I. J.** (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(5), 389-404.
157. **CHURCH, T.** Translucency and Strength of High Translucency Monolithic Zirconium Oxide Materials. 81 MEDICAL GROUP SAN ANTONIO United States; 2016.
158. **Harianawala, H. H., Kheur, M. G., Apte, S. K., Kale, B. B., Sethi, T. S. ve Kheur, S. M.** (2014). Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *The journal of advanced prosthodontics*, 6(6), 456-461.

159. **Vichi, A., Sedda, M., Fabian Fonzar, R., Carrabba, M. ve Ferrari, M.** (2016). Comparison of contrast ratio, translucency parameter, and flexural strength of traditional and “augmented translucency” zirconia for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28, S32-S39.
160. **Zadeh, P. N., Lümekemann, N., Sener, B., Eichberger, M. ve Stawarczyk, B.** (2018). Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(6), 948-954.
161. **Powers, J. M., Dennison, J. B. ve Lepeak, P. J.** (1978). Parameters that affect the color of direct restorative resins. *Journal of Dental Research*, 57(9-10), 876-880.
162. **Magne, P. ve Schlichting, L. H.** (2016). Biomimetic CAD/CAM restoration made of human enamel and dentin: case report at 4th year of clinical service. *Int J Esthet Dent*, 11(4), 472-480.
163. **Wang, F., Takahashi, H. ve Iwasaki, N.** (2013). Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 110(1), 14-20.
164. **Makhija, S. K., Lawson, N. C., Gilbert, G. H., Litaker, M. S., McClelland, J. A., Louis, D. R., ve ark.** (2016). Dentist material selection for single-unit crowns: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *Journal of dentistry*, 55, 40-47.
165. **Wang, S., Zhang, J., Luo, D., Gu, F., Tang, D., Dong, Z., ve ark.** (2013). Transparent ceramics: Processing, materials and applications. *Progress in Solid State Chemistry*, 41(1-2), 20-54.
166. **Bagis, B. ve Turgut, S.** (2013). Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *Journal of dentistry*, 41, e24-e30.
167. **Shamseddine, L. ve Majzoub, Z.** (2017). Relative Translucency of a Multilayered Ultratranslucent Zirconia Material. *The journal of contemporary dental practice*, 18(12), 1099-1106.
168. **Abd Alraheam, I., Donovan, T. E., Rodgers, B., Boushell, L. ve Sulaiman, T. A.** (2019). Effect of masticatory simulation on the translucency of different types of dental zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(4), 404-409.
169. **Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A. ve Ilie, N.** (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of prosthetic dentistry*, 113(6), 534-540.
170. **Prado, P. H. C. O., Monteiro, J. B., Campos, T. M. B., Thim, G. P. ve de Melo, R. M.** (2020). Degradation kinetics of high-translucency dental zirconias: Mechanical properties and in-depth analysis of phase transformation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 102, 103482.
171. **Perdigao, J., Pinto, A. M., Monteiro, R. C., Fernandes, F. M. B., Laranjeira, P. ve Veiga, J. P.** (2012). Degradation of dental ZrO₂-based materials after

- hydrothermal fatigue. Part I: XRD, XRF, and FESEM analyses. *Dental materials journal*, 1203190252-1203190252.
172. **Addison, O., Fleming, G. J. ve Marquis, P. M.** (2003). The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dental materials*, 19(4), 291-297.
173. **Sato, H., Yamada, K., Pezzotti, G., Nawa, M. ve Ban, S.** (2008). Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dental materials journal*, 27(3), 408-414.
174. **Okutan, Y.** (2015) *Farklı yüzey işlemlerinin ve yapay yaşlandırmanın y-tzp zirkonya seramiklerin faz dönüşümüne ve eğilme dayanımına etkisi*: Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
175. **Özcan, M., Melo, R. M., Souza, R. O., Machado, J. P., Valandro, L. F. ve Bottino, M. A.** (2013). Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 20, 19-28.
176. **Souza, R. O., Valandro, L. F., Melo, R. M., Machado, J. P., Bottino, M. A. ve Özcan, M.** (2013). Air-particle abrasion on zirconia ceramic using different protocols: Effects on biaxial flexural strength after cyclic loading, phase transformation and surface topography. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 26, 155-163.
177. **Nikaido, T., Kunzelmann, K.-H., Chen, H., Ogata, M., Harada, N., Yamaguchi, S., ve ark.** (2002). Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dental materials*, 18(3), 269-275.
178. **Pittayachawan, P., McDonald, A., Petrie, A. ve Knowles, J. C.** (2007). The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *Dental Materials*, 23(8), 1018-1029.
179. **Studart, A. R., Filser, F., Kocher, P. ve Gauckler, L. J.** (2007). Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dental materials*, 23(1), 106-114.
180. **Vidotti, H. A., Pereira, J. R., Insaurralde, E., de Almeida, A. L. P. F. ve do Valle, A. L.** (2013). Thermo and mechanical cycling and veneering method do not influence Y-TZP core/veneer interface bond strength. *Journal of dentistry*, 41(4), 307-312.
181. **Yang, R., Arola, D., Han, Z. ve Zhang, X.** (2014). A comparison of the fracture resistance of three machinable ceramics after thermal and mechanical fatigue. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(4), 878-885.
182. **Palla, E.-S., Kontonasaki, E., Kantiranis, N., Papadopoulou, L., Zorba, T., Paraskevopoulos, K. M., ve ark.** (2018). Color stability of lithium disilicate ceramics after aging and immersion in common beverages. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(4), 632-642.

183. **Volpato, C. Â. M., Cesar, P. F. ve Bottino, M. A.** (2016). Influence of accelerated aging on the color stability of dental zirconia. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(5), 304-312.
184. **Heydecke, G., Zhang, F. ve Razzoog, M. E.** (2001). In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(6), 551-557.
185. **Fathy, S. M., El-Fallal, A. A., El-Negoly, S. A. ve El Bedawy, A. B.** (2015). Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging. *Acta biomaterialia odontologica Scandinavica*, 1(2-4), 86-92.
186. **Lee, Y.-K.** (2016). Criteria for clinical translucency evaluation of direct esthetic restorative materials. *Restorative dentistry & endodontics*, 41(3), 159-166.
187. **Heintze, S., Albrecht, T., Cavalleri, A. ve Steiner, M.** (2011). A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *dental materials*, 27(2), e10-e19.
188. **Abdelbary, O., Wahsh, M., Sherif, A. ve Salah, T.** (2016). Effect of accelerated aging on translucency of monolithic zirconia. *Future Dental Journal*, 2(2), 65-69.
189. **Lucas, T. J., Lawson, N. C., Janowski, G. M. ve Burgess, J. O.** (2015). Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. *Dental materials*, 31(12), 1487-1492.
190. **Zucuni, C. P., Venturini, A. B., Prochnow, C., Pereira, G. K. R. ve Valandro, L. F.** (2019). Load-bearing capacity under fatigue and survival rates of adhesively cemented yttrium-stabilized zirconia polycrystal monolithic simplified restorations. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 90, 673-680.
191. **Yan, J., Kaizer, M. R. ve Zhang, Y.** (2018). Load-bearing capacity of lithium disilicate and ultra-translucent zirconias. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 88, 170-175.
192. **Spyropoulou, P.-E., Giroux, E. C., Razzoog, M. E. ve Duff, R. E.** (2011). Translucency of shaded zirconia core material. *The Journal of prosthetic dentistry*, 105(5), 304-307.
193. **Kurtulmus-Yilmaz, S. ve Ulusoy, M.** (2014). Comparison of the translucency of shaded zirconia all-ceramic systems. *The journal of advanced prosthodontics*, 6(5), 415-422.
194. **Oh, G.-J., Lee, K., Lee, D.-J., Lim, H.-P., Yun, K.-D., Ban, J.-S., ve ark.** (2012). Effect of metal chloride solutions on coloration and biaxial flexural strength of yttria-stabilized zirconia. *Metals and Materials International*, 18(5), 805-812.

195. **Hjerpe, J., Närhi, T., Fröberg, K., Vallittu, P. K. ve Lassila, L. V.** (2008). Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontologica Scandinavica*, 66(5), 262-267.
196. **Suttor, D., Hauptmann, H., Schnagl, R. ve Frank, S.** 2004. Coloring ceramics by way of ionic or complex-containing solutions. Google Patents; s.
197. **Putra, A., Chung, K.-H., Flinn, B. D., Kuykendall, T., Zheng, C., Harada, K., ve ark.** (2017). Effect of hydrothermal treatment on light transmission of translucent zirconias. *The Journal of prosthetic dentistry*, 118(3), 422-429.
198. **Stawarczyk, B., Özcan, M., Hallmann, L., Ender, A., Mehl, A. ve Hämmerlet, C. H.** (2013). The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinical oral investigations*, 17(1), 269-274.
199. **Inokoshi, M., Zhang, F., De Munck, J., Minakuchi, S., Naert, I., Vleugels, J., ve ark.** (2014). Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. *Dental materials*, 30(6), 669-678.
200. **Stawarczyk, B., Emslander, A., Roos, M., Sener, B., Noack, F. ve Keul, C.** (2014). Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters. *Dental materials journal*, 33(5), 591-598.
201. **Matsui, K., Yoshida, H. ve Ikuhara, Y.** (2009). Isothermal Sintering Effects on Phase Separation and Grain Growth in Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal. *Journal of the American Ceramic Society*, 92(2), 467-475.
202. **Scott, H.** (1975). Phase relationships in the zirconia-yttria system. *Journal of Materials Science*, 10(9), 1527-1535.
203. **Pereira, G., Venturini, A., Silvestri, T., Dapieve, K., Montagner, A., Soares, F., ve ark.** (2016). Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 55, 151-163.
204. **Mohammadi-Bassir, M., Babasafari, M., Rezvani, M. B. ve Jamshidian, M.** (2017). Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*, 118(5), 658-665.
205. **Harada, K., Shinya, A., Gomi, H., Hatano, Y., Shinya, A. ve Raigrodski, A. J.** (2016). Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(2), 215-223.
206. **Lawson, N. C., Janyavula, S., Syklawer, S., McLaren, E. A. ve Burgess, J. O.** (2014). Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *Journal of dentistry*, 42(12), 1586-1591.
207. **Mundhe, K., Jain, V., Pruthi, G. ve Shah, N.** (2015). Clinical study to evaluate the wear of natural enamel antagonist to zirconia and metal ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(3), 358-363.

208. **Stober, T., Bermejo, J., Rammelsberg, P. ve Schmitter, M.** (2014). Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *Journal of oral rehabilitation*, 41(4), 314-322.
209. **Etman, M. K., Woolford, M. ve Dunne, S.** (2008). Quantitative measurement of tooth and ceramic wear: in vivo study. *International journal of prosthodontics*, 21(3).
210. **Janyavula, S., Lawson, N., Cakir, D., Beck, P., Ramp, L. C. ve Burgess, J. O.** (2013). The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109(1), 22-29.
211. **Park, C., Vang, M.-S., Park, S.-W. ve Lim, H.-P.** (2017). Effect of various polishing systems on the surface roughness and phase transformation of zirconia and the durability of the polishing systems. *The journal of prosthetic dentistry*, 117(3), 430-437.
212. **Perry, C., Liu, D. W. ve INGEL, R. P.** (1985). Phase characterization of partially stabilized zirconia by Raman spectroscopy. *Journal of the american ceramic society*, 68(8), C-184-C-187.
213. **Siarampi, E., Kontonasaki, E., Andrikopoulos, K. S., Kantiranis, N., Voyiatzis, G. A., Zorba, T., ve ark.** (2014). Effect of in vitro aging on the flexural strength and probability to fracture of Y-TZP zirconia ceramics for all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 30(12), e306-e316.
214. **Zhang, F., Van Meerbeek, B. ve Vleugels, J.** (2020). Importance of tetragonal phase in high-translucent partially stabilized zirconia for dental restorations. *Dental Materials*.
215. **Hatanaka, G. R., Polli, G. S. ve Adabo, G. L.** (2020). The mechanical behavior of high-translucent monolithic zirconia after adjustment and finishing procedures and artificial aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(2), 330-337.

8. ÖZGEÇMİŞ

1. Adı Soyadı: Burcu KANPALTA

İletişim Bilgileri

Telefon:

Mail:

2. Doğum Tarihi:

3. Unvanı: Uzmanlık Öğrencisi

4. Öğrenim Durumu: Yüksek Lisans

Tablo 8.1 Öğrenim durumu çizelgesi.

Derece	Alan	Üniversite	Yıl
Lisans	Diş Hekimliği	Marmara Üniversitesi	2016
Yüksek Lisans	Diş Hekimliği	Marmara Üniversitesi	2016
Uzmanlık	Protetik Diş Tedavisi	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	2020

5. Akademik Ünvanlar

6. Yönetilen Yüksek Lisans ve Doktora Tezleri

6.1. Yüksek Lisans Tezleri

6.2. Doktora Tezleri

7. Yayınlar

7.1. Uluslararası hakemli dergilerde yayınlanan makaleler

7.2. Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler

7.2.1. **Kanpalta Burcu, Sahinbaş Abdurrahman, Defne Burduroğlu**, 1 Year Follow-up of Rehabilitation of Telescopic Crowns with Dental Agenesis: Case Report, 23. BASS Congress, 10-12 May 2018 (Poster Presentation)

7.2.2. **Borahan Oğuz M., Kanpalta Burcu, Pekiner Namdar Filiz**, Evaluation of Precelance of Missing Teeth in a Group Turkish Population on Panoramic Radiography, 16. European Congress of DentoMaxilloFacial Radiology, 13-16 June 2018 (Poster Presentation)

7.2.3. **Kanpalta Burcu, Burduroğlu Defne**, Yüksek Gülme Hattına Sahip Hastanın Multidisipliner Yaklaşımla Rehabilitasyonu, 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi TDB, 27-30 Eylül 2018 (Poster Sunumu)

7.2.4. **Kanpalta Burcu, Burduroğlu Defne**, Aşırı Kron Harabiyeti Olan Kanal Tedavili Dişlerde CAD/CAM ile Endokron Uygulamaları, 22. Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi, 19-21 Ekim 2018 (Oral Presentation)

7.2.5. **Özsağır Betül Zeliha, Kanpalta Burcu, Aydoğdu Ahmet**, Soket Kalkan Tekniği ile İmmediat İmplant Uygulaması: Vaka Sunumu, 25. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi TDB, 4-7 Eylül 2019 (Oral Presentation)

7.2.6. **Kanpalta Burcu, Burduroğlu Defne**, Geçici Kron Materyallerinin Yüzey Pürüzlülüğünün Bakteri Adezyonunun Değerlendirilmesi, Burcu Kanpalta, Defne Burduroğlu, 24. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, 31 Ekim- 3 Kasım 2019 (Oral Presentation)

7.2.7. **Kanpalta Burcu**, 1 Year Clinical Follow-up of Endocrowns Applications with CAD/CAM Cemented with Two Different Resin Cement 23. Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi, 8-10 Kasım 2019 (Oral Presentation)

7.2.8. **Kanpalta Burcu, Burduroğlu Defne**, Farklı Kalınlıkta ve Sinterizasyon Derecesindeki Zirkonya Materyallerinin Translucensisinin Değerlendirilmesi, 1. Uluslararası Sağlık Bilimlerinde Multidisipliner Çalışmalar Kongresi, 3-5 Haziran 2020 (Oral Presentation)

