



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

**İTRİYUM ORANLARI FARKLI MONOLİTİK ZİRKONYALARIN
METAMERİZM VE TRANSLÜSENSİ AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Mehmet Ejder GÜVEN

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Özlem KARA

ŞUBAT 2023

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.

ŞUBAT 2023

Mehmet Ejder GÜVEN

TEŞEKKÜRLER

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 Anabilin Dalındaki değerli hocalarıma, araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma ve bizlere yardımcı olan dental asistanlara, anlayışı ve yardımları için Sement Dental Diş Laboratuvarı çalışanlarına,

İstatiksel analizlerin yapılmasında ve yorumlanmasında emeği geçen Bezmialem Vakıf Üniversitesinde görev yapan Dr. Öğr. Üyesi Savaş ÜSTÜNOVA ve Dr. Öğr. Üyesi Aysu KILIÇ hocalarıma,

Her zaman yanımda olan deneylerimde yardımını benden esirgemeyen sevgili Ceren ÖZTÜRK ve kardeşim Özgür GÜVEN' e,

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: 20211007).

Mehmet Ejder GÜVEN

İTRİYUM ORANLARI FARKLI MONOLİTİK ZİRKONYALARIN METAMERİZM VE TRANSLÜSENSİ AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; itriyum içeriği farklı monolitik zirkonya materyallerinin termal yaşlandırma öncesi ve sonrası farklı aydınlatma ortamlarında metamerizmini ve translüsensilerini incelemektir.

Bu amaçla; üç farklı itriyum içeriğine sahip [%4-6 (VITA YZ HT), %6-8 (VITA YZ ST), %8-10 (VITA YZ XT)] renklendirilmiş pre-sinterize monolitik zirkonya materyallerinden 0,5 mm kalınlığında, 10x10 mm boyutlarında kare şekilli 36 zirkonya örneği hazırlandı. Hazırlanan zirkonya örneklerle kullanılmak üzere aynı boyutlarda kare şeklinde 0,2 mm kalınlığında polimerize edilmiş dual-cure self adeziv rezin siman (Bifix QM, VOCO, Almanya) silikon kalıp kullanılarak oluşturuldu. Metamerizmin değerlendirilmesi için dört farklı aydınlatma ortamı [D65 (Yapay standart Gün ışığı), D50 (Öğlen ortası gün ışığı), TL84 (Mağaza/Ofis ışığı) ve INCA-A (Akkor ışık)] sağlayan renk ölçüm kabininde (Prowite Lightbox 4.0, Türkiye) nötral gri fonda CIE L*a*b renk koordinatları doğrultusunda spektrofotometre (VITA Easyshade Advance 4.0, VITA Zahnfabrik BAD Sackingen, Almanya) cihazı ile monolitik zirkonya örneklerinin renk ölçümleri yapıldı. siyah ve beyaz arka fon kullanılarak translüsensi parametreleri (TP) de ölçülerek kaydedildi. Tüm örnekler termal siklus test cihazı (SD Mechatronik Termocycler, Almanya) ile 10.000 termal siklus (5-55°C) uygulanarak yaşlandırıldı. Termal yaşlandırma sonrası translüsensi parametreleri ve renk ölçümleri tekrar yapılarak CIE L*a*b* renk sistemi üzerinden elde edilen veriler kaydedildi.

Kaydedilen veriler Instat İstatistiksel Paket Programı (Instat Graphad Software 6.0, San Diego, CA, USA) aracılığı ile analiz edildi. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediğini test etmek için Shapiro-Wilk testi kullanıldı. Metamerizm ve translüsensi ölçümlerine ait veriler çift yönlü varyans analizinin (two-way ANOVA) ardından gruplar arası ve grup içi (yaşlandırma öncesi ve sonrası) değerlerin istatistiksel analizi post-hoc Bonferroni çoklu karşılaştırma testi kullanılarak yapıldı. Değerler ortalama ve standart sapma olarak verildi. Tüm analizlerde $p < 0,05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Çalışmamızda elde edilen bulgulara göre; metamerizmi değerlendirmek için kullanılan monolitik zirkonya seramiklerin farklı aydınlatma ortamlarında yapılan renk ölçümleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlemlendi ($p > 0,05$). Bu durum termal yaşlandırma öncesi ve sonrasında da benzer şekilde gerçekleşti. Monolitik zirkonya örneklerinin itriyum içeriğinin ve termal yaşlandırmanın translüsensi üzerine etkisi olduğu belirlendi ($p < 0,05$). VITA YZ HT materyalinin diğer monolitik zirkonya materyallerinden daha düşük TP değerine sahip olduğu ve termal yaşlandırma işleminin VITA YZ HT materyalinin TP değerini arttırdığı gözlemlendi ($p < 0,05$). VITA YZ ST ve VITA YZ XT materyallerinin TP değerleri arasında termal yaşlandırma öncesi ve sonrası istatistiksel bir fark gözlemlenmedi ($p > 0,05$). VITA YZ ST ve VITA YZ XT materyalin termal yaşlandırılması sonrasında TP değerlerinde azalma olduğu gözlemlendi, bu azalma VITA YZ ST için istatistiksel olarak anlamlı iken ($p < 0,05$) VITA YZ XT için istatistiksel olarak anlamlı sonuç vermedi ($p > 0,05$).

Anahtar Kelimeler: Monolitik zirkonya, Metamerizm, Translüsensi

EVALUATION OF MONOLITHIC ZIRCONIA WITH DIFFERENT YTTRIUM RATIOS IN TERMS OF METAMERISM AND TRANSLUCENCY

SUMMARY

This study aims to examine the metamerism and translucency of monolithic zirconia materials with different yttrium content in different lighting environments before and after thermal aging.

For this purpose, 36 square-shaped, 0.5 mm thick, 10x10 mm, colored, pre-sintered monolithic zirconia material specimens were prepared which have three different yttrium content [4-6% (VITA YZ HT), 6-8% (VITA YZ ST), 8-10% (VITA YZ XT)]. A square shaped 0.2 mm thick polymerized dual-cure self-adhesive resin cement (Bifix QM, VOCO, Germany) was formed using a silicone mold to be used with the prepared zirconia specimens. Neutral color measurement cabinet (Prowite Lightbox 4.0, Turkey) providing four different lighting environments [D65 (Artificial standard daylight), D50 (Mid-day daylight), TL84 (Shop/Office light) and INCA-A (Incandescent light)] for the assessment of metamerism color measurements of monolithic zirconia samples were made with a spectrophotometer (VITA Easyshade Advance 4.0, VITA Zahnfabrik BAD Sackingen, Germany) device in the direction of CIE L*a*b color coordinates on a gray background. Translucency parameters (TP) were also measured and recorded using a black and white background. All samples were aged by applying 10,000 thermal cycles (5-55°C) with a thermal cycle tester (SD Mechatronic Thermocycler, Germany). After thermal aging, translucency parameters and color measurements were repeated and the data obtained from the CIE L*a*b* color system were recorded.

Recorded data were analyzed by Instat Statistical Package Program (Instat Graphpad Software 6.0, San Diego, CA, USA). Shapiro-Wilk test was used to test whether the data showed a normal distribution. Data of metamerism and translucency measurements were performed using the post-hoc Bonferroni multiple comparison test, followed by two-way ANOVA, statistical analysis of the values between and within groups (before and after aging). Values were given as mean and standard deviation. $P < 0.05$ value was considered statistically significant in all analyses.

The results showed that there was no statistical difference between the color measurements under various lighting conditions for the monolithic zirconia ceramics, which is used to evaluate the metamerism ($P > 0.05$). The results for before and after thermal aging were similar as well. It was determined that yttrium content and thermal aging of monolithic zirconia samples have an impact on translucency ($P < 0.05$). It was observed that VITA YZ HT material had a lower TP value than other monolithic zirconia materials and it was observed that thermal aging increased the TP value of VITA YZ HT material ($p < 0.05$). There was no statistical difference between the TP values of VITA YZ ST and VITA YZ XT materials before and after thermal aging ($p > 0.05$). It was observed that TP values decreased after thermal aging of VITA YZ ST and VITA YZ XT materials. While this decrease was statistically significant for VITA YZ ST ($p < 0.05$), it was not statistically significant for VITA YZ XT ($p > 0.05$).

Keywords: Monolithic zirconia, Metamerism, Translucency

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORMU.....	iii
BEYAN.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
ÖZET.....	vi
SUMMARY.....	vii
İÇİNDEKİLER.....	viii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xi
TABLO LİSTESİ.....	xii
KISALTMALAR VE SEMBOLLER.....	xiii
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Zirkonyumun Yapısı.....	4
2.2 Zirkonyanın Sınıflandırılması.....	6
2.2.1 Zirkonyanın mikroyapılarına göre sınıflandırılması.....	6
2.2.1.1 Stabil olmayan zirkonya.....	6
2.2.1.2 Kısmi stabil zirkonya.....	7
2.2.1.3 Tam stabil zirkonya.....	8
2.2.2 Zirkonyanın üretim şekillerine göre sınıflandırılması.....	9
2.2.2.1 Sinterlenmemiş (green stage) zirkonya.....	9
2.2.2.2 Yarı sinterlenmiş zirkonya seramikler (NON-HIP).....	9
2.2.2.3 Tam sinterlenmiş zirkonya bloklar (HIP)	10
2.2.3 Zirkonyaların jenerasyonlarına göre sınıflandırılması.....	11
2.2.3.1 Birinci nesil: 3 mol itriyum ile stabilize zirkonya.....	12
2.2.3.2 İkinci nesil: azaltılmış alümina içeriğine sahip 3 mol itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristaller (3Y-TZP).....	13
2.2.3.3 Üçüncü nesil: 5 mol itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristaller (5Y-TZP).....	13
2.2.3.4 Dördüncü nesil: 4 mol itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri (4Y-TZP).....	14
2.3 Zirkonya Destekli Restorasyonların Üretim Tekniği.....	14
2.4 Zirkonyanın Dönüşüm Tokluğu.....	15
2.5 Zirkonyanın Yaşlanması.....	15
2.6 Zirkonyanın Faz Dönüşümü ve Dönüşüm Sertleşme Mekanizması.....	16
2.7 Zirkonya Altyapılı Restorasyonlarda Veneer Seramiği ile İlgili Başarısızlıklar.....	16
2.8 Monolitik Zirkonya.....	17

2.8.1 Monolitik zirkonyanın endikasyonları	18
2.8.2 Monolitik zirkonyanın veneerlenmiş zirkonyaya kıyasla klinik avantajları.	18
2.8.3 Monolitik zirkonyanın dezavantajları.....	19
2.8.4 Monolitik zirkonya restorasyonların fiziksel özellikleri.....	19
2.8.4.1 Yüzey aşınması.....	19
2.8.4.2 Kırılma dayanımı.....	20
2.8.4.3 Renk ve translüsensi.....	21
2.8.6 Monolitik zirkonyaların cilalanması.....	21
2.9 Zirkonya Restorasyonların Simantasyonu.....	22
2.10 Diş hekimliğinde Renk.....	24
2.10.1 Renk sistemleri.....	24
2.10.1.1 Munsell renk sistemi.....	24
2.10.1.2 CIE L*a*b* renk sistemi.....	25
2.10.2 Diş hekimliğinde renk ile ilgili kavramlar.....	27
2.10.2.1 Translüsensi.....	27
2.10.2.2 Opasite.....	28
2.10.2.3 Floresanslık.....	28
2.10.2.4 Metamerizm.....	28
2.10.3 Renk algısını etkileyen faktörler.....	29
2.10.3.1 Kişiye bağlı faktörler.....	29
2.10.3.2 Ortama bağlı faktörler.....	29
2.10.3.3 Doğal dişe bağlı faktörler.....	30
2.10.3.4 Materyale bağlı faktörler.....	30
2.10.4 Renk ölçüm yöntemleri.....	31
2.10.4.1 Görsel renk ölçümü.....	31
2.10.4.2 Aletsel renk ölçümü.....	32
2.11 Çalışmada Kullanılan Test Yöntemleri.....	35
2.11.1 Zirkonyanın yapay yaşlandırması.....	35
2.11.1.1 Termal siklus.....	36
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER.....	37
3.1 Monolitik zirkonya Örneklerinin Hazırlanması.....	38
3.2 Siman Örneğinin Hazırlanması.....	40
3.3 Yaşlandırma İşlemleri Öncesi Örneklerin Renk ve Translüsensi Ölçümlerinin Yapılması.....	42
3.4 Termal Yaşlandırma İşlemlerinin Uygulanması.....	44

3.6 İstatiksel Analiz.....	45
4. BULGULAR.....	46
4.1 Metamerizm Parametresi Bulguları.....	46
4.1.1 HT zirkonya materyalinin metamerizm bulguları.....	46
4.1.2 ST zirkonya materyalinin metamerizm bulguları.....	49
4.1.3 XT zirkonya materyalinin metamerizm bulguları.....	52
4.2 Translüsensi Parametresi bulguları.....	55
5. TARTIŞMA.....	58
6. SONUÇLAR.....	70
7. KAYNAKLAR.....	71
8. ÖZGEÇMİŞ	85



ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1: Zirkonyanın faz dönüşümü.....	5
Şekil 2.2: Zirkonyanın faz değişimi.....	8
Şekil 2.3: Zirkonyaların jenerasyonlarına göre sınıflandırılması.....	12
Şekil 2.4: Birinci ve ikinci jenerasyon zirkonların moleküler yapısı.....	13
Şekil 2.5: Monolitik zirkonyanın renklendirilmesi.....	21
Şekil 2.6: Munsell renk sistemi.....	25
Şekil 2.7: CIE L*a*b* renk sistemi.....	26
Şekil 2.8: Rengin ışık kaynaklarına göre değişimi.....	28
Şekil 3.1: CAD-CAM kazıma cihazı (Dental Milling Machines (CORiTEC 550i) by imes-icore GmbH).....	38
Şekil 3.2: Tasarımı yapılan ve kazınan örnekler.....	39
Şekil 3.3: Sinterizasyon fırını (Programat P300; Ivoclar Vivadent AG, Almanya)...	39
Şekil 3.4: Örneklerin final görüntüsü.....	40
Şekil 3.5: Dijital kumpasla örnek boyutlarının ölçümü.....	40
Şekil 3.6: Çalışmada kullanılan siman (Bifix QM, VOCO).....	41
Şekil 3.7: Siman için kullanılan silikon kalıp ve simanın hazırlanması.....	41
Şekil 3.8: Polisaj cihazı (MINITECH 233 REF 66300).....	42
Resim 3.9: Renk ölçüm kabini (Prowhite Lightbox 4.0, Türkiye).....	43
Resim 3.10: Spektrofotometre cihazı (VITA Easyshade Advance 4.0, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya).....	43
Şekil 3.11: Termal siklus test cihazı (SD Mechatronik Termocyclers, Almanya).....	44
Şekil 4.1: HT monolitik zirkonya materyalinin yapay yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında farklı aydınlatma ortamlarında ölçülen ΔE_{00} değerlerinin grafiksel karşılaştırılması.....	48
Şekil 4.2: ST monolitik zirkonya materyalinin yapay yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında farklı aydınlatma ortamlarında ölçülen ΔE_{00} değerlerinin grafiksel karşılaştırılması.....	51
Şekil 4.3: XT monolitik zirkonya materyalinin yapay yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında farklı aydınlatma ortamlarında ölçülen ΔE_{00} değerlerinin grafiksel karşılaştırılması.....	54
Şekil 4.4: Monolitik zirkonyaların yapay yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında ölçülen TP değerlerinin grafiksel gösterimi.....	56

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1: Renk sistemleri.....	24
Tablo 2.3: Renk skalaları.....	31
Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan zirkonya örneklerin marka ve içerik bilgisi.....	37
Tablo 3.2: Çalışmada kullanılan aydınlatma ortamları.....	38
Tablo 3.3: Çalışma grupları.....	39
Tablo 3.4: Örneklerin sinterizasyon dereceleri.....	40
Tablo 3.5: O' Brien' ın renk farklılıklarının klinik olarak yorumlanabilmesi için yaptığı sınıflama.....	45
Tablo 4.1: VITA YZ HT blok için grup içi yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen ortalama ΔE_{00} ve P değerleri.....	47
Tablo 4.2: VITA YZ HT blok için yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası gruplar arası karşılaştırmada elde edilen P değerleri.....	47
Tablo 4.3: Grupların termal yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen ortalama, standart sapma ve istatistiksel anlamlılık değerleri.....	48
Tablo 4.4: VITA YZ ST blok için grup içi yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen ortalama ΔE_{00} ve P değerleri.....	50
Tablo 4.5: VITA YZ ST blok için yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası gruplar arası karşılaştırmada elde edilen P değerleri.....	50
Tablo 4.6: Grupların termal yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen ortalama, standart sapma ve istatistiksel anlamlılık değerleri.....	51
Tablo 4.7: VITA YZ XT blok için grup içi yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen ortalama ΔE_{00} ve P değerleri.....	53
Tablo 4.8: VITA YZ XT blok için yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası gruplar arası karşılaştırmada elde edilen P değerleri.....	53
Tablo 4.9: Grupların termal yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen ortalama, standart sapma ve istatistiksel anlamlılık değerleri.....	54
Tablo 4.10: VITA YZ blokların grup içi yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen ortalama TP ve P değerleri.....	55
Tablo 4.11: VITA YZ bloklar için yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen gruplar arası karşılaştırmalara göre bulunan P değerleri.....	55
Tablo 4.12: Grupların termal yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen ortalama, standart sapma ve istatistiksel anlamlılık değerleri.....	56

KISALTMALAR VE SEMBOLLER

%: Yüzde

°C: Santigrat

μ: Mikron

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

Y₂O₃: İttriyum oksit

TZP: Tetragonal zirkonya polikristali

PSZ: Parsiyel stabilize zirkonya

FSZ: Tam stabilize zirkonya

Y-TZP: İttriyum tetragonal zirkonya polikristali

3Y-TZP: 3 mol itriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali

4Y-TZP: 4 mol itriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali

5Y-TZP: 5 mol itriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali

ADA: Amerikan Diş Hekimliği Birliği

Al₂O₃: Alüminyum oksit

CeO₂: Seryum oksit

CaO: Kalsiyum oksit

ZrO₂: Zirkonyum oksit, zirkonya, baddeleyit

HfO₃: Hafniyum oksit

MgO: Magnezyum oksit

GPa: Giga paskal

MPa: Mega paskal

ZTA: Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina, alümina-zirkonya

ATZ: Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya, zirkonya-alümina

Zr: Zirkonyum

Al: Alüminyum

Fe: Demir

Bi: Bizmut

Cr: Krom

Co: Kobalt

Mg: Magnezyum

Ca: Kalsiyum

ZrSiO₄: Zirkonyum silikat, zirkon

LTD: Düşük ısı bozulmasına

Nm: Nanometre

CIE: Commission Internationale de l'Eclairage

TP: Translusensi parametresi

CR: Kontrast oranı

ΔE : Restorasyon veya doğal dişteki renk değişikliğinin sayısal değeri

CCD: Görüntüyü algılayıcı sensör

D65: Uluslararası yapay standart Gün ışığı

D50: Öğlen vakti Gün ışığı

TL84: Avrupa, Çin ve Japonya' daki mağaza ışığı

INCA-A: Tungsten halojen ışık kaynağı

ΔL : Restorasyon veya doğal dişteki parlaklık değişikliğinin sayısal değeri

Δa : Restorasyon veya doğal dişteki kırmızı-yeşil renk değişikliğinin sayısal değeri

Δb : Restorasyon veya doğal dişteki sarı-mavi renk değişikliğinin sayısal değeri

ΔE_{00} : Restorasyon veya doğal dişteki renk değişikliğinin sayısal değer hesaplama formülü

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz estetik algısındaki değişimler ve hastaların estetik taleplerindeki artış, diş hekimliğindeki malzemeleri, teknikleri ve tedavi prosedürlerini doğrudan etkilemektedir [1]. Restorasyonlar ile doğal dişler arasında iyi bir renk uyumu elde etmek, diş hekimliğinde estetik için en önemli adımlardan biridir [2].

Diş hekimliğinde renk seçimi için en sık kullanılan yöntem, diş renginin seramik veya akrilik rezin esaslı renk skalaları ile karşılaştırılmasıdır [3, 4]. Ancak bu yöntem öznel; yaş, cinsiyet, göz yorgunluğu, deneyim ve çevre koşulları gibi birçok faktörden etkilenebilir [2, 5, 6]. Bunlara ek olarak ortamın aydınlatma durumu, renk tonu seçimini etkileyen başka bir önemli faktördür. Aydınlatıcı, doğal veya yapay bir aydınlatma ortamı olabilir ve kaynağına göre bir nesnenin algılanan rengini değiştirebilir. Farklı aydınlatıcıların enerjisinin bir fonksiyonu olarak ortaya çıkan bu fenomen, metamerizm olarak bilinir [7,8]. Aydınlanma koşulları değiştiğinde metamer özelliği olan cisimler birbiriyle aynı renkte görünmez. Örneğin muayenehane ışığı altında aynı renkte gibi görünen iki cisim gün ışığında farklı görünebilir. Metamerizm problemini önlemek için, seçilen renk gün ışığı ve floresan gibi değişik ışık kaynaklarında kontrol edilerek onaylanmalıdır.

Renk seçiminde aydınlatma ortamı ve aydınlatma koşulları dışında restoratif amaçlı kullanılan materyalde çok büyük öneme sahiptir. Günümüzde restoratif amaçlı birçok malzeme kullanılmaktadır, estetik gereksinimlerin daha iyi karşılanabilmesi için tam seramik restorasyonlar tercih edilmektedir. Zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlar, yüksek mekanik davranışları ve biyouyumlulukları sayesinde ağız içinde kullanılabilirler [9]. Fakat opak yapısı nedeni ile estetik beklentileri tam karşılayamadığından anterior bölgede kullanım alanı sınırlıdır [10]. Bu olumsuz tablonun ortadan kaldırılması için zirkonya altyapı materyali olarak kullanılır iken, üzerine uygulanan veneer seramiği ile restorasyonun optik özelliklerinin geliştirilmesi ve estetik beklentilerin karşılanması amaçlanmaktadır. Bu şekilde üretilmiş bir restorasyonun klinik kullanımında karşılaşılan en büyük sorun, beş yıllık kullanım

sonucunda %15,2 oranında olduğu belirtilen zirkonya ile veneer seramiğinin bağlantısının kopmasıdır [11, 12].

Monolitik zirkonya restorasyonlar çatlama veya kırılma riskini ortadan kaldırmak için geliştirilmiş olup, mekanik mukavemet, azaltılmış malzeme kalınlığı, kabul edilebilir estetik sonuçlar, üretim süresi ve maliyetinde azalma gibi avantajları ile popüler hale gelmiştir [13]. Monolitik zirkonya restorasyonlar ile komşu doğal dişlerle uyumlu bir renk sağlanabilmesi restorasyonların estetik başarısını etkileyen en önemli unsurlar arasında yer almaktadır [14, 15].

Zirkonyanın optik performansını arttırmak için itriyum konsantrasyonunun artırılması, alümina içeriğinin azaltılması, sinterleme parametrelerinin optimize edilmesi, porozitenin azaltılması, nanometrik yapı oluşturulması gibi birçok yöntem bulunmaktadır [4]. Son yıllarda zirkonyanın optik özelliklerini iyileştirmeye yönelik çalışmalar sonucunda farklı itriyum içeriklerine sahip birçok yeni zirkonya blokları tanıtılmıştır. İtriyum içeriği artırılarak malzemenin tane boyutunun ve ışığın daha az kırılmasına neden olan kübik faz miktarının artırılması amaçlanmıştır [16, 17]. Bu amaçla 2013 yılında, ilk neslin geliştirilmiş bir versiyonu olarak azaltılmış alümina içeriğine sahip 3 mol itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristaller (3Y-TZP) tanıtıldı. 2015 yılında itriyum içeriği %8-10 olan 5Y-TZP' ler, 2016 yılında ise itriyum içeriği %6-8 oranında olan 4Y-TZP' ler piyasa sürüldü. 4Y-TZP' lerin 5Y-TZP' ye göre mekanik özellikler daha iyi iken saydamlığı daha azdır, optik özellikler ise 3Y-TZP' ye kıyasla daha da geliştirilmiştir [18]. 3Y-TZP, 4Y-TZP ve 5Y-TZP gibi translüsentlik değerleri artırılmış Y-TZP seramiklerinden üretilen monolitik restorasyonlar son yıllarda popüler hale gelmiştir, ancak bu materyaller ile ilgili in-vivo ve in-vitro çalışmaların eksikliğini bulunmaktadır.

Bu çalışmanın amacı; farklı itriyum içeriğine sahip yeni nesil monolitik zirkonyaların [%4-6 (VITA YZ HT), %6-8 (VITA YZ ST), %8-10 (VITA YZ XT)] termal yaşlandırma öncesi ve sonrası farklı aydınlatma ortamlarında [D65 (Yapay standart Gün ışığı), D50 (Öğlen ortası gün ışığı), TL84 (Mağaza/Ofis ışığı) ve INCA-A (Akkor ışık)] spektrofotometre cihazı (VITA Easyshade Advance 4.0, VITA Zahnfabrik BAD Sackingen, Almanya) ile metamerizmi ve translüsentliklerini incelemektir. İlk sıfır hipotezimiz; farklı aydınlatma ortamlarında materyalde renk değişikliği olmayacağı ve yaşlandırma işleminin bir farklılık yaratmayacağı

yönündedir, ikinci sıfır hipotezimiz; itriyum içeriğine bağılı materyalin translüsensisinde bir değışim olmayacağı ve termal yaşlandırmanın da translüsensiyi etkilemeyeceğı yönündedir.



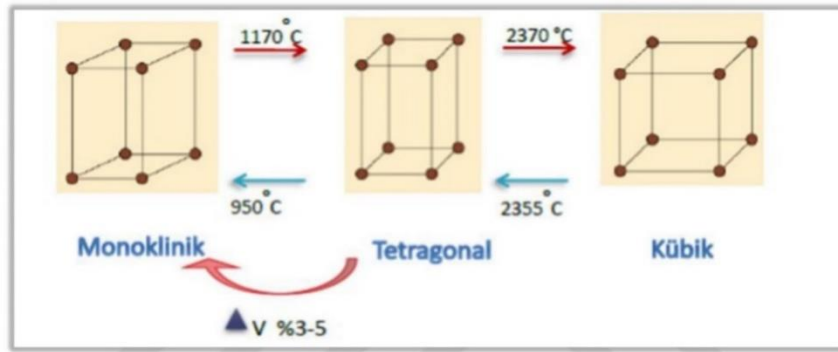
2. GENEL BİLGİLER

2.1 Zirkonyumun Yapısı

Zirkonyum, sembolü “Zr” olan kimyasal bir elementtir. “Altın renginde” anlamına gelen “Zargon” kelimesinden türetilmiştir. Zargon kelimesi Farsçada “Zar” (altın) ve “Gun” (renk) kelimelerinden oluşmuştur [19]. Atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22’ dir. Periyodik tablonun D grubuna ait bir geçiş elementidir [19]. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katıdır, heksagonal kristal formunda bir yapı gösterir, sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı da dirençlidir [20]. Zirkonyumun üzeri, havaya karşı inaktif olmasını sağlayan bir oksit tabakası ile örtülüdür. Buna rağmen havada yakılması ile zirkonyum oksit bileşiğini oluşturur. Metalin yüzeyini kaplayan oksit tabakası, asitlere karşı inaktif olmasına neden olur. Sadece hidroflorik asit içerisinde çözünerek flor bileşenleri oluşturur. Normal koşullar altında alkali çözeltilerle reaksiyona girmediği de bildirilmektedir [20]. Zirkonyum doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz, birçok farklı bileşik halinde bulunabilir. Zirkonyumun bilinen en önemli bileşiği “Zirkonyum oksittir (ZrO_2 , Zirkonya, Baddeleyit)” [19]. Baddeleyit ismi 1892 yılında Sri Lanka’ da zirkonyayı keşfeden Joseph Baddeleyit’ in isminden gelmektedir [19]. Zirkonyum bileşiklerinin içerisinde her zaman 1/50 oranında hafniyum elementi bulunur ve zirkonyum metalinin saflaştırılması sırasında elde edilir [19].

Zirkonyumun dış hekimliği için en önemli bileşiği olan zirkonyanın kristal yapısı uzayda formu üç farklı formda bulunur [21, 22]. Bunlar; monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır. Zirkonya 1170°C’ ye kadar monoklinik fazdadır, 1170-2370°C arasında tetragonal faza geçer, bu sıcaklığın üzerinde ise kübik faza dönüşür. Erime noktası olan 2680°C’ ye kadar ise kübik fazda bulunur [20, 23]. Zirkonya fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır [24]. Fırınlamanın ardından soğuma sırasında tetragonal-monoklinik faz dönüşümü gerçekleşir. Bu sırada %3-5’ lik hacim artışı meydana gelir (Şekil 2.1). Bu faz dönüşümü ile oluşan hacim artışı yapıda mekanik dayanıma olumlu katkı yapan baskı gerilimleri meydana getirir fakat bu dönüşüm kontrollü olmalıdır, aksi takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir [24]. Bu amaçla zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilmesi hedeflenmiştir [25]. Yüksek ısıda stabil olabilen tetragonal kristal yapıyı oda

sıcaklığında stabilize edebilmek için yapıya kalsiyum, magnezyum, alüminyum, itriyum veya seryum gibi metal oksitler ilave edilmektedir [20, 24]. Ancak her ne kadar tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilse de bu faz aslında “Metastabil” dir. Faz dönüşümü geri dönebilen bir olgudur. Yani zirkonya belli koşullar altında tetragonal fazdan tekrar monoklinik faza dönebilir. İşte yapısındaki bu tetragonal-monoklinik faz dönüşümünü tekrar sağlayabilecek enerjinin varlığı sayesinde stabilize zirkonya yüksek mekanik özellikleri ile diş hekimliğinde kullanım alanı bulmaktadır [24, 26].



Şekil 2.1: Zirkonyanın faz dönüşümü

Cam içerikli tam seramiklerde, tükürük içindeki su cam ile reaksiyona girerek camsı yapıyı ayrıştırır ve çatlak ilerlemesini artırır. Bu da seramiklerin uzun dönem stabilitesini etkiler. Fakat zirkonya esaslı seramikler cam matriks içermediğinden bu olumsuzluğu göstermezler ve uzun dönem stabiliteleri daha fazladır [27]. Ancak zirkonya, özellikle suyun varlığında daha da etkili olan, “Düşük ısı bozunması (Low temperature degradation-LTD)” özelliğine sahiptir [28]. Düşük ısılarda (150-400°C) ve özellikle suyun varlığında zirkonya kristallerinin spontan olarak tetragonal fazdan daha zayıf olan monoklinik faza geçmesidir. baskı gerilimleri serbestlenir ve dayanıklılık azalır [28].

Zirkonya polikristalin mikroyapısı nedeniyle opak beyaz renktedir ve oldukça düşük ışık geçirgenliğine sahiptir [29]. Opak beyaz rengin ve düşük translüsensinin, restorasyonun estetik görünümünü olumsuz yönde etkileyebileceği bildirilmiştir [30]. Zirkonyanın, metal seramik restorasyonlar ile karşılaştırıldığında gözlenen en önemli avantajı ise; beyaz renkte oluşu ve diş etinden koyu renkte metal yansımalarına neden olmayışıdır [31].

Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyanın eğme dayanımı ortalama 900-1200 MPa, kırılma tokluğu 9-10 MPa olarak bulunmuştur. Bu da neredeyse alümina esaslı seramiklerin 2 katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin 3 katıdır [22, 30-32]. Zirkonyanın elastik modülüsü ise yaklaşık 200 MPa' dır [32]. Elastiklik modülüsü malzemenin elastikliğinin bir ölçümüdür. Bir malzemeye gerilim ya da baskı kuvveti uygulandığında, materyalin elastiklik sınırları dahilindeki sertliği demektir; elastiklikten çok katılığı ifade eden bir özelliktir [33]. Altyapı ve üstyapı bileşimindeki stres dağılımında, altyapı materyalinin elastik modülüsünün etkili olduğu bildirilmiştir. Fazla yüke maruz kalan arka bölge restorasyonlarında elastiklik modülüsü materyal seçiminde rol oynamaktadır. Arka bölgedeki köprüler için yüksek elastik modülüsüne sahip zirkonya altyapılar tercih edilmektedir: Zirkonyanın, daha zayıf olan üstyapı tabakasındaki stresleri azalttığı ve yük taşıma kapasitesini arttırdığı, böylece restorasyonun kırılmasının geciktiği bildirilmiştir [19].

Zirkonyanın dokularla uyumlu bir materyal olduğu bildirilmektedir. Gerçekleştirilen in vivo ve in vitro çalışmalarda kimyasal olarak stabil ve non-alerjenik olarak bildirilmişlerdir [34, 35]. ZrO_2 ve Y_2O_3 ile gerçekleştirilen in vitro karsinogenik ve teratojenik testlerde negatif sonuç bildirmiştir [20, 36]. Covacci ve ark. [37] saflaştırılmış ve saflaştırılmamış tozdan elde edilen zirkonya seramiğin mutajenik ve karsinogenik etkilerini araştırmışlardır. Sonuç olarak, zirkonyanın hücre ile uyumlu olduğunu ve mutajenik ve karsinogenik etkisinin olmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca üzerinde titanyuma kıyasla daha düşük bakteri plağı birikimi olduğu bildirilmiş, bu iki malzeme arasındaki protein adsorbsiyon farkının sonucu olarak yorumlanmıştır [38].

2.2 Zirkonyanın Sınıflandırılması

2.2.1 Zirkonyanın mikroyapılarına göre sınıflandırılması

2.2.1.1 Stabil olmayan zirkonya

Stabil olmayan zirkonya (Saf zirkonya) doğada tek başına bulunmaz, ya oksit (ZrO_2) formunda bulunur ya da zirkon taşından ($ZrSiO_4$) elde edilir [19]. Saf zirkonya oda ısısında monoklinik fazdadır, bu yapı 1170°C' a kadar stabildir. Bu derecenin üstüne çıkıldığında tetragonal forma, 2370°C' nin üzerine kadar ısıtıldığında ise kübik forma geçer. Soğuma işlemi sırasında ise 1070°C' ta tetragonal-monoklinik faz

değişimi gerçekleşir. Bu değişim sırasında ise %3-4' lük hacim büyümesi oluşur. Bu genleşme ile oluşan stres sonucu saf zirkonya içinde çatlaklar oluşturur ve oda sıcaklığına düşürüldüğünde yapıyı parçalara ayırır [19]. Bu kontrolsüz faz değişimleri, saf zirkonyanın birçok alanda kullanımını imkânsız hale getirmiştir, çoğunlukla aşındırıcı olarak kullanılır [20].

2.2.1.2 Kısmi stabil zirkonya

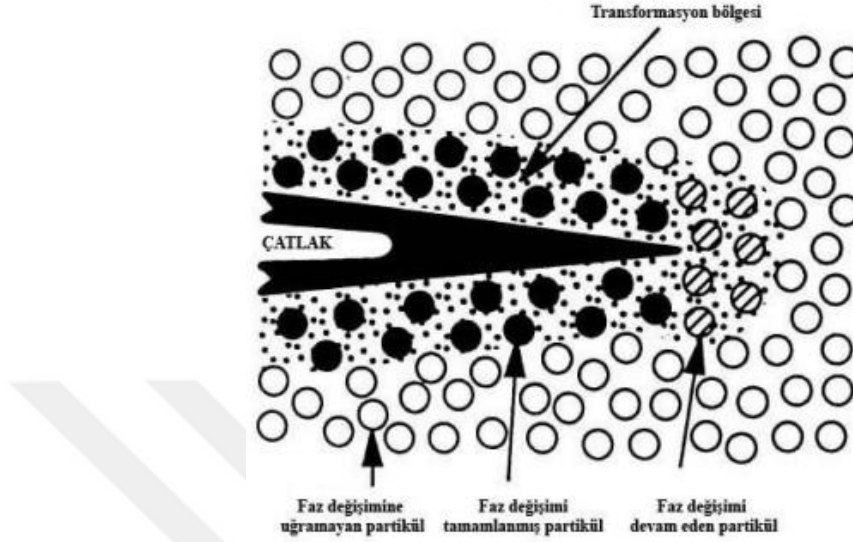
İlk olarak 1929 yılında Ruff ve ark. ısıtma işlemleri sonucu oluşan kübik yapının oda sıcaklığında da stabil olarak kalması için CaO ilavesi yapmışlardır. İlerleyen senelerde zirkonya yapının içine CaO, MgO ve Y₂O₃ gibi ısıtma işlemleri sırasında faz değişimine uğramayan kübik yapıda bazı oksitlerin ilavesi ile zirkonyanın mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi amaçlanmıştır [19]. Saf zirkonyanın CaO, MgO ve Y₂O₃ gibi oksitlerin ilavesi ile yapının ısıtma işlemleri karşısında verdiği reaksiyon değişir. Saf zirkonya, bu stabilizatörlerin ilavesi ile 1000°C' nin üzerine ısıtıldığında tetragonal faza geçer fakat tekrar oda ısısına düşürüldüğünde ise saf zirkonyadan farklı olarak yapı kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklini alır. Bu ilaveler ile yapı, ısıtma işlemleri sonunda yarı stabil zirkonya halini alır. Sonuç olarak oda sıcaklığında yarı stabilize zirkonyanın yapısı çoğunlukla kübik faz, düşük oranlarda tetragonal ve monoklinik fazdan oluşur [20, 39, 40].

Zirkonya yapının kuvvetler karşısında dayanıklılığı ile ilgili iki teori vardır;

1- Isı genleşme katsayısı farkı: Zirkonyanın içindeki kübik faz ile tetragonal faz arasında ısı genleşme katsayısı farkı vardır. Tetragonal fazın ısı genleşme katsayısı 6-6,5°C iken, kübik fazın 6-10,5°C' tır. Aradaki bu fark ısıtma işlemleri sırasında yapı içinde mikroçatlaklar oluşturarak bir iç basınç meydana getirir ki bu da oluşabilecek daha büyük çatlakların enerjisini dağıtır [20].

2- İç stres oluşumu: Parsiyel stabilize zirkonya ile güçlendirilmiş bir restorasyon ağız içine uygulanıp fonksiyona girdiğinde, yapı içindeki kübik matris baskı uygulanmaya başlar ve kübik matris içindeki düzenli yayılmış olan tetragonal faz bu baskının sonucunda daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar. Bu faz değişimi sırasında kristallerde yaklaşık %3-5 oranında oluşan hacim artışı gerçekleşir, bu durum kübik matris içerisinde baskı kuvvetleri ile bir iç stres meydana getirir. Bu stres alanları

çatlak ilerlemesini önleyici bir etki yaparak, zirkonyanın kuvvetler karşısındaki mekanik özelliklerini artırır (Şekil 2.2). Zirkonyaya eşsiz dayanıklılığını veren de bu özelliğidir [20].



Şekil 2.2: Zirkonyanın faz değişimi

2.2.1.3 Tam stabil zirkonya

Saf zirkonyanın içine %7,9 CaO, %5,86 MgO, %13,75 Y₂O₃ ilavesi yapıldığında tam stabil zirkonya elde edilir. Tam stabil zirkonyada sadece kübik faz bulunur ve oda sıcaklığından 2500°C' ye kadar hiçbir faz değişimi göstermez. Tam stabilize zirkonya arttırılmış sertliği ve ısı değişimlerine karşı direnci sayesinde endüstride aşındırıcı ve mühendislik seramiği olarak kullanılır. [20, 41].

Dental uygulamalar için farklı biçimde stabilize edilmiş zirkonya materyali bulunmaktadır. Bunlar; parsiyel stabilize zirkonya (PSZ), zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (ZTA), alümina ile sertleştirilmiş zirkonya (ATZ) ve itriyum ilave edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) [42]. itriyum oksit diğer metal oksitlerden daha üstün özelliklere sahip olduğundan, genelde stabilize edici ajan olarak itriyum kullanılmaktadır [43].

Y-TZP ile stabilize edilmiş zirkonya;

Günümüzde Y₂O₃ stabilizatör amaçlı yaygın olarak kullanılmaktadır. Saf zirkonya yapının içine %2-3 oranında Y₂O₃ ilavesi ile oda sıcaklığında nanometre

boyutlarında diş hekimliğinde de kullanılan tetragonal zirkonya polikristali elde edilir. Y-TZP' nin mekanik özellikleri içerdiği kristalin partikül boyutundan büyük oranda etkilenir [44, 45]. Yapı içinde rastgele dağılmış olan stabilize edici Y^{+3} ve Zr^{+4} katyonları, oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyayı stabilize etmektedir [46]. Kritik partikül boyu olan $1\mu m$ ' dan daha büyük partikül boyutlarının kullanılması yapının stabilitesini bozar ve tetragonal-monoklinik spontan faz değişimini hızlandırarak tetragonal fazın oranını düşürür. Partikül boyutunun azaltılması ise faz değişimini engelleyerek mekanik özellikleri zayıflatır [47]. Y_2O_3 ' in yapı içindeki konsantrasyon değişikliği de materyalin mekanik özelliklerini etkiler. %2-3' lük konsantrasyon artırılması, sistem içindeki tetragonal faz oranının azalmasına, partiküllerinin ise boyutlarının artmasına sebep olur; bununla birlikte yine %2-3' lük konsantrasyonunun artırılmasıyla birlikte seramiğin sinterlenme ısısında düşme olurken kırılma dayanıklılığında da azalma meydana gelir [48]. Günümüzde zirkonya içerikli seramiklerin sinterlenme dereceleri $1350-1550^{\circ}C$ arasında değişmektedir. Buna bağlı olarak sinterlenme koşullarının, partikül boyutlarını etkilediği için yapının hem stabilitesi hem de mekanik özellikleri üzerinde önemli bir etkisi vardır [49, 50].

2.2.2 Zirkonyanın üretim şekillerine göre sınıflandırılması

2.2.2.1 Sinterlenmemiş (green stage) zirkonya

Y-TZP tozunun preslenmesi ile üretilen bloklardır. Üretim aşamasında materyal herhangi bir sinterleme işlemine tabi tutulmadan sadece basınç uygulanarak sıkıştırılması sonucu hazırlanmaktadır. Hazırlanan bloklar tebeşir kıvamında ve oldukça yumuşaktır. Bu yüzden aşındırma işlemleri oldukça hızlı yapılabilir. [41].

2.2.2.2 Yarı sinterlenmiş zirkonya seramikler (NON-HIP)

Literatürde “Pre-sinterize” veya “Non-HIP” zirkonya olarak adlandırılan bloklardır. Y-TZP tozunun üretilmesi esnasında blokların preslenebilmesi için içeriğinde bağlayıcı madde bulunmaktadır ve bu bağlayıcı pre-sinterizasyon sırasında elimine olmaktadır. Isı uygulamadan basınçla sıkıştırılan zirkonya tozu devamında $1350-1550^{\circ}C$ ' da 2-5 saat ön sinterleme işlemine tabi tutulur. Ön sinterleme aşamasının üretici firma tarafından kontrol edilmesi gerekmektedir. Bu safhada

uygulanan ısıtma derecesi ve ısıtma hızı materyalin özelliklerini etkilemektedir. Isıtma işlemi olması gerekenden hızlı yapılırsa bağlayıcı maddenin eliminasyonuna ve oluşan yanma ürünleri, üretilmekte olan blokta çatlaklara neden olabilmektedir. Ön sinterleme işlemindeki değişiklikler bloğun sertlik ve aşındırılabilme özelliklerini etkilemektedir. Bloğun kullanılabilirliği açısından belli sertlikte olması gerekir bununla birlikte sertliğin fazla olması aşındırma işlemini zorlaştıracaktır. Ön sinterleme işlemleri aynı zamanda yapının yüzey pürüzlülüğünü de etkilemektedir. Yüksek ısı değerleri daha pürüzlü yüzeylerin oluşmasına sebep olmaktadır [51]. Yapıyı daha kompakt hale getiren sinterlenme işlemi tam olarak uygulanmadığı için yapı oldukça porözdür ve mekanik özellikleri zayıftır. Seramiğin sinterlenmesi sırasında oluşan ortalama %25 büzülme, non-HIP zirkonya blokların imalatı sırasında henüz gerçekleşmediği için hazırlanan restorasyonlar esas boyutundan daha büyük boyutlarda şekillendirilirler [19]. Sinterlenmemiş haldeki bloklar CAD-CAM sistemi kullanılarak “Ham şekillendirme” işlemine tabi tutulurlar. Aşındırma sonrası normalden büyük boyutta hazırlanan alt yapı 1000°C’ de büzülmeye başlar. Azami sinterleme derecesi ise firmadan firmaya değişkenlik göstermekle birlikte 1350-1550°C aralığındadır ve 2-5 saat süresince devam etmektedir. Sinterleme sırasında poröz zirkonya yapı normalden daha büyük hazırlanan modelajı kompanse edecek şekilde yaklaşık %20-30’ luk bir büzülmeye uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir. Altyapının renklendirilmesi ise sinterleme işlemi sonrasında seryum, bizmut ya da demir içerikli %0,01’ lik solüsyonların içinde bekletilmesi ile gerçekleştirilir. Yapılan çalışmalarda bu renklendirme solüsyonlarının zirkonyanın kristal yapısını ya da mekanik özelliklerini etkilemediği belirlenmiştir. Bununla birlikte sinterleme derecesi de altyapının rengini etkilemektedir. Ayrıca bu renklendirici metal oksitleri, zirkonya bloklar preslenirken yapı içine katılarak rengin baştan belirlenmesi sağlanabilmektedir [52].

2.2.2.3 Tam sinterlenmiş zirkonya bloklar (HIP)

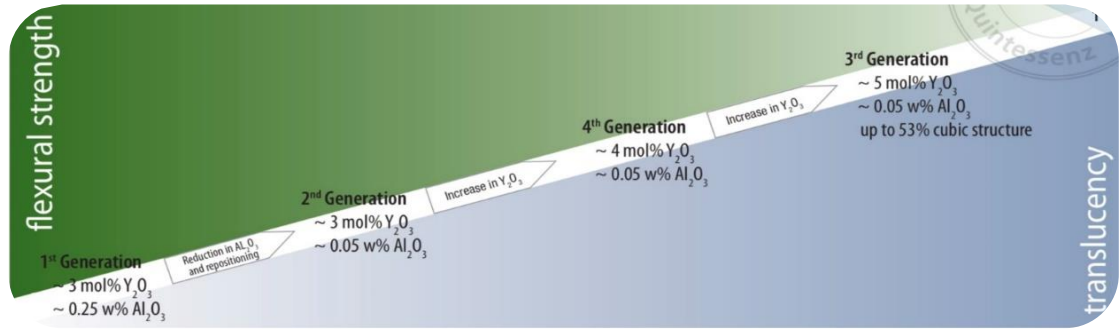
Zirkonya blokların elde edilmesinde materyal önce 1500°C’ da sinterlenir ve %95 yoğunluğa ulaşır. Ardından partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla 1000 bar basınç altında 1400-1500°C arasına kadar izostatik bir ortamda genellikle argon gazı kullanılarak ısıtılır. Bu işlem sonunda gri-siyah renk halini alan yapı devamında oksitlenip beyazlaşmaya kadar atmosfer basıncı altında sinterleme işlemine tabi

tutulmaya devam edilir. Sinterlenme işlemi tamamlandığında HIP bloklar %99 yoğunluğa sahip olmaktadır. HIP zirkonya bloklar aşındırma işlemleri yapılmadan önce sinterlenme işlemi tamamlandığı için büzülme bu esnada meydana gelir. Bu yüzden restorasyonun yapımı sırasında modelajın yarı sinterlenmiş seramiklerde olduğu gibi daha hacimli değil gerçek boyutlarında hazırlanması gerekir. Aşındırma işlemi sert bir yapı üzerinde gerçekleştirildiği için özel aşındırma üniteleri gerektirir ve işlem uzun zaman almaktadır [53]. Aşındırma işlemi sırasında kullanılan frezlerin özelliği zirkonyanın yapısını etkilemektedir. Aşındırma özelliği fazla olan frezlerin kullanılması aşındırma süresini kısaltırken yüzey pürüzlüğünü arttırmaktadır [54, 55]. Seramiğin şekillendirilmesi sırasında yapılan tüm aşındırma işlemleri yüzey tabakalarında tetragonal-monoklinik faz değişimine sebep olmaktadır. Kosmac ve ark. yaptıkları çalışma ile kumlama işleminin aşındırma işlemine oranla faz değişimini daha fazla tetiklediği ve direnci arttırdığını ortaya koymuştur [56]. Bunun tersi bir şekilde kaba aşındırma ise derin çatlakların oluşmasına sebep olmakla birlikte yüzeyde ters faz değişimini tetikleyip baskı kuvvetlerini azaltarak mekanik özelliklerde zayıflamaya sebep olmaktadır. HIP blokların aşındırılması sırasında yüzeyde meydana gelen streslerin yapının mekanik özellikleri üzerindeki etkisi hala bir soru işaretidir. [57, 58].

2.9.3 Zirkonyaların jenerasyonlarına göre sınıflandırılması

Zirkonya materyallerini daha da geliştirmenin temel amacı, restorasyonların translüsentliğini artırarak endikasyon aralıklarını artırmaktır. Daha fazla yarı saydamlık elde etmek için malzeme bileşiminde modifikasyonlar yapıldı, örneğin bir cam fazı veya bir sinterleme katkı maddesinin eklenmesiyle elde edilen, malzeme yapısındaki kusurların sayısında azalma, mikro yapının iyileştirilmesi [59]; böylece tane sınırları artık tane boyutunun artmasından geçen ışığı engellemeyecek ve sınır sayısını azaltacaktır [60]. Zirkonyanın üretimi ve işlenmesi nihai özellikler üzerinde belirleyici bir etkiye sahiptir. Zirkonyanın üretimi sırasında malzemenin yanlış işlenmesi, genel olarak mekanik özellikleri ve özellikle termal genleşme katsayısını etkileyen faz dönüşümlerine neden olabilir. Zirkonyanın üretimi ve işlenmesi nihai özellikler üzerinde belirleyici bir etkiye sahiptir. Zirkonyanın üretimi sırasında malzemenin yanlış işlenmesi, genel olarak mekanik özellikleri ve özellikle termal genleşme katsayısını etkileyen faz dönüşümlerine neden olabilir [61-64]. Zirkonya

malzemeleri mekanik ve optik özelliklerine göre dört türe veya nesille ayrılabilir (Şekil 2.3) [17].



Şekil 2.3: Zirkonyaların jenerasyonlarına göre sınıflandırılması

(İttriyum mol yüzdesi her bir kategorideki mekanik ve fiziksel özelliklerdeki değişimi açıklayan onda bir mol yüzdesidir ve yuvarlak sayılar (3, 4 veya 5) olarak verilir.)

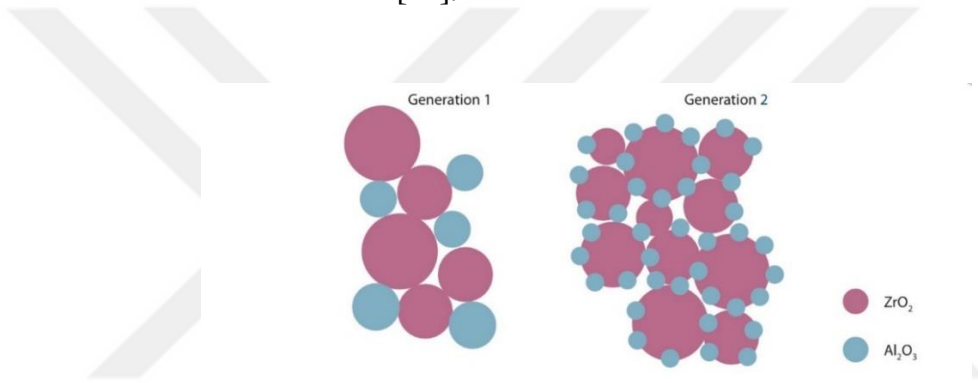
2.2.3.1 Birinci nesil: 3 mol itriyum ile stabilize zirkonya

25 yılı aşkın bir süre önce dental pazara sunulmuştur. Olağanüstü biyouyumluluğu ve 1.000 MPa’ dan fazla eğilme mukavemeti nedeniyle, ilk neslin zirkonyası genellikle bir alt yapı malzemesi olarak kullanılır [12, 65]. Mekanik özellikleri, minimal duvar kalınlıklarında ve çok üniteli restorasyonlarda kullanılmasını sağlar. Bununla birlikte, yüksek opaklığı ve sonuçta ortaya çıkan bozulmuş optik görünümü nedeniyle, malzeme ağırlıklı olarak destekleyici bir alt yapı olarak kullanılır. Bu nedenle birinci nesil zirkonya, esas olarak, manuel olarak kaplanacak alt yapının imalatının yanı sıra implant restorasyonlarında hibrit abutmentlerin üretimi için endikedir [17]. In-vitro ve in-vivo araştırmalar, bu zirkonya restorasyonlarının uygun bir mekanik stabilite ve yüksek klinik güvenilirlik sunduğunu göstermiştir [66-69]. Alt yapı tasarımı klinik verileri, 10 yıl sonra %98,2’ lik çok iyi bir sağ kalım ve %92’ lik bir klinik başarı oranı ortaya koymaktadır, bununla birlikte, uygulayıcının hazırlık tasarımı ve zirkonyanın adeziv simantasyonuna ilişkin bilgi ve becerileri, uzun vadeli başarı üzerinde büyük bir etkiye sahiptir [70].

Yüksek opaklığı nedeniyle, birinci nesil zirkonya, monolitik restorasyonların üretimi için kontrendikedir. Malzemeyi monolitik kullanıma uygun hale getirmek için malzeme yapısı çeşitli şekillerde modifiye edilmiştir. Ana odak, optik özellikleri geliştirmek, özellikle yarı saydamlığı arttırmaktır [71].

2.2.3.2 İkinci nesil: azaltılmış alümina içeriğine sahip 3 mol itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristaller (3Y-TZP)

2013 yılında, ilk nesil zirkonyaların geliştirilmiş bir versiyonu olarak sunuldu. Yenilik esas olarak moleküler düzeyde gerçekleştirilen bir modifikasyona dayanıyordu; malzeme yapısında bulunan alümina tanelerinin (Al_2O_3) sayısı ve boyutu azaltıldı. Ek olarak, alümina taneleri zirkonya tanelerinin sınırlarına yerleştirildi, bu da daha yüksek seviyede ışık geçirgenliği ve dolayısıyla yarı saydamlık ile sonuçlandı (Şekil 2.4). Aynı zamanda, in vitro uzun vadeli stabiliteleri yeterli ve eğilme mukavemetleri de yüksektir [66, 72]. Dayanıklılığı ve daha iyi optik özellikleri nedeniyle, bu tip zirkonya ağırlıklı olarak tek ve çok üniteli restorasyonlar için alt yapı malzemesi olarak kullanılır [17].



Şekil 2.4: Birinci ve ikinci jenerasyon zirkonların moleküler yapısı

2.2.3.3 Üçüncü nesil: 5 mol itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristaller (5Y-TZP)

Zirkonyanın yarı saydamlığında bir başka iyileştirme, 2015 yılında itriyum içeriğinin 5 mol' e yükseltilmesiyle sağlandı. Kübik zirkon olarak adlandırılan kübik-tetragonal mikro yapıya sahip bir zirkonya olarak tanımlanmaktadır. Kübik içerik yaklaşık %50' dir. Kübik kristaller tetragonal kristallerden daha büyük olduğu için restorasyonlardan geçen ışık kırılmalarına neden olabilecek daha az sınır ve poroziteden geçer. Sonuç olarak, malzeme daha yarı saydam görünür. Malzeme yapısındaki kübik kristallerin miktarı ne kadar fazlaysa, yarı saydamlık da o kadar yüksek olur. Bununla birlikte, kübik kristallerin miktarının artması, eğilme mukavemeti ve kırılma tokluğu gibi mekanik özellikler üzerinde olumsuz bir etkiye sahiptir. Üçüncü zirkonya neslinin yarı saydamlığı, lityum disilikattan biraz daha düşükken, eğilme mukavemeti ve kırılma tokluğu daha yüksektir, bundan dolayı üçüncü nesil zirkonya; yüksek

mukavemetli cam seramiklere olası bir alternatif olarak kabul edilebilir [71, 73]. Çoğu üretici, tek diş restorasyonlarının üretimi için lityum disilikat gibi üçüncü nesil zirkonya ve premolar bölgede iki kron arasında üç üyeye kadar ve bir gövde içeren restorasyonlar için önerir [17]. Bununla birlikte, belirli endikasyonlar hakkında ayrıntılı bilgi elde etmek için materyalin kullanım talimatlarını kontrol etmeniz tavsiye edilir [17].

2.2.3.4 Dördüncü nesil: 4 mol itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri (4Y-TZP)

Monolitik zirkonya restorasyonları için endikasyon aralığını artırmak amacıyla, çeşitli modifikasyonlar yoluyla malzeme özelliklerini optimize etmek için devam eden bir çaba vardır. Bu amaçla 2017 yılında dördüncü nesil zirkonyalar tanıtıldı. Üçüncü nesil ile karşılaştırıldığında, itriyum içeriği 4 mol' e düşürüldü, bu da ışık-optik özelliklerinde birleşik bir azalma ile mekanik özelliklerin iyileştirilmesine yol açtı. Üreticiye bağlı olarak, kısa mesafeli çok üniteli restorasyonlar için dördüncü nesil zirkonya endikedir [17].

Yaklaşık 3 mol itriyum içeren opak zirkonya en kuvvetlidir ve %85 ile %90 tetragonal faz içermektedir, 5 mol itriyum içeren zirkonyalar ise %50 kübik faz ile daha yarı saydam materyallerdir [74]. Opak zirkonya özellikle renklenmiş bir dişin maskelenmesi gereken durumlarda avantaj sağlamaktadır. Translüsente zirkonya lityum disilikat veya mineden daha az translüsentedir. Anterior bölgede translüsente bir restorasyona ihtiyaç duyulursa, lityum disilikat veya cut-back yöntemiyle hazırlanan zirkonya restorasyon olası çözümlerdir. Artırılmış translüsente özelliği sayesinde anterior bölgelerde daha az tercih edilen monolitik restorasyonların kullanımını daha uygun bir seçenek haline getirilmektedir [74].

2.3 Zirkonya Destekli Restorasyonların Üretim Tekniği

CAD/CAM sisteminde bilgiyi toplamak, tasarlamak ve üretim yapmak amacıyla bilgisayar kullanılır. Ağız içerisi optik olarak görüntülenip görüntü dijitalize edilir. Restorasyonların bilgisayar kontrolünde freze sistemi ile homojen bir seramik bloktan kesilerek şekillendirilmesi suretiyle restorasyon elde edilir. CAD/CAM ile tek kronlar, çok üyeli köprüler, inley, onley dolgular ve fasetler hazırlanabilmektedir.

CAD/CAM sistemi veri elde etme (tarama), veri işleme (üç boyutlu bilgisayar destekli tasarım ve yazılım) ve üretim (frezedonanım) ünitelerinden oluşmaktadır. Prepare edilmiş dişler, karşıt ve komşu dişler, karşıt çene ile oklüzyon ilişkisi çevre yumuşak dokular ile optik okuyucuyla taranarak dijital ölçü alma işlemi gerçekleştirilir. Dijital ölçü iki yöntem ile yapılabilir. Bunlardan birincisi; ağız içerisinden direkt kayıt alınabilen özel optik okuyucularla elde edilir, ikincisi indirekt olarak alçı model üzerinden tarama yapılarak gerçekleştirilebilmektedir [75].

2.4 Zirkonyanın Dönüşüm Tokluğu

Tokluk, çatlak ilerlemesi esnasında absorbe edilen enerji olarak tanımlanır [76]. Dönüşüm tokluğu ise bir malzemede var olan çatlakları ilerleten itici gücü azaltan ve gerilmenin neden olduğu faz dönüşümü esasına dayanan bir süreçtir [77]. Dönüşüm tokluğu mekanizması zirkonya esaslı seramiklerde gözlenmektedir. Tetragonal yapıdaki zirkonya taneciklerine baskı kuvveti uygulandığında; tetragonal faz, bu baskı sonucu daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapar. Bu tetragonal-monoklinik faz dönüşümü sırasında kristallerde yaklaşık %3-5 oranında oluşan hacim artışı yapı içerisinde var olan çatlakların uçlarında baskı gerilimleri meydana getirir. Oluşan bu baskı gerilimleri, materyal içerisindeki çatlakların ilerlemesine engel olur ve materyalin dayanımını artırır [20, 77-79]. Zirkonya esaslı seramiklerin yüksek kırılma dayanımının dönüşüm tokluğu adı verilen bu özelliğe bağlı olduğu bildirilmiştir [79].

2.5 Zirkonyanın Yaşlanması

Zirkonya gibi cam matriks içermeyen polikristal yapılar; nemli ortamlarda zamanla yaşlanmaya eğilimlidir. Yaşlanma mekanik özelliklerin bozulması, yapı içerisinde tetragonal fazın devamlı olarak monoklinik faza dönüşmesi olarak tanımlanmaktadır. Bu davranışın nem varlığında ve 200°C üzerindeki sıcaklıklarda meydana geldiği bildirilmektedir [20, 80]. Yaşlanma sonucunda yapının dayanımı, dayanıklılığı ve yoğunluğu azalmakta, monoklinik faz miktarı artmaktadır. Yaşlanma sırasında tetragonal-monoklinik faz dönüşümünün materyalin yüzeyinde başladığı ve materyalin içerisine doğru ilerlediği bildirilmiştir [80]. Tanecik boyutunun azalması ve stabilize edici oksit miktarının artması tetragonal-monoklinik faz dönüşüm oranını azaltmaktadır. Mekanik özelliklerin zayıflaması tüm zirkonya seramikleri için aynı değildir. Yaşlanma davranışındaki değişkenlikler yapı içerisindeki itriyum miktarı ve

dağılımı, tanecik büyüklüğü, çatlak varlığı ve dağılımı gibi farklılıklardan etkilenmektedir [20, 49].

2.6 Zirkonyanın Faz Dönüşümü ve Dönüşüm Sertleşme Mekanizması

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 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 [19].

Zirkonya dönüşüm sertleşmesini aşan streslere maruz kaldığı zaman zirkonya materyalinin mekanik özelliklerinin olumsuz etkilenebileceği bilinmektedir. Gelen streslerin materyalin dayanımını olumsuz etkilemesi, dönüşüm sertleşmesinde oluşan sıkıştırıcı stresi aşması ile ilişkilidir. Aşındırma, kumlama gibi işlemler yüzeyde stres yaratıp kristallerin tetragonaldan monoklinik faza dönüşümünü tetikleyebilmektedir [22, 81]. Faz dönüşümü, zirkonya tanecik büyüklüğüne, şekline, bileşimine, stabilize edici oksitin tipine, miktarına ve zirkonyanın yapım işlemlerine bağlıdır. Stabilize edici ajanın miktarı, materyalin mikro yapısını ve mekanik özelliklerini önemli derecede etkilemektedir [19].

2.7 Zirkonya Altyapılı Restorasyonlarda Veneer Seramiği ile İlgili Başarısızlıklar

Zirkonyanın beyaz rengine rağmen ışık geçirgenlik özelliğinin bulunmaması yani oldukça opak görünümlü olması doğal dişin translüsensisini ve optik özelliklerini sağlayamamasına sebep olmaktadır [82]. Bununla beraber zirkonya yüzeyinin iyi cilalanamaması ağız içinde hijyenik açıdan uygun olmayan ve karşıt dişlerde aşınmaya yol açabilecek bir ortam oluşturmaktadır. Bu sebeplerle zirkonya, altyapı materyali olarak kullanılmış ve üzerine geleneksel estetik seramik uygulanmıştır [83, 84]. Başlangıçta estetik ve dayanıklılığı bir araya getiren zirkonya destekli tam seramik restorasyonlar oldukça ilgi toplamış ve metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olabileceği düşünülmüştür [85]. Ancak klinik uygulamada veneer seramiğinde görülen kırılma ve altyapıdan ayrılma probleminin metal destekli

seramiklere göre çok daha sık ortaya çıktığı görülmüştür [86-88]. Birden fazla tabakadan oluşan seramik restorasyonlarda tabakaların ısısal genleşme katsayılarının uyumsuzluğu veya pişirmeden sonra restorasyonun uygun olmayan şekilde soğutulması sebebiyle önemli miktarda rezidüel gerilim streslerinin meydana gelebildiğini bildirmişlerdir. Bu streslere fonksiyonel oklüzal kuvvetlerin de ilave olması veneer seramiği ile bağlantısında problemlere sebep olmaktadır [82].

Zirkonya ve veneer seramiği arasındaki bağlantı sorunlarının ve veneer seramiğindeki kopma, kırık ve chipping gibi başarısızlıkların sebepleri arasında; iki yapı arasındaki ısısal uyumsuzluk, altyapıya uygulanan yüzey işlemleri, veneer seramiğin düşük bükülme direnci ve zirkonya altyapı ile veneer seramiği arasındaki bağlantının yetersiz olması bildirilmiştir [89, 90]. Özellikle bu iki yapının ısısal genleşme katsayıları arasındaki farka bağlı olarak seramik fırınlanmasından sonra soğuma esnasında yoğun artık stresler meydana gelmektedir [91]. Bu streslere fonksiyonel oklüzal kuvvetlerin de ilave olması veneer seramik bağlantısında problemlere sebep olmaktadır [92]. Bu sebeplerle, yüksek dayanıklılık ve sertliğe sahip zirkonya altyapılara veneer seramiği uygulaması ile elde edilen sonuç restorasyonun, altyapının tek başına gösterdiği dayanıklılık değerlerini gösteremediği ortaya koyulmuştur [93, 94]. Bu durum; posterior restorasyonlarda anterior dişlere göre daha sıklıkla gözlenmiştir [95, 96].

Tam seramik restorasyonlar için dayanıklılığı ve estetiği birleştiren altyapı-veneer seramiğinden oluşan iki tabakalı sistemlerde görülen problemleri ortadan kaldırmak amacıyla seramik fırınlama ısılarının modifiye edilmesi, zirkonya altyapının anatomik forma uygun tasarlanması, seramiğin ısı-basınç tekniği ile uygulanması ve veneer tabakanın CAD/CAM tekniği ile hazırlanması gibi veneerleme tekniğinde modifikasyonlar yapılmıştır. Bunun yanı sıra zirkonyayı estetik açıdan geliştirerek veneer seramiği uygulanmayan translüsent özellikteki monolitik zirkonya materyalleri de geliştirilmiştir [97].

2.8 Monolitik Zirkonya

Diş hekimliğinde “Monolitik” terimi sadece bir materyal kullanılarak üretilen tek tabakalı restorasyonlar için kullanılmaktadır. Zirkonya altyapılarla veneer seramiğininin bağlantısındaki sorunları engellemek için zirkonyanın translüsenliğini

arttırıp veneer tabakası olmaksızın restorasyonu tamamen zirkonyadan üretmek yoluna gidilmiştir [71]. Yüksek dayanıklılığa sahip translüsensi özelliği kazandırılmış monolitik zirkonyalar yakın zamanda kullanıma sunulmuştur [90, 98]. Monolitik zirkonya, geleneksel Y-TZP materyalinin içeriklerindeki alümina miktarı düşürülmesi ve daha küçük gren boyutlarında üretilmesi ile artmış ışık geçirgenliğinin sağlandığı yüksek dayanıklılıktaki restoratif materyaldir [99].

Monolitik zirkonya restorasyonlar üretici tarafından fabrikasyon olarak hazırlanan bloklardan CAD/CAM yöntemi ile şekillendirilir [100] ve üreticinin tavsiye ettiği sıcaklıkta sinterleme işlemine tabii tutulur [101]. Monolitik zirkonya bloklar için sinterizasyon sıcaklığı genellikle; ışık geçirgenliği az olan bloklar 1350°C’ de, yüksek olan bloklar 1550°C’ dir [102].

2.8.1 Monolitik zirkonyanın endikasyonları

- Kron boyunun kısıtlı olduğu olgularda preparasyon miktarının azaltılmasına olanak sağlar. Böylece minimal kalınlıklarda yüksek mekanik direnç gösteren restorasyonlar yapılabilir,
- Yüksek dayanıklılığına sahip monolitik zirkonya bloklarının translüent özellikte olması ve üretici firma tarafından renk seçeneklerinin sunulması veya laboratuvar şartlarında istenen şekilde renklendirilebilmesi sayesinde anterior ve posterior kron-köprü restorasyonlarında kullanılır,
- İmplant üstü hibrit protezlerinde ve kişisel dayanakların yapımında, inley ve onley kron-köprülerde kullanılabilir [103].

2.8.2 Monolitik zirkonyanın veneerlenmiş zirkonyaya kıyasla klinik avantajları

Monolitik zirkonya düşük kalınlıklarda bile yüksek mekanik dayanıklılık özellikleri gösterir. Çalışmalar oklüzal yüzeyde monolitik zirkonyanın en az 0,5 mm kalınlıkta kullanıldığında çiğneme kuvvetleri altında yeterli dayanıklılığa sahip olduğunu göstermiştir [99, 104, 105]. Bu özellik, bir altyapı ile desteklenmiş seramik restorasyonlara göre klinik avantajlar sağlamaktadır. Bu avantajlardan biri azalmış interoklüzal mesafe ve restore edilecek dişin kron boyunun çok kısa olduğu durumlarda çok az preparasyon yaparak yeterli dayanıklılığa sahip restorasyon

hazırlanabilmesidir. Böyle sınırlamaların olmadığı klinik durumlarda da monolitik zirkonya restorasyonlar, metal veya zirkonya altyapı ile desteklenmiş tabakalı restorasyonlara göre daha az preparasyon gerektirmeleri sebebiyle daha konservatif bir tedavi seçeneği oluşturur. Özellikle genç hastalarda geniş olan pulpanın hasarını engeller. Monolitik zirkonya restorasyonlarda restore edilecek kronun aksiyel duvarlarında 0,5-0,7 mm, oklüzal yüzeyinde 1-1,2 mm kalınlığında ve gingival kısmın chamfer basamakla şekillendirilmesi önerilmektedir [84]. Bir mm kalınlığındaki monolitik zirkonya kronun kırılma direnci metal destekli seramik krona eşit bulunmuştur ve monolitik zirkonya kalınlığı 0,6 mm' den 1,5 mm' ye arttıkça kırılma direncinin 3 kat arttığı bildirilmiştir [106]. Monolitik zirkonya veneerlenmiş zirkonyaya göre daha yüksek translüsentlik gösterir. Bağlantı sorunlarının sık görüldüğü seramik-zirkonya ara yüzü ortadan kaldırıldığı için klinik başarısızlıklar azalır [107, 108]. Ayrıca polisajlanmış monolitik zirkonyanın karşit dişin minesinde glazeli veneer seramiğinden daha az aşınmaya sebep olduğu bildirilmiştir [109, 110].

2.8.3 Monolitik zirkonyanın dezavantajları

- Ağızda uygulama gerekliliğinde, veneer seramiğine göre aşındırılması daha zordur,
- Kullanılan blokların maliyeti veneer seramiği uygulanan restorasyonlara göre daha fazladır,
- Kırık tamiri mümkün olmadığı için bu durumda restorasyonun yenilenmesi gerekir [111, 112].

2.8.4 Monolitik zirkonya restorasyonların fiziksel özellikleri

2.8.4.1 Yüzey aşınması

Yüzeyden madde kaybı anlamına gelen aşınma; mekanik kontakt, yüzey pürüzlülüğü, kırılma tokluğu, kimyasal reaksiyonlar, oklüzal kuvvetler, sıcaklık ve ortamın lubrikasyonu gibi birçok faktörden etkilenmektedir [113, 114]. Restorasyonların antagonistinde bulunan ve oklüzal temaslar esnasında doğal dişlerin aşınmasını engellemek için restoratif materyalin türü ve yüzey özellikleri çok önemlidir [114].

Monolitik zirkonya restorasyonlarda estetik görünümü iyileştirmek ve pürüzsüz bir yüzey elde etmek için polisajlama ya da glaze işlemi uygulanır [115]. Restorasyonun karşıt arkta temasta olduğu mine yüzeyinde meydana getirdiği aşındırmanın değerlendirildiği çalışmalarda monolitik zirkonyayı polisaj ile parlatmanın, glaze ile parlatmadan çok daha az aşındırıcı etkisi olduğu bildirilmiştir [113, 114, 116, 117]. Çünkü yüzeye polisaj yapılmadan glaze uygulandığında restorasyonun kullanımına bağlı olarak bu tabaka kısa sürede aşınır ve alttaki pürüzlü tabakanın ortaya çıkması karşıt arkta bulunan doğal dişte daha fazla aşındırıcı etki oluşturur [118].

Mine yüzeylerinin karşılıklı olarak bir yılda gösterdiği fizyolojik aşınma miktarı ortalama 30-40 μm ' dur [119]. Yapılan çalışmalarda farklı restorasyon materyallerinin mine yüzeyindeki aşındırıcı etkileri değerlendirilmiş, minede en az aşınma meydana getiren materyalin monolitik zirkonya, en fazla aşınma meydana getiren ise cam seramikler olduğu bildirilmiştir [84, 114]. Veneer seramiği içermeyen zirkonyanın mine yüzeyindeki aşınma etkisinin en az seviyede olması bu restorasyonların önemli klinik avantajları arasındadır [87].

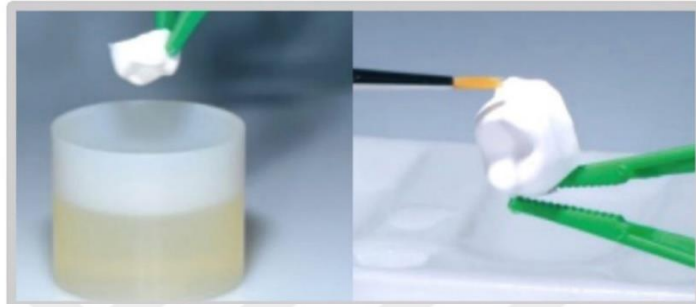
2.8.4.2 Kırılma dayanımı

Monolitik olarak üretilmiş zirkonya restorasyonlar ağız içi maksimum ısırma kuvvetlerine karşı yeterli dirence sahiptir [106, 108]. Sun ve ark. [106], 1 mm kalınlığındaki monolitik zirkonyanın kırılma dayanımının metal-seramik restorasyonlara eşit olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmalar kırılma dayanımının 5000-10.000 N civarında olduğunu ortaya koymuştur [97, 120]. Beuer ve ark. [83], monolitik zirkonyanın, veneerlenmiş zirkonyaya göre daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğunu bildirmiştir.

2.8.4.3 Renk ve translüsensi

Monolitik zirkonya blokların renklendirilmesi için iki boyama tekniği mevcuttur (Şekil 2.5). Bunlardan ilki üretim aşamasında pre-sinterize zirkonya bloklarının renkli solüsyonlara daldırması yöntemidir [121]. Seramik malzemelerin renklendirilmesinde pigmentler kullanılırken, monolitik zirkonyanın renklendirilmesinde iyon içeren renklendirici solüsyonlar kullanılmaktadır.

Renklendirici iyon olarak solüsyona; Fe, Bi, Al, Cr, Co, Mg ve Ca eklenmektedir [122]. Sinterleme öncesinde zirkonya daha pöröz bir yapıdadır. Bu safhada renklendirici solüsyon daha kolay absorbe olacağı için, kolaylıkla renklendirilebilir. Bu işlemin ardından, sinterleme işlemi ile renk sabitlenmiş olur. Günümüzde bu şekilde üretim yapılan pek çok firmaya ait renkli bloklar bulunmaktadır. Diğer bir boyama yöntemi ise restorasyonun hazırlandıktan sonra fırça yardımıyla renklendirilmesidir [121].



Şekil 2.5: Monolitik zirkonyanın renklendirilmesi

Bir restorasyonun renk ve translüsensi özelliklerini içteki opak tabakanın renginin dıştaki translüsent tabakadan yansıması belirlemektedir [123]. Opaklığın artması ışık geçirgenliğini azaltarak estetik görünümün etkilenmesine neden olmaktadır. Translüsensi özelliği ise materyalin yapısal özellikleri, rengi, kalınlığı, alttaki diş ve siman rengi ile materyal yüzeyine uygulanan parlatma işlemleri ile belirlenir. Translüsente özelliğinin artmasında monolitik zirkonyanın kompozisyonunda bulunan itriyum oranı ve zirkonyum partiküllerinin boyutu etkilidir [104, 105, 124, 125].

2.8.5 Monolitik zirkonyanın cilalanması

CAD/CAM teknolojisinde gelişmeler yaşanması ile monolitik zirkonya restorasyonların, üretiminin daha hassas şekilde yapılması sağlanmıştır. Ancak buna rağmen okluzal uyumlandırma prosedürleri ihmal edilememektedir. Seramik restorasyonların, klinikte hasta başında yapılan uyumlandırma işlemleri, pürüzlü yüzeylerin oluşmasına neden olmaktadır. Bu işlemi takiben materyallerin yüzeyini pürüzsüz bir hale getirmek için cilalama işlemi yapılmalıdır. Klinikte hasta başında, seramiklerin cilalanması klinisyen için efektif ve kolaydır, aynı zaman da tekrarlayan laboratuvar aşamalarını elimine etmektedir. Okluzal uyumlandırmanın en son aşaması

simantasyon öncesinde yapılmaktadır, bu sebeple aşındırılmış yüzeylerin cilalanması gerekmektedir. Yapılan araştırmalarda görülmüştür ki, pürüzlü yüzey, antagonist dişlerde aşındırıcı etki yaratmaktadır. Çiğneme simülatörü ile yapılan çalışmalarda, yüzeydeki pürüzlülüğün artışı karşıt dişlerin aşınmasına sebep olmuştur. Zirkonyanın cilalanmasında geleneksel cilalama sistemleri ile tatmin edici sonuçlar elde edilememektedir. Zirkonya cilalama sistemleri elmas gibi daha sert partiküllerin bulunduğu sistemler içermelidir [126].

Monolitik zirkonyanın cilalanması, cilalama setleri, diskler veya temizleyici profilaksi patları ile yapılmaktadır. Ayrıca, günümüzde kullanılan cilalama aletlerinin, döner aletler ile farklı hızlarda sıralı olarak kullanılması önerilmektedir. Bu aletler, silikon karbid, elmas ve alüminyum oksit içerikli diskler şeklindedir. Ekstra cilalamanın uygulanması, klinik olarak restorasyonların uzun dönem performanslarını arttırmakta, bakteri adezyonunu azaltmakta ve daha iyi yumuşak doku cevabı alınmasını sağlamaktadır [127].

2.9 Zirkonya Restorasyonların Simantasyonu

Tam seramik restorasyonların simantasyon işlemleri temel olarak seramiğin yapısına bağlıdır. Ayrıca preparasyonun tutuculuğu, dayanıklılığı ve izolasyonun sağlanabilmesi de simantasyonu etkileyen faktörlerdir. Tam seramik restorasyonlarda genellikle adeziv simantasyon uygulanmakla beraber geleneksel simantasyon da uygulanabilmektedir [128, 129].

Geleneksel simantasyonda çinkofosfat siman ile simante edilen restorasyonlar diş mekanik olarak tutunur. Cam iyonomer simanlar seramiğe mekanik diş yapılarına kimyasal olarak bağlanır [130]. Adeziv simantasyonda ise bir bağlayıcı ajan kullanılarak restoratif materyal ile yapıştırıcı siman arasında ve diş dokusu ile siman arasında bağlantı sağlanır. Adeziv simantasyon, diş dokusu ile restorasyon arasındaki rezin simanın bu yüzeylere kimyasal bağlantısı ve mikromekanik tutunması sonucu retansiyon sağlamaktadır [131].

Zirkonya seramikler silika cam içermeyen, asitlere dirençli polikristalin yapıda materyaller olduğu için hidroflorik asit ve takiben silan uygulaması etkisiz olmaktadır. Siman adezyonunu artırmak için kumlama ve tribokimyasal silika kaplama (Cojet, 3M ESPE, Rocatec, ABD), selektif asit infiltrasyonu, fosfat monomeri içeren primer

uygulamasý, alümina kaplama ve cam infiltrasyon yöntemleri önerilmektedir [132]. Maksimum adezyon sağlayan materyallerden olan primer adeziv rezinlerden Z-Prime Plus (Bisco Inc., Schaumburg, ABD), AZ Primer (Shofu, Kyoto, Japonya), Monobond Plus (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Transbond-XT primer (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD) veya Metal/Zirconia Primer (MZIP, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılması önerilmektedir [133]. Standart simantasyon olarak hem ışıık hem de kimyasal polimerize olan rezin siman, adeziv simantasyonda kullanılmaktadır [134]. Zirkonya seramikler, mikromekanik retansiyon ile tutuculuğun sağlandığı konvansiyonel simantasyon teknikleri ile diş yüzeyine yapıştırılabilir. Bu amaç için rezinle güçlendirilmiş cam iyonomer siman (RelyX Luting, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD; Fuji Plus, GC America, Alsip, ABD) veya kalsiyum-alüminat bazlı bioaktif cam iyonomer siman (Ceramir, Doxa Dental Inc., CA, ABD) kullanılması ile klinik olarak uzun dönem başarı elde edildiğı bildirilmektedir [133].

2.10 Dış Hekimliğinde Renk

CIE (Commision internationale' de l'Eclairage)' e göre renk kromatik ve akromatik komponentlerin kombinasyonundan oluşan görsel algılamadır [135].

2.10.1 Renk sistemleri

Renklerin matematiksel olarak ölçülebilmesi için yirminci yüzyılın başlarından bu yana kullanılan renk sistemleri Tablo 2.1' de gösterilmektedir [135-138]. Güvenirliliği, uygulama kolaylığı, uluslararası kabul edilebilirliği açısından en çok kullanılan sistemler Munsell ve CIE L*a*b* renk sistemleridir [135].

Tablo 2.1: Renk sistemleri.

Yıl	Sistemin Adı	Geliştirenin Adı
1905	Munsell sistemi	Munsell
1916	Otswald sistemi	Otswald
1931	CIE sistemi	Comm. Int. I' Eclairage
1955	DIN sistemi	Richter
1962	Coloroid Color sistemi	Nemcsisc
1968	NCS	Hard ve Sivik
1976	CEIL a*b* sistemi	Comm. Int. I' Eclairage

2.10.1.1 Munsell renk sistemi

Albert H. Munsell tarafından 1905' te tanımlanmış 1945' te son halini almış olup ilk önerilen renk sistemidir ve sonradan geliştirilen renk sistemlerine temel olmuştur. Munsell rengi; Hue (Rengin tonu), Value (Rengin parlaklığı), ve Chroma (Rengin doygunluğu) olarak üç farklı boyutta tanımlamıştır [136, 139].

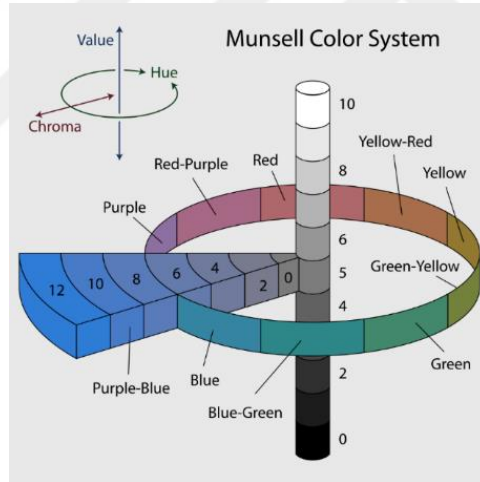
Hue (H); Rengi diğer renklerden ayırt eden; kırmızı, sarı, mavi gibi objenin baskın rengini ifade etmektedir [136].

Value (V); Parlaklık, bir cisimden geri dönen ışığın miktarıdır. Munsell, parlaklığı siyah beyaz bir skala olarak tarif etmiştir. Parlaklık skalası 0 ile 10 değeri arasında değişmektedir [136].

Chroma (C); Ana rengin gücünü veya pigment yoğunluğunu ifade eder. Doygunluk ve parlaklık ters orantılıdır. Doygunluk arttığı zaman parlaklık azalır [22].

Munsell, sistemini beş ana renk tanımlayarak oluşturmuştur. Bu renkler, kırmızı (R), sarı (Y), mavi (B), yeşil (G) ve mordur (P). Sistem içinde ana renkler dışında

onların birleşimiyle oluşan diğer renkler de vardır. Ana renklerin birleşimiyle oluşan renkler, birleşen iki ana rengin işaretleriyle temsil edilirler. Bunlar, YR, GY, BG, PB ve RP şeklinde simgelenmişlerdir. Tüm renkler ve onların parlaklıkları ile doygunluklarının bileşiminden düzgün olmayan bir renk küresi oluşmaktadır [136, 140, 141]. Sistemdeki ana renkler, bir daire içinde saat yönünde sıralanmıştır. Sistemin ikinci boyutu olan parlaklık, siyahtan beyaza kadar 10 farklı dereceye ayrılmıştır. Parlaklık derecesini temsil eden eksen, daireyi tam ortasından dik bir şekilde deler. Parlaklık eksenini, saf siyahtan saf beyaza doğru değişkenlik gösterir [140]. Her bir ana renk 10 ayrı bölüme ayrılmıştır. Bir rengin, küre içerisindeki yeri, ana renk ve parlaklık değerlerinin yazılmasının ardından konulan bir bölü işaretinden sonra, doygunluk değerinin de eklenmesiyle belirlenir [142]. Sistemde bir ana rengin doygunluğu 15 farklı bölüme ayrılarak ölçülür [136]. Halkanın en dış kısmından, parlaklık eksenine doğru gidildikçe, ilgili rengin doygunluk değeri azalmaktadır. Doygunluğun en fazla olduğu yer dairenin en sonu, en az olduğu yer ise dairenin merkezidir (Şekil 2.7) [140].

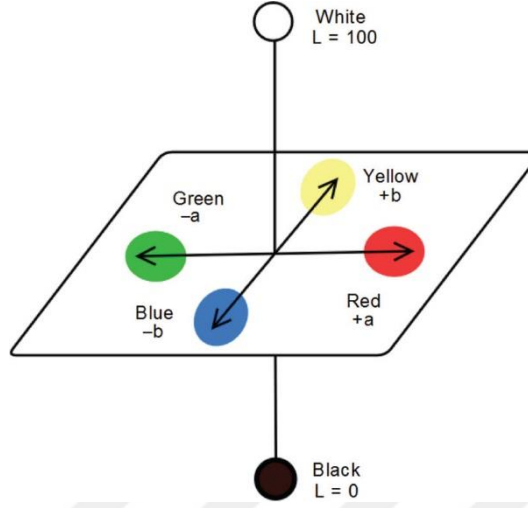


Şekil 2.6: Munsell renk sistemi

2.10.1.2 CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemi

1976 yılında tanımlanmış olan CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemi; görünüm ve renk konusundaki standartları belirlemek üzere kurulmuş bir organizasyon olan CIE tarafından önerilmiştir [138]. Nesnenin rengi L^* , a^* , b^* değerleriyle tanımlanıp, restorasyon veya doğal dişteki renk değişikliğinin sayısal değeri (ΔE) ifade edilebilmektedir. L^* koordinatı rengin aydınlığını (Parlaklık) belirtip 0' dan (saf siyah) 100' e (saf beyaz) vertikal eksen üzerinde yer alır, a^* ve b^* ise L^* ' nin etrafındaki eksenlerde dönüp a^* kırmızı-yeşil renk miktarını, b^* sarı-mavi renk miktarını belirtir, a^* pozitif değer aldığıda renk kırmızı, negatif değerde ise daha yeşildir. b^* pozitif

değer aldığında renk daha sarı, negatif değer aldığında ise daha mavidir (Şekil 2.8) [138, 143]. CIE L*a*b* renk sistemi ile görsel algıdaki renk farklılıkları sayısal olarak ifade edilebilmektedir.



Şekil 2.7: CIE L*a*b* renk sistemi

CIE' nin belirlediği renk sistemlerini şu şekilde sıralayabiliriz [144]:

- 1) CIE 1976 L*u*v* renk sistemi
- 2) CIE 1976 L*a*b* renk sistemi
- 3) CIE 1994 L*c*h* renk sistemi
- 4) CIEDE 2000 renk sistemi

CIE 1976 L*a*b* renk sistemi

CIE L*a*b* renk sistemi, CIE tarafından 1976 yılında geliştirilmiştir. Standart bir gözlemci ile insan gözünün renge verdiği psiko-fiziksel cevabın koordinat değerlerinin hesaplanması ile ortaya çıkartılmıştır. Munsell renk sisteminde olduğu gibi CIE L*a*b* renk sisteminde de renk üç koordinatta tanımlanır. Tüm renkler bu koordinatların oluşturduğu eksenlerin kesiştiği merkez etrafında bulunan bir küre üzerinde yer alır. CIE L*a*b* renk sisteminde renklerin L*, a* ve b* koordinatlarına göre dağılımları çizgiseldir, daha düzgün bir sıralama gösterir ve farklı renkler arasındaki uzaklıklar eşittir. Bu nedenle de renk ölçümü ve renk ayrımı yapıldığı durumlarda, diş hekimliği araştırmaları ve literatür araştırmalarında sıklıkla kullanılan renk sistemidir [145-151]. Bu sistemin üstünlüğü, renk farklılıklarının saptanabilmesi ve klinik açıdan yorumlanabilmesidir [152]. İki renk farkının büyüklüğü ΔE ile ifade edilmekte ve hesaplanmasında $\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$ formülü kullanılmaktadır [153].

CIEDE 2000 Renk Sistemi

CIEDE 2000 renk sistemi 2001 yılında CIE teknik komite heyeti tarafından yayınlanmıştır [154]. CIEDE 2000 renk sistemi önceki denklemlere göre daha sofistike ve hesaplama anlamında daha geniş bir içeriğe sahiptir. CIEDE 2000, CIE L*a*b* renk sisteminde kullanılan üç boyutlu uzay temel alınarak tasarlanmıştır [155].

$$\Delta E_{00} = \left[\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C} \right) \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H} \right) \right]^{1/2}$$

Bu yeni formülde, ölçüm fonksiyonları (SL, SC ve SH) ve parametrik faktörler (kL, kC ve kH) ana renk, yoğunluk ve doygunluğun; arka plan, aydınlatma, görüntüleme modu, örnek boyutu gibi değişkenlerdeki değerleridir. Burada amaç, görsel olarak algılanan farklar ile hesaplanan fark arasındaki ilişkiyi geliştirmektir [156].

2.10.2 Diş hekimliğinde renk ile ilgili kavramlar

2.10.2.1 Translüsensi

Işığın geçirgenlik derecesini ifade eder. Işığı ne tamamen geçiren ne de tamamen yansıtan olarak tanımlanır. Translüsantlık arttığında value değeri azalmaktadır çünkü nesneden yansıyan ışık miktarı azalmaktadır. Translüsantlık; ışığın geliş açısına, yüzey özelliklerine, ışığın dalga boyuna, dehidratasyon seviyesine göre değişir [157].

CIE L*a*b* renk sistemi ölçümleri aracılığı ile restoratif materyallerin ışık geçirgenliği translüsensi parametresi (TP) ile değerlendirilir. Aynı materyalin siyah ve beyaz arka plan üzerinde spektrofotometre aracılığı ile renk ölçümleri arasında oluşan fark TP değerini verir [157].

$$TP = [(LB-LW)^2 + (aB-aW)^2 + (bB-bW)^2]^{1/2}$$

TP değeri, eşit kalınlıkta olan iki materyalin siyah ve beyaz arka plan üzerinde spektrofotometre ile renk ölçümleri arasındaki renk farkını ifade eder. Materyal hiçbir şekilde ışık geçirmezse yani tam bir opaklık durumu söz konusu ise TP değeri sıfırdır. TP değeri ne kadar yüksek olursa materyalin translüsensi özelliği o kadar fazladır [158].

2.10.2.2 Opasite

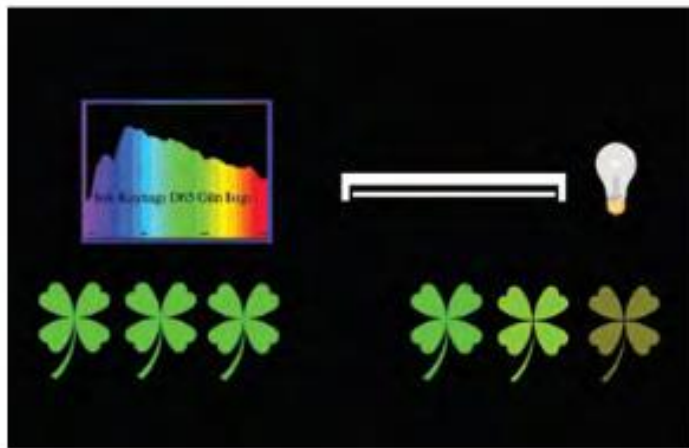
Cismin ışığı geçirmeme özelliğine opasite denir. Opasitesi yüksek cisimler ışığın çoğunluğunu yansıtıp az da olsa bir kısmını absorbe eder [159]. Üzerine düşen ışığın tamamını yansıtan cisimler beyaz, tamamını emen cisimler ise siyah görülür. Cismin rengini, yansıyan ışık belirler [158]. Doğal dişlerin opasitesi mine yapısındaki hidroksiapatit kristalleri kaynaklıdır, dişlerin insizal 1/3 kısmına düşen ışığın saçılarak turuncu kahverengi görünmesi durumudur. Üretilen restoratif materyallerin matriksine eklenen ışığı kırma özelliğine sahip maddeler doğal dişin bu özelliğini taklit etmeyi amaçlar [160].

2.10.2.3 Floresan

Mor ve ötesi ışınlara maruz bırakılan cisimlerin uzun dalga boylu ışınları yansıtması ve kısa dalga boylu ışınları emmesi sonucunda oluşan özelliği ifade eder [139]. Chroma ile ters orantılıdır, floresans özelliği azaldıkça chroma artar [149]. Doğal dişlerde floresan özellik mevcuttur. Estetik restorasyonlar ile komşu doğal dişler arasında farklı floresan özellik bulunması uyumsuz renk görünümüne yol açar [139].

2.10.2.4 Metamerizm

Aydınlatma ortamına bağlı olarak bir cismin renginin farklı görünmesi olarak adlandırılmaktadır [161]. Aynı aydınlatma ortamı altında bakıldığında aynı renkte görülen iki cisim farklı ışık kaynakları altında farklı renkte görülebilir (Şekil 2.6).



Şekil 2.8: Rengin ışık kaynaklarına göre değişimi

Metamerizm bir doğa olayıdır, her ne kadar problem gibi gözükse de ancak bu sayede renk karışımları ve diğer renkler elde edilebilmektedir. Eğer metamerizm

olmasaydı her rengin pigmentini üretmek gerekirdi. Ancak bu da mümkün değildir. Gerekli önlemler alınarak metamerizmin dezavantajları minimuma indirgenebilir. Bunlar;

- Rengin en basit kombinasyonu kullanılmalı,
- Son kontrol gün ışığında olacak şekilde farklı ışık kaynaklar altında bakılmalıdır,
- Diş hekimi ve teknisyen aynı ışıklandırmayı kullanmalıdır [161].

2.10.3 Renk algısını etkileyen faktörler

Rengin doğru olarak algılanması çok sayıda faktöre bağlıdır. Bu faktörler; kişiye, ortama, doğal dişin durumuna ya da kullanılan materyalin optik özelliklerine bağlı olarak değişkenlik gösterebilir [160, 162].

2.10.3.1 Kişiye bağlı faktörler

Yerel ya da sistemik faktörler, yaş, ilaç kullanımı ve yorgunluk renk algısında değişkenliklere yol açarlar [163, 164].

2.10.3.2 Ortama bağlı faktörler

Aydınlatma gerecinden kaynaklanan ışığın şiddeti ve türü renk algısını etkileyebilir [165, 166]. Işık kaynaklarının renk kalitesi, sağladıkları ışığın renk sıcaklık derecesiyle tanımlanır. W. Thomson tarafından ortaya atılan “Kelvin” ölçü birimine göre gelen ışığın renk sıcaklığı santigrat cinsinden ölçülmüştür. Bu ölçüm mutlak sıfırdan (-273°C) başlamaktadır ve “°K” kısaltmasıyla gösterilmektedir [165]. Renk seçiminde karşılaşılabileceğimiz, ortamdan kaynaklanan önemli güçlüklerden bir diğeri kontrast etkisidir. Renk seçilen ortamda, var olan renklerin doygunluğu arttıkça, doğal dişin doygunluğu olduğundan daha az algılanır. Ortamdaki cisimlerin renk doygunluğu azaldıkça bunun tam tersi gerçekleşir. Aynı kontrast etki, doğal dişin parlaklığı içinde geçerlidir. Ortamındaki cisimlerin parlaklığı arttıkça, doğal diş olduğundan daha az parlak algılanır. Renk seçilecek ortamların gri bir arka plan oluşturması önerilmektedir. Deneysel çalışmalarda renk eşleştirmeleri daima gri arka fon kullanılarak yapılmaktadır [61, 166].

2.10.3.3 Doğal diş bağli faktörler

Dentin, dişin hacminin büyük kısmını oluşturduğu için dişin rengine esas olarak sorumlu olan diş tabakasıdır [165]. Mine renksizdir ve dişin rengine katılmamakla birlikte value' yu düzenler [154]. Doğal diş minesi, ağırlığının %97' si inorganik maddelerden (Hidroksiapatit kristalleri) oluşur. Bu nedenle minenin ışık geçirgenliği yüksektir. Dentin ağırlığının yalnızca %30' u kristallerden oluştuğu için çok daha düşük ışık geçirgenliğe sahiptir [165].

2.10.3.4 Materyale bağli faktörler

Dental seramik optik olarak heterojen bir yapıya sahiptir. Farklı kırılma indisine sahip metal oksitler, kristaller veya camsı grenler içeren transparan bir yapıdadır. Seramiğin içine giren ışığın bir kısmı diffüz olarak yansırken bir kısmı da direkt olarak geçer. Seramiklerin dayanıklılığını arttırmak için yapılarına eklenen kristaller, materyalin translüsentliğini azaltır. Dental seramikler içindeki ışık saçılmasını arttırmak ve minenin prizmatik etkisini taklit etmek için opaklaştırıcı ajanlar ve kristaller kullanılır. Dental seramikler içindeki partiküllerin ışık kırma indisindeki farklılığa bağli olarak farklı translüsent özelliklere sahip mine, dentin ve opak yapıdan oluşur. Restorasyonun klinik uyumlaması; kontur, okluzyon, renk düzeltmeleri, özel efektler ve glaze yapımını içerir. Modifikasyonlar için genellikle yüzeysel makyaj setleri kullanılır [139].

Bu bilgiler ışığında renk seçimi konusunda üzerinde durulması gereken noktalar şunlardır;

- Renk seçimi gün ışığıyla yapılacaksa genellikle 10:00-14:00 saatleri arasında gerçekleştirilmelidir [167].
- Aydınlatma gerecinin yaydığı ışığın miktarı ortalama bir değlerle en az 150 lümen en fazla 250 lümen olmalıdır [168].
- Renk seçiminin yapılacağı bölgede renk ısısının 6500°K' i geçmemesine dikkat edilmelidir. Renk ısısı düşük olan aydınlatma cihazları kırmızı dalga boyunda renk ısısı fazla olanlar ise mavi tonlarda ışık yayarlar [165].
- Aydınlatma gereçleri periyodik olarak toz ve kirden arındırılmalıdır [166].

2.10.4 Renk ölçüm yöntemleri

Dental restorasyonlarda renk ölçümünde görsel ve aletsel teknikler kullanılmaktadır [169].

2.10.4.1 Görsel renk ölçümü

Görsel renk ölçümünde test edilen örneğin rengi renk standartlarıyla karşılaştırılmaktadır. Renk algısı; yaş, yorgunluk, beslenme, duygu durumu, renk körlüğü, medikasyon, biküler farklılık gibi nedenlerle kişiden kişiye değişebileceği gibi aynı kişide zaman içinde değişebilen kişisel faktörler, aydınlatma, ışığın yoğunluğu gibi çevresel faktörler, doğal dişin rengi ve materyalin optik özelliklerine göre çeşitlilik gösterebilmektedir [61]. Restorasyonun renginin saptanmasında renk skalaları kullanılmaktadır (Tablo 2.3). İlk renk skalası 1933 yılında Clark tarafından geliştirilmiştir [169]. 1950' li yıllarda “Vitapan Classical” (VITA Zahnfabrik Bad Sackingen, Almanya) olarak sunulan skala farklı renk tonlarına sahip 4 grup (A, B, C ve D) ve her grubun içinde farklı renk yoğunluklarına sahip renkler olmak üzere 16 renkten oluşmaktadır [170]. Bu skala günümüzde yaygın olarak kullanılıyor olsada, renklerin gruplandırılmasının sistematik olmaması ve mevcut renklerin doğal dişlerle uyumunun yetersiz olması yeni skala sistemlerinin geliştirilmesi ihtiyacını doğurmuştur [61]. 1990' ların sonunda geliştirilen Toothguide 3D-Master (VITA Zahnfabrik Bad Sackingen, Almanya) skalası renklerin açıklık değerlerine göre 5 gruba ayrılan 26 renkten oluşmaktadır. Renkler yoğunluklarına göre vertikal yönde, tonlarına ve parlaklıklarına göre horizontal yönde sıralanmaktadır [170].

Tablo 2.3: Renk skalaları.

Renk Skala Sistemi	Renk Sayısı	Üretici Firma
Vitapan Classical	16	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
Vitapan 3D Master	26	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya
Vintage Halo	26	Shofu Inc., Kyoto, Japonya
Vintage Halo NCC	38	Shofu Inc., Kyoto, Japonya
Chromascop	20	Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn

2.10.4.2 Aletsel renk ölçümü

Çevre ve aydınlatma ortamı etkisinin ortadan kaldırılması, sonuçların tekrarlanabilir ve güvenilir olması, hızlı elde edilebilmesi bu sistemin avantajlarından [170]. Bu cihazlar yüzeyde yaptıkları ölçüm alanına göre ikiye ayrılmaktadır. Spot ölçüm cihazları dış yüzeyinde küçük bir alanda ölçüm yapabilmektedirler. Tam yüzey ölçümü yapan cihazlar bütün dış yüzeyinde tarama yapabilirler [171]. Teknoloji destekli renk seçiminde dijital kameralar, spektrofotometreler, kalorimetreler ve spektoradyometreler kullanılmaktadır [170, 171].

Spektrofotometreler;

Spektrofotometreler, diş hekimliğinde renk analizinde en doğru, kullanışlı sonuçlar verebilen aletlerin başında gelir. Nesnelerden yansıyan 1-25 nm dalga boyunda ışınların, aralıklı ya da basamaklı ölçümünün yapılabilmesini sağlar. Bir spektrofotometrede; aydınlatma ortamı, ışık dağıtıcı, ölçüm için optik sistem, detektör ve algılanan ışığın analiz edilebilmesi için sinyale dönüştüren kısımlar bulunur [172]. Birçok dalga boyunda ölçüm yapabilen sensörlerle donatılmış olan spektrofotometreler çoklu sensör prensibiyle çalışmaktadır. İnsan gözünün tespit edemeyeceği renkleri bu sensörler sayesinde algılayabilirler. Çalışma prensipleri; örnekten yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesi işlemine dayanmaktadır [2]. Farklı ışık kaynaklarında değişen ölçüm değerleri verirler. Bu nedenle spektrofotometreler daha profesyonel alanlarda, bilimsel çalışmalarda, kalite kontrolünde ve rengin tarif edilmesinde kullanılmaktadırlar ayrıca metamerizmi ayırt edebilmek amacı ile de kullanılabilirler. [173]. 2002 yılında CIE L^* , a^* , b^* değerlerini veren ağız içi dental spektrofotometreler piyasaya sunulmuştur. Optik ve görüntü teknolojisinin gelişimi ile, bu aletler kullanıcıya doğal diş renginin elde edilen fotoğraf aracılığı ile doğru bir şekilde tespit edilmesine olanak sağlar. Bu sistemin önemli özelliklerinden birisi de doğal dişin farklı bölgelerinin rengini tespit ederek dental teknisyene restorasyonun üretim aşamasında doğal dişlere en yakın rengin seçilmesini ve uygulanmasını sağlamasıdır. Ayrıca elde edilen görüntü bilgisayar ortamına aktarılabilir ve bir yazılım aracılığı ile analizler yapılabilir. Görüntünün ağız ortamında elde edilmesi arka plandaki ışığın yetersiz olmasına neden olduğundan, yanlış sonuçlar ortaya çıkabileceği bildirilmiştir [174]. Spektrofotometrelerin; standart

koşullarda hatasız sonuçlar vermesi, objektif olması, matemerizmi değerlendirilebilir olması, küçük ve taşınabilir olması, son ölçümleri hafızasında bulundurabilmesi avantajlarındandır. Renk ölçümünün görsel yöntemlere kıyasla pahalı olması, kalibrasyon gerekliliği, klinik ortamda pratik olmaması kullanımını sınırlayan özellikleridir [175].

Kalorimetreler;

Kalorimetreler Standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak rengi tespit edilecek objedeki renk verilerini analiz eden cihazlardır [176]. Kalorimetreler üç uyaranlı x, y, z değerlerini veya CIE L*, a*, b* değerlerini içerirler. Bu değerler matematiksel olarak analiz edilebilir ve elde edilen değerlerle farklı objelerin renk parametreleri karşılaştırılabilir. CIE L*a*b* sistemini kullanan cihazların çalışma prensibi belirli açıda ışın gönderip, sabit bir açıyla geri dönen ışınların yansıma değerlerini ölçme esasına dayanmaktadır [177]. Diş hekimliğinde kullanılan kalorimetreler, in-vivo ve in-vitro çalışmalarda oldukça başarılı bulunmuştur [157]. Kalorimetrelerin düz yüzeylerde ölçüm yapmak için tasarlanmış olması, dar açıklığa sahip olan cihazlarda “edgloss” diye tabir edilen renk ölçüm yapılan nesneden yansıyan ışığın cihaza tam olarak dönmemesi gibi problemler kullanımını sınırlamaktadır [177].

Spektroradyometreler;

Spektroradyometreler, renk üretimi uygulamalarında ve radyometrik değerlerin ölçümü için tasarlanmış cihazlardır. Objelerin elektromagnetik bölgelerde kendine özgü yansıma (reflectance/ radiance) değerlerini içerirler. Bu yansıma değeri objeye renk, doku, parlaklık ve görünüş gibi özellikleri veren kimyasal yapısından kaynaklanmaktadır. Radyometrik enerji, görünür ışık spektrumunun üzerinde 5, 10 ve 20 nm’ lerde ölçülmektedir [178]. Görsel yolla renk belirlenirken oluşturulan aynı gözlem koşullarında, materyale değmeden hem kendisi hem de yüzeyi parlak olan cisimlerin renk ölçümlerinin yapılabilmesi önemli avantajlarıdır. Ölçüm açısında meydana gelebilecek ufak bir değişiklik sonuçlarda farklılık yaratabileceğinden, ölçümlerin hassasiyetle yapılması önerilmektedir [157, 179]. Spektroradyometreler, diş hekimliği alanında yapılan araştırmalarda diş renginin veya seramik kor yapıların translüsensliğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır [178].

Dijital Kamera ve Görüntüleme Sistemleri

Dijital kameralar Teknolojik renk seçim sistemleri içinde en basit olanlarıdır. Renk hakkında laboratuvara bilgi verilmesi bakımından son derece kullanışlı olmalarına rağmen, bir ölçüm cihazı olmadıkları ve subjektif değerlendirmeye açık oldukları unutulmamalıdır [180]. Dijital kameraların kullanımı pratik olmakla birlikte fotoğraflama sırasındaki açı, çevrenin ışıklandırması gibi faktörler nedeniyle rengin algılanması değişebilir. Bu sebeple ancak standart ışıklandırma koşulları altında güvenilir renk ölçümü yapılabilir [181]. RGB cihazları olarak da adlandırılırlar. Standart ışıklandırma koşulları altında güvenilir renk ölçümüne olanak tanırırlar [181]. Yöntem; klinikte çekilen fotoğraf görüntüsünün, kameranın bağlı olduğu bilgisayarda analiz edilmesine bağlıdır. Film üzerinde ışık odaklanması ve kimyasal reaksiyon yerine, dijital fotoğraf makineleri görüntüyü algılayıcı (CCD) ile yakalarlar. CCD' ler milyonlarca sayıdaki küçük ışığa hassas elemanlar (fotosit) içerirler. Tüm renklere sahip bir görüntü elde etmek için alıcılar (sensör) ışığın temeli olan üç renkte bakabilmek için filtreler kullanılır. Bu cihazlarda üç ayrı renk her bir piksele kaydedilebilir [182]. İstenilen objenin görüntüsü dijital bir kamera ile alındıktan sonra, kameranın bağlı olduğu bilgisayar bu değerleri CIE $L^*a^*b^*$ cinsinden ifade etmektedir. Sistem; dijital kameranın dışında, bağlı olduğu bilgisayar, görüntüyü yakalayan bir sürücü, bilgisayar programı ve renk sensöründen meydana gelmektedir [183]. Birçok alıcı video veya dijital tipte kamera kırmızı, yeşil ve mavi görüntü bilgilerini elde eder, renk görüntüsü elde etmek için bunlardan yararlanır. Bu RGB renk modeli kırmızı, yeşil ve mavi ışığın çeşitli yollarla birbirine eklenerek geniş bir renk sırası oluşturulmasına katkı sağlar [184].

2.11 Çalışmada Kullanılan Test Yöntemleri

2.11.1 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 [185].

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 [186, 187].

2.11.1.1 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 [188]. 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 ve renk değişimini hızlandırmaktadır [189].

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 [188]. Termal siklus uygularken üç önemli faktörü belirlemek gerekir: tankların sıcaklığı, bekletme süresi ve siklus sayısı. Ağız ortamında sıcaklık değişiminin 5-55°C arasında olduğu düşünülmekte [190]. 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 10.000 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 [189, 191].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Tez çalışması Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Sement Dental Diş Laboratuvarında gerçekleştirildi. Çalışmada itriyum oranları farklı üç adet monolitik zirkonya materyalinin, termal yaşlandırma öncesi ve sonrası dört farklı aydınlatma ortamında metamerizmi ve translüsensileri incelendi.

Üç farklı itriyum içeriğine sahip üretim aşamasında renklendirilmiş [%4-6 (VITA YZ HT), %6-8 (VITA YZ ST), %8-10 (VITA YZ XT)] monolitik zirkonya materyallerinden kare şeklinde, 0,5 mm kalınlığında, 10x10 mm boyutlarında, 36 çalışma örneği kazıma cihazı (Dental Milling Machines (CORiTEC 550i) by imes-icore GmbH, Almanya) kullanılarak üretildi. Aynı boyutlarda kare şeklinde 0,2 mm kalınlığında dual-cure self adeziv rezin siman (Bifix QM, VOCO) bir silikon kalıp kullanılarak oluşturuldu. Spektrofotometre (VITA Easyshade Advance 4.0, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) cihazı ile dört farklı aydınlatma ortamı sağlayan renk ölçüm kabini (Prowhite Lightbox 4.0, Türkiye) nötral gri fonda renk ölçümleri yapıldıktan sonra siyah ve beyaz arka plan kullanılarak translüsensi parametreleri ölçülerek kaydedildi.

Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan zirkonya örneklerin marka ve içerik bilgisi.

Marka	Kod	Lot Numarası	Renk	Jenerasyon	Üretici Firma	İçerik
VITA YZ HT	HT	77433	2M3	3Y-TZP (2. jenerasyon)	VITA-Zahnfabrik, Almanya	ZrO ₂ %90-95, Y ₂ O ₃ %4-6, Al ₂ O ₃ %0.03
VITA YZ ST	ST	59220	A3	4Y-TZP (4. jenerasyon)	VITA-Zahnfabrik, Almanya	ZrO ₂ %88-93, Y ₂ O ₃ %6-8, Al ₂ O ₃ %0.03
VITA YZ XT	XT	61960	A3	5Y-TZP (3. jenerasyon)	VITA-Zahnfabrik, Almanya	ZrO ₂ %86-91, Y ₂ O ₃ %8-10, Al ₂ O ₃ %0.03

Tablo 3.2: Çalışmada kullanılan aydınlatma ortamları.

Yapay Aydınlatma Ortamı	Çalışma Sıcaklığı (K)	Ampul Tipi	Kullanım Alanı
D65	6500 K	Fosfor 7, Öğlen ortası Gün ışığı.	Uluslararası yapay standart Gün ışığı.
D50	5000 K	Fosfor 7, Öğlen ortası Gün ışığı	Öğlen vakti Gün ışığı.
TL84	4000 K	Avrupa ticari floresan	Mağaza/ Ofis ışığını temsil eder. En çok kullanılan yapay aydınlatma ortamı.
INCA-A	2400 K	Tungsten Halojen	Akkor ışık, genellikle ev aydınlatmalarında kullanılırdı.

3.1 Monolitik Zirkonya Örneklerinin Hazırlanması

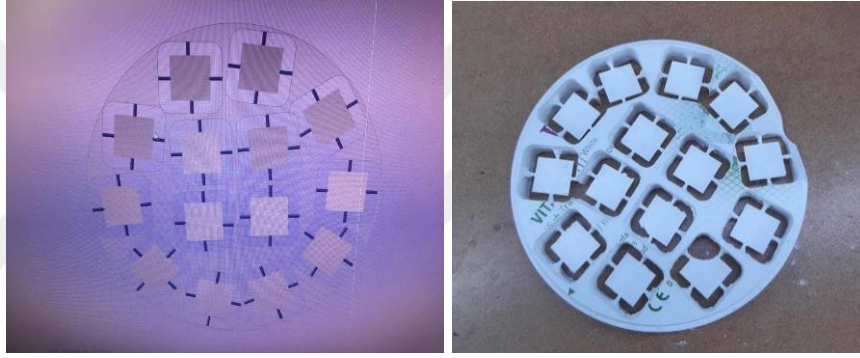
Çalışmada, standardizasyonu sağlamak için üretim aşamasında renklendirilmiş pre-sinterize monolitik zirkonya bloklardan 10x10x0,5 mm boyutlarında kare şekilli örnekler Autocad programında tasarımı (Şekil 3.2) yapıldıktan sonra CAD-CAM kazıma cihazı (Dental Milling Machines CORiTEC 550i, GmbH, Almanya) (Şekil 3.1) kullanılarak elde edildi (Şekil 3.2). Çalışmada gerekli örnek sayısı yapılan power analizi sonucu her bir alt grupta örnek sayısının 12 olması yeterli bulundu. Her grup için n=12 olmak üzere alt gruplar oluşturuldu (Tablo 3.3).

Tablo 3.3: Çalışma grupları.

Metamerizm için çalışma grupları		Translüsensi için çalışma grupları
D65 (Standart yapay gün ışığı, Kontrol ışığı)	TL84 (Mağaza/Ofis ışığı)	VITA YZ HT
	INCA-A (Akkor ışık)	VITA YZ ST
	D50 (Öğlen ortası gün ışığı)	VITA YZ XT



Şekil 3.1: CAD-CAM kazıma cihazı (Dental Milling Machines (CORiTEC 550i) by imes-icore GmbH, Almanya)



Şekil 3.2: Tasarımı yapılan ve kazınan örnekler

Monolitik zirkonya örnekler, laboratuvarında sinterizasyon fırınında (Programat P300; Ivoclar Vivadent, Almanya) (Şekil 3.3) firma talimatlarına göre oda sıcaklığından başlanarak VITA YZ HT ve VITA YZ XT için hedef sıcaklık olan 1450°C’ de, VITA YZ ST için 1530°C’ de 120 dakika bekleme süresi sonrası her 1 dakikada 25°C soğutma şeklindeki sinterleme prosedürü uygulandı. Firmaların önerdiği sinterizasyon dereceleri ve bekleme süresi ise tablo 3.4’ te yer almaktadır. Sinterleme işlemi sırasında meydana gelecek büzülme miktarı, göz önüne alınarak hesaplandı ve pre-sinterize örnekler gerçek boyutlarından yaklaşık %20-25 oranında büyük olacak şekilde hazırlandı. İşlem sonrası dijital kumpas (ALPHA TOOLS 150 mm dijital kumpas, Almanya) (Şekil 3.5) kullanılarak örnek boyutları ölçülerek kontrol edildi. Test işlemleri öncesi örneklerin yüzeyi ultrasonik temizleyicide (HYDRA Ultrasonic, İngiltere) distile suda 10 dakika bekletilerek temizlendi ve havayla kurutuldu (Şekil 3.4).



Şekil 3.3: Sinterizasyon fırını (Programat P300, Ivoclar Vivadent AG, Almanya)

Tablo 3.4: Örneklerin sinterizasyon dereceleri.

	Sinterizasyon derecesi	Bekleme Süresi	Sıcaklık Artış Oranı
VITA YZ HT	1450 °C	2 saat	17 °C/dak.
VITA YZ ST	1530 °C	2 saat	8 °C/dak.
VITA YZ XT	1450 °C	2 saat	4 °C/dak.



Şekil 3.4: Örneklerin final görüntüsü



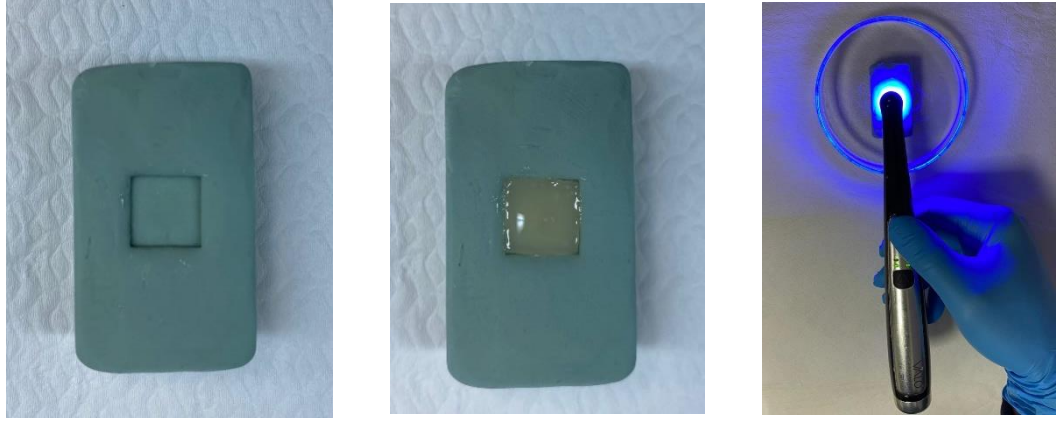
Şekil 3.5: Dijital kumpas ile örnek boyutlarının ölçümü

3.2 Siman Örneğinin Hazırlanması

Çalışmada siman olarak (Bifix QM, VOCO, Almanya) dual polimerize rezin siman (Şekil 3.6) kullanıldı. Resin siman örneğinde 0,2 mm kalınlığını elde etmek için, 10x10 mm boyutlarında 0,2 mm kalınlığında kare şeklinde boşluk içeren silikon bir kalıp hazırlandı. Bu kalıptaki boşluğa rezin siman boşluğu tam dolduracak miktarda ve hava boşluğu kalmayacak şekilde yerleştirildi. Dual polimerize rezin simanın baz ve katalizör bileşenleri üretici talimatları doğrultusunda karıştırılarak uygulandı. Üst yüzeyinden ışık cihazı (VALO Cordless LED, ABD) arada 2 mm' lik bir cam ile temasta olacak şekilde 20 sn. boyunca ışık uygulanarak rezin simanın polimerizasyonu sağlandı (Şekil 3.7).



Şekil 3.6: Çalışmada kullanılan siman (Bifix QM, VOCO, Almanya)



Şekil 3.7: Siman için kullanılan silikon kalıp ve simanın hazırlanması

Siman örneğinin yüzeyindeki pürüzler; 200, 400, 600 grenli silikon karbid aşındırma kağıtları sırayla kullanılarak bir polisaj makinasında (MINITECH 233 REF 66300, Fransa) (Şekil 3.8) giderildi.



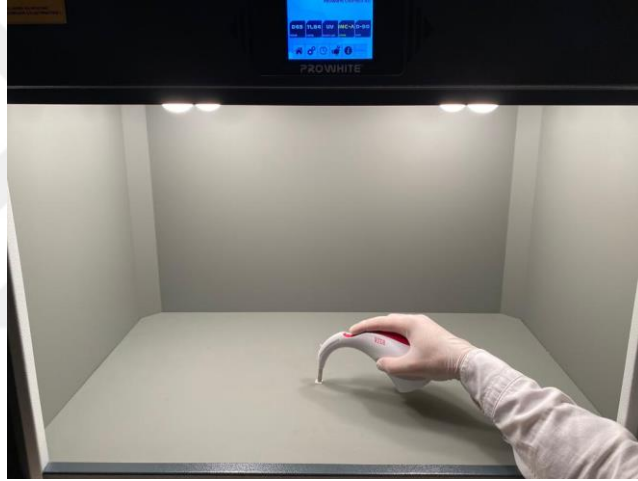
Şekil 3.8: Polisaj cihazı (MINITECH 233 REF 66300, Fransa)

3.3 Yaşlandırma İşlemleri Öncesi Örneklerin Renk ve Translüsensi Ölçümlerinin Yapılması

Hazırlanan monolitik zirkonya örnekler numaralandırıldı ve renk ölçümlerini etkileyebilecek olası kontaminasyonlardan korumak amacıyla kapalı bir kutu içerisine yerleştirildi. Örnekler sırasıyla renk ölçümü için; D65, D50, TL84 ve INCA-A aydınlatma ortamı içeren CIE aydınlatmasına uygun, nötral gri fon içeren renk kabine (Prowhite Lightbox 4.0, Türkiye) (Şekil 3.9) hazırlanan siman örneği ile alındı. Kare şekilli örnekler birleştirildiklerinde aralarına bir damla distile su

yerleştirildi böylece spektrofotometrik ölçüm sırasında temas daha iyi sağlandı ve örneklerin uçlarından ışık kaybı olasılığı azaldı.

Renk ölçümleri spektrofotometre cihazı (VITA Easyshade Advance 4.0, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) (Şekil 3.10) kullanılarak yapıldı. Her örneğin ölçümünden önce cihaz, üretici talimatlarına uygun olarak şarj aparatının üzerinde bulunan kalibrasyon tablası kullanılarak kalibre edildi. Ölçümler örneğin merkezinde bulunan aynı noktadan üç kez tekrarlandı. Ölçümlerden elde edilen CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemi koordinatları kaydedildi. D65 aydınlatma ortamındaki spektrofotometrik ölçümler referans alınarak birinci değerler olarak kabul edildi (L_1^* , a_1^* , b_1^*); TL84, INCA-A ve D50 aydınlatma ortamında elde edilen ikinci değerler (L_2^* , a_2^* , b_2^*) ile kullanılarak ΔE değeri hesaplandı.



Resim 3.9: Renk ölçüm kabini (Prowhite Lightbox 4.0, Türkiye)



Resim 3.10: Spektrofotometre cihazı (VITA Easyshade Advance 4.0, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)

Translüsensi ise translüsensi parametresi ile değerlendirildi. Ölçümler D65 standart aydınlatma koşullarında spektrofotometre ile siyah ve beyaz arka fonda yapılarak TP değerleri hesaplandı.

$$TP = [(L_B^* - L_W^*)^2 + (a_B^* - a_W^*)^2 + (b_B^* - b_W^*)^2]^{1/2}$$

(B siyah zemini ifade ederken W ise beyaz zemini ifade etmektedir. 100 TP değerindeki bir materyal transparan kabul edilirken 0 TP değeri materyalin opak olduğunu gösterir [157])

3.4 Termal Yaşlandırma İşlemlerinin Uygulanması

Tüm örneklerle materyalin klinik kullanımına en yakın şartları elde etmek için termal yaşlandırma işlemi uygulandı. Yapay yaşlandırma işlemleri Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Termal siklus testi ile yapay yaşlandırma işlemi, ISO 11405' de tavsiye edilene göre [192], bir siklus 5°C ve 55°C ($\pm 3,5^\circ\text{C}$) distile su bulunan banyolarda 25 sn. bekleme ve 10 sn. iki sıcaklık arası bekleme süresi olacak şekilde toplam 10.000 termal siklus uygulanarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.11). 10.000 termal siklusun yaklaşık 1 yıllık klinik kullanıma eş değer olduğu varsayılmaktadır [189].



Şekil 3.11: Termal siklus test cihazı (SD Mechatronik Termocycler, Almanya)

Termal yaşlandırma sonrası tüm örneklerin renk ölçümü ve translüsensi parametreleri aynı operatör tarafından termal yaşlandırma öncesinde olduğu gibi sırasıyla ölçüldü ve bulunan değerler kaydedildi. CIE L*a*b* sistemine göre ΔE_{00} ve TP değerleri formülle hesaplandı.

Metamerizm değerlendirilmesinde O'Brien ve ark. [175] renk farklılıklarının klinik olarak yorumlanabilmesi için yaptığı sınıflama (Tablo 3.5) esas alındı.

Tablo 3.5: O'Brien' ın renk farklılıklarının klinik olarak yorumlanabilmesi için yaptığı sınıflama.

Renk Farkı	Klinik Renk Eşleşmesi
0-0.5	Kusursuz
0.5-1	Mükemmel
1-2	İyi
2-3,7	Klinik olarak kabul edilebilir.

3.5 İstatiksel Analiz

Ölçümlerden elde edilen veriler CIE L*a*b* renk sistemi üzerinden kaydedildi. Kaydedilen veriler Instat İstatistiksel Paket Programı (Instat Graphpad Software 6.0, San Diego, CA, USA) aracılığı ile analiz edildi. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediğini test etmek için Shapiro-Wilk testi kullanıldı. Metamerizm ve Translüsensi ölçümlerine ait veriler çift yönlü varyans analizinin (two-way ANOVA) ardından gruplar arası (aynı zaman noktalarında) ve grup içi (yaşlandırma öncesi ve sonrası) değerler post-hoc Bonferroni çoklu karşılaştırma testi ile analiz edildi. Değerler ortalama ve standart sapma olarak verildi. Tüm analizlerde $p < 0.05$ ($p < 0,05 = \%95$, $p < 0,01 = \%99$ ve $p < 0,001 = 99,99$) değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

İtiryum içeriği farklı monolitik zirkonya materyallerinin termal yaşlandırma öncesi ve sonrası farklı aydınlatma ortamlarında metamerizmi ve tranlüsensini inceleyen çalışmamızda değerlendirmeler ΔE_{00} ve TP parametreleri incelenerek yapıldı.

4.1 Metamerizm Parametresi Bulguları

D65 aydınlatma ortamındaki spektrofotometrik ölçümler referans alınarak birinci değerler olarak kabul edildi (L_1^* , a_1^* , b_1^*) ve diğer aydınlatma ortamında elde edilen ikinci değerler (L_2^* , a_2^* , b_2^*) kullanılarak ΔE değeri hesaplandı.

4.1.1 HT zirkonya numunesinin metamerizm bulguları

0,5 mm kalınlığındaki HT zirkonya örneklerinin termal yaşlandırma öncesi D65/TL84 aydınlatma ortamındaki ΔE_{00} değerleri 0,26-1,87 aralığındadır (Ort.:0,82). Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri O'Brien' ın renk farklılıklarının klinik olarak yorumlanabilmesi için yaptığı sınıflamaya göre klinik olarak 'Mükemmel' durumdadır. Termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerleri ise 0,04-2,26 (Ort.:0,90) aralığındadır. Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri klinik olarak 'Mükemmel' durumdadır (Tablo 4.1). D65/TL84 aydınlatma ortamında HT monolitik zirkonya materyalinin termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değeri artmıştır ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.1 ve Tablo 4.3).

0,5 mm kalınlığındaki HT zirkonya örneklerinin termal yaşlandırma öncesi D65/INCA-A aydınlatma ortamındaki ΔE_{00} değerleri 0,07-2,96 aralığındadır (Ort.:1,02). Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri O'Brien' ın renk farklılıklarının klinik olarak yorumlanabilmesi için yaptığı sınıflamaya göre klinik olarak 'İyi' durumdadır. Termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerleri ise 0,11-1,83 aralığındadır (Ort.:0,67). Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri klinik olarak 'Mükemmel' durumdadır (Tablo 4.1). D65/INCA-A aydınlatma ortamında HT monolitik zirkonya materyalinin termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değeri azalmıştır ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.1 ve Tablo 4.3).

0,5 mm kalınlığındaki HT zirkonya örneklerinin termal yaşlandırma öncesi D65/D50 aydınlatma ortamındaki ΔE_{00} değerleri 0,06-1,64 aralığındadır (Ort.:0,34).

Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri O'Brien' ın renk farklılıklarının klinik olarak yorumlanabilmesi için yaptığı sınıflamaya göre klinik olarak 'Kusursuz' sayılabilecek durumdadır. Termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerleri ise 0,07-2,11 aralığındadır (Ort.:0,69). Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri klinik olarak 'Mükemmel' durumdadır (Tablo 4.1). D65/D50 aydınlatma ortamında HT monolitik zirkonya materyalinin termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değeri artmıştır ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.1 ve Tablo 4.3).

Tablo 4.1: VITA YZ HT örnekler için grup içi yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen ortalama ΔE_{00} ve P değerleri.

VITA YZ HT (0,5 mm)	Aydınlatma ortamı	ΔE_{00}						P değeri
		Yaşlandırma öncesi			Yaşlandırma sonrası			
		Alt değer	Üst değer	ortalama	Alt değer	Üst değer	ortalama	
	D65/TL84	0,26	1,87	0,82	0,04	2,26	0,90	>0,999
	D65/INCA-A	0,07	2,96	1,02	0,11	1,83	0,67	0,5152
	D65/D50	0,06	1,64	0,34	0,07	2,11	0,69	0,4934

0,5 mm kalınlığındaki HT zirkonya örneklerinin termal yaşlandırma öncesi edilen ΔE_{00} değerleri; D65/INCA-A grubunda en yüksek değeri göstermiştir, bunu D65/TL84 grubu takip etmiştir, en düşük değeri ise D65/D50 grubu göstermiştir (Tablo 4.1). Bu gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.2 ve Tablo 4.3). Termal yaşlandırma sonrası ortalama ΔE_{00} değerleri ise D65/TL84> D65/D50> D65/INCA-A şeklinde olmuştur (Tablo 4.1). Bu gruplar arasındaki fark da istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.2 ve Tablo 4.3).

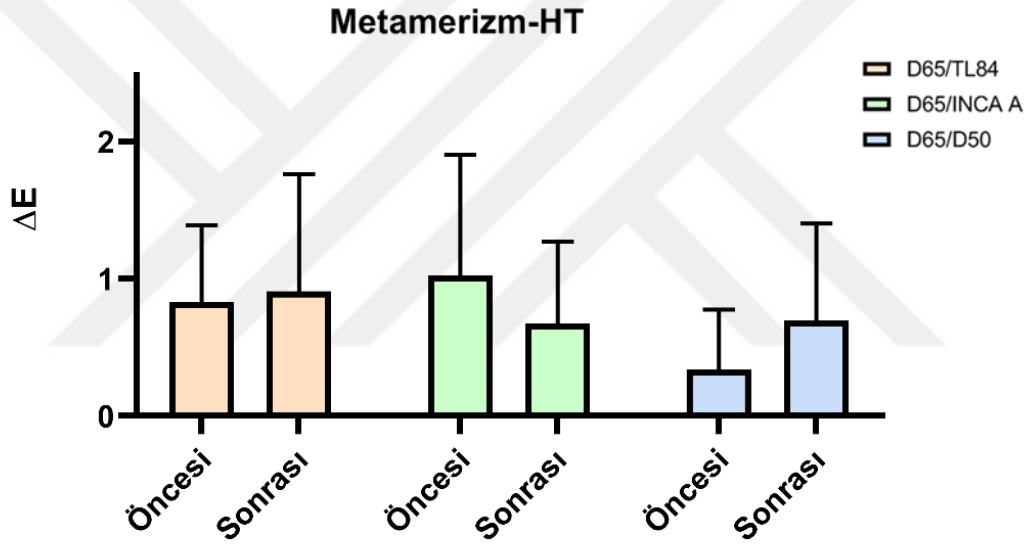
Tablo 4.2: VITA YZ HT örnekler için yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası gruplar arası karşılaştırmada elde edilen P değerleri.

		P değeri
Termal yaşlandırma öncesi	D65/TL84- D65/INCA-A	>0,9999
	D65/TL84- D65/D50	0,2662
	D65/INCA A -D65/D50	0,0533
Termal yaşlandırma sonrası	D65/TL84- D65/INCA-A	>0,9999
	D65/TL84- D65/D50	>0,9999
	D65/INCA A -D65/D50	>0,9999

Tablo 4.3: Grupların termal yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen ortalama ve standart sapma değerleri.

	Aydınlatma Ortamı	Yaşlandırma öncesi	Yaşlandırma sonrası
VITA YZ HT (0,5 mm)	D65/TL84	0,829±0,56 ^{aA}	0,909±0,85 ^{aA}
	D65/INCA-A	1,027±0,88 ^{aA}	0,675±0,59 ^{aA}
	D65/D50	0,342±0,43 ^{aA}	0,700±0,70 ^{aA}

(Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. Büyük harfler sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. Küçük harfler ise satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı.)



Şekil 4.1: HT monolitik zirkonya materyalinin yapay yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası farklı aydınlatma ortamlarında ölçülen ΔE_{00} değerlerinin grup içi ve gruplar arası istatistiksel karşılaştırmalarının grafiksel gösterimi

4.1.2 ST zirkonya numunesinin metamerizm bulguları

0,5 mm kalınlığındaki ST zirkonya örneklerin termal yaşlandırma öncesi D65/TL84 aydınlatma ortamındaki ΔE_{00} değerleri 0,18-1,89 aralığındadır (Ort.:0,81). Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri O'Brien' ın renk farklılıklarının klinik olarak yorumlanabilmesi için yaptığı sınıflamaya göre klinik olarak 'Mükemmel' durumdadır. Termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerleri ise 0,15-0,80 aralığındadır (Ort.:0,36). Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri klinik olarak 'Kusursuz' durumdadır (Tablo 4.4). D65/TL84 aydınlatma ortamında ST monolitik zirkonya materyalinin termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değeri azalmıştır ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.4 ve Tablo 4.6).

0,5 mm kalınlığındaki ST zirkonya örneklerin termal yaşlandırma öncesi D65/INCA-A aydınlatma ortamındaki ΔE_{00} değerleri 0,29-2,57 aralığındadır (Ort.:0,99). Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri O'Brien' ın renk farklılıklarının klinik olarak yorumlanabilmesi için yaptığı sınıflamaya göre klinik olarak 'Mükemmel' durumdadır. Termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerleri ise 0,24-2,35 aralığındadır (Ort.:0,54). Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri klinik olarak 'Mükemmel' durumdadır (Tablo 4.4). D65/INCA-A aydınlatma ortamında ST monolitik zirkonya materyalinin termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değeri azalmıştır ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.4 ve Tablo 4.6).

0,5 mm kalınlığındaki ST zirkonya örneklerin termal yaşlandırma öncesi D65/D50 aydınlatma ortamındaki ΔE_{00} değerleri 0,24-1,61 aralığındadır (Ort.:0,79). Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri O'Brien' ın renk farklılıklarının klinik olarak yorumlanabilmesi için yaptığı sınıflamaya göre klinik olarak 'İyi' durumdadır. Termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerleri ise 0,12-2,55 aralığındadır (Ort.:0,56). Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri klinik olarak 'Mükemmel' durumdadır (Tablo 4.4). D65/D50 aydınlatma ortamında ST monolitik zirkonya materyalinin termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değeri azalmıştır ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.4 ve Tablo 4.6).

Tablo 4.4: VITA YZ ST örnekler için grup içi yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen ortalama ΔE_{00} ve P değerleri.

VITA YZ ST (0,5 mm)	Aydınlatma ortamı	ΔE_{00}						P değeri
		Yaşlandırma öncesi			Yaşlandırma sonrası			
		Alt değeri	Üst değeri	ortalama	Alt değeri	Üst değeri	ortalama	
	D65/TL84	0,18	1,89	0,81	0,15	0,80	0,36	0,1375
	D65/INCA-A	0,29	2,57	0,99	0,24	2,35	0,54	0,1320
D65/D50	0,24	1,61	0,79	0,12	2,55	0,56	0,8785	

0,5 mm kalınlığındaki ST zirkonya bloğun örneklerin yaşlandırma öncesi edilen ΔE_{00} değerleri; D65/INCA-A grubunda en yüksek değeri göstermiştir, bunu D65/TL84 grubu takip etmiştir, en düşük değeri ise D65/D50 grubu göstermiştir (Tablo 4.4). Bu gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.5 ve Tablo 4.6). Termal yaşlandırma sonrası ortalama ΔE_{00} değerleri ise D65/D50> D65/INCA-A> D65/TL84 şeklinde olmuştur (Tablo 4.4). Bu gruplar arasındaki fark da istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.5 ve Tablo 4.6).

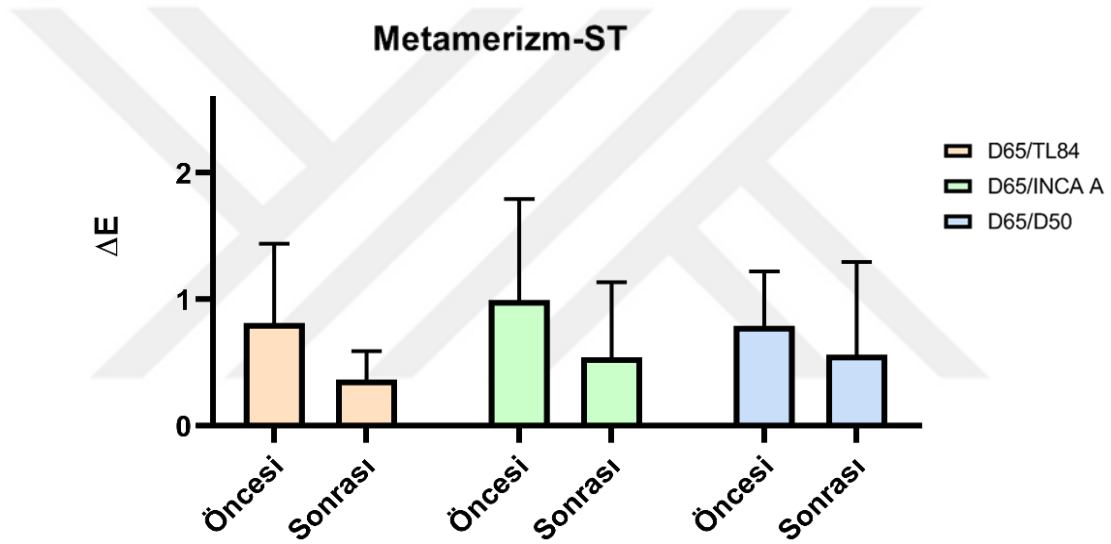
Tablo 4.5: VITA YZ ST örnekler için yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası gruplar arası karşılaştırmada elde edilen P değerleri.

		P değeri
Termal yaşlandırma öncesi	D65/TL84- D65/INCA-A	>0,9999
	D65/TL84- D65/D50	>0,9999
	D65/INCA A -D65/D50	>0,9999
Termal yaşlandırma sonrası	D65/TL84- D65/INCA-A	>0,9999
	D65/TL84- D65/D50	>0,9999
	D65/INCA A -D65/D50	>0,9999

Tablo 4.6: Grupların termal yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen ortalama ve standart sapma değerleri.

VITA YZ ST (0,5 mm) (Grup içi)	Aydınlatma Ortamı	Yaşlandırma öncesi	Yaşlandırma sonrası
	D65/TL84	0,813±0,63 ^{aA}	0,365±0,22 ^{aA}
	D65/INCA-A	0,994±07,9 ^{aA}	0,543±0,59 ^{aA}
	D65/D50	0,792±0,43 ^{aA}	0,562±0,73 ^{aA}

(Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. Büyük harfler sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. Küçük harfler ise satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı.)



Şekil 4.2: ST monolitik zirkonya materyalinin yapay yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası farklı aydınlatma ortamlarında ölçülen ΔE_{00} değerlerinin grup içi ve gruplar arası istatistiksel karşılaştırmalarının grafiksel gösterimi

4.1.3 XT zirkonya numunesinin metamerizm bulguları

0,5 mm kalınlığındaki XT zirkonya örneklerin termal yaşlandırma öncesi D65/TL84 aydınlatma ortamındaki ΔE_{00} değerleri 0,22-2,28 aralığındadır (Ort.:0,92). Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri O'Brien' ın renk farklılıklarının klinik olarak yorumlanabilmesi için yaptığı sınıflamaya göre klinik olarak 'Mükemmel' durumdadır. Termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerleri ise 0,10-2,31 aralığındadır (Ort.:0,64). Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri klinik olarak 'Mükemmel' durumdadır (Tablo 4.7). D65/TL84 aydınlatma ortamında XT monolitik zirkonya materyalinin termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değeri azalmıştır ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.7 ve Tablo 4.9).

0,5 mm kalınlığındaki XT zirkonya örneklerin termal yaşlandırma öncesi D65/INCA-A aydınlatma ortamındaki ΔE_{00} değerleri 0,44-2,14 aralığındadır (Ort.:1,29). Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri O'Brien' ın renk farklılıklarının klinik olarak yorumlanabilmesi için yaptığı sınıflamaya göre klinik olarak 'İyi' durumdadır. Termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerleri ise 0,31-1,23 aralığındadır (Ort.:0,69). Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri klinik olarak 'Mükemmel' durumdadır (Tablo 4.7). D65/INCA-A aydınlatma ortamında XT monolitik zirkonya materyalinin termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değeri azalmıştır ve aradaki fark olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,01$) ((Tablo 4.7 ve Tablo 4.9).

0,5 mm kalınlığındaki XT zirkonya örneklerin termal yaşlandırma öncesi D65/D50 aydınlatma ortamındaki ΔE_{00} değerleri 0,10-1,82 aralığındadır (Ort.:0,82). Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri O'Brien' ın renk farklılıklarının klinik olarak yorumlanabilmesi için yaptığı sınıflamaya göre klinik olarak 'Mükemmel' durumdadır. Termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerleri ise 0,21-1,34 aralığındadır (Ort.:0,65). Bulunan ortalama ΔE_{00} değeri klinik olarak 'Mükemmel' durumdadır (Tablo 4.7). D65/D50 aydınlatma ortamında XT monolitik zirkonya materyalinin termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değeri azalmıştır ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.7 ve Tablo 4.9).

Tablo 4.7: VITA YZ XT örnekler için grup içi yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen ortalama ΔE_{00} ve P değerleri.

VITA YZ XT (0,5 mm)	Aydınlatma ortamı	ΔE ₀₀						P değeri
		Yaşlandırma öncesi			Yaşlandırma sonrası			
		Alt değeri	Üst değeri	ortalama	Alt değeri	Üst değeri	ortalama	
	D65/TL84	0,22	2,28	0,92	0,10	2,31	0,64	0,3153
	D65/INCA-A	0,44	2,14	1,29	0,31	1,23	0,69	0,0035
D65/D50	0,10	1,82	0,82	0,21	1,34	0,65	0,9810	

0,5 mm kalınlığındaki XT zirkonya örneklerin termal yaşlandırma öncesi edilen ΔE_{00} değerleri; D65/INCA-A grubunda en yüksek değeri göstermiştir, bunu D65/TL84 grubu takip etmiştir, en düşük değeri ise D65/D50 grubu göstermiştir (Tablo 4.7). Bu gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.7 ve Tablo 4.9). Termal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerleri ise D65/INCA-A> D65/D50> D65/TL84 şeklinde olmuştur (Tablo 4.7). Bu gruplar arasındaki fark da istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.8 ve Tablo 4.9).

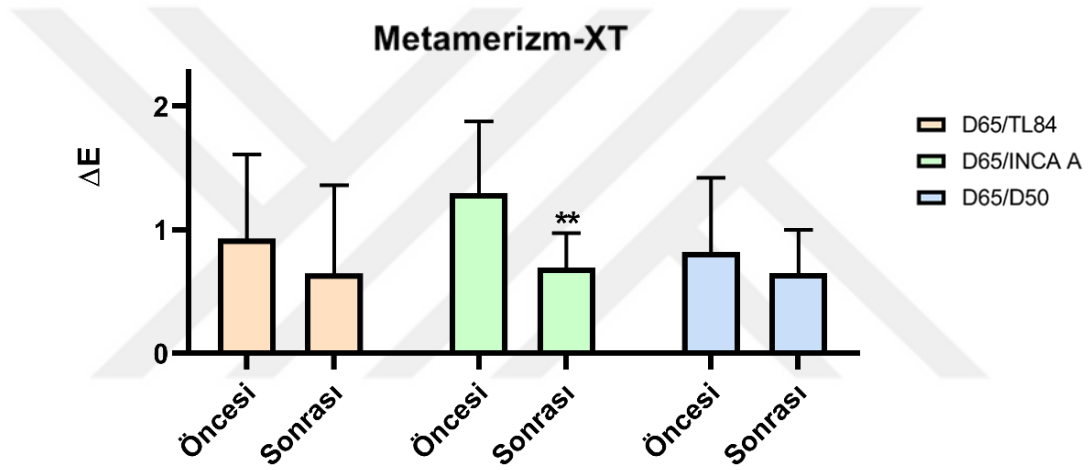
Tablo 4.8: VITA YZ XT örnekler için yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası gruplar arası karşılaştırmada elde edilen P değerleri.

		P değeri
Termal yaşlandırma öncesi	D65/TL84- D65/INCA-A	0,3349
	D65/TL84- D65/D50	>0,9999
	D65/INCA A -D65/D50	0,1207
Termal yaşlandırma sonrası	D65/TL84- D65/INCA-A	>0,9999
	D65/TL84- D65/D50	>0,9999
	D65/INCA A -D65/D50	>0,9999

Tablo 4.9: Grupların termal yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen ortalama ve standart sapma değerleri.

VITA YZ XT (0,5 mm) (Grup içi)	Aydınlatma Ortamı	Yaşlandırma öncesi	Yaşlandırma sonrası
	D65/TL84	0,930±0,63 ^{aA}	0,647±0,71 ^{aA}
	D65/INCA-A	1,297±0,58 ^{aA}	0,694±0,28 ^{bA}
	D65/D50	0,820±0,60 ^{aA}	0,651±0,35 ^{aA}

(Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. Büyük harfler sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. Küçük harfler ise satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı.)



Şekil 4.3: XT monolitik zirkonya materyalinin yapay yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası farklı aydınlatma ortamlarında ölçülen ΔE_{00} değerlerinin grup içi ve gruplar arası istatistiksel karşılaştırmalarının grafiksel gösterimi

(**): $p < 0,01$ Grup içi termal yaşlandırma öncesi ve sonrası D65/INCA-A aydınlatma ortamında gözlenen istatistiksel anlamlılık düzeyi)

4.2 Translüsensi Parametresi Bulguları

Çalışmada translüsensi bulguları TP yöntemi ile elde edilmiştir. Monolitik zirkonya örneklerin yapay yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası TP değerlerini elde etmek için, örneklerin siyah ve beyaz arka plan üzerinde CIE L*a*b* parametreleri kullanıldı. Örneklerin yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası ortalama TP değerleri Tablo 4.10’ da gösterilmiştir. Yapay yaşlandırma işlemlerinin TP üzerinde etkisinin olduğu gözlemlendi.

HT monolitik zirkonya materyali yapay yaşlandırma öncesi ve sonrasında, diğer monolitik zirkonya materyallerinden anlamlı daha düşük TP değerine sahip olduğu gözlemlendi ve termal yaşlandırma işleminin HT materyalinin TP değerini artırdığı görüldü (Tablo 4.10). Bu değer artışı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,01$) (Tablo 4.11). Termal yaşlandırma sonrası ST ve XT materyalinin TP değerinde azalma gerçekleşti. ST materyalindeki azalma istatistiksel olarak anlamlı iken ($p<0,001$), XT materyalinin TP değerindeki azalma (Tablo 4.10) istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.11).

Tablo 4.10: VITA YZ örneklerin grup içi yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen ortalama TP ve P değerleri.

D65 (Uluslar arası yapay standart gün ışığı)	Monolitik zirkonya	TP						P değeri
		Yaşlandırma öncesi			Yaşlandırma sonrası			
		Alt değer	Üst değer	ortalama	Alt değer	Üst değer	ortalama	
	HT	16,22	19,31	17,17	16,59	19,64	17,77	0,0071
	ST	19,38	21,16	20,41	19,21	20,20	19,68	0,0009
XT	19,00	22,05	20,28	19,35	20,92	20,10	0,9421	

Monolitik zirkonya materyallerinin yapay yaşlandırma işlemleri öncesi ve sonrasında materyallerin TP değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel açıdan anlamlı farklar bulundu. Monolitik zirkonya materyalleri arasındaki yaşlandırma işlemi öncesindeki TP değeri sıralaması; $ST > XT > HT$ şeklinde saptandı (Tablo 4.10). HT materyaline göre ST ve XT materyallerindeki TP değeri farklılığı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuşken ($p<0,001$), ST ve XT materyalleri arasındaki fark istatistiksel

olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.11). Yaşlandırma sonrasındaki TP değeri sıralamasının ise $XT>ST>HT$ olduğu saptandı (Tablo 4.11). Burada da HT materyaline göre ST ve XT materyallerindeki TP değeri farklılığı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuşken ($p<0,001$), ST ve XT materyalleri arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.12).

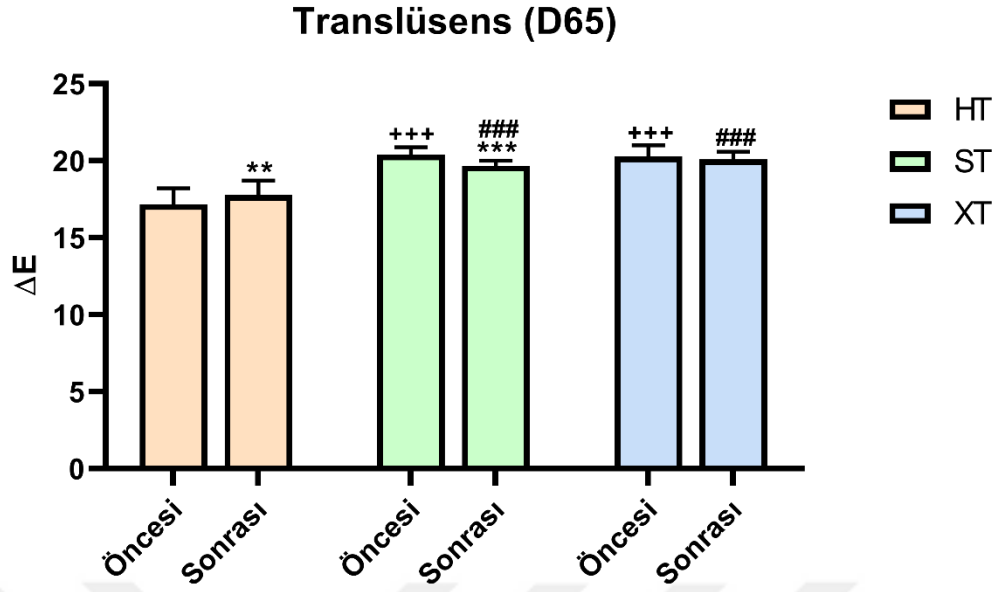
Tablo 4.11: VITA YZ örnekler için yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen gruplar arası karşılaştırmalara göre bulunan P değerleri.

		P değeri
Termal yaşlandırma öncesi	HT-ST	<0,0001
	HT-XT	<0,0001
	ST-XT	>0,9999
Termal yaşlandırma sonrası	HT-ST	<0,0001
	HT-XT	<0,0001
	ST-XT	0,4689

Tablo 4.12: Grupların termal yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen ortalama ve standart sapma değerleri.

	Monolitik zirkonya	Yaşlandırma öncesi	Yaşlandırma sonrası
D65 (Uluslar arası yapay standart gün ışığı)	HT	17,180±1,03 ^{aA}	17,775±0,95 ^{bA}
	ST	20,413±0,46 ^{aB}	19,685±0,32 ^{bB}
	XT	20,288±0,72 ^{aB}	20,103±0,49 ^{aB}

(Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. Büyük harfler sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. Küçük harfler ise satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı.)



Şekil 4.4: Monolitik zirkonyaların yapay yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında ölçülen TP değerlerinin grup içi ve gruplar arası istatistiksel karşılaştırmasının grafiksel gösterimi

(**): $p < 0,01$ Grup içi termal yaşlandırma öncesi ve sonrası istatistiksel anlamlılık düzeyi,
 ***: $p < 0,001$ Grup içi termal yaşlandırma öncesi ve sonrası istatistiksel anlamlılık düzeyi,
 +++: $p < 0,001$ Gruplar arası termal yaşlandırma öncesi istatistiksel anlamlılık düzeyi, ###: $p < 0,001$ Gruplar arası termal yaşlandırma sonrası istatistiksel anlamlılık düzeyi)

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında farklı itriyum içeriğine sahip monolitik zirkonya seramiklerin termal yaşlandırma öncesi ve sonrası farklı aydınlatma ortamlarında metamerizmi ve translüsensileri incelendi. Çalışma sonucunda 0,5 mm kalınlıkta kullanılan monolitik zirkonya seramiklerin farklı aydınlatma ortamlarında yapılan renk ölçümleri arasında istatistiksel bir fark olmadığı gözlemlendi ($p>0,05$). Bu durum termal yaşlandırma öncesi ve sonrasında da benzer şekilde gerçekleşti. Buna göre ilk sıfır hipotezimiz kabul edildi. Monolitik zirkonya örneklerinin itriyum içeriğinin ve termal yaşlandırmanın translüsensi üzerine etkisi olduğu belirlendi ($p<0,05$). Buna göre ikinci sıfır hipotezimiz ise reddedildi.

İtriyumla stabilize zirkonya seramiklerin, sinterizasyon şartları, katkı maddeleri ve stabilize edici itriyum içeriğine bağlı olarak çeşitli varyasyonları vardır. İlk geliştirilen zirkonyalar olağanüstü mekanik özellikleri ve dönüşüm sertleşmesi sayesinde kırılma dayanımı sağlamasıyla geniş bir kullanım alanına sahiptir [20]. Fakat bu ilk geliştirilen zirkonyalar translüsent değildir, opaktır ve daha çok alt yapı malzemesi olarak kullanılır [20]. Monolitik zirkonyaların kullanım alanını genişletmek ve daha translüsent zirkonyalar elde etmek için üretilen 3Y-TZP, 4Y-TZP ve 5Y-TZP gibi translüsantlık değerleri arttırılmış Y-TZP seramiklerinden üretilen monolitik restorasyonlar son yıllarda popüler hale gelmiştir [18]. Ancak Y-TZP seramiklerinin optik özellikleri ile ilgili in-vivo ve in-vitro çalışmaların eksikliği bulunmaktadır. Bu nedenle, çalışmamızda yeni nesil monolitik zirkonya seramiklerinin optik özelliklerini değerlendirmek için VITA grubu ikinci, üçüncü ve dördüncü jenerasyon üretici firma tarafından optimal şartlarda üretilmiş monolitik zirkonya seramikler [%4-6 (3Y-TZP -VITA YZ HT), %6-8 (4Y-TZP-VITA YZ ST) ve %8-10 (5Y-TZP-VITA YZ XT)] kullanıldı. Örnek hazırlanması standart şartlarda ve materyallerin üretim aşamalarında meydana gelebilecek hatalar minimuma indirgenerek yapıldı.

Tam sinterlenmiş zirkonya çok serttir ve frezelenbilmesi çok zordur. Ayrıca frezeleme aşamasında mekanik özellikleri olumsuz etkilenebilir. İlâveten bu tür tam stabilize zirkonya gibi materyaller, stres ile indüklenen faz dönüşümü gösterebilirler [193]. Bu nedenle daha yumuşak ve frezelenmesi daha kolay yarı sinterize blokların

frezelenmesi, ardından sinterizasyonun tamamlanması daha doğru bir yaklaşım olarak görülmektedir [194]. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda tercih edilen yarı sinterize Y-TZP esaslı blokların kazıma işlemleri yapıldıktan sonra laboratuvarında sinterizasyon fırınında firma talimatlarına göre oda sıcaklığından başlanarak VITA YZ HT ve VITA YZ XT için hedef sıcaklık olan 1450°C, VITA YZ ST için 1530°C’ de 120 dakika bekleme süresi sonrası her 1 dakikada 25°C soğutma şeklindeki sinterleme prosedürü uygulandı. Sinterleme işlemi sırasında meydana gelecek büzülme miktarı, göz önüne alınarak hesaplandı ve pre-sinterize örnekler gerçek boyutlarından yaklaşık %20-25 oranında büyük olacak şekilde hazırlandı.

Monolitik zirkonya restorasyonlarda renk uyumunun sağlanması için materyalin renklendirmesi laboratuvarında sinterleme öncesinde üretici firma tarafından tavsiye edilen renk solüsyonlarına önerilen sürelerde daldırılarak veya bu solüsyonların fırça ile bölgesel olarak uygulanmasıyla yapılabildiği gibi blokların üretim aşamasında kompozisyonuna renk partikülleri ilave edilerek de yapılabilmektedir [220]. Bu renklendirme yöntemlerinden birincisinde; monolitik zirkonya yüzey ile solüsyon içindeki renk pigmentleri arasında zayıf bir bağlanma olması, renk solüsyonunun homojen dağılamaması ve renk pigmentlerinin belirli bir kalınlığa kadar infiltre olabilmesi ve uygulamaya bağlı olarak hedeflenen rengin yakalanmasında hatalar görülebilmesi söz konusudur [195]. Üretim aşamasında kompozisyonuna renk pigmenti ilave edilen bloklar ise ilave olarak boyama işlemi gerektirmemekte, blokların tüm kitlesi boyunca homojen ve doğru bir renk dağılımı sağlanmaktadır [10]. Kyrana ve ark. [196] renk solüsyonlarına daldırılarak renklendirilen ve üretim aşamasında renk pigmentleri ilave edilen monolitik zirkonya (BruxZir) bloklardan elde edilen örnekleri çalışmalarında değerlendirmişlerdir. Çalışmaları sonucunda üretim aşamasında renk pigmenti ilave edilmiş monolitik zirkonya örneklerin renk stabilitesinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında, avantajları sebebiyle ve standardizasyonun sağlanabilmesi amacıyla üretim aşamasında renklendirilmiş monolitik zirkonya bloklar kullanıldı.

Üretici firmalar monolitik zirkonya için 0,5 mm kalınlığın restorasyonun dayanıklılığı açısından yeterli olduğunu bildirmektedir [197-200]. Prado ve ark. [201] 0,5 ve 1 mm kalınlığındaki monolitik zirkonyaya farklı yüzey işlemleri uygulayarak kırılma dayanımını inceledikleri çalışmada yüzey işlemi uygulamasının kırılma

dayanımı üzerine olumsuz bir etkisi olmadığını, monolitik zirkonyanın kırılma direncinin lityum disilikattan ve veneerlenmiş zirkonyadan daha yüksek olduğunu bu nedenle posterior bölgede 0,5 mm kalınlığına kadar monolitik zirkonya materyalinin kullanılabileceğini bildirmişlerdir. Nakamura ve ark. [112] posterior bölgede monolitik zirkonyanın optimum kırılma dayanımını sağlayabilmek için en az 0,5 mm kalınlıkta hazırlanmasının yeterli olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda bu bilgiler ışığında materyal kalınlığı 0,5 mm olarak ayarlandı.

Akar ve ark. [202] tam seramik restorasyonlarda yüzey bitim işlemlerinin renk ve translüsensiye etkisini incelemiş ve çalışmalarındaki zirkonya altyapılı seramiklerin renginin ve translüsensi özelliğinin yüzey bitirme işleminden etkilenmediğini bildirmişlerdir ve farklı materyal sistemleri için, malzemenin yapısal özellikleri dikkate alınarak en uygun yüzey bitirme tekniği tercih edilmesini tavsiye etmişlerdir. Kim ile arkadaşları [203] ve Sulaiman ile arkadaşlarının [204] çalışmalarında da cilalı ve cilasız zirkonya seramik materyaller arasında translüsensi açısından herhangi bir farklılık görülmemiştir. Çalışmamızda bu bilgiler ışığında standardizasyonun sağlanması için tüm örneklerin yüzeylerindeki pürüzler zirkonya yüzeyinde kullanıma uygun alüminyum oksit içerikli diskler kullanılarak giderildikten sonra glaze işlemi uygulandı.

Tam seramik restorasyonların simantasyon işlemleri temel olarak seramiğin yapısına bağlıdır. Ayrıca preparasyonun tutuculuğu, dayanıklılığı ve izolasyonun sağlanabilmesi de simantasyonu etkileyen faktörlerdir. Zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlarda genellikle adeziv simantasyon uygulanmakla beraber geleneksel simantasyon da uygulanabilmektedir [128, 129]. Ancak seramik restorasyonların simantasyon sonrası dayanıklılıklarının artırılmasını sağlamaları, renk seçenekleri ile restorasyon rengine olan katkıları, ağız ortamında çözünürlüklerinin düşük olması ve flor salınımı gibi avantajlarından dolayı rezin simanlar tercih edilmektedir [205]. Bu tez çalışmasında da ideal fiziksel özellikleri ve ışık geçirgenliği sınırlı olan örnekler ile kullanıma uygun olması ve zirkonyanın simantasyonu için kullanılabilirliği belirtilen [206] rezin siman tercih edildi.

Örneklerin optik özellikleri incelenirken örneği oluşturan katmanlar arasında bağlantının daha iyi sağlanması için optik jel [207], tip A optik yağ [208], gliserin jel [209], süktroz solüsyonu [210] veya distile su [211] gibi materyallerin kullanıldığı

görülmektedir. Bu tez çalışmasında zirkonya örnekler ve dayanak materyalleri arasında bağlantının daha iyi sağlanması için her bir örneğe ölçüm öncesi distile su damlatılması tercih edildi.

Diş hekimliğinde kullanılan renk ölçüm yöntemleri ise görsel ve aletsel olarak yapılabilmektedir [163]. Görsel renk ölçümünde test edilen örneğin rengi, renk standartlarıyla karşılaştırılmaktadır [166]. Görsel analiz yapmak, renk seçiminin yapıldığı şehir ve güneşe yakınlığı, analizin yapıldığı mevsim, hava koşulları, seçim ortamının baskın rengi gibi değişken durumlardan etkilenebilmektedir [212]. Aletsel renk ölçüm yöntemlerinde ise çevre ve aydınlatma ortamı etkisinin ortadan kaldırılması, sonuçların tekrarlanabilir ve güvenilir olması, hızlı elde edilebilmesi ve rengin matematiksel olarak hesaplanabilir olması avantajlarındandır [213]. Adelman-McCarthy ve ark. [214] görsel ve aletsel renk ölçüm yöntemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarında aletsel renk ölçüm yönteminin daha güvenilir olduğu bildirilmiştir. Spektrofotometreler, diş hekimliğinde renk analizinde en doğru, güvenilir sonuçlar verebilen aletsel renk ölçüm cihazlarının başında gelir. Ayrıca spektrofotometre güvenilirliği, tekrarlanabilirliği, rengin matematiksel ölçümü gibi özellikleri sayesinde diş hekimliğinde renk çalışmalarında sıklıkla kullanılmaktadır [171]. Bu tez çalışmasında matematiksel değerlendirmeye uygun olması, güvenilir sonuçlar vermesi nedeniyle VITA Easyshade Advance 4.0 spektrofotometre cihazı kullanıldı.

Renk seçilen ortamda, var olan renklerin doygunluğu arttıkça, doğal dişin doygunluğu olduğundan daha az algılanır. Bu sebeple renk seçilecek ortamların gri bir arka plan oluşturması önerilmektedir [167]. Wee ve ark. yaptıkları çalışmada da renk eşleştirmelerinin daima gri arka fon kullanılarak yapıldığı görülmektedir [152]. Renk seçimi yapılırken tercih edilen ışık doğru açıdan ve güneşin en yüksek olduğu dönemdeki (11.00-14.00 arası) güneş ışığı olmalıdır [215]. Bu aydınlık durumu, CIE tarafından bir standart olarak kullanılan aydınlatıcı D65 aydınlatma ortamına karşılık gelir [175]. Tez çalışmamızda standardizasyonu sağlamak için renk ölçümleri dental seramikler üzerine yapılan renk çalışmalarına benzer şekilde nötral gri arka fonu içeren, D65 (Yapay standart Gün ışığı), TL84 (Mağaza/ofis ışığı), INCA-A (Akkor ışık) ve D50 (Öğlen ortası Gün ışığı) aydınlatma ortamlarını sağlayan renk ölçüm kabini kullanılarak tamamen karanlık bir ortamda gerçekleştirildi.

CIEDE 2000 renk sistemi CIE L^*a^*b sisteminden kaynaklı istikrarsızlıkları düzelterek ölçümlenen ve algılanan renk değişim miktarı arasında daha iyi bir

korelasyon sağlamak amacıyla geliştirilmiştir. Bu yeni formüldeki ölçüm fonksiyonları (SL, SC ve SH) ve parametrik faktörler (kL, kC ve kH); ana renk, yoğunluk ve doygunluğun, arka plan, aydınlatma, görüntüleme modu, örnek boyutu gibi değişkenlerdeki değerlerdir. Burada amaç, görsel olarak algılanan farklılığı matematiksel hesaplanan fark arasındaki ilişkiyi geliştirmektir [156]. Diş hekimliği renk araştırmalarında 2004 yılından itibaren CIEDE 2000 formülünün kullanması önerilmektedir [216]. Dental seramiklerin renk farkının değerlendirilmesi için CIEDE 2000 formülünün daha iyi uyum sağladığı belirtilmiştir [217]. Bu bilgiler ışığında CIEDE 2000 formülü çalışmamızda kullanılması uygun görüldü.

Seramik materyallerinin translüsensilerinin incelenmesinde translüsensi parametresi ve kontrast oranı yöntemleri kullanılmaktadır. Kontrast oranı için yapılan değerlendirmeler 0-1 aralığında iken translüsensi parametresi değerleri 0-100 aralığındadır ve daha hassas bir değerlendirme sağlar. Translüsensi parametresi, CIE $L^*a^*b^*$ değerleri ile hesaplanabilmektedir [218] ve translüsensi parametresi translüsensiyi değerlendirmek için güvenilir bir yöntemdir [195]. Bu nedenle bu tez çalışmasında da translüsensi parametresi referans alınmış ve spektrofotometre yardımıyla CIE L^*a^*b renk sistemi doğrultusunda değerlendirilmiştir.

Dental materyallerdeki küçük renk farklılıklarının insan gözü tarafından ayırt edilebilmesi oldukça güçtür ve gözle fark edilebilir renk değişimini sayısal ifade edilebilmesi için yapılan çalışmalarda ΔE değerinin insan gözü tarafından fark edilebilecek sınırının belirlenmesinde tam bir kesinlik olmadığı belirtilmiştir [141]. Farklı çalışmalar, klinik kabul edilebilirlik ve algılanabilirlik için farklı ΔE_{00} eşiklerini dikkate almıştır; Ghinea ve ark. [217] dental seramiklerdeki renk farkı eşiklerini değerlendirdikleri çalışmalarında en iyi uyum ile elde edilen ortalama %50 kabul edilebilirlik ve algılanabilirlik eşiklerinin sırasıyla $\Delta E_{00}= 2,23$ ve $1,25$ olduğunu gösterdiler. Ishikawa ve ark. [219], tam seramik restorasyonlar için insan gözü tarafından fark edilemeyecek ΔE değerinin $1,6$ olarak belirtmişlerdir. Ragain ve ark. [220], yaptıkları çalışmada klinik olarak renk farklılığının kabul edilemeyeceği sınır olarak ΔE değerini $2,72$ olarak rapor etmişlerdir. O'Brien ve ark. [153] ΔE değerleri $3,7$ den fazla ise insan gözünün gözle görülebilir bir renk farkı olduğunu ve bunun kabul edilemez olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda O'Brien' ın renk farklılıklarının klinik olarak yorumlanabilmesi için yaptığı sınıflama esas alındı ve klinik olarak kabul edilebilirlik için ΔE birimi $2-3,7$ olarak kabul edildi.

Ağız içi kullanım sonucu önceden renklendirilmiş monolitik zirkonya restorasyonlarında bazı renk değişiklikleri belirgin olabilir ve bu nedenle, protezlerin hastaya tesliminden yaklaşık 3 ila 4 yıl sonra estetik olarak kabul edilemez bir uyumsuzluk beklenebilir [221]. Bu yüzden ağız içi kullanımı taklit etmek amacıyla buharlı otoklav [222], termal döngü [196], suda bekletme [223] ve mekanik yükleme [224] gibi çeşitli yaşlandırma işlemleri uygulanmaktadır. Çalışmalarda seramik sistemleri farklı yaşlandırma testlerinde birbirinden bağımsız oranlarda fakat genel olarak aynı yönde ΔE değişim değerleri verdiği bildirilmiştir [225, 226]. Termal siklusla 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. Yaşlandırma çalışmalarının derlenmesi sonucunda soğuk ve sıcak banyo tankları için sırayla 5°C ve 55°C' lik sıcaklık derecelerinin kullanımının doğru olacağı bildirilmiştir [189]. Literatürlerde banyo tanklarında bekletme süresiyle ilgili bir fikir birliği yoktur ancak 20 sn.' den az olması durumunda arzu edilen termal etkinin yaratılamayacağı bildirilmiştir [227]. Termal siklus sayısı ile ilgili Gale ve Darvell [189] 1999 yılında, 10.000 termal siklusun yaklaşık bir yıllık ağız içi kullanıma eş değer olduğunu bildirmişlerdir. Prado ve ark. [234], 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 kırılma dayanım artmıştır. Fakat 140 saatlik yaşlandırma sonrası kompresif stres kritik değere ulaşmış, yüzey defekti oluşup kırılma dayanımı düşmüştür. Tetragonal den monoklinik faza dönüşüm başlangıçta grenlerin hacmini artırıp kompresif streslere neden olur ve kırılma dayanım artar. Ne zaman ki uzun yaşlanma sonucu kritik gerilmeye ulaşılır, stresler aşırı artar, yapıda defektler oluşur o zaman kırılma dayanım düşer. Bu nedenle çalışmalarda materyallerin özelliklerini değerlendirmek için uzun süreli klinik kullanıma eş değer yaşlandırma protokolleri uygulanmalıdır. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda sırayla 5°C ve 55°C' lik sıcaklık derecelerinde, 25 sn. banyo tanklarında bekletme süresi ve iki banyo arasındaki 10 sn. geçiş ile bir yıllık kullanıma eşdeğer olacak şekilde 10.000 termal siklus uygulanması uygun görüldü.

Metamerizmi değerlendirmek için D65 (Yapay standart gün ışığı), TL84 (Mağaza/ofis ışığı), INCA-A (Akkor ışık) ve D50 (Öğlen ortası gün ışığı) aydınlatma

ortamlarında termal yaşlandırma öncesi ve sonrası yapılan renk ölçümlerinde D65 aydınlatma ortamındaki ilk ölçümler referans alınarak ΔE_{00} değerleri belirlendi. Ölçüm sonuçlarına göre tüm zirkonya blokların termal yaşlandırma öncesi elde edilen ΔE_{00} değerleri D65/INCA-A aydınlatma ortamında en yüksek değeri gösterdi, bunu D65/ TL84 aydınlatma ortamı takip etti, en düşük değeri ise D65/D50 aydınlatma ortamı gösterdi, ancak elde edilen tüm değerler O'Brien' ın renk farklılıklarının klinik olarak yorumlanabilmesi için yaptığı sınıflamaya göre tüm aydınlatma ortamlarında klinik olarak kabul edilebilir değerin ($\Delta E < 2-3,7$) altında kalarak kliniksel olarak tatmin edici sonuçlar gösterdi ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p > 0,05$). Materyallere uygulanan termal yaşlandırma işlemleri sonrası ise materyallerin farklı aydınlatma ortamlarındaki ΔE_{00} değeri değişkenlik gösterdi. Buna göre, VITA YZ HT materyalinde en yüksek değer D65/TL84 aydınlatma ortamında görülürken en düşük değer D65/D50 aydınlatma ortamında görüldü, VITA YZ ST materyalinde en yüksek değer D65/D50 aydınlatma ortamında görülürken en düşük değer D65/TL84 aydınlatma ortamında görüldü, VITA YZ XT materyalinde ise termal yaşlandırma sonrası sonuçlar yaşlandırma öncesine göre paralellik gösterdi.

Corcodel ve ark.' nın [228] in-vivo olarak diş renginin ve renk skalalarının kullanılan ışık kaynağına bağımlılığını değerlendiren çalışmalarında D65 (Gün ışığı), A (Akkor ışık) ve TL84 (Mağaza/Ofis ışığı) aydınlatma ortamlarında CIE $L^*a^*b^*$ değerlerini hesaplanmışlardır. Çalışma, doğal dişler ve renk skalaları (VITA 3D Master) arasında metamerik bir etki buldu (sadece a^* değeri için istatistiksel olarak anlamlı bir etki) ve sonuç olarak farklı aydınlatma koşulları kullanan renk skalaları ve dişler arasında eşleştirme yapılmasını önermişlerdir. Yong-Keun Lee ve ark. [229] ise farklı renk rezin kompozitler (Filtek Supreme, 3M) ve dentin arasındaki metamerizme bağlı olabilecek renk farklılıklarını belirlemek için D65 (Gün ışığı), A (Akkor ışık) ve F (Floresan ışık) aydınlatma ortamlarında yaptıkları çalışmada; rezin kompozit ve dentin arasındaki renk farklılıkları, aydınlatıcı gün ışığından akkor ışığa veya floresan ışığa değiştirildiğinde değiştiğini gözlemlemişlerdir ($p < 0,05$) ve farklı aydınlatıcılara göre rezin kompozitlerin optik özelliklerindeki değişikliklerin dentindekinden daha fazla olduğu belirlenmişlerdir. Sung-Hee Kim ve ark. [230] bir marka dental porselenin farklı tonlarını (A2, A3, A3.5), üç farklı marka porselen tamir kompozitinin (ABT, FSP, TCR) rengi ile üç aydınlatma ortamında (D65, A ve F2) ölçerek aradaki metamerik etkiyi değerlendirmişlerdir. Kullanılan porselen ile tamir kompozitleri

arasındaki metamerik etki; porselenin rengine, tamir kompozitin markasına ve aydınlatıcıya bağlı olarak değiştiğini belirtmişlerdir. Bu nedenle porselen ve tamir kompozitleri arasındaki renk uyumu dikkatli bir şekilde yapılmasını tavsiye etmişlerdir. Bizim çalışmamızda bu çalışmalardan farklı olarak yeni nesil monolitik zirkonya seramikler arasındaki metamerizme bağlı olabilecek renk farklılıkları in-vitro olarak dört adet aydınlatma ortamında [D65 (Yapay standart gün ışığı), TL84 (Mağaza/ofis ışığı), INCA-A (Akkor ışık) ve D50 (Öğlen ortası gün ışığı)] yapıldı. Çalışmamızda gün ışığı aydınlatmasından diğer aydınlatma ortamlarına geçtiğimizde az da olsa renk değişimi olduğunu bizde gözlemledik, ancak bu renk değişikliği klinik olarak önemsiz olduğu gibi istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç vermedi ($p < 0,05$). Çalışmamızda Corcodel ve ark., Yong-Keun Lee ve ark. ve Sung-Hee Kim ve ark.'nın çalışmalarından farklı olarak gözlenen durum; renk ölçümü için kullandığımız spektrofotometre markasının farklı olması, renk ölçüm alanımızın tamamen karanlık ortamda sadece renk kabinimizin sağladığı aydınlatma ışığında yapılması ve renk kabinimizin iç yapısının gelen ışığı yansıtmaması buna bağlı olarak ölçüm doğruluğumuzu etkileyecek sekonder ışıklardan etkilenmemiş olmasına bağlanabilmektedir, ayrıca renk değişiminin değerlendirilmesi için kullandığımız monolitik zirkonyaların farklı aydınlatma ortamlarındaki renk değişimine karşı daha dirençli bir materyal olduğu düşünülmektedir. Bu konuda farklı materyallerin kullanıldığı farklı aydınlatma ortamlarındaki renk değişiminin incelenmesi tavsiye edilmektedir.

Papageorgiou-Kyrana ve ark. [196] monolitik zirkonya (BruxZir) üzerinde yaptıkları çalışmada önceden renklendirilmiş farklı renk gruplarındaki örnekler ile sinterleme aşamasında solüsyona daldırılarak renklendirilmiş monolitik zirkonya örneklerin 6 aylık ağız içi kullanıma eşdeğer 5000 devirlik termal döngü ile yaşlandırılması sonrası bizim çalışmamızı destekler nitelikte algılanabilirlik eşiğinin ($\Delta E < 3,7$) üzerinde renk değişikliği olmadığını ve klinik olarak önemli olmayan ΔE değerleri gözlemlendiğini çalışmalarında bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda farklı olarak bir yıllık kullanıma eşdeğer 10.000 devirlik termal döngü ile materyaller yaşlandırılmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç göstermeyen, klinik kabul edilebilir değerlerin ($\Delta E < 2-3,7$) altında renk değişikliğinin olduğu gözlemlendi. Termal yaşlandırma sonrası L^* değerlerinde örneklerin çoğunda hafif bir azalma

olduğu gözlemlendi. a* değerinde kırmızıya, b* değerinde ise sarı renge doğru bir eğilim olduğu görüldü.

Şen ve ark. [231], yüksek translüsensideki VITA YZ HT, VITA YZ ST ve VITA YZ XT monolitik zirkonya materyallerinin mikroyapısal, fiziksel ve optik özelliklerini araştırdıkları çalışmada; optik özelliklerdeki farklılıkların seramik materyalin kalınlığı, çeşidi, itriyum içeriği ve gren büyüklüğünden etkilendiğini bildirmişlerdir ($p<0,05$). Benzer materyallerin, itriyum içeriğinin materyalin optik özelliklerine etkisini araştırdığımız çalışmamızda itriyum içeriğinin materyalin optik özelliklerine etki ettiğini bizde gözlemledik ($p<0,05$). Ancak klinik koşullar altında değişikliklerin büyüklüğünü araştırmak için çalışmalar gereklidir, çünkü rengin klinik niceliği ve farklılıkları, görsel bir anlam oluşturmak için daha fazla parametreye ihtiyaç duymaktadır.

Seramik restorasyonların estetik sonucunu etkileyen önemli özelliklerinden bir diğeri olan translüsensi özelliği, restorasyonun doğal dişler ile başarılı bir renk eşleşmesinin sağlanabilmesi için oldukça önemlidir [232]. Translüsensi, restorasyonun mevcut dişlerle uyumlu bir görünüm sağlayabilmesinin yanı sıra alttaki dişte maskelenmesi gereken koyu renk bir dentin dokusu ya da restorasyon varlığında dikkatle kontrol edilmesi gereken bir özelliktir [233]. Tam seramik materyallerinde translüsensi temel olarak materyalin kristalin yapısına bağlı yapısal bir özelliğidir [104]. Farklı itriyum içeriğine sahip yeni nesil monolitik zirkonya seramiklerin TP değerlerini az sayıda çalışma bildirilmiştir. Sulaiman ve ark. [204], itriyum miktarı %12' den az olan zirkonya seramiğin (Prettau Anterior) test edilen diğer itriyum miktarı düşük zirkonya seramiklerine (Prettau Zirkonya (%4-6), Katana HT (>%4,5)) göre daha yüksek TP değerlerine sahip olduğu bildirilmiştir. Camposilvan ve ark. [234] yaptığı çalışmada, itriyum miktarının (%3'ten %9'a) artırılmasının, zirkonya yapısının artan tane boyutu ve kübik fazı ile ilişkili olduğu ve dolayısıyla yarı saydamlılığın artmasına neden olduğu bildirilmiştir.

Yeni nesil monolitik zirkonya materyallerinin translüsensilerini değerlendirdiğimiz çalışmamızda yapay yaşlandırma işlemleri öncesi ve sonrasında materyallerin TP değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel açıdan anlamlı farklar bulundu ($p<0,05$). Monolitik zirkonya materyalleri arasındaki yaşlandırma işlemi öncesindeki TP değeri sıralaması; ST>XT>HT şeklinde iken, yaşlandırma

sonrasındaki TP değeri sıralamasının ise $XT > ST > HT$ şeklinde oldu. HT monolitik zirkonya materyali yapay yaşlandırma öncesi ve sonrasında, diğer monolitik zirkonya materyallerinden anlamlı daha düşük TP değerine (17,17-17,77) sahip olduğu tespit edildi ve termal yaşlandırma işleminin HT materyalinin TP değerini artırdığı görüldü. ST ve XT materyalleri arasındaki TP değeri (ST için; 20,41-19,65, XT için; 20,28-20,10) arasında yaşlanma öncesi ve sonrasında istatistiksel olarak bir fark gözlemlenmedi ($p > 0,05$), ST ve XT materyalin termal yaşlandırılması sonrasında TP değerlerinde azalma olduğu gözlemlendi. Bu azalma ST için istatistiksel olarak anlamlı iken ($p < 0,05$) XT için istatistiksel olarak anlamlı sonuç vermedi ($p > 0,05$).

Cho ve ark. [235], itriyum içeriğinin zirkonyanın translüsensi ve maskeleme özelliğini nasıl etkilediği hakkında yaptıkları çalışmada; 3Y-TZP (Katana HT), 4Y-TZP (Katana STML), ve 5Y-TZP (Katana UTML) içerikli monolitik zirkonyaların farklı koping materyalleri üzerinde optik özelliklerini 0,8 mm ve 1,5 mm kalınlıklardaki zirkonya örneklerle değerlendirmişlerdir. Elde edilen ΔE_{00} değerlerine göre materyallerin translüsensi değerleri her 0,8 mm kalınlığında da $3Y < 4Y < 5Y$ şeklinde elde edilmiştir ($p < 0,05$). Harada ve ark. [236]; Prettau Anterior, BruxZir, Katana HT, Katana ST, Katana UT olmak üzere 5 farklı monolitik zirkonya materyallerinin 0,5 mm ve 1 mm kalınlıklarda translüsensi özelliklerini karşılaştırmışlardır. Harada ve ark.'nın çalışması sonucunda; 0,5 mm kalınlıkta monolitik zirkonya grupların kendi içinde translüsensi değerinin anlamlı derecede farklı olduğunu bildirilmiştir. Zhang ve ark. [237] ise çalışmalarında 0,5 ve 1 mm kalınlıklarda farklı itriyum içeriğine sahip (sırasıyla %3, %4 ve %5) monolitik zirkonyalar (Zpex, Zpex4 ve Zpex Smile) 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 ($p < 0,05$). Bizim çalışmamızda lityum disilikat örnekler kullanılmadı. Aynı firmanın üretimi olan 3Y-TZP (VITA YZ HT), 4Y-TZP (VITA YZ ST) ve 5Y-TZP (VITA YZ XT) monolitik zirkonya seramikler 0,5 mm kalınlıkta hazırlandı ve translüsensileri değerlendirildi. İtريum yüzdesi en düşük HT monolitik zirkonya materyali yapay yaşlandırma öncesi ve sonrasında, diğer monolitik zirkonya materyallerinden anlamlı daha düşük TP değerine sahip olduğu tespit edildi, ST ve XT materyallerinin TP değerleri arasında ise yaşlanma öncesi ve sonrasında istatistiksel bir fark gerçekleşmedi ($p > 0,05$). İtريum içeriği arttıkça translüsensi miktarı bizim

çalışmamızda da Cho ve ark., Harada ve ark. ile Zhang ve ark.'nın çalışmalarına benzer şekilde arttı ancak bizim çalışmamızda farklı olarak dördüncü jenerasyon 4Y-TZP monolitik zirkonyaların bir önceki nesil 5Y-TZP' lere göre itriyum içeriği azaltılmasına rağmen benzer oranda translüsensi gösterdiği gözlemlendi. Bu durum farklılığı; ST ve XT materyalleri arasındaki sinterizasyon sıcaklığı farklılığına (ST için 1530°C, XT için 1450°C) bağlanabilir.

Fathy ve ark. [238] hidrotermal yaşlandırmadan sonra monolitik zirkonyanın (Zirkonzahn Prettau ve Zirkonzahn GmbH) translüsensi değerinde azalma olduğunu rapor etmişlerdir, Kurt ve ark. [239] ise çalışmalarında monolitik zirkonya (Zirkonzahn Prettau) ve lityum disilikat (IPS e.max Press) materyallerinin yaşlandırma sonrası translüsensi değerinde istatistiksel açıdan anlamlı bir fark tespit etmediklerini bildirmişlerdir. Yapay yaşlandırma sonrasında translüsensi değerlerinde görülen bu durum farklılığı yapay yaşlandırma protokolündeki farklılığa dayandırılabilir. Fathy ve ark çalışmasında, 134°C' de 15 saat 200 KPa basınçta otoklavda yaşlandırma işlemi uygulamıştır ve bu 30 yıllık klinik kullanıma eş değerdir. Kurt ve ark. ise çalışmalarında daha düşük sıcaklık değerine ve bir yıllık klinik kullanıma eş değer olacak şekilde su spreyi ve ultraviyole ışık altında yaşlandırma işlemi uygulamıştır. Yaşlanma sonrası translüesentlik, monoklinik faz içeriğindeki değişikliklerle ilişkilendirilmesine rağmen, farklı açıklamalar ve mekanizmalar önerilmiştir, Putra ve ark. [240] ile Kim ve ark.'nın [221] çalışmasında bildirilen yaşlanma sonrası artan translüesentlik, kullanılan belirli metal oksitlerin, materyalin mikro yapısında kübik zirkonya oluşumunu artırabileceği ve artan yaşlanma süresi ile kübik grenlerden geçen ışık saçılımının azalması sayesinde daha yüksek TP değerlerine yol açabileceği şeklinde açıklamışlardır. Benzer bir şekilde Choi ve ark. [241] translüsensideki artışı yaşlanma sonrası kübik fazın artmasına bağlamaktadır. Diğer yandan Tuncel ve ark.'nın [242] çalışması monoklinik faz kaynaklı gren boyutundaki artışın, mikro gözenek sayısında bir artışa neden olduğunu ve bunun sonucunda ışık saçılımında artma, translüsenslikte ise azalma olabileceğini söylemektedirler. Bizim çalışmamızda termal yaşlandırma işlemi termal siklus cihazında ağız içi bir yıllık kullanıma eşdeğer olacak şekilde 10.000 termal siklusa uygulanarak gerçekleştirildi. Termal yaşlandırma sonrası HT materyalinin TP değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış ($p<0,05$), ST materyalinin TP değerinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir azalma ($p<0,05$) gerçekleştirdiği belirlendi. XT

materyalindeki termal yaşlandırma sonrası TP değerindeki azalması ise istatistiksel olarak anlamlı sonuç vermedi ($p>0,05$). ST ve XT materyallerindeki termal yaşlandırma sonrası görülen TP değeri azalması; Tuncel ve ark. ile Fathy ve ark.'nın çalışmalarında belirttiği termal yaşlandırma ile gerçekleşen tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne bağlı olarak yapıda meydana gelen mikro çatlakların gelen ışığın daha fazla yansıtılmasına neden olabilecek sınır ve porözite miktarında artışı ile açıklanabilir. HT materyalindeki yaşlanma sonrası görülen TP değeri artışı Putra ve ark. ile Kim ve ark.'nın çalışmalarında belirttiği kullanılan belirli metal oksitlerin, materyalin mikro yapısında kübik zirkonya oluşumunu artırabileceği ve artan yaşlanma süresi ile kübik grenlerden geçen ışık saçılımının azalması sayesinde daha yüksek TP değerlerine yol açabileceği şeklindeki açıklamaya dayandırılabilir. Bununla birlikte, farklı çalışmaları değerlendirirken örneklerin birkaç farklı ticari üründen oluştuğunu göz önünde bulundurmanız ve translüsentlik üzerindeki etkisine ilişkin kesin sonuç çıkarılamayacağını unutmamamız gerekmektedir.

Çalışmanın limitasyonları değerlendirildiğinde kullanılan örneklerin geometrisi klinik olarak kullanılan kompleks yapılardaki restorasyonlardan farklıdır. Bu durumun elde edilecek sonucu etkilemiş olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca çalışmada kullanılan zirkonya blokların sadece bir markadan seçilmesi ve örnek kalınlıklarının sabit olması gibi kısıtlamalar bulunmaktadır. Çalışmada kısa dönem yapay yaşlandırma simülasyonu kullanılmıştır. İleriki çalışmalarda, daha uzun dönemde yapay yaşlandırmanın materyal üzerine etkisinin değerlendirilmesine de ihtiyaç vardır. Çalışmanın in-vitro olması ağız içindeki ortamı tam olarak yansıtamamasına neden olmaktadır. Bu değişkenlerin monolitik zirkonyanın optik özelliklerine etkisinin daha doğru gözlemlenebilmesi için in-vivo çalışmaların yapılması önerilmektedir.

6. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasının limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

- 0,5 mm kalınlıktaki monolitik zirkonya materyallerinin tüm aydınlatma ortamlarındaki renk ölçümleri sonucu bulunan ΔE değerleri klinik olarak kabul edilebilir eşiğin ($\Delta E < 2-3,7$) altında renk farklılığı gösterdi. Buna göre bir metamerizm varlığından bahsedilebilir ancak bu durum klinik olarak endişe edilecek düzeyde değildir.
- Termal yaşlandırmanın monolitik zirkonya materyallerinin rengi üzerine etkisi oldu. Termal yaşlandırma sonucunda materyallerin renginde kırmızı ve sarıya doğru eğilim gerçekleşti ve parlaklık düzeyleri azaldı.
- 0,5 mm kalınlıktaki monolitik zirkonya materyallerinin translüsensi değerleri materyalin içindeki itriyum içeriğinin artmasına bağlı olarak arttığı gözlemlendi ancak 4. Jenerasyon yeni nesil zirkonyaların bir önceki nesil zirkonyalara göre itriyum içeriği azaltılmasına rağmen benzer oranda translüsensi gösterdiği gözlemlendi.
- Termal yaşlandırmanın monolitik zirkonyaların translüsensi üzerine etkisi olduğu gözlemlendi. Termal yaşlandırma sonrası ST ve XT monolitik zirkonya örneklerinin translüsensi değerinde azalma olurken HT monolitik zirkonya materyalinin translüsensi değerinde artış olduğu belirlendi.

7. KAYNAKLAR

- [1] **Özat, P., Tuncel, I. ve Eroğlu, E.** (2013). Repeatability and reliability of human eye in visual shade selection. *Journal of oral rehabilitation*, 40(12), 958-964.
- [2] **Igiel, C., Lehmann, K. M., Ghinea, R., Weyhrauch, M., Hangx, Y., Scheller, H. ve Paravina, R. D.** (2017). Reliability of visual and instrumental color matching. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(5), 303-308.
- [3] **Pecho, O. E., Ghinea, R., Alessandretti, R., Pérez, M. M. ve Della Bona, A.** (2016). Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. *Dental materials*, 32(1), 82-92.
- [4] **Pecho, O. E., Ghinea, R., Perez, M. M. ve Della Bona, A.** (2017). Influence of gender on visual shade matching in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(2), E15-E23.
- [5] **Blum, S. L., Horn, M. ve Olms, C.** (2018). A comparison of intraoral spectrophotometers—Are there user-specific differences? *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(5), 442-448.
- [6] **Joshi, R. ve Acharya, J.** (2017). Shade matching ability of dental students using two visual light sources. *Nepal Med Coll J*, 19(1), 24-26.
- [7] **Sailer, I., Feher, A., Filser, F., Lüthy, H., Gauckler, L. J., Schärer, P. ve Hämmerle, C. H. F.** (2006). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence International*, 37(9).
- [8] **Gargari, M., Gloria, F., Napoli, E. ve Pujia, A. M.** (2010). Zirconia: cementation of prosthetic restorations. Literature review. *ORAL & implantology*, 3(4), 25.
- [9] **Raigrodski, A. J., Chiche, G. J., Potiket, N., Hochstedler, J., Mohamed, S. E., Billiot, S. ve Mercante, D. E.** (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 96(4), 237-244.
- [10] **Kim, H.-K. ve Kim, S.-H.** (2016). Optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of dentistry*, 55, 75-81.
- [11] **Şen, N., Us, Y., Turp, V. ve Şen, D.** (2017). Monolithic zirconia. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 3(2), 127-132.
- [12] **Denry, I. ve Kelly, J. R.** (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 24(3), 299-307.
- [13] **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.
- [14] **Kuehni, R. G. ve Marcus, R. T.** (1979). An experiment in visual scaling of small color differences. *Color Research & Application*, 4(2), 83-91.
- [15] **Lee, Y.-K., Lim, B.-S. ve Kim, C.-W.** (2004). Influence of illuminating and viewing aperture size on the color of dental resin composites. *Dental Materials*, 20(2), 116-123.
- [16] **Denry, I. ve Kelly, J.** (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of dental research*, 93(12), 1235-1242.
- [17] **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).
- [18] **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.

- [19] **GÜLTEKİN, P.** (2017). Volkan TURP. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 3(2), 77-83.
- [20] **Piconi, C. ve Maccauro, G.** (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
- [21] **Turp, V., Sen, D., Tuncelli, B., Goller, G. ve Özcan, M.** (2013). Evaluation of air-particle abrasion of Y-TZP with different particles using microstructural analysis. *Australian dental journal*, 58(2), 183-191.
- [22] **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. *J Prosthet Dent*, 108(4), 223-230.
- [23] **Kelly, J. R. ve Denry, I.** (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental materials*, 24(3), 289-298.
- [24] **Kelly, J. R.** (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, 48(2), viii, 513-530.
- [25] **Garvie, R. C., Hannink, R. ve Pascoe, R.** (1990). Ceramic steel? *Sintering Key Papers* ss. 253-257): Springer.
- [26] **Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M. ve Spiekermann, H.** (2001). Fracture Resistance of Lithium Disilicate--, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. *International Journal of Prosthodontics*, 14(3).
- [27] **Sorensen, J.** (2003). The Lava system for CAD/CAM production of high-strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol*, 26, 57-67.
- [28] **Chevalier, J., Olagnon, C. ve Fantozzi, G.** (1999). Subcritical crack propagation in 3Y-TZP ceramics: static and cyclic fatigue. *Journal of the American Ceramic Society*, 82(11), 3129-3138.
- [29] **Lee, Y. K., Cha, H. S. ve Ahn, J. S.** (2007). Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *J Prosthet Dent*, 97(5), 279-286.
- [30] **Jiang, L., Liao, Y., Wan, Q. ve Li, W.** (2011). Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *J Mater Sci Mater Med*, 22(11), 2429-2435.
- [31] **Christensen, G. J.** (2001). Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc*, 132(9), 1301-1303.
- [32] **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. *Dental materials*, 20(5), 449-456.
- [33] **Anusavice, K. J., Shen, C. ve Rawls, H. R.** (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- [34] **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.
- [35] **Ichikawa, Y., Akagawa, Y., Nikai, H. ve Tsuru, H.** (1992). Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent*, 68(2), 322-326.
- [36] **Denissen, H. W., van der Zel, J. M. ve van Waas, M. A.** (1999). Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *International journal of prosthodontics*, 12(5).
- [37] **Covacci, V., Bruzzese, N., Maccauro, G., Andreassi, C., Ricci, G., Piconi, C., Marmo, E., Burger, W. ve Cittadini, A.** (1999). In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*, 20(4), 371-376.
- [38] **Pawlowski, K. S., Wawro, D. ve Roland, P. S.** (2005). Bacterial biofilm formation on a human cochlear implant. *Otol Neurotol*, 26(5), 972-975.

- [39] **Rieth, P. H., Reed, J. S. ve Naumann, A. W.** (1976). Fabrication and flexural strength of ultrafine-grained yttria-stabilized zirconia. *Am Ceram Soc Bull; (United States)*, 55:8, Medium: X; Size: Pages: 717-721 2009-2012-2017.
- [40] **Darmawan, B., Fisher, J., Trung, D., Sakthiabirami, K. ve Park, S.-W.** (2020). Two-Step Sintering of Partially Stabilized Zirconia for Applications in Ceramic Crowns. *Materials*, 13, 1857.
- [41] **Denry, I. ve Kelly, J. R.** (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24(3), 299-307.
- [42] **Silva, N. R., Sailer, I., Zhang, Y., Coelho, P. G., Guess, P. C., Zembic, A. ve Kohal, R. J.** (2010). Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials*, 3(2), 863-896.
- [43] **Piconi, C., Labanti, M., Magnani, G., Caporale, M., Maccauro, G. ve Magliocchetti, G.** (1999). Analysis of a failed alumina THR ball head. *Biomaterials*, 20(18), 1637-1646.
- [44] **Green, D. J., Hannink, R. H. ve Swain, M. V.** (2018). *Transformation toughening of ceramics*. CRC press.
- [45] **Ruiz, L. ve Readey, M. J.** (1996). Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y-TZP. *Journal of the American ceramic society*, 79(9), 2331-2340.
- [46] **Fabris, S., Paxton, A. T. ve Finnis, M. W.** (2002). A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta Materialia*, 50(20), 5171-5178.
- [47] **Scott, H.** (1975). Phase relationships in the zirconia-yttria system. *Journal of materials science*, 10(9), 1527-1535.
- [48] **BULTAN, Ö., ÖNGÜL, D. ve TÜRKOĞLU, P.** (2010). ZİRKONYANIN MİKROYAPILARINA VE ÜRETİM ŞEKİLLERİNE GÖRE SINIFLANDIRILMASI. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 44(3), 197-204.
- [49] **Chevalier, J., Deville, S., Münch, E., Jullian, R. ve Lair, F.** (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials*, 25(24), 5539-5545.
- [50] **EC, S.** (1981). Heuer AH, Hobbs LW, editors. Zirconia-an overview. *Advances in Ceramics The American Ceramic Society, Westerville*, 1-24.
- [51] **Filser, F. T.** (2001) *Direct ceramic machining of ceramic dental restorations*: ETH Zurich.
- [52] **Cales, B.,** (Year) editör^editörler. Colored zirconia ceramics for dental applications. *BIOCERAMICS-CONFERENCE-*; 1998 Published.
- [53] **Blue, D. S., Griggs, J. A., Woody, R. D. ve Miller, B. H.** (2003). Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent*, 90(3), 247-254.
- [54] **Yin, L. ve Huang, H.** (2004). Ceramic response to high speed grinding. *Machining Science and Technology*, 8(1), 21-37.
- [55] **Yin, L., Jahanmir, S. ve Ives, L.** (2003). Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear*, 255(7-12), 975-989.
- [56] **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.
- [57] **Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M. ve Swain, M. V.** (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of dentistry*, 33(1), 9-18.
- [58] **Curtis, A. R., Wright, A. J. ve Fleming, G. J.** (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of dentistry*, 34(3), 195-206.

- [59] **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.
- [60] **Malkondu, Ö., Tinastepe, N., Akan, E. ve Kazazp lu, E.** (2016). An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 30, 644 - 652.
- [61] **Rosenstiel, S., Land, M. ve Fujimoto, J.** (2006). Contemporary Fixed Prosthodontics, ; Mosby. Elsevier; s.
- [62] **Stawarczyk, B., Lümekemann, N., Eichberger, M. ve Edelhoff, D.** (2017). Werkstoffkunde Update: monolithisches Zirkonoxid. *Quintessenz Zahntech*, 43, 980-991.
- [63] **Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D. ve Lümekemann, N.** (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence international*, 48(5).
- [64] **Rosentritt, M., Hahnel, S. ve Kieschnick, A.** (2017). Werkstoffkunde-Kompodium" Zirkonoxid": moderne dentale Materialien im praktischen Arbeitsalltag. *Apple ibook*.
- [65] **Zarone, F., Russo, S. ve Sorrentino, R.** (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental materials*, 27(1), 83-96.
- [66] **Filser, F., Kocher, P., Weibel, F., Luthy, H., Scharer, P. ve Gauckler, L.** (2001). Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *International journal of computerized dentistry*, 4(2), 89-106.
- [67] **Heintze, S. D. ve Rousson, V.** (2010). Survival of zirconia-and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*, 23(6).
- [68] **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.
- [69] **Stawarczyk, B., Özcan, M., Trottmann, A., Hämmerle, C. H. ve Roos, M.** (2012). Evaluation of flexural strength of hiped and presintered zirconia using different estimation methods of Weibull statistics. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 10, 227-234.
- [70] **Kern, M.** (2011). Misserfolge vermeiden—adäquate Retentions-und Widerstandsform von Brückenpfeilern. *Quintessenz*, 62, 1017-1023.
- [71] **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. *J Prosthet Dent*, 119(1), 36-46.
- [72] **Stawarczyk, B., Frevert, K., Ender, A., Roos, M., Sener, B. ve Wimmer, T.** (2016). Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 59, 128-138.
- [73] **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.
- [74] **Zhang, F., Inokoshi, M., Batuk, M., Hadermann, J., Naert, I., Van Meerbeek, B. ve Vleugels, J.** (2016). Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials*, 32(12), e327-e337.
- [75] **ERSU, B., YÜZÜGÜLLÜ, B. ve CANAY, R. Ş.** (2008). Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg(Clinical Dentistry and Research)*, 32(2), 58-72.

- [76] **Goff, J., Hayes, W., Hull, S., Hutchings, M. ve Clausen, K. N.** (1999). Defect structure of yttria-stabilized zirconia and its influence on the ionic conductivity at elevated temperatures. *Physical Review B*, 59(22), 14202.
- [77] **Gupta, T. K., Lange, F. ve Bechtold, J.** (1978). Effect of stress-induced phase transformation on the properties of polycrystalline zirconia containing metastable tetragonal phase. *Journal of Materials Science*, 13(7), 1464-1470.
- [78] **McLaren, E. A. ve White, S. N.** (1999). Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 11(8), 985-994; quiz 996.
- [79] **Tinschert, J., Zwez, D., Marx, R. ve Anusavice, K.** (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *Journal of dentistry*, 28(7), 529-535.
- [80] **Swab, J.** (1991). Low temperature degradation of Y-TZP materials. *Journal of Materials Science*, 26(24), 6706-6714.
- [81] **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.
- [82] **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 II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*, 88(1), 10-15.
- [83] **Beuer, F., Schweiger, J., Eichberger, M., Kappert, H. F., Gernet, W. ve Edelhoff, D.** (2009). High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings—a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 25(1), 121-128.
- [84] **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.
- [85] **Larsson, C. ve Wennerberg, A.** (2014). The clinical success of zirconia-based crowns: a systematic review. *Int J Prosthodont*, 27(1), 33-43.
- [86] **Kirsten, A., Hausmann, A., Weber, M., Fischer, J. ve Fischer, H.** (2015). Bioactive and thermally compatible glass coating on zirconia dental implants. *Journal of dental research*, 94(2), 297-303.
- [87] **Guess, P., Zhang, Y., Kim, J.-W., Rekow, E. ve Thompson, V.** (2010). Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment. *Journal of dental research*, 89(6), 592-596.
- [88] **Yilmaz, H., Nemli, S. K., Aydin, C., Bal, B. T. ve Tiras, T.** (2011). Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dent Mater*, 27(8), 786-795.
- [89] **Rinke, S., Gersdorff, N., Lange, K. ve Roediger, M.** (2013). Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results. *Int J Prosthodont*, 26(2), 164-171.
- [90] **Schultheis, S., Strub, J. R., Gerds, T. A. ve Guess, P. C.** (2013). Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clin Oral Investig*, 17(5), 1407-1413.
- [91] **Mehra, M. ve Vahidi, F.** (2014). Complete mouth implant rehabilitation with a zirconia ceramic system: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 112(1), 1-4.
- [92] **Thulasidas, S., Givan, D. A., Lemons, J. E., O'Neal, S. J., Ramp, L. C. ve Liu, P. R.** (2015). Influence of implant angulation on the fracture resistance of zirconia abutments. *J Prosthodont*, 24(2), 127-135.
- [93] **Roediger, M., Gersdorff, N., Huels, A. ve Rinke, S.** (2010). Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. *International Journal of Prosthodontics*, 23(2).

- [94] **Schmitter, M., Mueller, D. ve Rues, S.** (2013). In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *J Oral Rehabil*, 40(7), 519-525.
- [95] **Choi, S., Yoon, H.-I. ve Park, E.-J.** (2017). Load-bearing capacity of various CAD/CAM monolithic molar crowns under recommended occlusal thickness and reduced occlusal thickness conditions. *The journal of advanced prosthodontics*, 9(6), 423-431.
- [96] **Wang, X., Fan, D., Swain, M. V. ve Zhao, K.** (2012). A systematic review of all-ceramic crowns: clinical fracture rates in relation to restored tooth type. *Int J Prosthodont*, 25(5), 441-450.
- [97] **Güngör, M. B. ve Nemli, S. K.** (2018). Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(3), 473-480.
- [98] **Zhang, Y. ve Kim, J.-W.** (2010). Graded zirconia glass for resistance to veneer fracture. *Journal of dental research*, 89(10), 1057-1062.
- [99] **Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Donovan, T. E., Vallittu, P. K., Narhi, 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. *Dent Mater J*, 34(5), 605-610.
- [100] **Zhao, K., Pan, Y., Guess, P. C., Zhang, X. P. ve Swain, M. V.** (2012). Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater*, 28(6), 653-660.
- [101] **Ilie, N. ve Stawarczyk, B.** (2015). Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *The Journal of prosthetic dentistry*, 113(2), 114-121.
- [102] **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.
- [103] **Preis, V., Weiser, F., Handel, G. ve Rosentritt, M.** (2013). Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int*, 44(5), 393-405.
- [104] **Basso, G., Kodama, A., Pimentel, A., Kaizer, M., Bona, A. D., Moraes, R. ve Boscato, N.** (2017). Masking colored substrates using monolithic and bilayer CAD-CAM ceramic structures. *Operative dentistry*, 42(4), 387-395.
- [105] **Kim, H.-K., Kim, S.-H., Lee, J.-B., Han, J.-S., Yeo, I.-S. ve Ha, S.-R.** (2016). Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *The journal of advanced prosthodontics*, 8(1), 37-42.
- [106] **Sun, T., Zhou, S., Lai, R., Liu, R., Ma, S., Zhou, Z. ve Longquan, S.** (2014). Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*, 35, 93-101.
- [107] **Dhima, M., Assad, D. A., Volz, J. E., An, K. N., Berglund, L. J., Carr, A. B. ve Salinas, T. J.** (2013). Evaluation of fracture resistance in aqueous environment of four restorative systems for posterior applications. Part 1. *J Prosthodont*, 22(4), 256-260.
- [108] **Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gueth, J.-F., Edelhoff, D. ve Naumann, M.** (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental materials*, 28(4), 449-456.
- [109] **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.
- [110] **Michalakakis, K. X., Stratos, A., Hirayama, H., Kang, K., Touloumi, F. ve Oishi, Y.** (2009). Fracture resistance of metal ceramic restorations with two different margin

designs after exposure to masticatory simulation. *The Journal of prosthetic dentistry*, 102(3), 172-178.

- [111] **Esquivel-Upshaw, J., Kim, M., Hsu, S., Abdulhameed, N., Jenkins, R., Neal, D., Ren, F. ve Clark, A.** (2018). Randomized clinical study of wear of enamel antagonists against polished monolithic zirconia crowns. *Journal of dentistry*, 68, 19-27.
- [112] **Nakamura, K., Mouhat, M., Nergård, J. M., Lægreid, S. J., Kanno, T., Milleding, P. ve Örtengren, U.** (2016). Effect of cements on fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *Acta biomaterialia odontologica Scandinavica*, 2(1), 12-19.
- [113] **Sripetchdanond, J. ve Leevailoj, C.** (2014). Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 112(5), 1141-1150.
- [114] **Stawarczyk, B., Özcan, M., Schmutz, F., Trottmann, A., Roos, M. ve Hämmerle, C. H.** (2013). Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(1), 102-112.
- [115] **Kim, H.-K., Kim, S.-H., Lee, J.-B., Han, J.-S. ve Yeo, I.-S.** (2013). Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *The journal of advanced prosthodontics*, 5(3), 296-304.
- [116] **Amer, R., Kürklü, D., Kateeb, E. ve Seghi, R. R.** (2014). Three-body wear potential of dental yttrium-stabilized zirconia ceramic after grinding, polishing, and glazing treatments. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(5), 1151-1155.
- [117] **Sabrah, A. H., Cook, N. B., Luangruangrong, P., Hara, A. T. ve Bottino, M. C.** (2013). Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dent Mater*, 29(6), 666-673.
- [118] **Kontos, L., Schille, C., Schweizer, E. ve Geis-Gerstorfer, J.** (2013). Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. *Acta Odontol Scand*, 71(3-4), 482-487.
- [119] **Preis, V., Behr, M., Kolbeck, C., Hahnel, S., Handel, G. ve Rosentritt, M.** (2011). Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dent Mater*, 27(8), 796-804.
- [120] **Jang, G., Kim, H., Choe, H. ve Son, M.** (2011). Fracture strength and mechanism of dental ceramic crown with zirconia thickness. *Procedia Engineering*, 10, 1556-1560.
- [121] **Tabatabaian, F.** (2019). Color aspect of monolithic zirconia restorations: a review of the literature. *Journal of prosthodontics*, 28(3), 276-287.
- [122] **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.
- [123] **Kim, H.-K. ve Kim, S.-H.** (2017). Comparison of the optical properties of pre-colored dental monolithic zirconia ceramics sintered in a conventional furnace versus a microwave oven. *The journal of advanced prosthodontics*, 9(5), 394-401.
- [124] **Harsono, M., Simon, J. F., Stein, J. M. ve Kugel, G.** (2013). Evolution of chairside CAD/CAM dentistry. *Tex Dent J*, 130(3), 238-244.
- [125] **Elsaka, S. E.** (2019). Optical and Mechanical Properties of Newly Developed Monolithic Multilayer Zirconia. *J Prosthodont*, 28(1), e279-e284.
- [126] **Leone, R., Sorrentino, R., Camposilvan, E., Chevalier, J., Zarone, F. ve Ferrari, M.** (2016). In vitro aging and mechanical properties of translucent monolithic zirconia. *Dental Materials*, 32, e98.
- [127] **Malkoç, M. ve Sevimay, M.** (2009). Protetik diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. *Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 18, 208-216.
- [128] **Diaz-Arnold, A. M., Vargas, M. A. ve Haselton, D. R.** (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(2), 135-141.

- [129] **Irie, M., Suzuki, K. ve Watts, D. C.** (2004). Marginal and flexural integrity of three classes of luting cement, with early finishing and water storage. *Dental Materials*, 20(1), 3-11.
- [130] **Peutzfeldt, A., Sahafi, A. ve Flury, S.** (2011). Bonding of restorative materials to dentin with various luting agents. *Operative dentistry*, 36(3), 266-273.
- [131] **O'Brien, T., Shoja-Assadi, F., Lea, S. C., Burke, F. T. ve Palin, W. M.** (2010). Extrinsic energy sources affect hardness through depth during set of a glass-ionomer cement. *Journal of dentistry*, 38(6), 490-495.
- [132] **Qeblawi, D. M., Campillo-Funollet, M. ve Muñoz, C. A.** (2015). In vitro shear bond strength of two self-adhesive resin cements to zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*, 113(2), 122-127.
- [133] **Griffin Jr, J. D.** (2013). Combining monolithic zirconia crowns, digital impressing, and regenerative cement for a predictable restorative alternative to PFM. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 34(3), 212-222.
- [134] **Ha, S.-R.** (2015). Biomechanical three-dimensional finite element analysis of monolithic zirconia crown with different cement type. *The journal of advanced prosthodontics*, 7(6), 475-483.
- [135] **Joiner, A.** (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 32, 3-12.
- [136] **Kuehni, R. G.** (2002). The early development of the Munsell system. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, 27(1), 20-27.
- [137] **Weatherall, I. L. ve Coombs, B. D.** (1992). Skin color measurements in terms of CIELAB color space values. *Journal of investigative dermatology*, 99(4), 468-473.
- [138] **Chu, S. J., Devigus, A. ve Mielezsko, A. J.** (2004). *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry*. Quintessence Publishing Company Illinois.
- [139] **Fondriest, J.** (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5), 467-480.
- [140] **Trushkowsky, R. D.** (2003). How a spectrophotometer can help you achieve esthetic shade matching. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 24(1), 60-66.
- [141] **Seghi, R., Gritz, M. ve Kim, J.** (1990). Colorimetric changes in composites resulting from visible-light-initiated polymerization. *Dental Materials*, 6(2), 133-137.
- [142] **Bimler, D. L., Kirkland, J. ve Jameson, K. A.** (2004). Quantifying variations in personal color spaces: Are there sex differences in color vision? *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, 29(2), 128-134.
- [143] **Paravina, R. D. ve Powers, J. M.** (2004). *Esthetic color training in dentistry*. Mosby.
- [144] **Sharma, G. ve Bala, R.** (2017). *Digital color imaging handbook*. CRC press.
- [145] **Fondriest, J.** (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 23(5), 467-479.
- [146] **Paravina, R. ve Powers, J.** (2004). *Esthetic color training in dentistry* Mosby St. Louis Google Scholar.
- [147] **BILLMEYER, F. W. ve Saltzman, M.** (1966). *Principles of Color Technology.[With Illustrations.]*. Interscience Publishers.

- [148] Seghi, R. R., Johnston, W. M. ve O'Brien, W. J. (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent*, 56(1), 35-40.
- [149] Kucukesmen, H. C., Usumez, A., Ozturk, N. ve Eroglu, E. (2008). Change of shade by light polymerization in a resin cement polymerized beneath a ceramic restoration. *J Dent*, 36(3), 219-223.
- [150] Akyil, M. Ş. ve Bayindir, F. (2010). Time dependent effects of various staining agents on colour of artificial teeth. *Materials Research Innovations*, 14(5), 365-369.
- [151] Karaagaclioglu, L. ve Yilmaz, B. (2008). Influence of cement shade and water storage on the final color of leucite-reinforced ceramics. *Oper Dent*, 33(4), 386-391.
- [152] Wee, A. G. (2006). Description of color, color replication process and esthetics. *Contemporary fixed prosthodontics Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J 4th ed St Louis: Mosby*, 710-712.
- [153] O'brien, W. J. (2002). Dental materials and their selection, 2002. *Quintessence*.
- [154] Luo, M. R., Cui, G. ve Rigg, B. (2001). The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, 26(5), 340-350.
- [155] Sharma, G., Wu, W. ve Dalal, E. N. (2005). The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, 30(1), 21-30.
- [156] 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.
- [157] Hassel, A. J., Nitschke, I. ve Rammelsberg, P. (2009). Comparing L ab Color Coordinates for Natural Teeth Shades and Corresponding Shade Tabs Using a Spectrophotometer. *International Journal of Prosthodontics*, 22(1).
- [158] 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.
- [159] Von Fraunhofer, J. ve Curtis Jr, P. (1989). The physical and mechanical properties of anterior and posterior composite restorative materials. *Dental Materials*, 5(6), 365-368.
- [160] Okubo, S. R., Kanawati, A., Richards, M. W. ve Childressd, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(6), 642-648.
- [161] DOĞAN, D. A. ve YÜZÜGÜLLÜ, B. Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011(4), 65-72.
- [162] Johnston, S. F. (2015). *A history of light and colour measurement: science in the shadows*. CRC Press.
- [163] Milardovic Ortolan, S., Persic, S., Celebic, A. ve Mehulic, K. (2013). Comparison of time consumption and color matching results of different dental occupational groups. *International Journal of Prosthodontics*, 26(5).
- [164] Yang, J. N. ve Shevell, S. K. (2003). Surface color perception under two illuminants: The second illuminant reduces color constancy. *Journal of Vision*, 3(5), 4-4.
- [165] Muia, P. J. (1982). *The four dimensional tooth color system*. Quintessence Publishing (IL).
- [166] Salinas, T. J. ve Eckert, S. E. (2007). In patients requiring single-tooth replacement, what are the outcomes of implant-as compared to tooth-supported restorations? *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(7).

- [167] **Carsten, D. L.** (2003). Successful shade matching--what does it take? *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 24(3), 175-178, 180, 182 passim; quiz 188.
- [168] **Rea, M. S. ve Freyssonier-Nova, J. P.** (2008). Color rendering: A tale of two metrics. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, 33(3), 192-202.
- [169] **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.
- [170] **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.
- [171] **Lehmann, K. M., Igiel, C., Schmidtman, I. ve Scheller, H.** (2010). Four color-measuring devices compared with a spectrophotometric reference system. *Journal of dentistry*, 38, e65-e70.
- [172] **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), 675-680.
- [173] **Igiel, C., Weyhrauch, M., Wentaschek, S., Scheller, H. ve Lehmann, K. M.** (2016). Dental color matching: A comparison between visual and instrumental methods. *Dental materials journal*, 35(1), 63-69.
- [174] **Da Silva, J. D., Park, S. E., Weber, H.-P. ve Ishikawa-Nagai, S.** (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of prosthetic dentistry*, 99(5), 361-368.
- [175] **TURGUT, S., KILINÇ, H., AYAZ, E. A. A. ve BAĞIŞ, B.** (2021). MONOLİTİK ZİRKONYA RESTORASYONLARIN SONUÇ RENK VE TRANSLUSENSİ ÖZELLİKLERİNE FARKLI TİP YAPIŞTIRMA SİMANLARININ ETKİSİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 256-262.
- [176] **Hollis, S., Eisenbeisz, E. ve Versluis, A.** (2015). Color stability of denture resins after staining and exposure to cleansing agents. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(5), 709-714.
- [177] **Tung, F. F., Goldstein, G. R., Jang, S. ve Hittelman, E.** (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(6), 585-590.
- [178] **Park, J.-H., Lee, Y.-K. ve Lim, B.-S.** (2006). Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *The Journal of prosthetic dentistry*, 96(6), 402-411.
- [179] **Lee, Y.-K., Yu, B. ve Lim, H.-N.** (2010). Lightness, chroma, and hue distributions of a shade guide as measured by a spectroradiometer. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(3), 173-181.
- [180] **Cal, E., Güneri, P. ve Kose, T.** (2006). Comparison of digital and spectrophotometric measurements of colour shade guides. *Journal of oral rehabilitation*, 33(3), 221-228.
- [181] **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.
- [182] **Lath, D., Wildgoose, D., Guan, Y., Lilley, T., Smith, R. ve Brook, A.** (2007). A digital image analysis system for the assessment of tooth whiteness compared to visual shade matching. *The Journal of clinical dentistry*, 18(1), 17-20.
- [183] **Wee, A. G., Lindsey, D. T., Kuo, S. ve Johnston, W. M.** (2006). Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dental Materials*, 22(6), 553-559.

- [184] **Blaes, J.** (2002). Today's technology improves the shade-matching problems of yesterday. *Journal (Indiana Dental Association)*, 81(4), 17-19.
- [185] **Braem, M., Lambrechts, P. ve Vanherle, G.** (1994). Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *Journal of dentistry*, 22(2), 97-102.
- [186] **Papacchini, F., Toledano, M., Monticelli, F., Osorio, R., Radovic, I., Polimeni, A., García-Godoy, F. ve Ferrari, M.** (2007). Hydrolytic stability of composite repair bond. *European journal of oral sciences*, 115(5), 417-424.
- [187] **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.
- [188] **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.
- [189] **Gale, M. ve Darvell, B.** (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27(2), 89-99.
- [190] **ISO-standards.** (2003). ISO 11405 Dental materials—Testing of adhesion to tooth structure. International Organisation for Standardization Geneva;; s.
- [191] **Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C. ve Monaco, A.** (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.
- [192] **Organization, W. H.** (1993). Dental Materials—Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure. *International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, ISO TR, 11405.*
- [193] **Denry, I.** (2013). How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dental materials*, 29(1), 85-96.
- [194] **MCLEAN, J. W.** (1995). New dental ceramics and esthetics. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 7(4), 141-149.
- [195] **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.
- [196] **Papageorgiou-Kyran, A., Kokoti, M., Kontonasaki, E. ve Koidis, P.** (2018). Evaluation of color stability of preshaded and liquid-shaded monolithic zirconia. *The journal of prosthetic dentistry*, 119(3), 467-472.
- [197] **cercon xt zirconia (Dentsplay sirona).** <https://www.dentsplysirona.com/hr-hr/explore/lab/zirconia/cercon-xt-ml.html>
- [198] **Zpex zirkonja (Krahn).** <https://www.krahn.eu/de/products/technical-ceramics/zirconia/product/zpex-4/#productSearchFilters>
- [199] **BruxZir zirkonja (Gidewell).** <https://glidewelldental.com/solutions/crown-and-bridge/zirconia>
- [200] **KATANA Zirkonja (KATANA).** <https://kuraraydental.com/product/katana-zirconia-ht-it/>
- [201] **Prado, R. D., Pereira, G. K. R., Bottino, M. A., Melo, R. M. d. ve Valandro, L. F.** (2017). Effect of ceramic thickness, grinding, and aging on the mechanical behavior of a polycrystalline zirconia. *Brazilian oral research*, 31.
- [202] **Akar, G. C., Pekkan, G., Çal, E., Eskitaşçioğlu, G. ve Özcan, M.** (2014). Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 314-321.
- [203] **Kim, H.-K., Kim, S.-H., Lee, J.-B. ve Ha, S.-R.** (2016). Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(6), 773-779.

- [204] Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Donovan, T. E., Ritter, A. V., Vallittu, P. K., Närhi, T. O. ve Lassila, L. V. (2015). Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental Materials*, 31(10), 1180-1187.
- [205] de la Macorra, J. C. ve Pradíes, G. (2002). Conventional and adhesive luting cements. *Clinical oral investigations*, 6(4), 198-204.
- [206] Bifix QM. <https://www.voco.dental/tr/ueruenler/indirek-restorasyonlar/simantasyon-maddeleri/bifix-qm.aspx>
- [207] Dede, D. Ö., Ceylan, G. ve Yilmaz, B. (2017). Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*, 117(4), 539-544.
- [208] Sari, T., Ural, C., Yüzbaşıoğlu, E., Duran, I., Cengiz, S. ve Kavut, I. (2018). Color match of a feldspathic ceramic CAD-CAM material for ultrathin laminate veneers as a function of substrate shade, restoration color, and thickness. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(3), 455-460.
- [209] Acar, O., Yilmaz, B., Altintas, S. H., Chandrasekaran, I. ve Johnston, W. M. (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(1), 71-75.
- [210] Subaşı, M. G., Alp, G., Johnston, W. M. ve Yilmaz, B. (2018). Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *Journal of dentistry*, 71, 38-42.
- [211] Chang, J., Da Silva, J. D., Sakai, M., Kristiansen, J. ve Ishikawa-Nagai, S. (2009). The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *Journal of dentistry*, 37(12), 937-943.
- [212] Dagg, H., O'Connell, B., Claffey, N., Byrne, D. ve Gorman, C. (2004). The influence of some different factors on the accuracy of shade selection. *Journal of oral rehabilitation*, 31(9), 900-904.
- [213] DOĞAN, D. A. ve YÜZÜGÜLLÜ, B. (2011). Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011(4), 65-72.
- [214] Adelman-McCarthy, J. K., Agüeros, M. A., Allam, S. S., Anderson, K. S., Anderson, S. F., Annis, J., Bahcall, N. A., Baldry, I. K., Barentine, J. ve Berlind, A. (2006). The fourth data release of the sloan digital sky survey. *The Astrophysical Journal Supplement Series*, 162(1), 38.
- [215] Chu, S. J., Devigus, A. ve Mieleszko, A. (2004). Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry. *Chicago, IL*.
- [216] Della Bona, A., Pecho, O. E., Ghinea, R., Cardona, J. C. ve Pérez, M. M. (2015). Colour parameters and shade correspondence of CAD–CAM ceramic systems. *Journal of dentistry*, 43(6), 726-734.
- [217] Ghinea, R., Pérez, M. M., Herrera, L. J., Rivas, M. J., Yebra, A. ve Paravina, R. D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of dentistry*, 38, e57-e64.
- [218] Johnston, W. M., Ma, T. ve Kienle, B. H. (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 8(1).
- [219] Ishikawa-Nagai, S., Wang, J., Seliger, A., Lin, J. ve Da Silva, J. (2013). Developing a custom dental porcelain shade system for computer color matching. *Journal of dentistry*, 41, e3-e10.
- [220] Ragain Jr, J. C. ve Johnston, W. M. (2001). Minimum color differences for discriminating mismatch between composite and tooth color. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 13(1), 41-48.
- [221] Kim, H.-K. ve Kim, S.-H. (2019). Effect of hydrothermal aging on the optical properties of precolored dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(4), 676-682.

- [222] 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.
- [223] Gehrkea, P., Riekeberg, U., Fackler, O. ve Dhondt, G. (2009). Comparison of In Vivo Visual, Spectrophotometric and Colorimetric Shade Determination of Teeth and Implant-supported Crowns Vergleichsstudie zur visuellen, spektrophotometrischen und kolorimetrischen Farb. *International journal of computerized dentistry*, 12, 247-263.
- [224] ATAY, M. T., AHMET, B. S. O. ve ÖZEL, G. S. AĞIZ ORTAMININ SİMÜLASYONU AÇISINDAN TERMAL ve LOADING SİKLOUSUN ÖNEMİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(4).
- [225] Alghazzawi, T. F. (2017). The effect of extended aging on the optical properties of different zirconia materials. *Journal of prosthodontic research*, 61(3), 305-314.
- [226] 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.
- [227] 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.
- [228] Corcodel, N., Helling, S., Rammelsberg, P. ve Hassel, A. J. (2010). Metameric effect between natural teeth and the shade tabs of a shade guide. *European journal of oral sciences*, 118(3), 311-316.
- [229] Lee, Y.-K. ve Powers, J. M. (2005). Metameric effect between resin composite and dentin. *Dental Materials*, 21(10), 971-976.
- [230] Kim, S.-H., Lee, Y.-K., Lim, B.-S., Rhee, S.-H. ve Yang, H.-C. (2007). Metameric effect between dental porcelain and porcelain repairing resin composite. *dental materials*, 23(3), 374-379.
- [231] Sen, N. ve Isler, S. (2020). Microstructural, physical, and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(5), 761-768.
- [232] 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.
- [233] Skyllouriotis, A. L., Yamamoto, H. L. ve Nathanson, D. (2017). Masking properties of ceramics for veneer restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 118(4), 517-523.
- [234] Camposilvan, E., Leone, R., Gremillard, L., Sorrentino, R., Zarone, F., Ferrari, M. ve Chevalier, J. (2018). Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials*, 34(6), 879-890.
- [235] Cho, Y.-E., Lim, Y.-J., Han, J.-S., Yeo, I.-S. L. ve Yoon, H.-I. (2020). Effect of Yttria content on the translucency and masking ability of Yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal. *Materials*, 13(21), 4726.
- [236] 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.
- [237] 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.

- [238] **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.
- [239] **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.
- [240] **Putra, A., Chung, K.-H., Flinn, B. D., Kuykendall, T., Zheng, C., Harada, K. ve Raigrodski, A. J.** (2017). Effect of hydrothermal treatment on light transmission of translucent zirconias. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(3), 422-429.
- [241] **Choi, Y.-S., Kang, K.-H. ve Att, W.** (2020). Effect of aging process on some properties of conventional and multilayered translucent zirconia for monolithic restorations. *Ceramics International*, 46(2), 1854-1868.
- [242] **Tuncel, İ., Turp, I. ve Üşümez, A.** (2016). Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *The journal of advanced prosthodontics*, 8(3), 181-186.

