

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**FARKLI AĞIZ DIŞI YÜZEY İŞLEMLERİNİN TRANSLÜSENT
MONOLİTİK ZİRKONYANIN BOYANABİLİRLİĞİNE ETKİSİ**

HAZIRLAYAN

SEVİNÇ ERTUĞRUL

DOKTORA TEZİ

ANKARA - 2023

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**FARKLI AĞIZ DİŞİ YÜZEY İŞLEMLERİNİN TRANSLÜSENT
MONOLİTİK ZİRKONYANIN BOYANABİLİRLİĞİNE ETKİSİ**

HAZIRLAYAN

SEVİNÇ ERTUĞRUL

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. BULEM YÜZÜGÜLLÜ TÜTÜNCÜLER

ANKARA - 2023

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı çerçevesinde Sevinç Ertuğrul tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 22/06/2023

Tez Adı: Farklı Ağız Dışı Yüzey İşlemlerinin Translüsент Monolitik Zirkonyanın Boyanabilirliğine Etkisi

Yazarın Adı: Sevinç Ertuğrul
Yazarın Soyadı: Ertuğrul
Yazarın Unvanı: Ağız ve Diş Hekimi
Yazarın Adres: Başkent Üniversitesi
Yazarın E-posta Adresi: sevinc.ertugrul@baskent.edu.tr

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: 02 /06 /2023

Öğrencinin Adı, Soyadı: Sevinç Ertuğrul

Öğrencinin Numarası: 21710497

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Programı: Protetik Diş Tedavisi Doktora

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı: Prof. Dr. Bulem Yüzügüllü Tütüncüler

Tez Başlığı: Farklı Ağız Dışı Yüzey İşlemlerinin Translüsente Monolitik Zirkonyanın Boyanabilirliğine Etkisi

Yukarıda başlığı belirtilen Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 69 sayfalık kısmına ilişkin, 02/06/2023 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından Turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 19'dır. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:

ONAY

Tarih: 02 /06 /2023

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca ve tez çalışmamın her aşamasında büyük sabır, titizlik ve hoşgörüyü değerli vaktini bana ayıran, akademik bilgi ve motivasyonu ile örnek aldığım, hayatıma unutulmayacak dokunuşlar yapan çok sevgili danışman hocam Sayın Prof.

, bilgi ve tecrübeleriyle yol gösteren Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın , tez çalışmamda desteğini esirgemeyen Sayın

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum bölüm arkadaşlarıma, klinik personeline ve teknisyenlere,

Hayatım boyunca beni hep destekleyen ve koşulsuz seven, kızları olmaktan gurur duyduğum sevgili ailem ENÇ'e, varlığıyla bana güven veren canım ablam SEVİNE'ye,

Her yönüyle çok sevdiğim, desteğiyle ve sevgisiyle hep yanımda olan sevgili eşim ve en değerlim, en büyük şansım sevgili oğlum CAN'ı teşekkür ederim.

ÖZET

Sevinç Ertuğrul

Farklı Ağız Dışı Yüzey İşlemlerinin Translüsente Monolitik Zirkonyanın

**Boyanabilirliğine Etkisi Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş
Tedavisi Ana Bilim Dalı Doktora Programı 2023**

Monolitik zirkonya restorasyonlar tek parça olup, üstün mekanik özelliklere sahiptir. Monolitik zirkonya optik özelliklerinden dolayı anterior bölgede daha az kullanım alanı bulmaktayken, son yıllarda üretilen yüksek translüsente monolitik zirkonya sayesinde anterior bölgede istenilen estetik sağlanabilmektedir. Protetik diş tedavisinde özellikle anterior bölgede kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin yanı sıra, estetik özelliklere sahip olması ve dolayısıyla renk stabilitesinin sağlanması büyük önem taşımaktadır.

Bu tez çalışmasında; 3 farklı translüsente sahip CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) ile zirkonya bloklardan üretilen örnekler (Dental Direct; DD CubeX²®, DD Cube ONE®, DD Bio ZX²) (n=117) sirlama, polisaj ve polisaj işlemini takiben polisaj patı uygulanmıştır. Farklı yüzey işlemleri uygulanmış örnek yüzeylerinin (n=108) pürüzlülüğü optik profilometreyle, her gruptan birer örneğin (n=9) ise topografik özellikleri tarayıcı elektron mikroskobu ile ölçülmüş, ardından kahve solüsyonunda 5000 döngü ile ısısal döngüye tabi tutulup, ısısal döngü öncesinde ve sonrasında renklenme parametreleri arasındaki ilişki spektrofotometre cihazıyla ölçülüp, değerlendirilmiştir. İstatistiksel analizde iki yönlü karma ANOVA, Bonferroni düzeltmeli Post-hoc çoklu karşılaştırma testleri kullanılmıştır.

Bu çalışmada 1-3,5 arasındaki ΔE değerleri klinik olarak kabul edilebilir olarak düşünülmüştür. Çalışmamızda neredeyse tüm örneklerde $\Delta E > 3.5$ olarak bulunmuştur. Yalnızca Bio ZX²'nin PP grubunda ve Cube X²'nin P örneklerinde renklenme diğer tüm gruplara göre klinik olarak kabul edilebilir olarak değerlendirilmiştir. Gruplar arası karşılaştırma sonuçlarına göre; G grubunda Cube X² grubunun (ΔE) değeri, Cube ONE grubundan (P=0,029), P grubunda Bio ZX² grubunun (ΔE) değeri Cube ONE ve CubeX² grubundan (p<0,001), PP grubunda ise Cube ONE ve CubeX² gruplarının (ΔE) değeri ise BioZX² grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,001). Grup içi karşılaştırma sonuçlarına göre de Bio ZX² grubunda en yüksek renklenme sırasıyla G, P, PP grubu olarak bulunmuştur (P<0,001). Cube ONE grubunda yüzey

işlemleri arasında anlamlı fark bulunamamıştır($P>0,05$). Cube X^2 grubunda ise en yüksek renklenme sırasıyla G, PP, P grubunda bulunmuştur($P<0,001$). Bu in vitro çalışmanın bulgularına dayanarak, şu sonuçlara varılmıştır; Yarı saydam zirkonyanın boyanabilirliği zirkonya markasının türünden etkilenebilir. Renk hem sırlama işleminden hem de polisaj ve polisaj+pat döngüsünden etkilenmiş ve klinik olarak kabul edilebilir renk farkı sınırını aşmıştır.

Anterior bölgede kullanılan translüsent monolitik zirkonya restorasyonların renk stabilitesinin korunması estetik açıdan önemli olduğu için bu in vitro çalışmanın sonuçlarının da günümüzde anterior bölgede sıkça tercih edilen ve yeni geliştirilen translüsent monolitik zirkonyaların, renklenme potansiyeline bağlı olarak klinik seçimine yön verme konusunda bilgi vereceği düşünülmektedir.

Anahtar kelimeler: translüsent monolitik zirkonya, polisaj, sır, pat, renklenme

ABSTRACT

Sevinç Ertuğrul

Effect of Different Ekstraoral Surface Treatments on the Staining of Translucent Monolithic Zirconias Baskent University Institute of Health Science Department of Prosthodontics PhD Programme 2023

Monolithic zirconia restorations are one-piece and have superior mechanical properties. While monolithic zirconia finds less use in the anterior region due to its optical properties, desired aesthetics can be achieved in the anterior region thanks to monolithic zirconia with high translucency produced in recent years. In the treatment of prosthetic teeth, it is of great importance that the materials used especially in the anterior region have mechanical properties as well as aesthetic properties and thus ensuring color stability. In this thesis study; glazing, polishing and polishing+paste (n=117) was applied on samples produced from CAD/CAM (computer aided design/computer aided manufacturing) zirconia blocks (Dental Direct; DD cubeX²®, DD cube ONE®, DD Bio ZX²). The roughness of the sample surfaces with different surface treatments (n=108) was measured with an optical profilometer, and the topographic properties of one sample from each group (n=9) were measured with a scanning electron microscope, then all samples were subjected to thermal cycling using coffee with 5000 cycles, and the coloration before and after the thermal cycle was measured. The relationship between the parameters was measured and evaluated with a spectrophotometer device. Two-way mixed ANOVA and Post-hoc multiple comparison tests with Bonferroni correction were used for statistical analysis.

ΔE values between 1-3.5 were considered clinically acceptable in this study. In our study, $\Delta E > 3.5$ was found in almost all samples. Only the PP group of Bio ZX² and the P samples of Cube X² were considered clinically acceptable compared to all other groups. Among group comparisons revealed that Cube X² zirconia under the G group had higher ΔE values than of Cube ONE zirconia (P=0.029). Bio ZX² zirconia under the P group had higher ΔE values than of both the Cube ONE and Cube X² zirconia (p<0.001) and both Cube ONE and Cube X² zirconia under the PP group had higher ΔE values than of Bio ZX² zirconia (p<0.001). According to the within group comparisons, the highest to lowest staining values was obtained in the Bio ZX² group as G, P and PP groups, respectively (P<0.001). There was no significant difference between surface treatments in Cube ONE group (P>0.05). In Cube X² group, the highest staining value was found in G, PP and P

groups, respectively ($P < 0.001$). Based on the findings of this in vitro study, the following conclusions were drawn; the staining of translucent zirconia may be affected by different contents of yttria. The color was affected by both the glazing process and the polishing and polishing+paste cycle and exceeded the clinically acceptable color difference limit.

Since preserving the color stability of translucent monolithic zirconia restorations used in the anterior region is aesthetically important, it is thought that the results of this in vitro study will inform the clinical selection of translucent monolithic zirconias, which are frequently preferred and newly developed in the anterior region, depending on their coloration potential.

Key Words: Translucent monolithic zirconia, polishing, glaze, polishing paste, staining

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental Seramikler	4
2.1.1. Dental seramiklerin tarihçesi ve kullanım alanları.....	4
2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı	5
2.1.3. Dental seramiklerin sınıflandırılması.....	6
2.1.3.1. Dental seramiklerin mikroyapılarına göre sınıflandırılması.....	6
2.1.3.1.1. Cam esaslı sistemler.....	7
2.1.3.1.2. Kristal yapıda doldurucu içeren cam esaslı sistemler ..	7
2.1.3.1.3. Cam doldurucu içeren kristal bazlı sistemler	8
2.1.3.1.4. Polikristalin katılar.....	8
2.2. Zirkonya	9
2.2.1. Zirkonya hakkında genel bilgiler ve tarihçe.....	9
2.2.2. Zirkonyanın Mikro Yapısı.....	10
2.2.2.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonya	11
2.2.2.2. Kısmi stabilize zirkonya (PSZ)	12
2.2.2.3. Tam stabilize zirkonya	14
2.2.3. Dental zirkonyaların gelişimi	14
2.2.4. Diş hekimliği alanında kullanılan zirkonya türleri.....	15
2.2.4.1. Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina	15
2.2.4.2. Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali	16
2.2.4.3. İtiryum-tetragonal zirkonya polikristalleri.....	16
2.2.5. Zirkonya blokların üretim teknikleri.....	17
2.2.5.1. Sinterlenmemiş zirkonya (green stage).....	17
2.2.5.2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya	17

2.2.5.3. Tam Sinterlenmiş Zirkonya	18
2.2.6. Zirkonya restorasyonların üretim aşamaları	18
2.2.6.1. CAD/CAM sistemleri.....	18
2.2.6.2. MAD/MAM sistemleri	20
2.2.7. Monolitik zirkonya.....	21
2.2.7.1. Monolitik zirkonyanın endikasyonları, avantajları ve dezavantajları.....	21
2.2.8. Translüsент Monolitik Zirkonya.....	22
2.2.9. Monolitik zirkonya restorasyonlara uygulanan yüzey parlatma işlemleri	25
2.2.9.1. Sırlama işlemi.....	25
2.2.9.2. Overglaze (sırlama) tekniği.....	25
2.2.9.3. Doğal sırlama (self glaze, otoglaze) tekniği.....	26
2.2.9.4. Polisaj uygulaması	26
2.2.9.5. Pat uygulaması	27
2.3. Diş Hekimliğinde Renk.....	27
2.3.1. Dental seramiklerde renkle ilgili fiziksel özellikler	27
2.3.1.1. Translüsensi ve opasite	27
2.3.1.2. Floresans	28
2.3.1.3. Opalesans.....	28
2.3.2. Renk Sistemleri.....	29
2.3.2.1. Munsell renk sistemi	29
2.3.2.2. CIE L* a* b* renk sistemi.....	33
2.3.3. Diş hekimliğinde kullanılan renk tespit yöntemleri	35
2.3.3.1. Görsel renk ölçümü	35
2.3.3.2. Aletsel renk ölçümü	37
2.3.3.2.1. Kolorimetre	38
2.3.3.2.2. Spektroradyometre.....	38
2.3.3.2.3. Spektrofotometre	38
2.3.3.2.3.1. UV/VIS (Ultraviyole ve görünür ışık) spektrofotometre.....	39
2.3.3.2.4. Dijital kamera	40
2.4. Yapay Yaşlandırma	40
2.4.1. Yapay yaşlandırma yöntemleri	41

2.4.1.1. Ultraviyole (UV) yaşlandırma.....	41
2.4.1.2. Isısal döngü (termal döngü)	41
2.4.1.3. Otoklav ile yaşlandırma	42
2.5. Seramik Yüzeylerinin Topografik İncelemesi.....	42
2.5.1. Taramalı elektron mikroskobu analizi (TEM).....	42
2.5.2. Profilometre analizi.....	43
2.5.2.1. Kontakt profilometre.....	43
2.5.2.2. Optik profilometre	44
2.6. Çalışmanın Amacı.....	44
3. GEREÇ VE YÖNTEM	46
4. BULGULAR	56
4.1. Ortalamaların Tanımlayıcı İstatistikleri	56
4.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri (TEM).....	58
5. TARTIŞMA.....	60
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	68
KAYNAKLAR.....	70

TABLÖLER LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 2.1. Renk sistemlerin türleri, adları ve geliştirildikleri tarihler	29
Tablo 2.2. Klinik renk eşleşmesi	35
Tablo 4.1. ΔE değerleri için 3 farklı içerikli zirkonya materyaline 3 farklı uygulamanın grup içi ve gruplar arası karşılaştırmaları	56
Tablo 4.2. Ortalama Ra değerleri için üç farklı içerikli zirkonya materyaline üç farklı uygulamanın grup içi ve gruplar arası karşılaştırmaları	57



ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2.1. Zirkonyanın kübik sistem yapıları ve eksenleri	11
Şekil 2.2. Zirkonyanın sıcaklığa bağlı faz dönüşümleri	11
Şekil 2.3. Sinterlenmiş seramik malzemelerin partikül boyutları	13
Şekil 2.4. Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerinin üretim şekilleri.....	19
Şekil 2.5. Munsell renk sistemi	30
Şekil 2.6. Munsell'in üç boyutlu renk sisteminde ana ve ara renklerin gösterimi	30
Şekil 2.7. Ana renk, değişik renk ailelerinin ayrımı.....	31
Şekil 2.8. Parlaklık, bir rengin açıklığı ya da koyuluğu	31
Şekil 2.9. Saf siyah ve saf beyaz arasındaki parlaklık değerleri.....	32
Şekil 2.10. Renk doygunluğu	33
Şekil 2.11. CIE L*a*b* renk sistemi.....	34
Şekil 2.12. UV/Vis spektrofotometre cihazı.....	39
Şekil 3.1. Metkon Micracut cihazı.....	46
Şekil 3.2. Metkon Gripo zımpara makinesi	47
Şekil 3.3. Marcal dijital kumpas	47
Şekil 3.4. DD Pro ShadeZ	48
Şekil 3.5. Sirona inFire HTC speed cihazı	48
Şekil 3.6. EMITECH K550X sputter kaplama cihazı	49
Şekil 3.7. Kaplanan örnekler	49
Şekil 3.8. ZEISS EVO40 tarayıcı elektron mikroskobu	50
Şekil 3.9. CD 4820 Ultrasonik temizleme cihazı	50

Şekil 3.10. Ceramco Pfz Overglaze tozu ve likiti.....	51
Şekil 3.11. Ugin Artis porselen fırını	51
Şekil 3.12. Shofu zirkon ZiLMaster polisaj kiti	52
Şekil 3.13. Shofu Dura Polish DIA polisaj patı.....	52
Şekil 3.14. Shofu Super Snap polisaj diski.....	53
Şekil 3.15. Zygo 7200 Optik profilometre	53
Şekil 3.16. Thermocycler SD Mechatronik ısısal döngü cihazı	54
Şekil 3.17. Kahveyle termal siklus uygulanan gruplanmış örnekler	54
Şekil 3.18. Shimadzu UV 2600 UV/Vis katı spektrofotometre cihazı.....	55
Şekil 4.1. Taramalı elektron mikroskobu görüntüleri x1000 büyütme.....	58

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

CAD	bilgisayar destekli tasarım (computer aided design)
CAM	bilgisayar destekli üretim (computer aided manufacturing)
ZrO ₂	zirkonyum dioksit
°C	santigrat derece
%	yüzde
CaO	kalsiyum oksit
MgO	magnezyum oksit
Y ₂ O ₃	itriyum oksit
CeO ₂	seryum oksit
Y-TZP	tetragonal zirkonyum oksit polikristalin
M.Ö.	milattan önce
SiO ₂	silisyum dioksit
Li ₂ Si ₂ O ₅	lityum disilikat
µm	mikrometre
MPa	megapaskal
MgAl ₂ O ₄	magnezyum alüminyum oksit
Al ₂ O ₃	alüminyum oksit
GPa	gigapaskal
E	elastisite modülü
HF	hidroflorik asit
ZrSiO ₄	zirkonyum silikat
Zr	zirkonyum
PSZ	parsiyel stabilize zirkonya
ISO	International Standardization Organization
Mg-PSZ	magnezyum katyonlu zirkonyum polikristali
HIP	Hot isostatic press
IUPAC	International Union of Pure and Applied Chemistry
P	anlamlılık
<	küçüktür
>	büyüktür
MAD	manuel tasarım (manuel aided design)
MAM	manuel üretim (manuel aided manufacturing)
Mm	milimetre
UV	ultraviyole
DU	zayıflatılmış uranyum (Depleted Uranyum)
Eu	evropyum
Tb	terbiyum
Ce	seryum
Yb	iterbiyum
CIE	Commission Internationale de l'Eclairage
ΔE	delta E
°K	kelvin derece
Π	Pi
N	yörünge numarası
Kj	kilojoule
M ²	metrekare
TR	Türkiye

Sn	saniye
Rpm	dakikadaki devir sayısı (Revolutions per minute)
dak	dakika
mA	miliamper
mbar	milibar
Pa	paskal
Nm	nanometre
Lt	litre
gr	gram
SPSS	Sosyal Bilimler İçin İstatistik Programı (Statistical Package for the Social Sciences)



1. GİRİŞ

Estetik beklentilerdeki artış, seramiklerin mekanik ve biyolojik özellikleri ile ‘CAD-CAM(Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim)’ sistemlerinde yaşanan gelişmeler sonucunda, zirkonya esaslı seramiklerin kullanıldığı restorasyonların yaygınlaştığı görülmektedir(1).

Yüksek dayanıma sahip oksit seramik restorasyonlarda seramik tabakalama yöntemi dişe benzer görünüm elde edilmesine imkân tanımakla beraber, tabakalanan porselenin alt yapı porseleninden ayrılması güncel sorunlardan birisi olmayı sürdürmektedir(2–4). Bu sebepten ötürü özellikle tabakalamaya gerek olmayan monolitik, yani tek parça olarak üretilen, restorasyonlar ön plana çıkmaktadır. Monolitik olarak üretilen restorasyonlar zirkonya gibi farklı seramiklerden elde edilebilirler(5).

Polimorfik bir malzeme olan zirkonyum dioksit (ZrO_2) monoklinik (m), tetragonal (t) ve kübik (k) olarak 3 ayrı fazda bulunabilmektedir. Monoklinik faz oda sıcaklığı ile $1170^{\circ}C$ arasındaki form iken, tetragonal faz $1170^{\circ}C$ - $2370^{\circ}C$, kübik faz da $2370^{\circ}C$ üzerindeki sıcaklıklarda görülmektedir(6,7). ZrO_2 faz kararlı olmadığından, fırınlama gibi ısı uygulamalara bağlı olarak kolaylıkla faz değiştirebilmektedir(8). ZrO_2 ısıtıldığında monoklinik fazdan tetragonal faza geçiş esnasında hacminde %5’lik bir azalma, soğutma esnasında ise %3-4’lük bir artış dolayısıyla tetragonal-monoklinik faz dönüşümü (t→m) gerçekleşmektedir(9). Bu faz dönüşümü tersine çevrilebilir ve soğutma sırasındaki sıcaklık yaklaşık $950^{\circ}C$ ’dir. Hacimdeki bu artış sonucunda yapıda var olan çatlakların uçlarında basma gerilmeleri meydana gelmektedir. Bu basınç gerilmeleri malzemede daha büyük çatlakların ilerlemesini engellemekte ve direnç artmaktadır(10). Bu nedenle ZrO_2 oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulmalıdır. Bazı metal oksitlerin ilavesiyle tetragonal yapının oda sıcaklığında stabilize edilebilmesi mümkündür. Saf zirkonyumun CaO , MgO , Y_2O_3 veya CeO_2 gibi stabilize edici oksitlerin ilavesi, tetragonal yapının oda sıcaklığında tutulmasını, faz dönüşümü esnasında oluşan gerilmenin kontrolü, çatlak yayılmasının etkin bir şekilde durdurulmasıyla sertliğin fazla olması sağlamaktadır(11). Günümüzde itriyum oksit (Y_2O_3) diğer metal oksitlere göre üstün mekanik özelliklerinden dolayı stabilizatör olarak tercih edilmektedir. Saf zirkonyuma üç mol Y_2O_3 eklendiğinde oda sıcaklığında tetragonal zirkonyum oksit polikristalin 3Y-TZP elde edilmektedir ve diş hekimliğinde bu form yaygın olarak kullanılmaktadır(12). Yapıda rastgele dağılan stabilize edici Y^{+3} ve

Zr⁺⁴ kanyonları, oksijen anyonları ile birlikte elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyayı stabilize etmektedirler(13).

CAD/CAM teknolojisinin gelişimine paralel olarak monolitik zirkonya bloklardan hazırlanan restorasyonlar, üstün fiziksel özellikleri nedeniyle günümüzde sıklıkla tercih edilmektedir. Özellikle anterior dişlerin restorasyonunda kullanılmak üzere, içeriğindeki itriyum yüzdesi ve partikül boyutlarında değişiklikler yapılarak, farklı translüsensi değerlerine sahip monolitik zirkonya bloklar geliştirilmiştir. Işık geçirgenliği artırılan bu zirkonyalara ‘translüsant monolitik zirkonya’ denilmektedir(14). Translüsant monolitik zirkonya geleneksel 3Y-TZP yapıya göre daha yüksek miktarda itriyum içermektedir (Y₂O₃ 5-8 mol). Arttırılmış itriya ile tetragonal faza ek olarak %25-50 kübik kristal faz geliştirilmiştir. Bu durumda translüsensi artmaktadır ve mekanik özellikleri de negatif yönde etkilenmektedir(15). 5Y-TZP monolitik zirkonya ön bölge restorasyonlarında daha sık kullanılmaktadır fakat mekanik özellikleri 3Y-TZP zirkonyaya göre daha düşüktür(16).

Monolitik zirkonya restorasyonların estetik görünümünü iyileştirmek ve pürüzsüz bir yüzey elde etmek amacıyla polisaj (cilalama) veya sırlama (glaze) işlemi uygulanmaktadır(17). Seramik restorasyonların hasta başındaki uyumlama işlemleri pürüzlü yüzey oluşumuna yol açmakta olup bu durum mikroorganizmalar açısından bağlanacak bir alana yol açarak ve aynı zamanda tükürüğün temizleme özelliğini bozarak biyofilm oluşumunda artışa sebep olabilmektedir(18,19). Ayrıca pürüzlü porselen yüzeyler lekelenmeye pürüzsüz olanlara göre daha duyarlıdır(20–22). Uyumlama işlemlerinden sonra materyallerin yüzeylerinin pürüzsüz hale getirilebilmesi için polisaj işlemi yapılmalıdır(23,24). Yüzey pürüzlülüğünü azaltma konusunda polisaj uygulamasının sırlama uygulaması ile benzer etkinlikte olduğunu belirten çalışmalar da mevcuttur(25). Seramiklerin hasta başında polisajlanması klinisyenler açısından oldukça kolay ve etkin olmasının yanı sıra, yineleyen laboratuvar aşamalarının da elimine edilmesini sağlamaktadır.

Dental seramik restorasyonların klinik başarısında estetiğin ve renk stabilitesinin sağlanması önemlidir(26–29). Seramiklerin renk stabilitesi(30–34), kalınlığı, yüzey pürüzlülüğü(35) ve tekrarlanan fırınlamaların optik ve mekanik özelliklere etkilerinin araştırıldığı pek çok çalışma bulunmaktadır ancak, boyamanın renk üzerindeki etkisi hakkında az sayıda çalışma mevcut olup(20,22,34,36), bu çalışmalar da çoğunlukla rezin

bazlı materyalleri konu almaktadır(37–41). Yapılan literatür taramasında farklı translüsensiye sahip monolitik zirkonyaların, farklı yüzey işlemleri sonrası renk stabilitesini karşılaştıran bir araştırmaya rastlanmamıştır.

Bu çalışmanın amacı üç farklı translüsensiye sahip monolitik zirkonya bloklardan elde edilen örneklerin yüzeylerine sırlama, polisaj ve polisajı takiben polisaj patı uygulandıktan sonra, ısısal döngüyü takiben örnek yüzeylerinde oluşan renk farklarını incelemektir. Bu in vitro çalışmanın sonuçlarının; günümüzde anterior bölgede sıklıkla tercih edilen ve yeni geliştirilen translüsent zirkonyaların, renklenme potansiyeline bağlı olarak klinikteki seçimine yön verme konusunda bilgi vermesi hedeflenmiştir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Dental seramikler diş hekimliği pratiğinde yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Seramik kelimesi genel olarak metalik olmayan inorganik materyaller için kullanılmaktadır ve sıklıkla yüksek ısıda pişirme işlemleriyle elde edilmektedirler. Dayanımları ve estetik özellikleri nedeniyle doğal diş yapısına benzeyen en ideal restoratif materyal olarak kabul edilmektedirler.(42).

2.1.1. Dental seramiklerin tarihçesi ve kullanım alanları

Seramik, Yunanca "keramos" sözcüğünden gelmektedir. Bu terim, aslen “yanmış şey” anlamına gelse de spesifik olarak kazandırdığı anlam, “yanma veya fırınlama yoluyla üretilmiş materyal” şekline dönüşmüştür. Temel bileşenini kaolinin oluşturduğu, opak, poröz ve zayıf olan bu materyal, dental uygulamalarda kullanılmamaktadır. Bir çeşit kil olan kaolin, silika ve feldspar gibi translüsensi ve dayanım gücünü arttıran diğer minerallerle karıştırılmış, dental restorasyonlarda kullanılmak amacıyla uygun yapılar elde edilmiş ve bu bileşenlerin yer aldığı materyallere de "seramik" adı verilmiştir(43).

Seramik, diş hekimliğinde ilk olarak(44,45) Duchateau, sonraki yıllarda da Paris’li diş hekimi Nicolas Dubais de Chemant’la beraber çalışmalar yaparak 1789’da ilk seramik diş materyalinin patentini almıştır(45). Dişlerin kaide materyaline bağlanmasında başarılı olamamış bu girişimi takiben 1808’de Paris’te İtalyan asıllı bir diş hekimi olan Guiseppe Angelo Fonzi seramik kronlar üzerine ilk çalışmalarını gerçekleştirmiştir. Bu üretilen dişlerin arka kısımlarına yerleştirilen platin uçlar, metalik bir dayanağa lehimlenme kolaylığı sağlamışsa olsa da, opasite ve kırılabilirlik gibi sebeplerden dolayı başarılı olamamıştır(45). Bir diğer taraftan, Amerika’da yaygınlaşmaya başlayan dental seramik çalışmaları, 1838 yılında normal diş renklerine benzer ve saydam bir seramiğin üretilmesini sağlamıştır(44). 19. yüzyılın sonunda sabit restorasyonların gelişmesiyle birlikte, dental seramik kullanımının önemi artmış ancak kırılabilirlikleri nedeniyle kullanımları anterior tek diş restorasyonlarla sınırlı kalmıştır(45).

1950'li yıllardan sonra alt yapı olarak kullanılan metal alaşımlarla seramiklerin kaynaştırılması sonucu metal-seramik sistemleri popülerlik kazanmıştır. Metal-seramik sistemleri hem seramiğin estetik özelliklerini hem de metalin üstün mekanik özelliklerini bir arada taşımaktadır. Son yıllarda da araştırmalar metal desteksiz seramik sistemlerin geliştirilmesi üzerine yoğunlaşmaktadır(45).

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, dişin bir bölümünü veya tamamını kaplayan sabit restorasyonlarda, kanal postlarında, hareketli protezlerde yapay diş olarak ve dental implantlarda kullanılmaktadır(42,46).

2.1.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Günümüzde dental seramiklerdeki ana kimyasal bileşenler, cam matriks içerisindeki feldspar, kuvars ve alümina gibi kristal mineralleri içermektedir(47). Bunlara ilaveten üretim aşamasında ara oksitler, renk pigmentleri, akışkan veya cam modifiye edici ajanlar ve opaklaştırıcı veya floresans özelliği katan çeşitli ajanlar da eklenmektedir(48).

Feldspar: Potasyum alüminyum silikat ($K_2OAl_2O_6SiO_2$) ile albit ($Na_2OAl_2O_6SiO_2$) karışımıdır. Feldspar doğada saf halde bulunmamaktadır. Potas(K_2O) ve soda(Na_2O) oranları değişebilmektedir(49,50). Feldspar, seramiklerin fırınlaması aşamasında elde edilen silikadaki büzölmeleri önleyerek restorasyonun kalitesini arttırmaktadır(51).

Kuvars: Silika yapısında bulunan kuvars (SiO_2), fırınlama sırasında dolgu görevi görmektedir ve seramiğin yapısını güçlendirmektedir. Seramiği oluşturan diğer yapıları destekleyerek ve kütlenin şeklini korumasına yardımcı olarak fırınlama sonucu oluşabilecek büzölmelerin önlenmesinde de rol oynamaktadır(49,50).

Alümina: Dental porselenin ilk bileşeni olan alümina en sert ve en güçlü oksittir. Doğal olarak bulunan alümina, kendisine bağlı su moleküllerine sahiptir. Alçı ürünlerini rafine etmek için kullanılabenzer bir kalsinasyon işlemi kullanılarak, "hidratlı" alümina saf alüminaya dönüştürölmektedir. Kalsinasyonun ilk aşamalarında, alümina trihidrattaki kimyasal olarak bağlı su uzaklaştırılarak "kalsine" alümina elde edilmektedir. 1250 °C' de ikinci bir kalsinasyon, alüminayı alfa formuna dönüştürmekte ve bu daha sonra diş

hekimliğinde kullanılmak üzere ince bir toz haline getirilmektedir(47). Rafine alümina, düşük erime noktalı porselende çok az çözünmektedir, ancak eriyiğin genel mukavemetini ve viskozitesini arttırdığı için önemli bir katkı maddesi olmaktadır.

Kaolin: Alüminyum hidrat silikattır ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$). Opaktır, bu yüzden dental seramiklerde az miktarda kullanılmakta veya hiç kullanılmamaktadır. Şekillendirme ve yapıştırma özellikleri bulunmaktadır(42,49,50).

2.1.3. Dental seramiklerin sınıflandırılması

Diş hekimliği alanında kullanılan seramikler; kompozisyonları, üretim yöntemleri, fırınlama ısıları, tanecik yapıları, translüsensi ve kırılma dayanımları gibi çeşitli başlıklar altında sınıflandırılabilirler(52,53).

Sınıflandırmalar, farklı malzemelerin karşılaştırılmasına yardımcı olmaktadır. Klinikte diş hekimleri, hastaya en uygun materyali ve optimum başarıyı sağlamak için gereken simantasyon protokolü seçiminde doğru bir karar verebilmektedirler. İdeal sınıflama sistemleri, sürekli geliştirilen yeni malzemelerin kolay bir şekilde eklenebileceği gruplara sahip olmalıdır. Seramikler mikroyapıları ve yapım tekniklerine göre iki farklı yöntemle sınıflandırılabilirler.(54).

2.1.3.1. Dental seramiklerin mikroyapılarına göre sınıflandırılması

Dental seramikleri mikroyapısal olarak cam-kristal oranının bileşiminin doğasına göre tanımlanabilmektedir. Malzemelerin mikro yapılarında sonsuz değişkenlik olabilir, ancak birkaç alt grupla birlikte dört temel bileşim kategorisine ayrılabilirler(54):

- Cam esaslı sistemler
- Kristal yapıdaki doldurucu içeren cam esaslı sistemler
- Cam doldurucu içeren kristal esaslı sistemler
- Polikristalin katılar (alümina ve zirkonya)

2.1.3.1.1. Cam esaslı sistemler

Cam esaslı sistemler genellikle silikon dioksitten ve çeşitli miktarlarda alüminadan oluşmuş materyallerdir. Doğada farklı oranlardaki potasyum ile sodyum içeren alüminasilikatlar ‘feldspar’lar olarak bilinmektedir(55).

Düşük esneme direnci olan bu materyalin eğilme mukameveti 70-90 MPa aralığındadır ve seramik malzemeler arasında eğilme mukavemeti açısından en zayıf olandır. Bundan dolayı refraktör day tekniği veya platin folyo tekniği ile kullanılabilecekleri gibi sıklıkla metal bir alt yapı üzerinde veneer materyali olarak kullanılmaktadır(55).

2.1.3.1.2. Kristal yapıda doldurucu içeren cam esaslı sistemler

Bu sınıftaki materyaller kapsamlı bir cam-seramik aralığı ve kristal tipi içermektedirler. Bundan dolayı bu kategori kendi arasında 3 alt kategoriye bölünebilmektedir. Cam içeriği birinci kategorideki saf cam yapıya benzemektedir. Aralarındaki fark, bu kategorinin ihtiva ettiği farklı oranlardaki kristallerdir. Günümüzdeki primer kristal tipleri lösit, lityum disilikat ve floroapatitlerdir. Lösit, alüminosilikat camın içerdiği potasyum oksit miktarı artırılarak üretilmektedir. Lityum disilikat kristalleri, alüminosilikat cama lityum oksit ilavesiyle elde edilmektedir ve aynı zamanda da materyalin erime sıcaklığına düşürücü etki yapmaktadır(56).

Lösit ile güçlendirilen cam seramikler (düşük oranda lösit içerenler)

Dental seramiklerde doldurucu olarak kullanılan ilk partikül, lösit olarak adlandırılan, potasyum alümina silikat yapısındaki bir kristalin mineraldir(57). Bu partikül metal destekli seramik restorasyonlarda, seramiğin metal üzerinde doğru bir şekilde fırınlanmasını sağlaması amacıyla eklenmiştir. Farklı kategorilerde feldspatik benzeri camlar olsalar da bu materyaller ‘feldspatik porselenler’ olarak isimlendirilmelidirler. Lösit, seramiğin termal genleşme katsayısını değiştirdiği gibi çatlak ilerlemesini de durdurarak materyalin dayanıklılığını arttırmaktadır. Eklenecek olan lösit miktarı, korun tipine ve genleşme katsayısına göre ayarlanabilmektedir(55). Bu materyaller sıklıkla,

metal-seramik restorasyonlarda veneer seramiği olarak kullanılmaktadır(55).

Lösitle güçlendirilmiş olan seramikler (yüksek oranda lösit içerenler (yaklaşık %50))

Yüksek oranda lösit içeren seramiklerin mikroyapıları ise, bir cam matriks tarafından çevrelenmiş bir kristal şeklindedir. İlk başta homojen bir cam yapı olarak üretilmektedirler. Sonrasında, ikincil bir ısı işlemi, cam matriks içerisindeki kristalleri çekirdekleştirip büyütmektedir. Böylece materyal, kristallerin fiziki yapısı ve kristaller etrafında oluşan sıkışma direnciyle daha da gelişmiş fiziksel ve mekanik özelliklere sahip hale gelmektedir(55).

Cam seramikler; yüksek kırılma direnci, gelişmiş termal şok dayanımı gibi özelliklere sahiptirler. Bu özellikler, hem kristallerin cam matriksle olan etkileşimine hem de kristallerin boyutuna ve miktarına bağlıdır. Daha küçük kristaller genelde daha kuvvetli materyallerin oluşmasını sağlamaktadır(55).

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler

%57-80 kuartz, %11-19 lityum oksit ve %0-5 oranında alüminyum oksitten oluşan seramiklerdir. Lityum disilikatın mikroyapısı, materyal içerisinde birbirine tutunmuş halde bulunan kristallerden oluşmaktadır. Bu kristaller, seramik içindeki çatlakların ilerlemesini önleyerek, materyalin dayanımını arttırmaktadır(55,58).

2.1.3.1.3. Cam doldurucu içeren kristal bazlı sistemler

Bu sistemler, porözlü bir matriks yapı içerisine, lantan aluminosilikat camı erimiş hale getirilip, bu porlardan kapiller aktiviteyle ilerlemesi ve bunun sonucunda yoğun ve birbirine kenetlenmiş bir materyal elde edilmesi amacıyla üretilmektedir(55).

2.1.3.1.4. Polikristalin katılar

Kristallerin matriksi olmaksızın sinterlenmiş ve yapılarında hava ya da cam yapı

olmayan, monofaz seramik yapılarıdır(55).

Cam seramiğe göre bu sistemler mikroyapısal olarak daha düzenli ve yoğun bir yapı oluşturarak daha dayanıklı ve sert olabilirler. Ayrıca bu sistemler, cam seramiklere göre daha opak oldukları için cam benzeri yapıya sahip veneer seramiklerle birlikte uygulanmaktadır(59).

Polikristalin katılar, alümina veya zirkonya içerikli olabilir. Her iki materyalde yüksek mekanik özellikleri ile karakterize edilir. Örneğin, alümina yaklaşık 650 MPa'lık bir bükülme direncine sahipken, zirkonyanın bükülme direnci 900 ila 1.200 MPa arasında değişebilmektedir. Bundan dolayı cam esaslı seramiklere göre daha güçlü ve serttirler. Ancak bu seramik türü cam esaslı seramiklere göre daha az şeffaf ve daha opaktır (60).

Günümüzde polikristalin seramiklerin mikro yapısının gelişmesiyle birlikte daha şeffaf zirkonlar elde edilmiştir. Zirkonya yarı saydam ve estetik özellikleri ile geçmişte sadece alt yapı olarak kullanılırken günümüzde monolitik seramik restorasyonlarda da kullanılmaktadır (72).

Alümina; Yüksek yoğunluklu Al_2O_3 (%99,5'e kadar) içermektedir. 1990 yılında Nobel Biocare firması tarafından CAD/CAM restorasyonlar için bir çekirdek malzeme olarak tanıtılmıştır. Yüksek sertlik (17 ila 20 GPa) ve mukavemete sahiptir. Tüm dental seramikler içindeki en yüksek elastisite modülüne ($E=300$ GPa) sahiptir. Bu da materyali büyük tüberkül fraktürlerine duyarlı hale getirmektedir. Bu kırılganlığa ve üstün mekanik özelliklere sahip stabilize olan zirkonya gibi malzemelerin piyasaya sürülmesi, alümina kullanımında bir azalmaya yol açmaktadır. Simantasyondan önce hidroflorik asit ile pürüzlendirme yapılmamaktadır. CAD/CAM sistemi kullanılarak üretilmiş olup ön ve arka bölge restorasyonlarında kullanılabilir(61–63).

2.2. Zirkonya

2.2.1. Zirkonya hakkında genel bilgiler ve tarihçe

Zirkon, Farsça kökenli bir kelime olan “zargon” yani altın renginde manasında olan değerli bir taştır. Bu kelime, Farsça dilinde “Zar” yani altın ve “Gun” yani renk

sözcüklerinin bir araya gelmesi ile meydana gelmiştir. Atom numarası 40, kimyasal sembolü (Zr), atom ağırlığı 91.22, erime noktası 1800 C°, kaynama noktası 4300 C° 'dir (64).

Zirkonyum silikat($ZrSiO_4$), en önemli zirkonyum minerali olup (65), 1789 yılında Seylan'da (Sri Lanka) zirkonya üzerine çalışmalar yapan Martin Henrich Klaproth tarafından keşfedilmiştir(65–67).

Metalik zirkonyum ise ilk kez İsveçli kimyager Jöns Jakob Berzelius tarafından 1824'te potasyum ve potasyum zirkonyum florür karışımının küçük demir bir tüp içerisinde ısıtılması ile izole edilmiştir. Fakat XIX. yüzyıl başlarına dek saf zirkonyumun elde edilebilmesi neredeyse imkânsızdır. Saf zirkonyum oksiti ilk kez Herzfield 1914'te hazırlamıştır (68). Büyük miktarlarda silika ve oktahidratı uzaklaştırmak için konsantre bir hidroklorik asit çözeltisi içerisinde zirkonyum oktahidratın kristalizasyonunu gerçekleştirmiştir(68). Saf zirkonyum ilk olarak 1925'te van Arkel ve de Boer tarafından bir iyodür ayırma işlemiyle üretilmiştir (69).

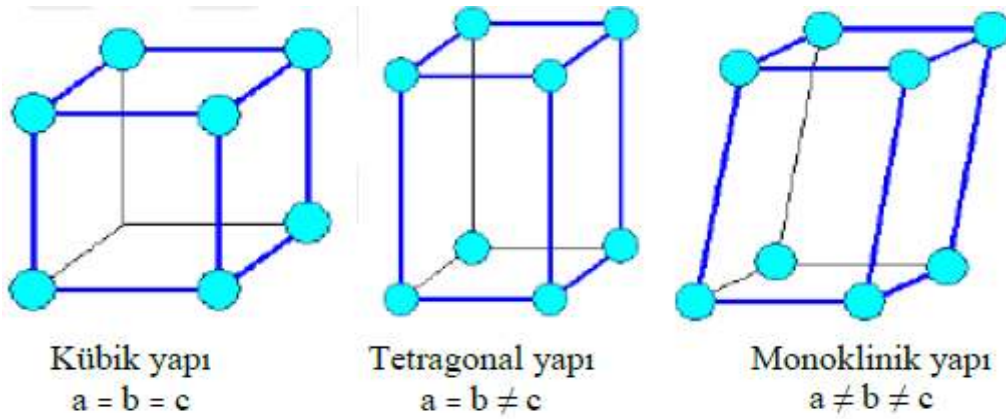
Zirkonyum 1969 yılı başından itibaren biyomedikal implantlarda da kullanılmıştır (70). 1985 yılından itibaren ise kalça artroplastisi için zirkonya eklem başı olarak kullanılmıştır. Zirkonyum seramiklerin diş hekimliğinde kullanılmaya başlanması 1990'lı yıllara denk gelmektedir. 90'lı yılların başında endodontik postlar (71), daha yakın dönemde de implant dayanakları (72,73) ve sabit restorasyonlarda kullanılmaktadır (10,74,75). Zirkonyum ayrıca diğer seramiklere oranla yüksek dayanım ve tokluk sağlayabilen, dönüşüm tokluğu olarak adlandırılan son derece önemli bir özelliğe sahiptir.

2.2.2. Zirkonyanın Mikro Yapısı

Zirkonyanın üç farklı mikro yapısı bulunmaktadır. Bu yapılar stabil olmayan saf zirkonya, parsiyel stabilize zirkonya ve tam stabilize zirkonya olarak sıralanmaktadır.

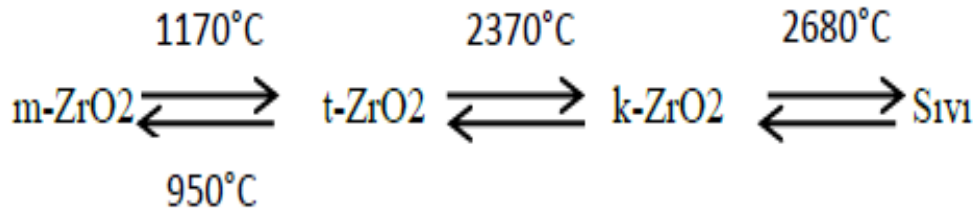
2.2.2.1. Stabil Olmayan Saf Zirkonya

Zirkonya; kübik, tetragonal ve monoklinik formlarda bulunabilen polimorfik bir yapıdır. Kübik sistemde a, b, c eksenleri birbirine diktir ve uzunlukları eşittir. Tetragonal sistemde a ve b eksenlerinin boyları birbirine eşit, c eksenine ise bunlardan daha uzundur ve kare tabanlı dik prizma şeklindedir. Monoklinik sistemde birbirinden farklı uzunluklarda üç eksen vardır ve dikdörtgen tabanlı eğik prizma şeklindedir(Şekil 2.1)(76).



Şekil 2.1. Zirkonyanın kübik sistem yapıları ve eksenleri

Saf zirkonyum oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunmaktadır ve bu yapı 1170°C sıcaklığa kadar stabil kalabilmektedir. 1170 ile 2370°C arasındaki sıcaklıklarda stabil olan tetragonal form, 2370°C'nin üstündeki sıcaklıklarda da kübik form oluşmaktadır(Şekil 2.2) (12).



Şekil 2.2. Zirkonyumun sıcaklığa bağlı faz dönüşümleri

Oda sıcaklığında zirkonya monoklinik formda bulunmaktadır. Fırınlama sıcaklığında ise tetragonal formdadır(59,77). Fırınlamanın ardından soğutma esnasında tetragonal-monoklinik faz değişimi gerçekleşmektedir. Bu faz değişimi sırasında yapıda

%3-5'lik oranda bir hacim artışı olmaktadır(78). Yapıdaki bu hacim artışı neticesinde yapıda meydana gelen çatlakların uçlarında basma gerilimleri oluşmaktadır ve bu gerilmeler de materyaldeki daha büyük çatlakların ilerlemesini engellemektedir. Buna bağlı olarak da malzeme direncinde artış gerçekleşmektedir(10,64,79).

Aşındırma ve kumlama gibi bazı işlemlerin büyük lokalize stresler yaratması sonucunda zirkonyanın kristallerinin monoklinik evreye dönüşümünün gerçekleşebileceği bildirilmektedir(80,81). Dış ortamın yarattığı stresler malzeme dayanımını, dönüşüm doygunluğundaki stresleri aşarak etkileyebilmektedir(80). Fakat yapılan çalışmalarda ağız içerisindeki stresin, sıcaklığın, asitlerin, nemin ve tükürüğün birleşiminin dönüşüm oranında ne tür bir etki yaratacağı belirlenememiştir(80,81).

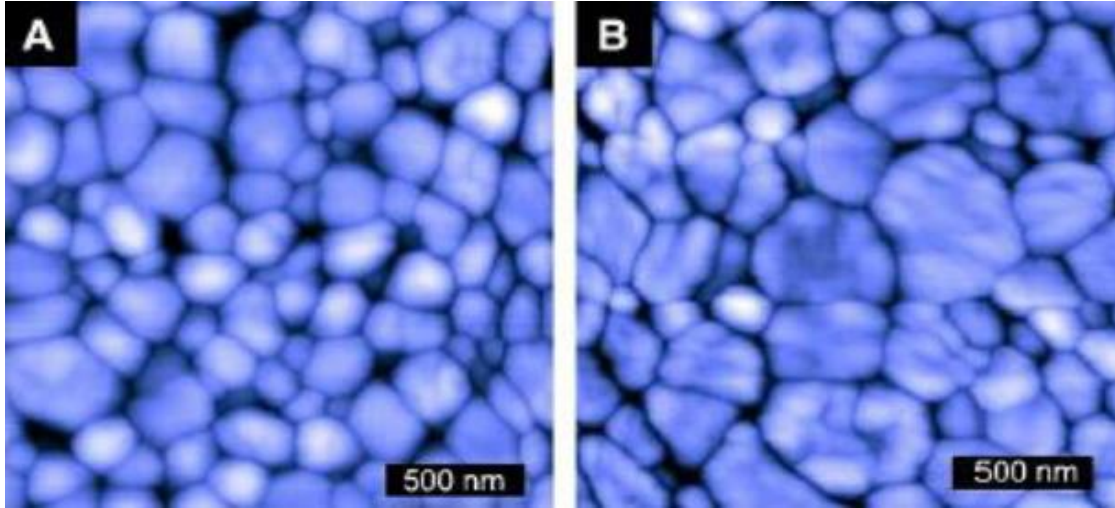
2.2.2.2. Kısmi stabilize zirkonya (PSZ)

Ruff ve ark.'ları(82) 1929 yılında ilk kez ısı işlemler sonucunda oluşan kübik yapının oda sıcaklığında stabil halde kalabilmesi için saf zirkonyuma CaO (kalsiyum oksit) eklemişlerdir. Sonraki dönemlerde de kalsiyum oksit yerine ısı işlem sırasında faz değişimine uğramayan MgO, CeO₂ ve Y₂O₃ gibi oksitler ilave edilmek suretiyle zirkonyumun mekanik özelliklerinde iyileşme sağlanması amaçlanmıştır. Bu stabilize edici oksitlerin eklenmesi ile saf zirkonyum 1000°C'nin üzerinde ısıtıldığında tetragonal faza geçiş yapmakta ve bu yapı oda sıcaklığına döndüğünde saf zirkonyumdan farklı olarak kübik ve tetragonal bir karışım şeklini almaktadır. Bu oksitlerin eklenmesine bağlı olarak, ısı işlem görmüş yapı yarı kararlı zirkonya (PSZ) haline gelmektedir (10,64,79).

3Y-TZP

Günümüzde Y₂O₃, diğer metal oksitlere göre üstün mekanik özellikleri nedeniyle stabilizatör oksit olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadırlar. Zirkonyuma %2-3 oranında Y₂O₃ eklenerek oda sıcaklığında tetragonal fazdan oluşan tetragonal zirkonyum polikristalin (Y-TZP) elde edilmektedir (12,83). Stabilize edici katyonlar Y⁺³ ve Zr⁺⁴ yapı içerisinde rastgele dağılmaktadır ve oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyon sağlayarak zirkonyumu stabilize etmektedirler(13). 3Y-TZP'nin içerdiği kristal partikül boyutu mekanik özelliklerini büyük oranda etkilemektedir (84).

Günümüzde zirkonyum içeren seramiklerin sinterleme ısıları 1350-1500°C arasında değişmekte olup, sinterleme koşulları tanecik boyutları üzerinde etkili olduğu için yapının mekanik özellikleri ve stabilitesi üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Sinterleme koşulları (sinterleme derecesi, sinterleme süresi gibi) partikül boyutunda artışa neden olmaktadır (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Sinterlenmiş seramik malzemelerin partikül boyutları A: 1300°C, B: 1450°C (92)

Yapıdaki Y_2O_3 konsantrasyonundaki değişim, malzemenin mekanik özelliklerini de etkilemektedir. Y_2O_3 konsantrasyonunun %2-3 oranında artması, sistemdeki tetragonal faz miktarının azalmasına ve partikül boyutlarındaki artışa neden olmaktadır. Bu durum ile %2-3'lük bir konsantrasyon artışı seramiğin sinterleme sıcaklığında ve kırılma mukavemetinde azalmaya neden olmaktadır(76).

Y-TZP seramiklerinin çok sayıda avantajı söz konusu olup bunlar aşağıdaki gibi sıralanmaktadır(85).

- Titanyuma göre daha az bakteri birikimi,
- Biyouyumluluk,
- Yüksek mekanik dayanıklılık,
- Düşük ısı iletkenliklerinden dolayı pulpa tahrişlerinin önlenmesi,
- Konvansiyonel simantasyonun yanı sıra adeziv simantasyona izin vermesi.

Y-TZP seramiklerinin dezavantajları ise;

- Dış görünümlerinin ISO standartlarına göre daha opak olması,
- Radyopak olduğundan radyolojik değerlendirmeye izin vermemesi,
- Yüzeyi işlem görmüş malzemenin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri sayılabilir(85).

2.2.2.3. Tam stabilize zirkonya

Saf zirkonyuma %7,9 CaO, %5,86 MgO ve %13,75 Y₂O₃ gibi toprak alkali metal oksitlerin ilave edilmesi sonucunda tam stabilize zirkonya (TSZ) meydana gelmektedir. Oda şartlarında yalnızca iri kübik fazı kapsayan tam stabilize zirkonyumdan, 2500 °C'ye kadar olan sıcaklık değerlerinde faz dönüşümünün olmadığı bildirilmektedir. Tam stabilize zirkonya seramiklerinin darbe dirençleri, dayanıklılıkları ve ısıl değişim dayanımları düşük olmaktadır. Fakat sinterleme sıcaklığının, kübik faz içeriğinden ötürü yüksek olduğu belirtilmiştir (64,78,86).

2.2.3. Dental zirkonyaların gelişimi

Zirkonyanın stabilizasyonu için kullanılan çeşitli oksitler arasında kuvvet ve dayanıklılık açısından en etkili sonuç itriya (Y₂O₃) bileşiği ile sağlanmıştır. Böylece %3 mol (kütlece %5,2) itriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (3Y-TZP) protetik restorasyonlar için sık tercih edilen bir seçenek olmuştur(86). Zaman içerisinde dental zirkonyaların ihtiyaca göre estetik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek için yapısında değişiklikler yapılmıştır. Bu farklılıklardan zirkonyanın nesilleri olarak bahsedilebilir.

Birinci nesil 3Y-TZP'lere, sinterlemeyi kolaylaştırması ve bükülme direncinin 1000 MPa'nın üzerine çıkarılması için, kütlece %0,25 alümina (Al₂O₃) eklenmiştir. Ancak bu zirkonyalar kübik olmayan fazlarının çift kırılma özelliği sonucu ışığın gren sınırları, boşluklar ve katılan diğer içeriklerde dağılması sebebiyle çok opaktır(87). Optik özelliklerinin yetersiz ancak dayanıklılığının yüksek olması sebebiyle birinci nesil zirkonyalar porselenle veneerlenen posterior ve anterior sabit protezlerde altyapı materyali

olarak kullanılmıştır. Fakat uzun dönem çalışmalarda metal altyapılı alternatiflerine kıyasla daha yüksek oranda chipping ve delaminasyon sonucu klinik başarısızlık görülmüştür(88).

Veneerlenmiş altyapılarda karşılaşılan en temel sorun olan chipping'i ortadan kaldırmak ve daha kuvvetli tek parça bir yapı oluşturmak için zirkonyalar monolitik olarak da kullanılmaktadır. Estetik bir gereklilik olan translüsensiyi sağlamak için ikinci nesil 3Y-TZP'lerde alümina konsantrasyonu azaltılmış ve daha yüksek sıcaklıklarda sinterlenerek porözite oluşumu da engellenmiştir(89). İkinci nesil monolitik zirkonyalar anteriorda kullanılabilecek yeterli estetik özelliklere sahip olmasa da posterior restorasyonlarda kullanılabilir hale gelmiştir(89).

Monolitik zirkonyanın gelişiminin bir sonraki aşamasında opasiteyi azaltmak için daha transparan bir faz olan kübik faz oranı arttırılmıştır. Bu değişiklik kısmi stabilize zirkonya oluşturmak için itriya oranını arttırarak sağlanmıştır. %4 mol (4Y-PSZ) veya %5 mol (5Y-PSZ) itriya kullanılarak kübik fazın oranı arttırılmıştır, bu sayede translüsensi artmış ancak kübik faz basınç kaynaklı transformasyona uğramadığı için materyalin dayanımı azalmıştır(87). Kübik faz oranı daha yüksek olan bu zirkonyalar anterior bölgede de monolitik olarak kullanılabilecek estetiğe ulaşmıştır(89).

2.2.4. Diş hekimliği alanında kullanılan zirkonya türleri

2.2.4.1. Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina

Zirkonya maddesinin alümina matriksiyle birleştirilmesindeki amaç, stres ile tetiklenen dönüşüm kapasitesinin avantajlı olarak kullanılmasının sağlanmasıdır. Bu gruba örnek olarak In-Ceram Zirkonya verilmektedir. Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina split cast tekniği ve CAD/CAM tekniği ile elde edilebilmektedir, ancak CAD/CAM tekniği ile hazırlandıkları zaman, split cast tekniğine oranla daha iyi mekanik özellik gösterdikleri belirtilmektedir(90).

2.2.4.2. Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali

Magnezyum Katyonlu Zirkonya Polikristali (Mg-PSZ) ile ilgili yapılan birçok araştırmada başarının tam olarak sağlanamadığı bildirilmiştir(90). Bu durumun nedenleri, büyük gren boyutu ve poröz yapı içermesi gibi düşük mekanik özellikler göstermesi olarak bildirilmiştir(90). Mg-PSZ'nin yapısı, kübik zirkonya matriksi ile içerisindeki tetragonal çökeltilerden oluşmaktadır. Bileşimin içerisindeki magnezyumoksit yoğunluğunun %8-10 oranında değişiklik gösterdiği bildirilmiştir(90). Mg-PSZ'e Denzir-M örnek olarak verilmektedir(91).

2.2.4.3. İtiryum-tetragonal zirkonya polikristalleri

İtiryum-Tetragonal Zirkonya Polikristali (Y-TZP), oda şartlarında tetragonal evrede stabilizatör oksit şeklinde, saf zirkonyum ağırlığının %2-3 oranlarında ' Y_2O_3 ' içermesi ile meydana gelen yapı olarak tanımlanmıştır(92). Oluşan yapı, camsı faz içermemekte, yoğun olarak sinterlendiğinden dolayı minimum çatlak ve kusur içermektedir(93). Y-TZP, minimum kararlı ancak maksimum kompakt tetragonal fazda stabilize edilmektedir. Ancak ısısal veya mekanik uyarım sonucunda monoklinik kristal faza dönüşümü gerçekleşmektedir. Yaşanan faz dönüşümleri Y-TZP'nin daha dayanıklı olmasını sağlamaktadır(94). Oda şartlarında tetragonal fazda stabilize Y-TZP'nin oluşabilmesi için, gren boyutunun 0.8 nm' den ufak ve stabilizör miktarının %3 molden az olması gerekmektedir(95).

Y-TZP'nin temel özellikleri; "yüksek bükülme dayanımı, kırılma direnci, sertlik, aşınma direnci, elektrik yalıtımı, düşük ısı iletkenliği, asit ve alkalilere karşı korozyon direnci, çeliğe benzer olan esneklik modülü" olarak bildirilmiştir. Bu özellikleri sayesinde klinik uygulama alanlarında aranılan ISO 13356 kriterlerini içermektedir(95).

Y-TZP'nin diş hekimliğinde kullanım alanları arasında, çift tabakalı kron-köprüler, monolitik olarak üretilmiş zirkonya kron-köprüler, implant dayanak ve vida retansiyonlu implant altyapılar yer almaktadır(95).

2.2.5. Zirkonya blokların üretim teknikleri

Diş hekimliğinde kullanılmakta olan zirkonya restorasyonlar CAD/CAM sistemleri ile bloklardan eksiltme yapılarak üretilmektedir. Bloklar aynı kimyasal kompozisyona sahip olmalarına rağmen üretim tekniklerine göre üçe ayrılmaktadır;

- Sinterlenmemiş zirkonya (green stage)
- Yarı sinterlenmiş zirkonya
- Tam sinterlenmiş zirkonya

2.2.5.1. Sinterlenmemiş zirkonya (green stage)

Elmas ve tungsten karbid frezlerle kuru bir ortamda kolayca şekillendirilen bu yumuşak bloklar, seramik partiküller ve özel bağlayıcılar ile preslenerek hazırlanmaktadır. Bu yöntemde ısı kullanılmamaktadır(96,97). Düşük stabiliteye ve gözenekli bir yapıya sahiptir. Tamamen sinterlendiğinde %25 oranında bir hacim kaybına uğramaktadır. CAD/CAM teknolojisinde yeşil faz blokları güncel olarak kullanılmamaktadır(97).

2.2.5.2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya

Ham zirkonyanın yaklaşık 500°C’de 30 dk süreyle sinterlenmesi ile elde edilirler. Pöröz yapıdadır ve sinterizasyon işlemi tamamlanmamıştır, bu nedenle mekanik özellikleri zayıftır(98). Bu bloklar “pre-sinterize” ya da “non-HIP (sıcak izostatik basınç)” olarak da adlandırılırlar. Bloklar %40 yoğunluğa sahiptir ve non-HIP zirkonya blokların imalatı sırasında ortalama %25’lik büzülme henüz gerçekleşmediği için normal boyutlarından daha büyük freze edilirler. Şekillendirme sonrasında derecesi ve süresi firmalar arasında değişiklik göstermekte olup, 1350°C-1500°C arasında 2 ila 5 saat arasında sinterlenerek daha yoğun ve dayanıklı hale getirilmektedirler(76,85).

2.2.5.3. Tam Sinterlenmiş Zirkonya

Şekillendirme sonrasında sinterlenirken meydana gelen büzülmeyi önlemek, kenar uyumunu ve zirkonyanın mekanik özelliklerini arttırmak için bloklar sıcak izostatik basınç (HIP) altında sinterlenerek de hazırlanabilmektedir. Tam sinterlenmiş Y-TZP blokların hazırlanmasında öncelikle 1500°C’de ön sinterleme işlemi yapılarak %95 yoğunluk sağlanmaktadır. Ardından da tanecik yoğunluğunu arttırmak için 1000 bar basınç altında 1400 – 1500 °C’lik bir ısı ile izostatik bir ortamda argon gazı kullanılarak sinterlenmekte ve bu işlem tamamlandığında bloklar %99 yoğunluğa ulaşmaktadır(76). Tam sinterlenmiş blokların kazınması uzun zaman aldığından ve kullanılan frezlerin hızlı aşınmasından dolayı maliyeti yüksektir. Ayrıca bu teknikte sinterlenmiş zirkonya üzerinde işlem yapıldığı için, yüzeyde tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümler ve çatlaklar oluşabilmektedir(99).

2.2.6. Zirkonya Restorasyonların Üretim Aşamaları

2.2.6.1. CAD/CAM sistemleri

CAD/CAM diş hekimliğinde 1980 yılında kullanılmaya başlanmıştır. 1984 yılında Fransa’dan Francois Duret kendi ismiyle anılan sistemi geliştirerek, tek üye restorasyonların üretimini gerçekleştirmiştir(100). İlk dental CAD/ CAM uygulamasını İsviçre’de Cerec sistemiyle çalışan Werner Mörmann’la Marco Brandestini’nin 1988 yılında gerçekleştirdiği bildirilmiştir(101).

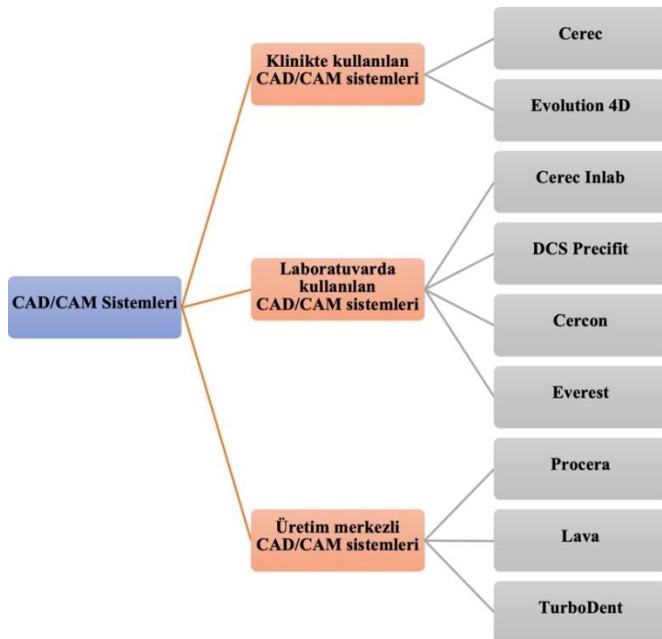
Konvansiyonel dental seramikleri birden fazla fırınlama işlemine maruz kalırken, CAD/CAM sistemlerinin üretiminin çok hızlı olduğu ve oluşan yapının daha homojen bir halde olduğu bildirilmiştir(102).

Özel bilgisayar yazılımları kullanılarak CAD/CAM sistemleriyle, korun ve sabit bölümlü protez alt yapılarının, tam anatomik kronların, bölümlü kronların, inley-onley ve teleskop primer kronların tasarımlarının ve üretimlerinin yapıldığı bildirilmektedir(103). Ayrıca hareket eden bölümleri olan protezlerin iskelet yapılarının(104), implant cerrahisinde uygulanan stentlerin tasarımının ve üretiminin, maksillofasiyal protezlerin

hazırlanmasının CAD/CAM sistemleri ile gerçekleştirildiği bildirilmektedir(105). Üretici firmalar kullandıkları yazılımları sürekli olarak güncellemektedirler.

Restorasyonların üretim aşamasında eksiltme ve çoğaltma olarak iki ana yöntemin kullanıldığı bildirilmektedir. Eksiltme yani, milleme, aşındırma veya kazıma yönteminde, büyük katı bloklar küçük parçalar haline getirilerek arzu edilen restorasyonlar hazırlanmaktadır. Zirkonya restorasyonlar CAD/CAM sistemi kullanılarak yumuşak frezleme ve sert frezleme olarak iki şekilde üretilmektedirler. Yumuşak frezleme yönteminde pre-sinterize bloklara, sert frezleme yönteminde de tam sinterlenmiş bloklara şekil verilmektedir(106). Yumuşak frezleme yönteminde, pre-sinterize restorasyon daha önceden belirlenen tasarım için aşındırılmakta ve daha sonra yüksek sıcaklıkta sinterlenmektedir. Fakat sinterleme prosedürünün %25 oranında büzülmeye neden olduğu da bilinmektedir. Sert frezleme yönteminde de daha sonradan hiçbir şekilde işleme gerek duyulmayan bütünüyle yoğun haldeki zirkonya bloklarının aşındırılması sağlanmaktadır(107).

Diş hekimliği alanında, komponentlerin konumuna göre CAD/CAM sistemleri; klinik, laboratuvar ve üretim merkezli olmak üzere üç farklı üretim şekline sahiptir. Bu üretim şekilleri Şekil 2.4'te verilmiştir(108).



Şekil 2.4. Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerinin üretim şekilleri

CAD/CAM sistemlerinin tamamı, bilgisayarlı yüzey taraması ve ağız ortamında bulunan verilerin alınarak kaydedilmesi (diş preparasyonu, ağızda olan diş geometrisinin bulunması), alt yapı tasarımı (CAD) ve alt yapı üretimi (CAM) şeklinde üç fonksiyonel ögeye sahiptir(101).

CAD/CAM bileşeni olan tarayıcı, çenenin ve diş yapılarının üç boyutlu olarak ölçülmesini ve dijital olarak baskı setlerinin oluşmasını sağlamaktadır. Burada kullanılan tarayıcılar mekanik tarayıcı ve optik tarayıcı olmak üzere iki çeşittir. Mekanik tarayıcı, iğne ucuyla ya da pinle, optik tarayıcı da renkli ya da beyaz ışık ile tarama yapmaktadır.

Programlama donanımları, kullanılacak olan materyallerin özellikleri bakımından ıslak veya kuru aşındırma olmak üzere iki çeşitten oluşurken; yeni geliştirilen tarayıcılarda millenme doğrultularının sayıları bakımından üç, dört veya beş akslı cihazlar şeklinde birbirlerinden ayrılmaktadırlar(97). Modelin pozisyonunun aks üzerinde değiştirilmesi ile arzu edilen bölgenin tamamının taranması sağlanmaktadır. Dört ve beş akslı ünitelerin birbirleriyle aynı olarak doğrusal şekilde yukarıya ve aşağıya hareket ettikleri, fakat hareket eksenlerinin farklılık gösterdiği bildirilmektedir(107).

2.2.6.2. MAD/MAM sistemleri

Manuel Destekli Tasarım/Manuel Destekli Üretim (MAD/MAM) sistemlerinde, sinterlemeden önce frezle aşındırmaya yatkın olan yumuşak haldeki zirkonya kütlenin, üç boyutlu alıcılar yardımı ile bilgisayara nakledilmesi ve makineyle şekil verilmesi sonucunda üretim gerçekleşmektedir. Gerçekleşen bu işlem hızlı, kolay ve güvenilir şekilde olmaktadır. Öteki millenme cihazlarına oranla maliyetinin daha düşük olduğu bildirilmiştir(85). Şekillendirmeden sonra bütün kitle sinterlenerek, homojen bir büzülme meydana gelmektedir. Restorasyonun tasarımı sırasında, sistemin işleyişi CAD/CAM yönteminden farklılık göstermektedir. MAD/MAM sistemine Zirkonzahn (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, İtalya) ve Ceramill (Amann Girrbach GmbH, Österreich, Avusturya) örnek olarak verilmektedir (109).

2.2.7. Monolitik zirkonya

Y-TZP destekli seramik restorasyonların veneer kısmını oluşturan seramiğin daha düşük dayanıklılığa sahip olmasından dolayı chipping(ufalanma) olabilmektedir. Monolitik zirkonlar chippingin önüne geçilmesi amacıyla geliştirilmiştir(110). Yapılan çalışmalarda aynı zamanda monolitik zirkonyaların restorasyon çevresinde meydana gelebilen biyofilm tabakası birikiminde de azalma sağladığı bildirilmiştir(111). Yapısındaki düşük alümina içeriği ve gözenekli yapıda olmaması gibi özelliklerinden dolayı daha iyi ışık geçirgenliğine sahip olan restorasyonlar hazırlanabilmektedir(61,112). Monolitik zirkonyanın bir diğer avantajı da az preparasyon gerektirdiğinden diş dokusunun korunmasıdır(112). İnterokluzal aralık yetersiz olduğunda, restorasyon 0.3-0.5 mm'ye kadar inceltirilip kullanılabilir. Optimum estetiği sağlamak için, gerekirse bu materyale veneer seramiği de uygulanabilmektedir(113).

2.2.7.1. Monolitik zirkonyanın endikasyonları, avantajları ve dezavantajları

Endikasyonları (114);

- Uzun gövdeli sabit protezler,
- Tam ark sabit bölümlü protezler,
- İnterokluzal aralığın yetersiz olduğu durumlar,
- Post-kor restorasyonlar,
- Parsiyel kronlar,
- İmplant destekli protezler gibi uygulamalarda monolitik zirkonyum bloklar kullanılmaktadır.

Avantajları (115);

- Monolitik zirkonya bloklar biyouyumludur,
- Estetiktir ve özel boyama solüsyonlarıyla boyanabilmektedir,
- Aşınma dayanımları doğal dişe benzerdir,
- İnterokluzal ark mesafesi yeterli olmadığında kullanılabilir,
- Chipping riski ortadan kalkmıştır.

Dezavantajları (116);

- Monolitik zirkonya restorasyonların, CAD/CAM cihazların, kazıma bloklarının ve kullanılan frezlerin maliyetinin geleneksel restorasyonlara oranla daha yüksek olduğu bildirilmiştir,
- Oklüzal uyumlama zordur,
- Boyanabilme özellikleri olmasına rağmen diş benzeri görüntünün oluşturulması zordur,
- Kırıldıkları zaman tamir edilmeleri neredeyse imkânsızdır.

2.2.8. TranslÜsent Monolitik Zirkonya

Monolitik zirkonya bloklardan CAD/CAM teknolojisinin gelişimine uygun olarak hazırlanan restorasyonlar, üstün fiziksel özelliklerinden dolayı günümüzde sıklıkla tercih edilmektedir. Son dönemlerde estetik gereksinimlerdeki artışa bağlı olarak itriyum yüzdesi ve partikül boyutları değiştirilerek ön bölgede kullanılabilmesi için farklı yarı saydamlık değerleri bulunan translÜsent monolitik zirkonya bloklar geliştirilmiştir. Günümüzde ışık geçirgenliği artırılmış olan bu tür zirkonyalara ‘translÜsent monolitik zirkonya’ denilmektedir(14).

Geleneksel zirkonya(3Y-TZP) opak görüntüsünden dolayı estetik beklentiği tam olarak karşılayamamaktadır ve bundan dolayı veneerlenerek kullanılması önerilmektedir(117). Bununla birlikte veneerlenmiş zirkonya restorasyonlarda en yaygın teknik sorun ‘chipping’ komplikasyonudur(118).

Bu fenomen adeziv (zirkonya ve seramik bağlantısında) veya koheziv (veneer seramiğın gövdesinde) başarısızlık olarak karşımıza çıkabilmektedir(119,120). Veneerleme tekniğinin değiştirilmesi, CAD-CAM teknolojisi ile tabakalama(121), sinterleme prosedürü(122), gibi birçok uygulama bu teknik problemin çözülmesinde yeterli olmamıştır(123). Altyapı tasarımı ile ilgili hatalar, zirkonya porselen arasında yetersiz bağlantı dayanımı, zirkonyanın porselene kıyasla daha düşük termal iletkenliği ve elastik modülü chipping başarısızlığının oluşmasına zemin hazırlayan diğer faktörlerdir(124–126).

Bağlantı problemlerini çözebilmek amacıyla gelişen CAD-CAM teknolojisi ile zirkonya gibi protetik materyallerin monolitik formlarının kullanımı yaygınlaşmıştır(127,128).

Posterior bölgede parafonksiyonel alışkanlıkların ve yüksek çiğneme kuvvetlerinin varlığı nedeniyle dayanımı yüksek protetik materyallerin kullanımı ön plana çıkmaktadır. Translüsente monolitik zirkonyanın üretilmesiyle birlikte anterior bölgede estetik gereksinimleri karşılayan yüksek dayanımlı bir protetik materyal seçeneği oluşturulmuştur(129). Zirkonyanın opak görünümünün yapısal bazı özelliklerinden kaynaklandığı ileri sürülmektedir. Zirkonyanın tanecik boyutu yaklaşık 0.4 μm , ışığın dalga boyu ise yaklaşık 0.1-0.7 μm 'dir. İki değer arasında görülen kırılma indeksi uyumsuzluğu ışığın materyalin içinden geçmesi yerine, yayılmasına neden olur ki, bu durum da daha opak bir görünüm oluşmasına yol açmaktadır(130,131). Zirkonyanın optik eksikliğinin giderilmesinde temel strateji kristal boyutunun değiştirilmesidir, böylece kristalin ve matriks fazının kırılma indekslerinin birbirine yaklaştırılması sağlanmaktadır(132).

İlk metot zirkonyada gren boyutunun arttırılması ve gren sınırlarında ışık saçılmasının azaltılmasının sağlanmasıdır. Gren boyutunun arttırılması; düşük ısı bozunması(1 μm gren boyutunun üzerinde görülen) olarak adlandırılan tetragonal fazdan monoklinik faza($t \rightarrow m$) spontan dönüşüme yol açmaktadır. Bu dönüşüm zirkonyanın dayanımının azalmasına neden olmaktadır bu nedenle zirkonyanın translüsensinin arttırılması için farklı yöntemler araştırılmıştır(133).

İkinci metot gren boyutunun azaltılarak yüksek hat içi iletimin (high in-line transmission) arttırılması yoluyla translüsensinin sağlanmasıdır. Bu yöntem de gren boyutunun arttırılması gibi zirkonyanın mukavemetinin azalmasına neden olmaktadır(53).

Üçüncü metot ise daha fazla itriya içeriği ile zirkonya yapısındaki kübik fazın arttırılmasıdır. Tipik 3Y-TZP yapısında %3 mol itriya içermektedir ve %90 veya daha fazla tetragonal faz barındırmaktadır. %4-5 mol itriya içeriği %50 oranında kısmen stabilize edilmiş kübik faz içermektedir ve yüksek translüsente zirkonya olarak adlandırılmaktadır. Mol olarak %8'lik bir itriya içeriği, kübik fazın tam stabilizasyonu ile sonuçlanmaktadır. Bu yapı da ultratranslüsente zirkonya olarak adlandırılmaktadır(87,134).

Dördüncü yöntem ise materyal saflığını arttırmaktır. 200-400 nm gren boyutundaki alümina gibi materyallerin ilavesi translüsensiyi azaltmaktadır(15). Alümina, yeşil zirkonyaya sinterleme aşamasında ilave edilerek gözenek oluşumunun azalmasını sağlamaktadır ve tetragonal fazın stabilizasyonunda yardımcıdır(135). Ayrıca alümina ilavesi Y-TZP'nin translüsensinin azalmasına ve düşük ısı bozunmasına yol açmaktadır(15).

Translüsensi artırmanın bir diğer yöntemi ise lantanum oksit içeriğinin %0,2 mole yükseltilmesidir(136). Final sinterleme ısısının artırılması da translüsensinin artırılması için uygulanan bir diğer yöntemdir(15).

Translüsент zirkonya elde edilmesinde çeşitli işlemler denenmiştir, bu farklı işlemler farklı materyallerin elde edilmesini sağlamıştır. Materyallerin içerikleri, mekanik ve optik özellikleri farklılıklar gösterdiği gibi, sınıflandırılmalarında da bazı karışıklıklar yaşanmıştır(135).

Birinci jenerasyon olarak kategorize edilen geleneksel zirkonya, veneerlenerek kullanılmaktadır. Estetik ve optik özellikleri nedeniyle alt yapı materyali olarak kullanımı tercih edilmektedir. Esneme dayanımı diğer jenerasyonlara kıyasla en yüksek haldedir(137). Estetik özelliklerini ve renk seçeneklerini arttırmak amacıyla sırlama yapılabilmektedir. Ancak sır uygulandığında esneme dayanımında azalma görülmektedir(138).

İkinci jenerasyon zirkonyanın optik özelliklerinin geliştirilmesi ve translüsensinin artırılması amacıyla zirkonya gren boyutunun azaltılması ve itriyum içeriğinin artırılması ile elde edilmektedir. High translüsент monolitik zirkonya (HT), geleneksel zirkonyaya kıyasla ışık geçirgenliği artmış ve monolitik halde kullanılabilen bir formdur. %4-5 mol itriya ve parsiyel stabilize edilmiş kübik form içermektedir, 4Y-TZP, 5Y-TZP adını almaktadır. Kumlama (air abrasion) uygulaması t→m dönüşümünü arttırarak dönüşüm tokluğu olarak adlandırılan yüzeyde dayanıklı bir tabaka oluşmasını sağlamakta, esneme dayanımını arttırabilmekte veya azaltabilmektedir(137,138). Dış yüzeye sır uygulaması; translüsensi korumakta, renk seçeneklerini arttırmakta ancak elastik modülü azaltmaktadır. İç yüzeye cam infiltrasyonu uygulamasıyla da rezin bağlantısı güçlendirilebilmektedir(138).

Üçüncü jenerasyon zirkonyada itriya içeriği artırılmış ve kübik form tamamen stabilize edilmiştir. Stabilize edilmiş kübik zirkonya inerttir; faz dönüşümüne veya düşük ısı bozunmasına uğramamaktadır (135). Translüsensi ve estetik özellikleri önceki jenerasyonlara kıyasla daha fazladır ancak mekanik özellikleri azalmıştır. Kübik form oranı %53'e kadar artmıştır, ultratranslütent monolitik zirkonya(UTML) ve süper translütent monolitik zirkonya (STML) olarak adlandırılmaktadır (137,138).

2.2.9. Monolitik Zirkonya Restorasyonlara Uygulanan Yüzey Parlatma İşlemleri

CAD/CAM sistemi kullanılarak üretilen monolitik zirkonyaların hassas bir şekilde üretilmesi yine de final restorasyonun ağıza yerleştirilmesi sırasındaki oklüzal uyumlama ihtiyacını ortadan kaldırmamaktadır. Bu nedenle oklüzal düzeltmelerden sonra yüzeylerin pürüzsüzlüğü için etkin bir şekilde parlatılması gerekmektedir. Bu amaçla sırlama, polisaj ve pat uygulamaları yapılmaktadır (139,140).

2.2.9.1. Sırlama işlemi

Sırlama, seramik yüzeyin son bir fırınlama ile vitrifikasyonu ve gözeneksiz, yarı camı bir yüzey oluşturulmasıdır. Günümüzde sırlama malzemelerinin dayanıklılığının artmasından dolayı klinikte restorasyon uyumlamalarından sonra son adım olarak sırlamanın tekrar yapılması önerilmektedir. Sırlama iki farklı yöntemle yapılabilmektedir (53,141–144).

2.2.9.2. Overglaze (sırlama) tekniği

Overglaze tekniğinde sır tozu ve likit belirli oranlarda karıştırılarak materyal yüzeyine uygulanmaktadır. Aynı zamanda düşük sıcaklıkta bir vitrifikasyon işlemidir(145). Genel olarak düşük ısı seramiğine, fırınlanma derecesinden 20-60°C altında

bir ısı uygulanarak yapılmaktadır. Sırlama ile iyi bir renklendirme de yapılarak optimum estetik yakalanabilmektedir (145).

2.2.9.3. Doğal sırlama (self glaze, otoglaze) tekniği

Bir materyalin herhangi bir solvent veya gaz etkisi olmadan, son fırınlama sıcaklığında bir süre daha tutularak, vitrifikasyonla elde edilen doğal bir yüzey işlemidir. Dental seramiğin tüm bileşenleri tek bir camsı fazı oluşturacak şekilde eritildiğinde bu seramik kolaylıkla kendi kendine sırlama olabilmektedir (146). Her seramiğin cam greni aynı sıcaklıkta eriyeceğinden dolayı seramiğin olgunlaşma süresini uzatarak kendi kendine parlatma sağlanabilmekte ve sonuç olarak sırlanmış bir yüzey elde edilmektedir. Fakat seramik çok yüksek ısıda kalırsa ya da doğal sırlama ısısında uzun süre kalırsa yığılabilmekte (piroplastik akıntı), doğal konturunu kaybetmekte, rekristalizasyon oluşmakta ve devitrifikasyon görülmektedir. Birçok seramikte genellikle ideal fırınlama sıcaklığında 2 dak. içerisinde ideal sırlama sağlanmaktadır (47).

2.2.9.4. Polisaj uygulaması

Restorasyonlara uygulanan bitirme işlemleri sonucunda oluşan pürüzlü seramik yüzey karşıt dişlerin aşınmasına, plak birikimine, dişeti dokusunda enflamasyona ve yumuşak doku reaksiyonlarına neden olmaktadır(53). Materyallerin pürüzlü yapıdan daha az pürüzlü bir yapıya dönüştürülmesi işlemi yüzey bitirme işlemi olarak tanımlanmaktadır(53). Yüzey bitirme işlemleri sonrasında materyalin az pürüzlü yapıdan daha pürüzsüz bir yapıya dönüştürülmesine de ‘polisaj işlemi’ denilmektedir (147).

Polisaj işleminde sırasıyla büyük partikül içerikli olandan, küçük partikül içerikli olana doğru lastikler kullanılmakta ve materyal yüzeyinde ince aşındırma yapıp pürüzlülükleri yok edilmektedir. Bu amaçla polisaj lastikleri kullanılabilir (27,148).

2.2.9.5. Pat uygulaması

Dental seramiklerin bitim ve polisaj işlemlerinde ıslak keçe ve pamuk diskler kullanılarak yapılan pat uygulaması son işlemdir. Bu patlar alüminyum oksit veya elmas partikülleri içermektedirler (27,148).

2.3. Diş Hekimliğinde Renk

Renk, göz aracılığıyla algılanabilen ışık kaynağının oluşturduğu fiziksel bir olgudur(149). Rengi anlayabilmek için öncelikle ışığın doğasının anlaşılması gerekmektedir. Işık, elektromanyetik enerjiler üreten fotonlardan oluşmaktadır(149,150). Foton, bir engelle karşılaşmadığı zaman düz bir doğrultuda ilerlemekte ve herhangi bir sapmaya uğramadan yayılmaktadır. Fakat bir nesneye çarptığı zaman cismin şeffaflığıyla bağlantılı olarak yansımaya veya kırılmaya uğramaktadır. Bu da materyalin renkli veya renksiz olarak görülmesine neden olmaktadır (149,150).

2.3.1. Dental seramiklerde renkle ilgili fiziksel özellikler

Protetik diş tedavisindeki amaç doğala en yakın restoratif materyali üretmektir. Bundan dolayı kullanılan dental seramik tozlarıyla elde edilen protez dişlerin doğal dişe benzemesi gerekmektedir. Ayrıca doğal dişlerdeki translüsensi, opasite, floresans ve opalesans gibi özelliklerin bilinmesi önemlidir(151).

2.3.1.1. Translüsensi ve opasite

Dental seramikler, doğal bir görünüm için hem translüsensi hem de opasite özelliklerine sahip olmalıdır. Opasite özelliği dentin ile ilişkilidir. Işık mineden geçip dentine ulaşmaktadır ve dentin opak bir yapı olduğundan dolayı ışığı tekrar yansıtmaktadır. Bir diğer taraftan mine, translüsent bir nesne gibi davranmaktadır ve ışığın geçişine izin vermektedir. Mine tabakası, içerdiği hidroksiapatit kristalleri aracılığıyla ışığın mavi dalga boyunda saçılmasını sağlamaktadır (151).

Zirkonyaların translüsensi özelliği, ışık saçılımı ile gerçekleşen ışığın bir bölümünün materyal içerisinden geçmesidir (132). Zirkonyanın translüsensini etkileyen bazı parametreler bulunmaktadır. Bunlar seramiğin kimyasal yapısı ve alümina içeriği (152,153), kristal yapısı ve gren boyutu(154), seramik kalınlığı(132), tekrarlanan fırınlama işlemleri(155), yüzeyin parlatılması(132), seramiğin yüzey pürüzlülüğü(156) ve zirkonyanın içindeki renk pigmentleridir(157). Translüsensi parametresinin ölçümü ise homojen kalınlıktaki materyalin siyah ve beyaz arka fon üzerindeki renk farkının (ΔE) formülüyle hesaplanmasıdır(158).

$$\Delta E = [(L1-L2)^2 + (a1-a2)^2 + (b1-b2)^2]^{1/2}$$

2.3.1.2. Floresans

Floresans, soğuk cisimlerde fotonun absorblanmasıyla birlikte daha uzun dalga boyundaki bir başka fotonun yayılmasıyla gerçekleşen ışımaya olayı olarak tanımlanmaktadır. Bu cisimlere "floresan" denilmektedir. İnsan dışı gün ışığında az da olsa floresans özelliği göstermektedir. Doğal dişler UV ışığa maruz kaldıklarında floresans gözlenmektedir. Eğer bir dental restorasyon floresans özelliğe sahip değilse canlılığı azalmış gri bir görüntü vermektedir.(159).

2.3.1.3. Opalesans

Transparan veya translüsent materyaller, farklı ışık altında veya farklı açıdan bakıldığı zaman renk değişimi gözlenen, opal taşına benzeyen bir görüntü sergilemektedirler. Bu optik olay mine ile ilişkilidir. Doğal diş minesini oldukça fazla mineral içeren bir yapıdadır. Mine uzun dalga boylarını geçirirken ve kısa dalga boylarını yansıtırken bir filtre gibi davranmaktadır. Buna bağlı olarak dişin insizal kenarındaki mine mavimsi ve beyaz bir renkte görülmektedir. Seramiklerde bu görüntünün oluşabilmesi için seramik tozuna bazı pigmentlerin katılmasıyla opalesans sır uygulaması yapılmaktadır(160).

2.3.2. Renk Sistemleri

Renk sistemleri bir nesnenin renk değişkenliğini tanımlamak amacıyla kullanılmaktadır(27). Bu sistemler rengi tanımak ve endüstri alanında renk belirlenmesi amacıyla kullanılmaktadır(161). Renk sistemlerin türleri, adları ve geliştirildikleri tarihler (Tablo 2.1)'de verilmiştir.

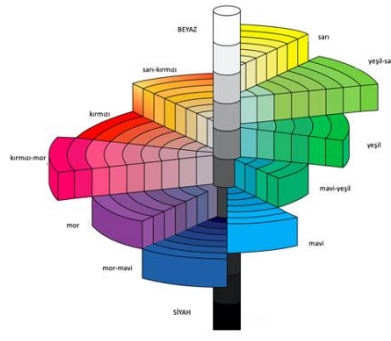
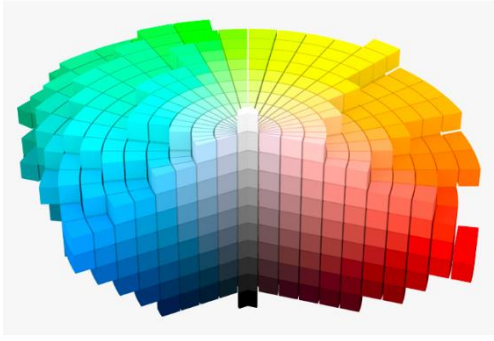
Tablo 2.1. Renk sistemlerin türleri, adları ve geliştirildikleri tarihler

Tarih	Sistem Türü	Geliştirenin Adı
1905	Munsell renk sistemi	Munsell
1916	Otswald renk sistemi	Otswald
1931	CIE sistemi	Comm. Int. l'Eclairage
1955	DIN sistemi	Richter
1962	NCS	Hard ve Sivik
1968	Coloroid renk sistemi	Nemcsisc
1976	CIE L*a*b sistemi	Comm. Int. l'Eclairage

Dış hekimliğinde renkle ilgili araştırmalarda genellikle Munsell renk sistemi ve CIE L*a*b* renk sistemi kullanılmaktadır (162)..

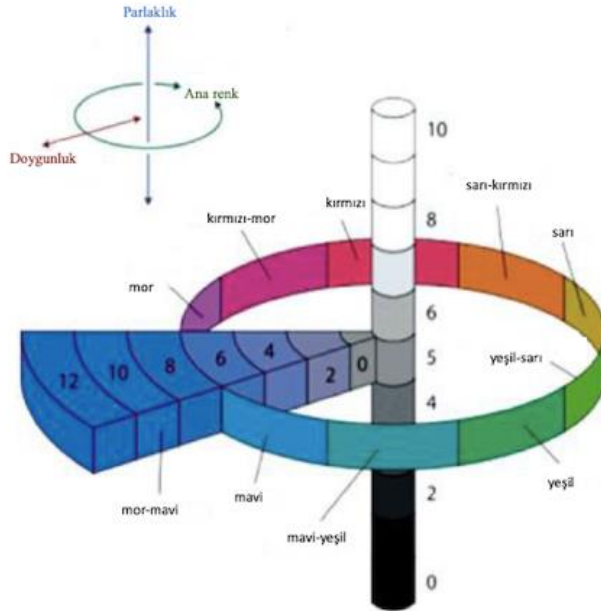
2.3.2.1. Munsell renk sistemi

Munsell renk sistemi tutarlılık, esneklik ve kullanım kolaylığı gibi sebeplerden dolayı dış hekimliğinde renk seçimi konusunda tercih edilen bir sistemdir(163). Albert H. Munsell tarafından 1945 yılında literatüre girmiştir (164). Geliştirilen ilk renk sistemidir ve daha sonra geliştirilen sistemler için de temel oluşturmuştur (Şekil 2.5). Munsell renk sisteminde renkler, uzaysal olarak silindiriksel koordinatlarda gösterilmektedir. Bu sistemdeki üç değişken; hue (H); ana renk, value (V); rengin parlaklığı ve chroma(C); doygunluk olarak sıralanmaktadır (165).



Şekil 2.5. Munsell renk sistemi

Munsell sistemi; parlaklığı temsil eden siyahtan beyaza doğru değişim gösteren akromatik bir eksen etrafında, ana renklerin saat yönünde sıralandığı bir daireye benzemektedir. Munsell renk sisteminde hue beş ana renge (mor, mavi, yeşil, sarı, kırmızı) ve beş ara renge (mor-mavi, mavi-yeşil, yeşil-sarı, sarı-kırmızı, kırmızı-mor) ayrılmaktadır. Bütün bu renkler ve bu renklerin parlaklıkları ile doygunluklarının bileşiminden düzgün olmayan bir renk küresi oluşmaktadır (Şekil 2.6) (161,165).



Şekil 2.6. Munsell'in üç boyutlu renk sisteminde ana ve ara renklerin gösterimi

Ana renk (Hue)

Renk tonunu ifade etmektedir (Şekil 2.7). Bir nesnenin adı renk bazında kırmızı,

yeşil veya sarı olabilir ve cisimden geçen ya da yansıyan ışığın dalga boyuyla belirlenmektedir(165,166). Munsell renk sisteminde renk tonu; sarı, sarı-kırmızı, kırmızı, kırmızı-mor, mor, mor-mavi, mavi, mavi-yeşil, yeşil ve yeşil-sarı olarak 10 farklı dereceye ayrılmaktadır (165,166).



Şekil 2.7. Ana renk, değişik renk ailelerinin ayrımı

Parlaklık (Value)

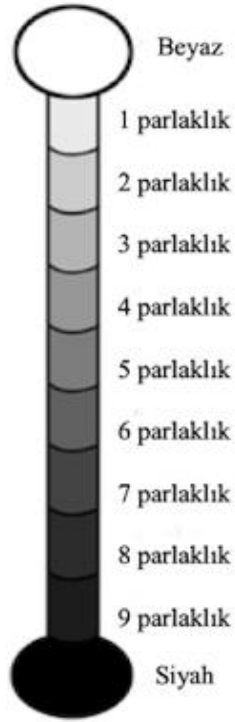
Parlaklık, bir cisimden geri dönen ışığın miktarı olarak tanımlanmaktadır. Düşük value değeri koyu renkleri, yüksek value değeri ise daha açık, parlak renkleri ifade etmektedir. Parlak cisimler daha az miktarda griye sahipken, düşük oranda parlaklığa sahip cisimler ise fazla miktarda griye sahiptir ve daha koyu görünmektedirler (Şekil 2.8) (165,166).



Şekil 2.8. Parlaklık, bir rengin açıklığı ya da koyuluğu

Munsell renk sisteminde parlaklık değerleri 0'dan 10'a kadar sıralanmaktadır ve sistemin en altında siyah, en üstünde beyaz renk bulunmaktadır. Bu değerler arasında siyah renkten beyaz renge doğru olan gri renk tonları parlaklık değerlerini oluşturmaktadır. Saf

beyaz 10, saf siyah ise 0 olarak belirlenmiştir (Şekil 2.9).

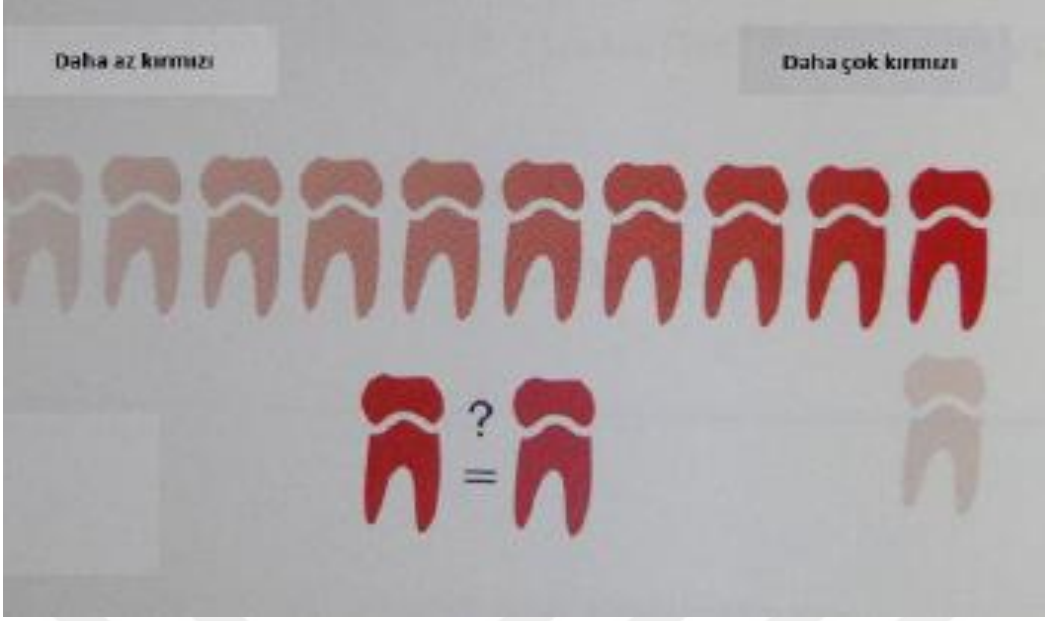


Şekil 2.9. Saf siyah ve saf beyaz arasındaki parlaklık değerleri

Doğal dişlerin parlaklık değerleri 4 ila 8 arasında farklılık göstermektedir(161–163,165,166). Parlaklığın belirlenmesi diş rengi seçiminde en önemli aşama olarak düşünülmektedir. Bir restorasyonun renginin parlaklık değerini yükseltmek için beyaz, düşürmek için ise gri veya siyah eklenmektedir(166,167). Parlaklık değerinin doğru bir şekilde seçildiği restorasyonlarda, ana renk veya doygunluk yanlış seçildiğinde ortaya çıkabilecek estetik kusurlar daha az fark edilebilmektedir. Ayrıca ana renk ve doygunlukta yapılan değişiklikler parlaklık değerini de düşürerek, restorasyonda koyu ve gri bir görünüme yol açmaktadır(161–163,165–167).

Doygunluk (Chroma)

Rengin yoğunluğunun ve saflığının bir ölçüsüdür (Şekil 2.10). Ana rengin kuvveti olarak da bilinmektedir(168). Munsell bu durumu; güçlü bir rengi zayıf bir renkten ayıran özellik olarak tanımlamıştır(166,167). Örneğin; pembe bir renk, düşük doygunlukta kırmızıdır.

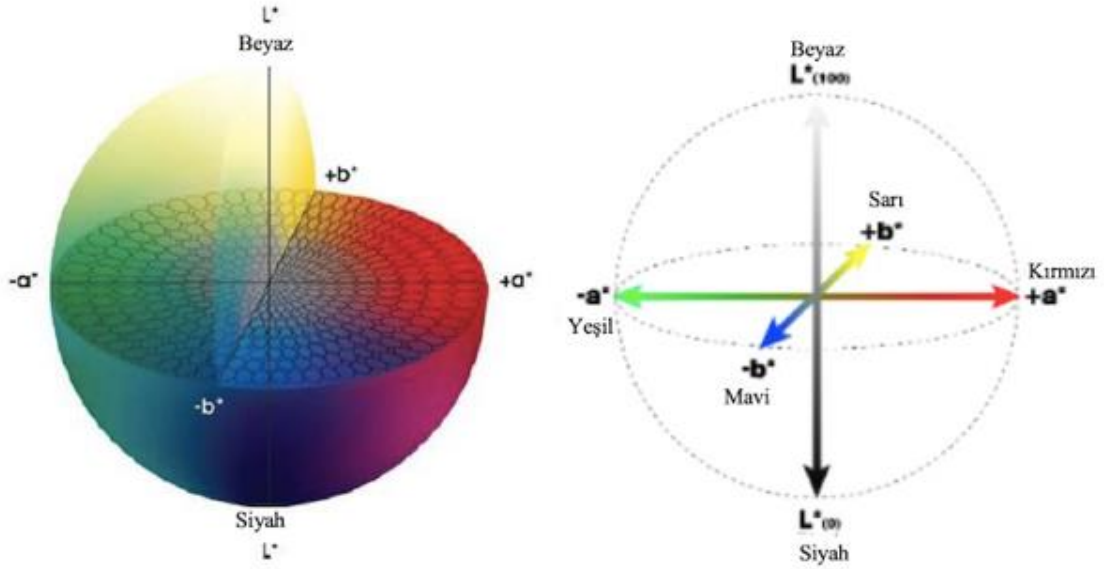


Şekil 2.10. Renk doygunluğu

2.3.2.2. CIE L* a* b* renk sistemi

CIE L*a*b* renk sistemi, CIE (Comission Internationale De L'eclairage) tarafından 1931 yılında geliştirilmiş ve uluslararası bir renk ölçüm standardı olarak kabul edilmiştir(169). CIE L*a*b* renk sistemin temeli, standart bir ışık kaynağı altında standart bir gözlemci tarafından, rengin oluşturduğu spektral cevabın tanımlanmasına dayanmaktadır (170).

CIE L*a*b* renk sistemine göre tüm renkler üç farklı eksenle kesişen ve merkezini oluşturan bir küre içerisinde yer almaktadırlar. L* eksen, rengin açık veya koyu olduğunu ve rengin parlaklığını gösteren bir parametredir. Bir cismin beyaz (+) ve siyah (-) arasındaki açıklık ve koyuluk koordinatlarını vermektedir. Renk skalasında 0 L siyaha en yakın, 100 L ise beyaza en yakındır. Yatay eksen a*, cismin kırmızı (+) ve yeşil (-) arasındaki koordinatlarını vermektedir. Değer pozitif ise kırmızıyı, negatif ise yeşili temsil etmektedir. Başka bir yatay eksen olan b*, bir cismin sarı (+) ile mavi (-) arasındaki koordinat değerlerini göstermektedir. Değer pozitif yönde artarsa sarı renge, negatif yönde azalırsa mavi renge yaklaşmaktadır. Yatay eksenlerdeki a* ve b* koordinatlarının 0 değerleri nötr renkleri (beyaz, gri) verirken, bu değerlerin artması rengin daha doygun ve yoğun olduğunu göstermektedir(Şekil 2.11) (171).



Şekil 2.11. CIE L*a*b* renk sistemi

CIE L*a*b* renk sisteminde bu 3 koordinatın verdiği değerler, bir rengin üç boyutlu renk uzayındaki sayısal değerini belirtmekte ve bu sistem renk değişimini tek bir değerle tanımlayabilmektedir. Bu değer ΔE değeridir ve hesaplanması aşağıdaki formül ile yapılmaktadır(172).

$$\Delta E = [(L1-L2)^2 + (a1-a2)^2 + (b1-b2)^2]^{1/2}$$

ΔE formülündeki L2, a2 ve b2 ilk ölçüm değerleri iken, L1, a1 ve b1 ikinci ölçüm değerlerini ifade etmektedir. ΔE değeri, aynı veya farklı örneklerin L*, a* ve b* koordinatlarındaki değişikliklerin oranını ifade etmektedir. ΔE değerinin sıfırdan farklı olması renk farklılığını, bu değer sıfır olması ise bu iki rengin aynı olduğu anlamına gelmektedir. ΔE değerinin artmasıyla renk farklılığında da gözle görülür bir artış olmaktadır.

Yapılan araştırmalara göre, klinik olarak insan gözünün renk farklılığını anlayabileceği ΔE değeri tam olarak kesinleşmemekle beraber; bu değer 1'den küçük olduğu zaman renk farklılıklarının görsel olarak fark edilemeyeceği, 1-2 arasında olduğunda kısmen ve 2'den büyük olduğunda ise fark edilebileceği sonucu çıkarılmaktadır(170). Renk eşleşmesinin klinik olarak yapıldığı çizelge Tablo 2.2'de görülmektedir.

Tablo 2.2. Klinik renk eşleşmesi

Renk Farklılığı (ΔE)	Klinik Renk Eşleşmesi
0	Mükemmel
0.5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3.5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3.5	Uyumsuz

2.3.3. Diş hekimliğinde kullanılan renk tespit yöntemleri

Doğal bir restorasyon için renk seçimi diş hekimliğinin en zor süreçlerinden biri olmaktadır.(173). Belirli bir diş renginin saptanabilmesi için görsel olarak veya bir cihaz aracılığıyla renk ölçümleri yapılmaktadır. Bu amaçla diş hekimliği alanında en sık tercih edilen yöntem, dişlerle renk skalalarının karşılaştırılmasıdır. Görsel renk tespit yöntemleri kullanışlı fakat sübjektif bir seçimdir. Cihazla yapılan ölçümler ise daha hızlı ve daha objektif sonuçlar vermektedir ve bu sonuçların matematiksel verilere dönüştürülmesi gibi birçok avantajları vardır(170,174).

2.3.3.1. Görsel renk ölçümü

Görsel kolorimetrik analizde en sık kullanılan yöntem, renk skalalarının kullanılmasıdır(175). Ancak görsel renk ölçüm analizinde renk seçiminin tutarlılığını etkileyen faktörler bulunmaktadır. Bunlar;

- Ortamı aydınlatan ışığın spektral özellikleri,
- Renk seçimini yapan kişinin yeteneği, deneyimi, yaşı, cinsiyeti gibi kişisel farklılıkları,
- Kullanılacak olan renk skalalarının doğal dişlerin bütün renk tonlarını içerecek şekilde olması,

Işık kaynağı ile ilişkili faktörler

Doğal gün ışığı, floresan aydınlatma ve tungsten filamanlı ışık kaynakları dış kliniklerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Tungsten filamanlı ışık kaynaklarında esas olarak kırmızı ve sarı spektrum ışığı hâkim olduğundan dolayı bu ışık kaynağının altındaki nesnelerin rengi kırmızı ve sarı renge benzemektedir. Florasan lambalarda da mavi ve yeşil spektrumun üstünlüğüne bağlı olarak cisimler daha mavi görünmektedirler (175).

Gün ışığı normalde bütün renk spektrumlarını içermesine rağmen, gün ışığı içeriğinde günün saatine, neme ve kirliliğe bağlı olarak renk spektrum dağılımında bazı düzensizlikler olabilmektedir. Örneğin; mavi spektrumlu ışık sabah ve akşam saatlerinde atmosfer tarafından saçıldığı için yalnızca kırmızı-turuncu spektrumlu ışığını içermektedir ve kırmızı-turuncu renk görünmektedir. Gün ışığının dengeli bir dağılım gösterdiği an, aydınlık bir günde, öğle saatinde kuzeyden gelen 6500°K renk sıcaklığına sahip gün ışığıdır ve görsel renk ölçümü için ideal olarak kabul edilmektedir(175).

Gözlemci ile ilişkili faktörler

Renk; ışık kaynağı, nesne ve gözlemcinin karmaşık bir tepkisini temsil eden öznel bir algıdır(175). Bazı gözlemcilerde görülen renk körlüğü, renk algısında hatalara yol açmaktadır. Bu bireyler yeşile ve kırmızıya duyarlı koni fotoseptörlerinin olmamasından dolayı kırmızıyı yeşilden ayırt edememektedirler(175).

Renk algısı kişiden kişiye, hatta aynı bireyde bile farklılık gösterebilmektedir. Bunun nedeni iki göz arasındaki algı farklılığıdır. Aynı renk ve şekildeki nesneler yan yana getirildiği zaman biri diğerinden daha açık renkte ve daha büyükmüş gibi görünebilmektedir. Bundan dolayı renk seçimi yapılırken kullanılan renk skalası dışın alt kısmında tutulmalıdır(176). Yaşlılık ve hastalıklara bağlı olarak göz fonksiyonlarının azalmasına bağlı olarak, rengin algılanmasını da zorlaştırmaktadır(176).

Renk skalaları

Görsel rehber olarak kullanılan renk skalaları yalnızca rehberlik görevi yapmaktadırlar ve nihai sonucu doğru bir şekilde yansıtmayabilirler. Uygun ortamda,

yeterli miktardaki ışığın varlığı ve göz yorgunluğunun olmaması, doğru bir renk seçimi için önemlidir(176).

Günümüzde sıklıkla tercih edilen renk skalaları şunlardır;

- Vita Classic (Vita, Almanya)
- Vitapan 3D-Master (Vita, Almanya)
- Chromascop (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn)
- IPS e.max Ceram Dentin A-D (Ivoclar Vivadent)
- Kişiyeye özel veya spesifik doygunluk ve parlaklık rehberleri

Renk skalaların doğal diş rengini tam olarak yansıtmaması, renk aralığının yetersiz olması ve piyasadaki skalaların birbirinden farklı olması görsel renk seçiminin dezavantajları olarak sıralanabilmektedir(177). Sonuçların istatistiksel olarak değerlendirilmesi, daha objektif, daha hızlı ve tekrarlanabilir ölçümler için aletsel renk ölçüm yöntemlerine ihtiyaç duyulmuştur(178–180).

2.3.3.2. Aletsel renk ölçümü

Dental materyallerin renk analizlerinde kullanılan görsel renk ölçüm yöntemlerinin yanı sıra rengin daha doğru olarak belirlenmesi için çeşitli cihazlar kullanılabilmektedir. Cihaz kullanımının renk ölçümünde sağladığı en büyük avantaj sonuçların nesnelliğinin belirlenmesidir (181).

Bu amaçla kullanılan aletler aşağıdaki gibidir;

- Kolorimetre
- Spektrometre
- Spektrofotometre
- Dijital fotoğraf makinesi

2.3.3.2.1. Kolorimetre

Kolorimetre, ışığın dalga boyuna ve ışığın yoğunluğuna göre rengi ölçmektedir. Ayrıca kolorimetre rengin sayısal değerlendirmesini sağlamaktadır. Gözdeki fotoreseptörlerle aynı özelliklere sahip üç renk filtresi kullanarak yansıyan ışık ışınlarının kırmızı, mavi ve yeşil renk oranlarını analiz ederek hesaplamalar yapılmaktadır(181). Nesneye ulaşan ışık miktarı fotodiyot filtreler tarafından kontrol edilmekte ve nesneden yansıyan ışık miktarı yine bir sensör kullanılarak tekrar ölçülmektedir(181).

2.3.3.2.2. Spektroradyometre

Radyometrik olarak renk değerlerinin ölçülmesinde kullanılmaktadırlar. Renk ölçümü, insan gözünün görme mekanizmasına benzer şekilde nesneye temas etmeden yapılmaktadır. Renk ölçümünde bir ışık kaynağı kullanılmaktadır. Bu cihazların avantajı, ölçüm sonuçlarını gerçek görüş şartlarında sunuyor olmasıdır. Ancak ölçüm açısındaki çok küçük sapmalar bile sonuçlarda büyük değişikliklere neden olmaktadır. Dezavantajı ise kullanım hassasiyetidir(182).

2.3.3.2.3. Spektrofotometre

Spektrofotometreler, yüzeyin rengini ölçmek amacıyla kullanılan, her dalga boyunda yansıyan ışık miktarını ölçebilen cihazlardır(183). Nesnelerden ve standart beyaz zeminden yansıyan 1-25 nm dalga boyundaki ışınların ölçümünün yapılmasını sağlamaktadır(181,183). Spektrofotometreler kolorimetrelere göre daha uzun ömürlüdür(181,183) ve kolorimetrelere göre daha doğru ve sistematik sonuçlar vermektedirler(181). Bir spektrofotometre, ışık kaynağı, ışık kaynağını nesneye yansıtan ve nesneden yansıyan ışığı toplamak için bir fiber optik uç ve yansıtılan ışığın yoğunluğunu dalga boyu cinsinden hesaplayabilen bir spektrofotometre olmak üzere 3 ana elemandan oluşmaktadır.

2.3.3.2.3.1. UV/VIS (Ultraviyole ve görünür ışık) spektrofotometre

UV/Vis spektroskopisi en eski enstrümental tekniklerden birisidir. Analiz, 190-800 nm spektral aralığında değerlik elektronlarının enerji seviyeleri arasındaki geçişler sırasında üretilen elektron spektrumlarının ölçümüne dayanmaktadır. UV/Vis aralığında enerji absorpsiyonu, en düşük enerji temel çizgisinden (π ve n orbitalleri) daha yüksek enerji seviyelerine elektron geçişlerine sebep olabilmektedir. Bu yöntem; çalışılan molekülün yapısı, konjuge çift bağ sistemlerinin ve aromatik sistemlerin varlığı hakkında bilgi sağlamaktadır. UV/Vis spektroskopisinde kullanılan alet UV/Vis spektrofotometredir (şekil.2.13)(184,185).

Beer Lambert yasasına göre, bir çözeltideki belirli bir maddenin absorpsiyonunun ölçümü, konsantrasyonu ile doğru orantılıdır; bu nedenle absorpsiyon spektroskopisi nicel analiz için de kullanılabilir. Bu nedenle teknik, biyomateryaller ve dental materyaller dahil olmak üzere birçok materyalin karakterizasyonu ve değerlendirilmesi için mükemmel bir analitik araç olmaktadır(186).

Bu sistem protetik diş hekimliğinde; renk, spektral yansıma, seramiklerin translüsensini değerlendirmek amacıyla da kullanılmaktadır(187,188).



Şekil 2.12. UV/Vis spektrofotometre cihazı

2.3.3.2.4. Dijital kamera

Sistemin avantajı, nesnenin belirli bir noktası veya alanı yerine tüm nesnenin renginin ölçülmesidir. Bu sistemdeki görüntüler standart koşullarda dijital bir fotoğraf makinesi ile elde edilmektedir ve elde edilen sonuçlar özel bilgisayar programları aracılığıyla CIE L*a*b* değerleri kullanılarak değerlendirilmektedir. Dijital kameralara örnek olarak SpectroShade (MHT, İsviçre) verilebilir.

2.4. Yapay Yaşlandırma

Ağız koşulları, genel olarak devam eden yeme, içme ve nefes alma gibi faaliyetlerde önemli sıcaklık değişimleri yaşamaktadır. Bu duruma sıcak gıdaların 85°C'ye kadar olan sıcaklıklarda, soğuk gıdalarında -1°C'ye kadar olan sıcaklıklarda tüketilmesi örnek olarak verilmektedir(189). Solunum sırasındaki havanın sıcaklığı, havanın ve nemin hızları, istirahat gibi etmenler ağız sıcaklığında değişimlere neden olabilmektedir. Yeme ve içme faaliyetlerinin belirli bir düzeninin olmaması ve ağızdaki konumlarının farklılık göstermesinden dolayı, bu faaliyetlerle ilgili net bir bilginin olmadığı belirtilmiştir(183). Tekrar eden sıcaklık değişimleri, dişte veya restorasyonda termal streslere sebep olduğu bildirilmiştir(189).

Termal stresler; çatlak ilerlemesinin uyarılması sonucunda mekanik streslerin oluşması ve ağız sıvılarının restorasyonlarda meydana gelen boşluklara girip çıkması ile boşluk hacminde değişimin yaşanmasıyla patojenik olabilmektedir(189).

Klinik araştırmaların maliyetli olması ve çok fazla zamana ihtiyaç olmasından dolayı, çoğunlukla klinik olaylar laboratuvar şartlarında simulasyon yöntemi ile test edilmektedir. Yapay yaşlandırmanın 1950 yılından günümüze kadar dental araştırmalarda kullanıldığı bildirilmiştir(183).

İntraoral sıcaklık değişimlerinin, kullanılan materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerinde değişime neden olduğu, ağız içi şartlarında tekrar eden yapay yaşlandırma, materyalin yüzey kısımlarındaki hataları arttırdığı ve daha az gelen okluzal yüklerde bile materyalde kırılmalara neden olduğu ve tüm bunların da zirkonyada spontan t-m

dönüşümüne, mikroçatlakların büyümesine ve dayanımının bozulmasına yol açmaktadır (190).

2.4.1. Yapay yaşlandırma yöntemleri

Yapay yaşlandırma bir materyalin kullanım sürecinde karşılaşıcağı dış etkenlerin, materyalin içeriğinde oluşturacağı etkileri laboratuvar ortamında kısa sürede uygulanarak, sonuçları önceden tahmin etme imkânı sağlayan bir test yöntemidir. Restoratif materyallerin uzun vadeli intraoral performansı sonucu materyallerde meydana gelebilecek olan fiziksel ve mekanik değişimleri, kontrol edilebilir in vitro koşullarda test etmek için yapılan simülasyon genel olarak "yaşlandırma testleri" olarak adlandırılmaktadır(191).

2.4.1.1. Ultraviyole (UV) yaşlandırma

Nem, sıcaklık değişiklikleri ve çiğneme gibi oral çevresel faktörler dental restorasyonların optik özelliklerini ve prognozunu etkileyebilmektedir(192); bu faktörlerin etkileri hızlandırılmış yaşlandırma prosedürleri ile yapılan çalışmalarla tahmin edilebilmektedir(193,194). Dental restorasyonların optik özelliklerini ve renk stabilitesini değerlendirmek için, ultraviyole (UV) yaşlandırma yöntemleri önceden yapılan çalışmalarda da uygulanmıştır ve 150 kJ/m² UV maruziyetine sahip bir yaşlanma döngüsünün bir yıllık klinik maruziyete eşdeğer olduğunu bildirilmiştir(195,196).

2.4.1.2. Isısal döngü (termal döngü)

Tekrarlanan sıcaklık değişimleri, diş ve restorasyon yapısında ısısal streslere sebep olmaktadır(197). Isısal stresler, çatlak ilerlemesini uyararak mekanik streslere neden olabildiği gibi restoratif materyalin diş dokusuna kıyasla daha yüksek ısısal büzülme ve genleşme katsayısı nedeniyle, diş ile biyomateryal ara yüzünde tekrarlayan temas genleşme ve gerilmeleri oluşturmaktadır. Bu nedenle yapılacak in vitro deneylerin ağız içerisindeki ısı değişikliklerini taklit etmesi gerekmektedir. Isısal döngü, sıcak ve soğuk maddelerin

ağız içinde oluşturduğu etkiyi taklit ederek diş ile restoratif materyal arasındaki ısısal genleşme ilişkisini yansıtmaktadır(189).

Isısal döngü, 1950'li yıllardan beri yaygın olarak kullanılan yapay bir yaşlanma metodolojisidir. Bu yöntemde cihaz; iki banyo tankı, taşıyıcı bir kol ve bir kontrol panelinden oluşmaktadır. Banyo tankları içindeki sıvıların istenilen sıcaklıkta kalmasını sağlamaktadır. Test edilecek örnekler, taşıma koluna bağlı sepete yerleştirilmektedir. Örneklerin transfer süresi ve her bir tankta bekleme süresi kontrol panelinden ayarlanabilmektedir(197). ISO TR 11450 standardı, en düşük 5°C en yüksek 55°C aralığındaki su banyolarında 5000 döngü içeren bir termal döngü rejiminin uygun bir yapay yaşlanma testi olduğunu göstermektedir ancak literatürde yer alan çalışmalarda, amaçlanan klinik etki süresini oluşturabilmek için termal döngü sayısının arttırılabileceği bildirilmiştir(189).

2.4.1.3. Otoklav ile yaşlandırma

Otoklav cihazları su buhar basıncı, sıcaklık ve zamanın kontrol edilebilmesi sayesinde diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerinin yaşlandırma deneylerinde sıklıkla kullanılmaktadırlar. Zirkonyanın t→m dönüşümü ısı ve su buharından etkilenmektedir ve bundan dolayı yüksek sıcaklıktaki buharlı otoklav uygulamaları faz dönüşümlerini etkilemektedir(198). Otoklavda 1 saat, 134 °C ve 2 bar basınç uygulamasının, 2-3 yıllık bir kullanım ömrüne karşılık geldiği yapılan araştırmalarda gösterilmiştir(199,200).

2.5. Seramik Yüzeylerinin Topografik İncelemesi

2.5.1. Taramalı elektron mikroskobu analizi (TEM)

Elektron mikroskopları, elde edilen görüntünün işlenememesi ve ışığın fiziksel sınırlamalarından dolayı ışık mikroskoplarına bir alternatif olarak üretilmiştir. Yüksek büyütme oranlarında görüntü elde edilebilen ve üzerinde analiz yapılabilmesine imkân sağlayan cihazlar geliştirilmiştir. Von Ardenne(201) tarafından 1938'de tanıtılan TEM'in

Çalışma prensibi, yüksek voltajla hızlandırılan elektronları nesne üzerine odaklamak ve atomlar arasında meydana gelen aktivitelerden kaynaklanan etkileri uygun sensörlerde kaydetmektir. Görüntü, sinyal güçlendiricilerden geçirildikten sonra katot ışınları tüpünün ekranına iletilerek elde edilmektedir(202).

TEM incelemesinde kullanılacak olan materyaller iletken yapıda olmalıdır. Metal olmayan örnekler ise argon gazı varlığında vakumlu bir ortamda kaplanmaktadır. Kaplama işlemi için genellikle altın kullanılmakta olup platin, tungsten, osmiyum, iridyum, krom gibi metaller de tercih edilebilmektedir(202).

2.5.2. Profilometre analizi

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirilmek amacıyla en yaygın kullanılan ölçüm cihazları profilometrelerdir. Tarama işlemi yzeeye temas eden mekanik bir u ile veya ışık saılımıyla yapılmaktadır(203). Profilometre kontakt ve optik profilometre olarak iki gruba ayrılmaktadır. Optik profilometreler de lazer ve interferometrik profilometre olarak 2 alt gruba ayrılmaktadırlar(204).

2.5.2.1. Kontakt profilometre

Yüzeyle doğrudan temas halinde olan mekanik bir u yardımıyla yüzey incelemesine olanak sağlamaktadır. Mekanik u elmastan yapılmış ucun çapı 5-10 m arasındadır. Daha ayrıntılı bir analiz için farklı kalınlıklarda uçlar da geliştirilmiştir. Görüntü kalitesi, yüzey profilinin lateral ve vertikal mlemelerine bağlı olmaktadır. Lateral leme, kullanılan ucun çapına, vertikal leme de ölçüm mesafesine ve yüzeyin özelliklerine bağlı olmaktadır. Tarayıcı ucun örnek üzerinde oluşturduğu deformasyon, sonuçları etkileyebilmektedir(204).

2.5.2.2. Optik profilometre

Non-kontakt profilometre olarak bilinen, mekanik tarayıcı ucu olmayan bir profilometre türüdür. Nesne yüzeyi ışın demeti kullanılarak taranmaktadır. Cihazın avantajı, tarama esnasında yüzeyde herhangi bir hasar bırakmamasıdır. Dezavantajı ise; ölçümün örnek yüzeylerinin yansıtma özelliğinden, eğiminden ve geometrisinden etkilenmesi olarak sıralanabilmektedir(205).

Optik profilometreler, lazer ve interferometrik profilometreler olarak iki alt gruba ayrılmaktadırlar. Beyaz ışık interferometreleri frekans bazında analiz yöntemiyle (Frequency Domain Analysis-FDA) üç boyutlu yüzey görüntüsü oluşturmakta ve pürüzlülüğün nicel olarak değerlendirilmesi sağlanmaktadır. FDA verilerinin analiziyle, interferometre tarafından oluşturulmuş saçılma modelleri ile ilişkili olarak farklı faz ve optik frekanslar incelenmektedir(206).

2.6. Çalışmanın Amacı

Seramiklerin renk stabilitesi(30–34), kalınlığı, yüzey pürüzlülüğü(35) ve tekrarlanan fırınlamalarının optik ve mekanik özelliklere etkilerinin araştırıldığı pek çok çalışma bulunmaktadır(20,34,36,207) ancak, boyanmanın renk üzerindeki etkisi hakkında daha az çalışma mevcut olup, bu çalışmalar da çoğunlukla rezin bazlı materyalleri konu almaktadır (39-43). Farklı translüensiye sahip monolitik zirkonyaların farklı yüzey işlemleri sonrası renk stabilitesini karşılaştıran çalışmaya literatürde rastlanmamıştır.

Bu çalışmanın amacı; anterior bölgede kullanılan farklı itriya konsantrasyonlarındaki translüsent monolitik zirkonyaların, simantasyonundan önce uygulanan farklı ağız dışı yüzey parlatma işlemlerinin renklenmeye olan etkisini araştırmaktır. Translüsent monolitik zirkonya restorasyonların renk stabilitesinin korunması estetik açıdan önemli olduğu için bu in vitro çalışmanın sonuçlarının da günümüzde anterior bölgede sıkça tercih edilen ve yeni geliştirilen translüsent monolitik zirkonyaların, renklenme potansiyeline bağlı olarak klinik seçimine yön verme konusunda bilgi vereceği düşünülmektedir.

Çalışmanın sıfır hipotezi, farklı translüsensiye sahip monolitik zirkonya materyallerine uygulanan ağız dışı parlatma işlemlerinin boyanabilirlik üzerine etkisinin olmamasıdır.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmanın amacı 3 farklı translüsensiye sahip monolitik zirkonya bloklardan elde edilen örneklerin; sırlama(G), polisaj(P) ve polisajı takiben polisaj patı (PP) uygulanmış yüzeylerinin pürüzlülüğü ve topografik özelliklerini ve kahve solüsyonunda ısısal döngü (termosiklus) işlemi sonrasında yüzeylerinde oluşan renklenme arasındaki ilişkiyi araştırmaktır.

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-DA 20/05) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

Dental Direct markasına (Spence, Almanya) ait DD CubeX²[®], DD cube ONE[®], DD Bio ZX² sırayla 5Y-TZP, 4Y-TZP, 3Y-TZP içeriklerine sahip translüsent monolitik zirkonlar sırasıyla süper yüksek saydam (n=39), yüksek saydam (n=39) ve yüksek yarı saydam (n=39) yarı sinterize monolitik zirkonya bloklardan, düşük hızlı kesit alma cihazında (Metkon Micracut 201, Bursa, Türkiye) (şekil.3.1) su soğutması ve vakum altında kesilerek, 1,5x20x20 (±0.3-0.5) mm boyutlarında toplam 117 örnek hazırlanmıştır.



Şekil 3.1. Metkon Micracut cihazı

Örneklem büyüklüğü istatistiksel güç analizi sonuçlarına göre belirlenmiştir. Çalışmada yeterli örnek hacminin belirlenmesi aşamasında GPOWER 3.1 paket programı kullanılmıştır. Testin gücü $(1-\beta) = 0.80$ alınmıştır. Hesaplamalar neticesinde testin gücü $(1-\beta) = 0.80$ 'i sağlayacak şekilde örnek hacmi her grupta minimum 12 olmak üzere, toplamda

minimum 108 olarak belirlenmiştir. Her gruptan birer örnek, toplam 9 örnek olacak şekilde, taramalı elektron mikroskobunda incelenmek üzere üretilmiştir.

Elde edilen örneklerin standardizasyonunu sağlamak için tüm örnekler 300 rpm sabit hızda zımpara makinasında (Metkon GRIPO, Bursa, Türkiye) (Şekil.3.2) sırasıyla 600,800,1200 gren boyutuna sahip silikon karbid abrasiv kağıtlarla akar su altında aynı araştırmacı tarafından 20 sn boyunca düzenlenmiştir.

Örneklerin nihai kalınlığı dijital bir kumpas yardımıyla (Marcal, Göttingen, Almanya) ölçülmüştür (Şekil.3.3).



Şekil 3.2. Metkon GriPO zımpara makinesi



Şekil 3.3. Marcal dijital kumpas

Üretici firma talimatlarına göre sinterlenmemiş tüm beyaz örnekler Vita Classic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) renk skalasındaki A1 rengine göre renklendirildikten sonra (DD Pro ShadeZ, Spenge, Almanya) (Şekil 3.4), sinterizasyonları üretici talimatlarına göre (900°C'ye kadar ısıtma (8°C/dak), 30 dak 900°C'de bekletme, nihai sıcaklığa kadar 1450°C'ye (3°C/dak) kadar ısıtma, 20 dak. 1450°C'de bekletme, 200°C'ye (10 dak) soğutma) Sirona inFire HTC speed cihazında (Sirona, Erlangen, Almanya) tamamlanmıştır. (Şekil 3.5)



Şekil 3.4. DD Pro ShadeZ



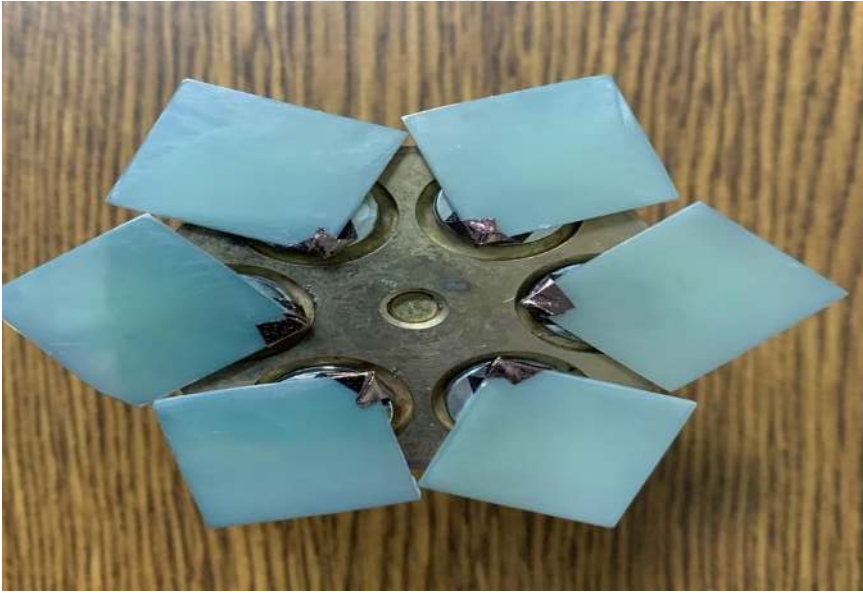
Şekil 3.5. Sirona inFire HTC speed cihazı

Yüzey topografisinin incelenmesi amacıyla ayrılan örneklerin(n=9) yüzeyleri kurutulup altın kaplama ünitesinde (EMITECH K550X sputter kaplama cihazı, Kent, İngiltere) (şekil 3.6) 120 sn boyunca 25 mA'lık akım ve 10-1 mbar/Pa vakum altında, altın filmle (%99,99 saflıkta altın hedef 20 nm kaplama hızı ile) kaplanmıştır (şekil 3.7).

Kaplanan bu örneklerin yüzeyleri tarayıcı elektron mikroskobu (ZEISS EVO40, Jena, Almanya) (şekil 3.8). ile x1000 büyütme altında incelenmiştir(208)



Şekil 3.6. EMITECH K550X sputter kaplama cihazı



Şekil 3.7. Kaplanan örnekler



Şekil 3.8. ZEISS EVO40 tarayıcı elektron mikroskobu

Sonrasında, her grup kendi içinde 3'e ayrılarak yüzey işlemlerine başlanmıştır (n=39). Abraziv kağıtlarla düzenleme sonrasında tüm örnekler ultrasonik temizleme cihazında (CD 4820, Bayrampaşa, İstanbul) (şekil 3.9) distile su ile 10 dak süreyle yıkanmıştır.



Şekil 3.9. CD 4820 Ultrasonik temizleme cihazı

Her zirkonya grubu içerisindeki 12'şer örnekten oluşan gruba sırlama, diğer iki gruba da polisaj kiti ve polisaj kitiyle beraber pat uygulaması yapılmıştır. Bütün işlemler aynı uygulayıcı tarafından tamamlanmıştır.

Grup G (Sırlama): Sırlama üreticinin talimatlarına göre (başlangıç fırınlama ısısı = 650°C; 930°C'ye kadar 55°C/dk yükseltilmiş, ön kurutma 3 dk, ön ısıtma 3 dk, yüksek

ısıda vakumsuz bekleme 0.5 dk), sırlama tozu ve sıvısı (Ceramco Pfz Overglaze tozu ve likiti, Dentsply) (şekil3.10) homojen olarak karıştırılıp bir fırça yardımıyla yüzeye uygulandıktan sonra, geleneksel bir porselen fırınında (Ugin Artis, Creteil, Fransa) (şekil 3.11) tamamlanmıştır.



Şekil 3.10. Ceramco Pfz Overglaze tozu ve likiti



Şekil 3.11. Ugin Artis porselen fırını

Grup P (Polisaj): Shofu zirkon ZiLMaster polisaj kiti (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) (şekil 3.12) örnek yüzeyine aynı doğrultuda olacak şekilde 30 sn boyunca ve örnek 90° döndürülerek bir 30 sn daha olmak üzere toplamda 1 dak olacak şekilde 10000 rpm’de anguldruva (KAVO Dental, Shanghai, Çin) kullanılarak el basıncıyla ile uygulanmıştır.



Şekil 3.12. Shofu zirkon ZILMaster polisaj kiti

Grup PP (Polisaj+Polisaj patı): Shofu zirkon ZILMaster kit ile polisajı takiben, Shofu Dura Polish DIA (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) polisaj patı (şekil.3.13) her bir örnek için ayrı ayrı olacak şekilde Shofu Super Snap Buff (şekil.3.14) (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) polisaj diskleriyle 10.000 rpm’de alguldruva (KAVO Dental, Shanghai, Çin) kullanılarak el basıncıyla 1’er dak uygulanmıştır.



Şekil 3.13. Shofu Dura Polish DIA polisaj patı



Şekil 3.14. Shofu Super Snap polisaj diski

Yüzey işleme tabi tutulmuş örneklerin yüzey pürüzlülüğü optik profilometre (Zygo 7200, ABD)yardımı ile ölçülmüştür. Profilometre cihazı her bir grubun ölçümü öncesinde kalibre edilmiştir. Her bir örneğin yüzeyinden 3 farklı doğrultuda ve her bir doğrultudan 3 ölçüm olmak üzere toplamda 9’ar ölçüm yapılarak ortalamaları alınmıştır (Şekil.3.15).



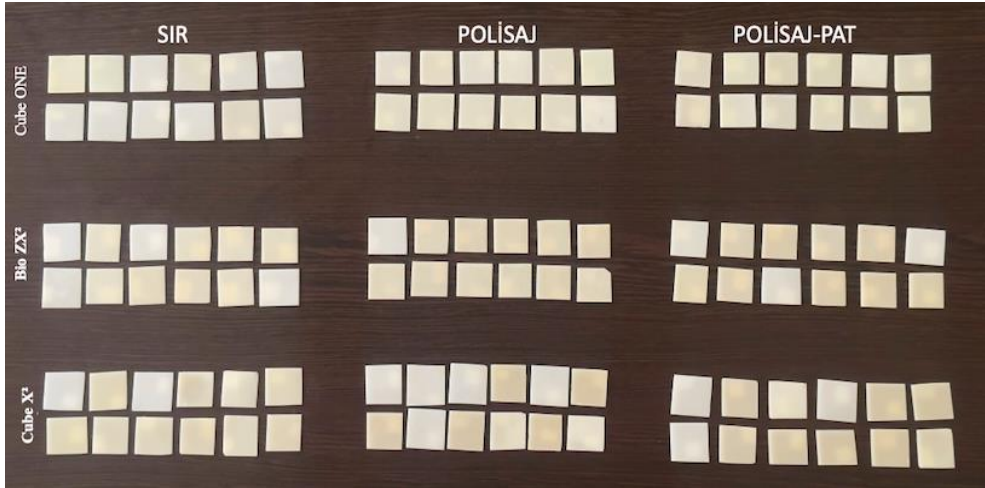
Şekil 3.15. Zygo 7200 Optik profilometre

Tüm örneklerin yüzey pürüzlülüğü ile ilgili veriler kullanılarak ‘Ekstraoral Parlatma İşlemlerinin Translüsent Monolitik Zirkonyanın Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisi’ konulu bir pilot çalışma yapılmıştır(208)

Uygulanan yüzey işlemlerinin ardından bütün örnekler Thermocycler SD Mechatronik ısısal döngü cihazında (Şekil 3.16), kahve (Nescafe Gold, Nestlé, İsviçre) solüsyonuyla (5 lt su/ 50 gr kahve) birlikte toplamda 6 aylık süreye denk gelen 5000 termal döngüye tabi tutulmuştur(189). Örnekler şekil 3.17’ da gösterilmiştir.

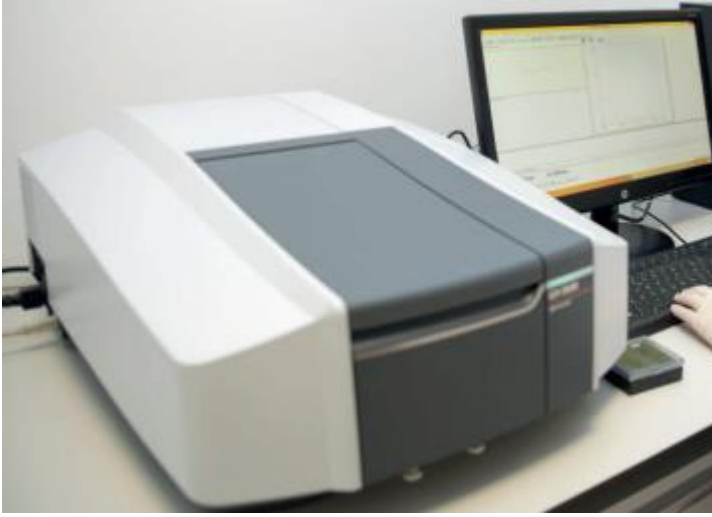


Şekil 3.16. Thermocycler SD Mechatronik ısısal döngü cihazı



Şekil 3.17. Kahveyle termal siklus uygulanan gruplanmış örnekler

Bütün örnek gruplarının renklendirme öncesi ve sonrasında UV/Vis katı spektrofotometre cihazında (Shimadzu UV 2600) (şekil.3.18) ölçümleri yapılmış olup L*ab değerleri elde edilip, (ΔE) değeri $\Delta E = [(L1-L2)^2 + (a1-a2)^2 + (b1-b2)^2]^{1/2}$ formülü esas alınarak hesaplanmıştır.



Şekil 3.18. Shimadzu UV 2600 UV/Vis katı spektrofotometre cihazı

İstatistiksel Yöntem

Çalışmada farklı translüsens monolitik zirkonyalara uygulanan farklı yüzey işlemlerinin ölçümleri sonucunda elde edilen verilerin istatistiksel analizleri SPSS (Versiyon 22.0, SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) paket programı ile gerçekleştirilmiştir. Sayısal değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri ortalama $\pm$ standart sapma ve medyan (minimum-maksimum) kullanılarak raporlanmıştır. Kategorik verilerin tanımlayıcı istatistikleri sayı ve yüzde (%) olarak sunulmuştur. İstatistiksel test seçimi için verilerin normal dağılımı Shapiro-Wilk testi ile sınanmıştır. Varyansların homojenliği Levene testi ile değerlendirilmiştir. Kovaryans matrislerinin eşitliği Box's M testi ile incelenmiştir. Küresellik varsayımı Mauchly testi ile değerlendirilmiştir.

Bir örneğe 3 farklı uygulama yapıldıktan sonra ölçülen ilişkili ölçümlerinin değişiminde araştırma gruplarının etkisi olup olmadığı parametrik test varsayımları sağlandığı için İki yönlü karma ANOVA (Two-way mixed ANOVA) kullanılarak araştırılmıştır. İki yönlü karma ANOVA sonrasında grup içi ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkları belirlemek için Bonferroni düzeltmeli Post-hoc çoklu karşılaştırma testleri kullanılmıştır. İki yönlü karma ANOVA testinde küresellik varsayımı sınamasında Mauchly test epsilon değeri $<0,75$ olduğu durumda Greenhouse-Geisser, $>0,75$ olduğunda ise Huynh-Feldt tahminleri kullanılmıştır. İstatistiksel olarak anlamlılık için P değeri <0.05 olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Ortalamaların Tanımlayıcı İstatistikleri

3 farklı içerikli zirkonya materyal grupları ve 3 farklı ekstraoral yüzey parlatma etkileşiminin renklendirme üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($F(2,718;44,855)=8,361$, $P<0,001$).

CIELAB renk uzayındaki toplam renk farkları (ΔE) için 3 farklı içerikli zirkonya materyaline 3 farklı ekstraoral yüzey parlatmanın grup içi ve gruplar arası karşılaştırmaları Tablo 4.1 'de sunulmuştur.

Tablo 4.1. ΔE değerleri için 3 farklı içerikli zirkonya materyaline 3 farklı uygulamanın grup içi ve gruplar arası karşılaştırmaları

		Sırlama ΔE (G)	Polisaj ΔE (P)	Polisaj ve Pat ΔE (PP)	P değeri	Post-hoc P değeri
Cube ONE (1)	Ort.±SS	4,49±2,15	3,97±0,65	3,67±1,09	0,622	G-P: 1,000 G-PP: 1,000 P-PP: 1,000
Bio ZX² (2)	Ort.±SS	7,63±4,06	4,91±0,88	1,30±0,67	<0,001	G-P: 0,040 G-PP: <0,001 P-PP: <0,001
Cube X² (3)	Ort.±SS	8,31±4,04	3,43±0,92	4,86±2,74	<0,001	G-P: <0,001 G-PP: 0,003 P-PP: 0,020
P değeri		0,029	<0,001	<0,001		
Post-hoc P değeri		1-2: 0,112 1-3: 0,038 2-3: 1,000	1-2: 0,027 1-3: 0,366 2-3: <0,001	1-2: 0,007 1-3: 0,318 2-3: <0,001	Etkileşim etkisi: $F(2,718;44,855)=8,361$, $P<0,001$	

İki yönlü karma ANOVA (Two way mix effect ANOVA) test

Grup içi karşılaştırmalar değerlendirildiğinde; Cube One grubunda G, P ve PP ölçümlerin ikili karşılaştırmaları arasında fark bulunamamıştır ($P>0,05$). Bio ZX² grubunda G grubunun (ΔE) değeri, P ve PP grubundan istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur ($P<0,001$). P grubu ile PP grubu karşılaştırıldığında ise P grubunun (ΔE)

değeri PP grubundan istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur ($P<0,001$). Sonuç olarak Bio ZX² grubunda (ΔE) değeri; büyükten küçüğe doğru G grubu, daha sonra P grubu ve PP grubu olarak sıralanmaktadır. Cube X² grubunda G grubu ölçümünün (ΔE) değeri istatistiksel olarak P grubu ve PP grubu ölçümünden daha yüksek ($p<0,001$); P grubu ve PP grubu ölçümleri kendi aralarında değerlendirildiğinde ise PP grubu ölçümünün (ΔE) değeri, P grubu ölçümünden daha yüksek bulunmuştur ($P<0,001$). Sonuç olarak Cube X² grubunda (ΔE) değeri büyükten küçüğe doğru G grubunda en yüksek, daha sonra PP grubu ve P grubu olarak sıralanmaktadır.

Gruplar arası karşılaştırmalar değerlendirildiğinde ise; G ölçümünde Cube X²'nin (ΔE) değeri, Cube ONE'den istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur ($P=0,029$). P ölçümünde Bio ZX² grubunun (ΔE) değeri Cube ONE ve CubeX² grubundan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,001$). PP ölçümünde Cube ONE grubunun (ΔE) değeri istatistiksel olarak BioZX² grubundan yüksek; CubeX² grubunun (ΔE) değeri ise BioZX² grubundan yüksek bulunmuştur ($p<0,001$)

Pilot çalışmada(208) incelenen ortalama Ra değerleri için, üç farklı içerikli translüsent monolitik zirkonya materyaline uygulanan üç farklı ekstraoral parlatma uygulamasının grup içi ve gruplar arası karşılaştırmaları da Tablo 4.2'de sunulmuştur.

Tablo 4.2. Ortalama Ra değerleri için üç farklı içerikli zirkonya materyaline üç farklı uygulamanın grup içi ve gruplar arası karşılaştırmaları(208)

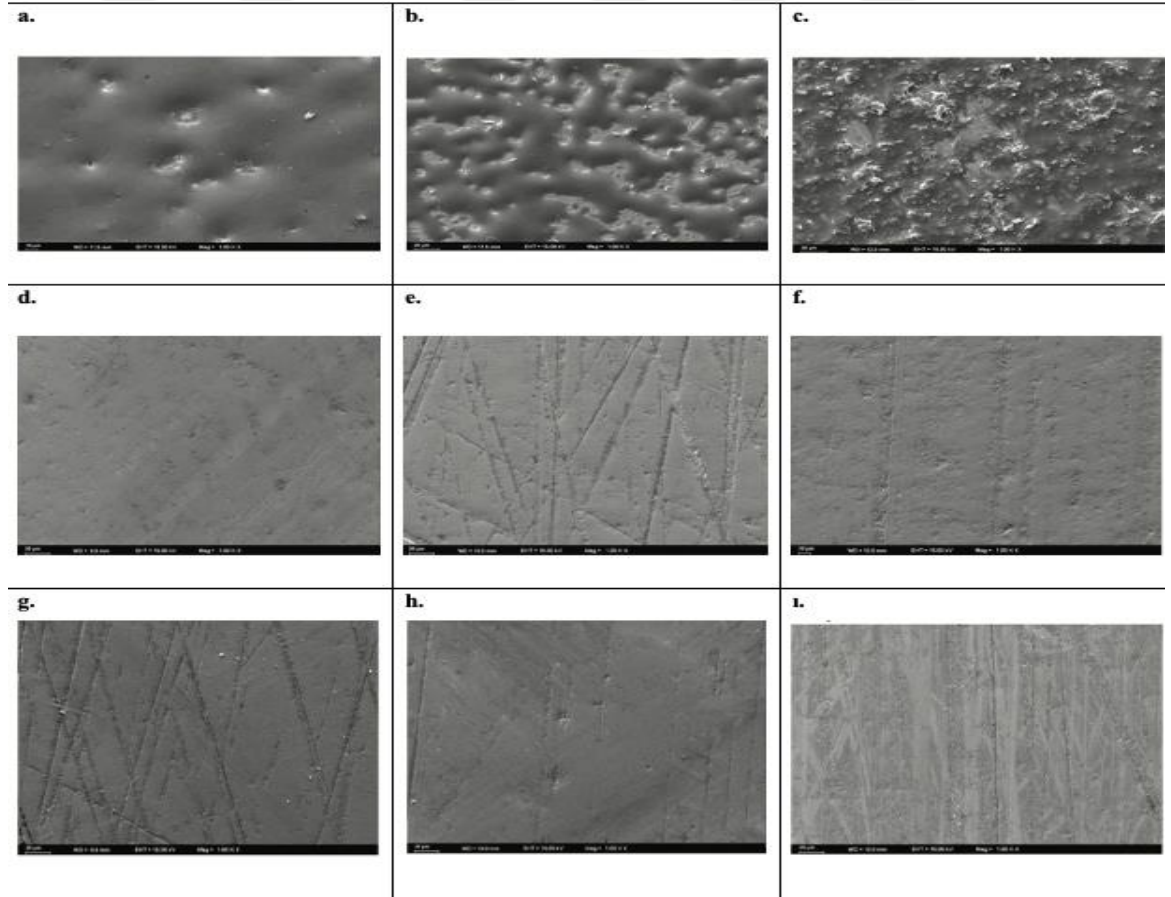
		Sır Ortalama Ra (G)	Polisaj Ortalama Ra (P)	Polisaj ve Pat Ortalama Ra (PP)	P değeri	Post-hoc P değeri
CubeONE (1)	Ort.±SS	0,80±0,26	0,38±0,11	0,32±0,06	<0,001	G-P: <0,001 G-PP:<0,001 P-PP: 0,679
Bio ZX² (2)	Ort.±SS	0,70±0,14	0,29±0,09	0,25±0,09	<0,001	G-P: <0,001 G-PP:<0,001 P-PP: 1,000
Cube X² (3)	Ort.±SS	0,55±0,11	0,33±0,15	0,33±0,14	0,004	G-P: 0,008 G-PP: 0,003 P-PP: 1,000
P değeri		0,010	0,201	0,177		
		1-2: 0,664	1-2: 0,227	1-2: 0,375		Etkileşim etkisi:
Post-hoc P değeri		1-3: 0,008	1-3: 1,000	1-3: 1,000	F(4; 66)=3,250, P=0,017	
		2-3: 0,161	2-3: 1,000	2-3: 0,282		

İki yönlü karma ANOVA (Two way mix effect ANOVA) test

Üç farklı içerikli zirkonya materyal grupları ve üç farklı uygulamanın etkileşiminin pürüzlülük üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($F(4; 66)=3,250$, $P=0,017$). Araştırma gruplarına göre, yapılan uygulamaların Ra ölçüm değerleri farklılaşmaktadır(208).

4.2. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri (TEM)

TEM görüntüleri, farklı içerikte zirkonya materyallerde ve farklı ekstraoral yüzey işlem grupları (analiz için ayrılan yüzey işlemleri uygulanmış 9 örnek) arasındaki yüzey topografisi değişkenlik göstermiştir. Görüntüler Ertuğrul ve ark.'larının yapmış olduğu çalışmadan alıntılanmıştır (Şekil 4.1) (208).



Şekil 4.1. Taramalı elektron mikroskobu görüntüleri x1000 büyütme a. Grup G (Bio ZX²), b. Grup G (Cube ONE), c. Grup G (CubeX²), d. Grup P (Bio ZX²), e. Grup P (Cube ONE), f. Grup P (CubeX²), g. Grup PP (Bio ZX²), h. Grup PP (Cube ONE), i. Grup PP (CubeX²) (208).

Grup içi değerlendirmelerinde, Grup G örneklerinde üç translüsent zirkonya grubunda da sırn yüzeyi tam olarak örtmediği ve birikime bağlı olarak ‘ada oluşumları’ gözlenmektedir. Grup P ve grup PP örneklerinde ise yüzeyel çizgiler ile birlikte en düşük yüzey düzensizliği bütün translüsent zirkonya örnekleri içerisinde grup PP örneklerinde görölmektedir (Şekil 1g, Şekil 1h, Şekil 1ı).

Farklı içerikteki translüsent monolitik zirkonya materyallerin TEM fotoğrafları kendi aralarında değerlendirildiğinde; Bio ZX²’ nin grup P ve grup PP örneklerinde diğer zirkonya örneklerine göre daha az yüzey pürüzlölüğü görölmektedir (Şekil 1d, Şekil 1g). Cube ONE materyalinin Grup G örneklerinde ise bütün örneklerden daha belirgin çukurcuklar izlenmektedir (Şekil 1b) (208).



5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında üç farklı itriya konsantrasyon içerikli translüsent monolitik zirkonya blokların, üç farklı ağız dışı yüzey parlatma işlemleri sonrasında oluşan renklenmenin incelenmesi amaçlanmaktadır. Bu amaçla çalışmamızda kullanılan translüsent monolitik zirkonya bloklara; sırlama, polisaj ve polisajı takiben pat uygulanmış olup, kahve solüsyonuyla birlikte altı aylık süreye denk gelen ısısal döngü işlemi uygulanmıştır. Tüm örnekler boyanabilirliği değerlendirmek amacıyla kahve solüsyonuyla renklendirme işlemi öncesi ve sonrasında UV/Vis spektroskopisi ile değerlendirilmiştir.

Farklı translüsent monolitik zirkonyalara uygulanan ağız dışı parlatma işlemlerinin boyanabilirlik üzerine etkisinin olmayacağı yönündeki boş hipotez reddedilmiştir.

Dental seramik restorasyonların klinik başarısında estetik ve renk stabilitesinin sağlanması önemlidir(26–29). Seramiğin renk stabilitesi(30–34), kalınlığı, yüzey pürüzlülüğü(35) ve tekrarlanan fırınlamaların optik ve mekanik özelliklere olan etkilerini belirlemeye yönelik çalışmalar bulunmakla beraber, boyanmanın renk üzerindeki etkisini belirlemeye yönelik çalışmalar son derece yetersiz olduğu gibi(20,22,34,36), yapılan çalışmalarda da genellikle rezin bazlı materyallerin araştırıldığı görülmektedir (37–41).

Translüsent monolitik zirkonya, opak zirkonya altyapı üzerine feldspatik porselenle veneerlenen restorasyonlara kıyasla birçok avantaja sahiptir. Bu avantajlar; kolay üretimi, komplikasyon riskinin ve hata oranının azalması, yüksek biyouyumluluğu, estetik özellikleri, dayanak dişte preparasyon miktarının azaltılması ve antagonist dişte daha az aşınma oluşturmaları olarak sıralanabilmektedir (209).

Zirkonyanın kimyasal yapısı ve içerdiği alümina miktarı(152,153), kristal yapısı ve gren boyutu(152,153,210,211), seramiğin fırınlama sayısı(155), yüzeyin polisajlanması(132), materyalin yüzey pürüzlülüğü(212,213) gibi faktörler zirkonyanın translüsensi özelliğini etkileyen parametreler arasındadır. Geleneksel zirkonya seramiklerde translüsensi özelliği düşüktür, opak materyallerdir ve geleneksel zirkonya kor alt yapının kalınlığı azaldıkça translüsensi özelliği artmaktadır fakat direnç azalmaktadır(214,215). Translüsent monolitik zirkonya seramikler, konvansiyonel zirkonya seramiklere oranla daha translüsenttir(152,153). Bu da anterior bölgede daha

yüksek estetik elde etmek için translüsent monolitik zirkonya kullanımını desteklemektedir.

Matsuzaki ve ark.'larının(216) çalışmasına göre farklı renkte monolitik zirkonya, geleneksel opak zirkonyaya göre daha translüsentsidir. Ayrıca monolitik zirkonya bir veneer tabakası içermemesine rağmen, veneerlenmiş korlu zirkonya restorasyonlarla benzer renk değerleri vermektedir. Translüsent monolitik zirkonyanın geleneksel zirkonya ile benzer oranda dayanıklılık gösterdiği de vurgulanmaktadır.

Yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde yeni geliştirilen translüsent monolitik zirkonyanın estetik ve optik özellikleri sayesinde, posterior bölge dışında anteriorda da kullanılabilecek alternatif bir seramik olduğu sonucuna varılmaktadır(217). Bu bilgilerden yola çıkılarak bu çalışmada DD Cube ONE (yüksek translüsent plus, 4Y-TZP), DD CubeX² (süper yüksek translüsent, 5Y-TZP), DD BioZX² (yüksek translüsent, 3Y-TZP) materyalleri kullanılmıştır.

Bitirme ve parlatma işlemleri seramiğin rengini etkileyebilmektedir(20,25). Alet ölçümleri görsel renk karşılaştırmasının öznel yorumunu ortadan kaldırdığından, dental malzemelerdeki renk farkını ölçmek için spektrometreler, spektrofotometreler ve kolorimetreler kullanılmaktadır(28,170,218–221). Çalışmamızda kullanılan UV-Vis Spektrofotometresi de yüksek hassasiyeti ve renk farklılıklarını ayrıntılı olarak belirlemesi nedeniyle seçilmiştir(222). Renk farklılıkları da ΔE formülü kullanılarak hesaplanmaktadır.

Klinik araştırmaların maliyetli ve zaman alıcı olmasından dolayı genellikle klinik olayların laboratuvar ortamında simülasyonları yapılmaktadır. Termal döngü, genellikle bu simülasyonlarda kullanılan bir yöntemdir ve dental araştırmalarda, 1950'li yıllardan bu yana kullanılmaktadır(197). Bu yöntemde cihaz; iki banyo tankı ve test örneklerini bu banyo tanklarına sırasıyla daldırabilen taşıyıcı bir kol ile bir kontrol panelinden oluşmaktadır. Banyo tankları farklı içeriklerdeki sıvıların istenilen sıcaklıkta kalmasını sağlamaktadır. Birçok çalışmada renklendirme için çay, kahve ve kola sıvıları kullanılmıştır(21,38,40,41). Mevcut çalışmamızda da, günlük hayatta sıkça tüketilmesi nedeniyle renklendirici olarak kahve kullanılmıştır(223). Alınan gıdalara ve sıvılara bağlı olarak intraoral sıcaklık değişimlerinin 0 ile 70 °C arasında değiştiği

düşünülmektedir(189). Ancak sıklıkla değişim 5-55°C arasında gerçekleşmektedir. Bundan dolayı, suni yaşlandırma işlemi genellikle 5-55°C arasında döngüler olacak şekilde uygulanmaktadır(197). Bu döngülerin, ağız içerisinde günlük olarak 20-50 kez gerçekleştiği ve 10000 döngünün bir yıllık intraoral değişime denk geldiği düşünülmektedir fakat Gale ve ark.'ları (189) bu sürenin artıp azalabileceğini vurgulamaktadırlar. Mandras ve ark.'ları(224) da 1000 döngünün altındaki termosiklusun renk değişimi bakımından anlamlı olmadığını belirtmektedirler. Yapılan bazı çalışmalar da 5000 siklusun altı aylık döngüye denk geldiğini ve termal siklus için yeterli bir süre olduğunu belirtmektedirler(224–227). Bu nedenle mevcut çalışmamızda bütün örneklerle ağız içindeki ısısal değişimleri taklit etmesi amacıyla 5-55 °C'lik sıcaklık dereceleri aralığında 6 aylık döneme karşılık gelecek şekilde 5000 döngü termal siklus işlemi uygulanmıştır.

Zirkonya restorasyonların klinikte uyumlanması pürüzlü yüzeyler oluşturmaktadır(25,142,228–230). Yüzey pürüzlülüğünün artması mikroorganizmaların tutunabilecekleri alan oluşturarak ve aynı zamanda tükürüğün temizleme özelliğini engelleyerek biyofilm oluşumunda artışa yol açabilmektedir(18,19). Monolitik zirkonya restorasyonların karşıt doğal dişle oklüzal temaslardaki aşındırıcılığı, parafonksiyonel alışkanlıklar, oral flora içeriği gibi klinik faktörlerle ilişkilidir(231). Bunun yanı sıra yüzey yapısı; ışığın geçişini, soğurulmasını, yansımaları ve saçılmasını etkilemektedir. Tüm bu faktörler restorasyonun optik görünümü üzerinde büyük bir etkiye sahiptir (232).

Geçmişte geleneksel dental seramikler kullanılarak yapılan çalışmalarda araştırmacılar, polisaj işlemlerinin pürüzsüz yüzey oluşturmada sirlama kadar etkin olmadığını savunmaktadırlar(233,234). Fuzzi ve ark.'ları(233) yaptıkları çalışmada sır uygulamasının diğer tüm polisajlı yüzeylere oranla pürüzlülüğü azaltmada daha etkin olduğunu, Patterson ve ark.'ları(143) sır ve elmas içerikli pat dahil polisaj kitlerinin restorasyon yüzeyindeki etkisini karşılaştırmış olup en düşük yüzey pürüzlülüğünün sirlama ile elde edildiğini savunmaktadırlar. Ancak geleneksel dental seramiklerde oklüzal düzenlemelerden sonra tekrar sirlama işlemi uygulanmasının bazı dezavantajları bulunmaktadır. Bunlar fazladan fırınlama işleminin devitrifikasyona ve marjinal distorsiyona neden olması, yeniden sirlama yapılan tabakanın kolayca aşınabilmesi ve hasta için ek randevuların oluşturulması gerekliliği olarak sıralanabilmektedir (235).

TranslÜsent monolitik zirkonya restorasyonun içeriğine gÖre yÜzey pÜrÜzlÜlÜkleri farklılık göstermektedir. Sinterlenmiş örneklerde 5Y-PSZ ve 8Y-PSZ'nin ,geleneksel 3Y-TZP monolitik zirkonyaya kıyasla, daha pÜrÜzlÜ yÜzeYE sahip olduğu bulunmuştur(236). Geleneksel 3Y-TZP'ye kıyasla 4Y-PSZ VE 5Y-PSZ içerikli restorasyonlara yapılan klinik yÜzey işlemlerinin yÜzey pÜrÜzlÜlÜĞÜnÜ Önemli ÖlçÜde arttırdığı kaydedilmiştir(237–239). UltratranslÜsent monolitik zirkonyanın(8Y-ZP) ise pÜrÜzlÜlÜĞü azaltmada, translÜsent monolitik zirkonyaya kıyasla polisajlanabilirliği azalmaktadır (240).

Yapılan bir çalışmada(236) 3Y-TZP 5Y-ZP ve 8Y-ZP monolitik zirkonya ÖrneKlerin yalnızca sinterlenmiş, 1,2,3,4 aşamalı polisajlanmiş, laboratuvarDA polisaj ve sır uygulanmiş formları yÜzey pÜrÜzlÜlÜĞü açısından kıyaslanmiştir. 3Y-TZP'ye 4 aşamalı bir polisaj protokolÜ uygulanması en dÜşÜk yÜzey pÜrÜzlÜlÜĞÜne ve yÜzey kusuruna yol amıştır. Bu çalışmada monolitik zirkonya materyalinde katkı maddesi konsantrasyonunun artması yÜzey hasarına karşı duyarlılığın artmasına neden olmaktadır. TranslÜsent monolitik zirkonyanın polisajlanması geleneksel monolitik zirkonyaya kıyasla daha karmaşık bir duruma yol açmaktadır (236).

Aşındırma uygulanan seramik yÜzeylerde sırlama veya klinikte yapılan parlatma işlemlerinden hangisinin en iyi yöntem olduğuna dair literatürdeki çalışmalardan kapsamlı bir sonuç ıkartılamamaktadır. Ayrıca yÜzey pÜrÜzlÜlÜĞÜnün parlatma işlemleri sonucunda Oluşan seramik yÜzeyini etkilediği bilindiğinden, çalışmamıza başlarken renklendirme Öncesinde parlatma işlemleri uygulanan materyallerin yÜzey pÜrÜzlÜlÜĞÜnÜ nitel ve nicel olarak Ölmek amacıyla optik profilometre ve tarayıcı elektron mikroskobu kullanılarak pilot bir çalışma ile değerlendirilmiştir(208). Bu pilot çalışma sonucunda translÜsensi farklarından bağımsız olarak en pÜrÜzsüz yÜzeyler polisaj+pat uygulaması sonucu elde edilmiştir ve pilot çalışma yÜzey pÜrÜzlÜlÜĞÜnÜ değerlendirmek amacıyla yapılan diğer çalışmalarla fikir birliği içerisindedir(156,235,241). Aynı zamanda pilot çalışmada gruplar arası değerlendirmede 4Y-TZP(CubeONE) ve 5Y-TZP(CubeX²) içerikli materyaller arasında sırlı yÜzeylerde anlamlı derecede pÜrÜzlÜlÜk elde edilmiştir.

Yapılan pilot çalışma sonuçlarına gÖre ayrıca, TEM gÖrüntÜleri(208) incelendiğinde literatürdeki çalışmalarla benzer sonuçlar bulunmuştur. Chun ve ark.'larının(237) yapmış olduğu çalışmayla da benzer olarak sır tabakasının materyal yÜzeyini tam olarak Örtmediği ve birikimlere bağlı olarak da adacıklar gÖzlenmiştir.

Ağız ortamında zirkonya kullanımı için eşik yüzey pürüzlülüğünün 200 nm olduğu belirtilmektedir(242). İdeal yüzeyin hazırlanmasında sinterizasyon sonrası yüzeye polisaj veya sır uygulaması yapılmaktadır. Sır uygulaması zirkonya yüzeyindeki mikroçatlakları kapatmaktadır ve seramiklerin incelendiği bazı çalışmalarda en az yüzey pürüzlülüğü sır uygulamasında kaydedilmiştir ancak ağız içinde zamanla sır tabakasının aşınmasından dolayı karşıt diş aşınması oluşabilmektedir(243–245). Ayrıca sır uygulaması restorasyondaki detayların ve restorasyonun renginin bozulmasına neden olabilmektedir (246). Bundan dolayı polisaj uygulaması sır uygulanmasına kıyasla tercih edilen bir yöntemdir(113,247). Polisaj uygulaması, sinterizasyon tamamlandıktan sonra klinik şartlarda uygulanabileceği gibi ön sinterizasyon aşamasında da uygulanabilmektedir. Sinterizasyon sonrası polisaj uygulaması zirkonyada rezidüel stresi arttırabilmektedir(242). Bu nedenle ön sinterizasyon aşamasında uygulanan ve “white stage polishing” olarak adlandırılan polisaj uygulaması ön plana çıkmaktadır(248). Ancak sinterizasyonu tamamlanmış zirkonya restorasyonun ağız içinde uyumlamasında yapılan düzenlemeler esnasında aşındırma işlemleri klinik ortamda final polisaj uygulamasını veya laboratuvar ortamında sır uygulamasını gerekli kılmaktadır.

Seramik restorasyonlara klinikte yapılan uyumlama işlemlerinden sonra, restorasyon yüzeyinin tekrar eski haline dönmesi için birçok polisaj materyali tavsiye edilmektedir. Bunlar; bitirme frezleri, kıl yapıdaki fırça, lastik diskler ve polisaj patlarıdır(228,234,249). Yapılan in vitro çalışmalarda sıklıkla özel polisaj setleri kullanılmıştır(143,249–251). Polisaj setleri(252) kaba, orta, ince ve süper ince grenli esnek diskler ya da lastikler içermektedir(229,230). Geleneksel porselen bitim ve polisaj setleri zirkonya yüzeylerinin düzeltilmesi için yetersiz bulunmuştur(241). Firmalar zirkonya restorasyonlar için kalından inceye doğru uygulanacak şekilde çok aşamalı polisaj setlerini kullanıma sunmuşlardır(253,254). Klinik polisaj setleri firmaya göre farklılık göstermektedir ve ultra ince elmas frezler, elmas içerikli polisaj lastikleri, polisaj diskleri ve patı gibi çok aşamalı uygulamalar içermektedir (255).

Bitirme ve parlatma işlemleri seramiğin rengini etkilediği bilinmektedir. Ayrıca Atay ve ark.’ları(21) da yüzey işlem tipinin renk stabilitesinde önemli bir faktör olduğunu belirtmişlerdir. Bu bilgiler doğrultusunda seramik yüzeyine uygulanan yüzey parlatma işlemleri önem kazanmaktadır. Monolitik zirkonyanın yüzey özelliklerini iyileştirmek için

polisaj tavsiye edilirken(256), kırılma riskini artırması nedeniyle polisajdan önce aşındırma için kalın grenli frezler kullanılmamalıdır(257). Elmas emdirilmiş parlatma sistemleri, parlatma etkileri açısından zirkonyayı aşındırmak için silika karbür emdirilmiş olanlardan daha başarılı bulunmuştur (258).

Mevcut çalışmamızda, polisaj seti olarak elmas emdirilmiş Shofu zirkon ZiLMaster polisaj lastiği (Shofu Inc., Kyoto, Japonya), polisaj kiti olarak da elmas içerikli Shofu Dura Polish DIA (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) polisaj patı, Shofu Super Snap Buff (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) sentetik keçe ile kullanılmıştır.

Kim ve ark.'ları (259) polisajlanmış ve sırlanmış monolitik zirkonya arasında translüsensi parametre değerleri arasında bir fark olmadığını ancak sırlamanın opalesansı azalttığını göstermektedirler.

Motro Karagöz ve ark.'larının (260) yaptıkları çalışmada IPS e.maxCeram kullanmış olup, materyallere sırlama, yeniden sırlama ve Shofu Ceramaster Coarse (Shofu, Inc Kyoto, Japonya) silicon lastik, (CeraMaster; Shofu, Inc, Kyoto, Japonya), polisaj patı (Ultra II; Shofu, Inc Kyoto), elmas içerikli Ultradent(Ultradent Inc, South Jordan, Utah) polisaj seti, Bredent Diagen (Bredent, Senden, Almanya) aşındırıcı taş ve elmas içerikli Bredent (Bredent, Senden, Almanya) pat uygulayıp kahve solüsyonuyla toplamda 1 yıllık döngüye denk gelecek şekilde termal siklus uygulamışlardır. Renklenme potansiyellerini sprektrofotometre cihazı yardımıyla ΔE formülü kullanarak hesaplamışlardır. Sırlama ve yeniden sırlama yapılan gruplarda daha az renklenmenin olduğu, polisaj yapılan grupta ise sırlı gruplara oranla daha fazla renklenme olduğu fakat klinik olarak belirgin olmadığı sonucuna varmışlardır. En yüksek yüzey pürüzlülük değerleri aşındırıcı taş kullanımı sonucunda görülmüş olup dolayısıyla da yüzey uyumlamalarından sonra renklenmenin az olması için sır veya polisaj uygulamasını önermişlerdir.

Alencar Silva ve ark.'larının(261) Lityum disilikat seramiklerin fırçalama sonucunda yüzey pürüzlüğü, mikrosertliği ve çay, kahve, kola ve şarapla birlikte renklenme potansiyellerini incelemişlerdir. Materyallere sır ve polisaj uygulaması yapılmıştır. Renklenme potansiyellerini sprektrofotometre cihazı yardımıyla ΔE formülü kullanarak hesaplamışlardır. Sırlı gruplar polisaj yapılmış gruplara göre daha pürüzlü bulunmuş fakat renklenme açısından en yüksek şarapta olmak kaydıyla renk değişimi

klirik olarak algılanabilirlik eşiğinin altında bulunmuştur.

Reza ve ark.'ları(262) 5Y-TZP içerikli CubeX² ve VİTA feldspatik seramiğin klorheksidin ve Listerinle olan renklenmesini incelemişlerdir. Sonuç olarak feldspatik seramik (ΔE ; 0.22-1.16), ysek translüsent olan CubeX² ye (ΔE ; 0.14-0.82) oranla daha fazla renklenmektedir. CubeX²'nin ΔE değerleri (ΔE ; 3.43-8.31) mevcut çalışmamızda daha ysek değerde çıkmıştır. Bunun nedeni uygulanan yüzey işlemlerinin ve kullanılan solüsyonun farklılıkları olarak düşünülebilir.

Bizim çalışmamızdan farklı olarak, Esquivel ve ark.'ları(22) metilen mavisine daldırılmış sırlı ve sırsız seramik gruplarını incelemişlerdir. Görsel değerlendirmelerle uyumlu olan kolorimetrik değerlendirmeler, sırlı grubun sırsız gruba göre daha az renk değişikliğine uğradığını göstermiştir. Ayrıca, Samra ve ark.'ları(36) 37°C kahvede 15 gün bekletildikten sonra sırlı lityum disilikat içerikli IPS Empress 2'nin kompozit rezinlere göre daha az renk farkı ($\Delta E=1.28$) gösterdiğini belirtmiştir. Gupta ve ark.'ları(34) ay, kahve ve kolanın kompozit rezinler ve seramiğin rengi üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. Yazarlar seramiğin renginin değiştiğini ancak fark edilebilir düzeyde olmadığı sonucuna varmışlardır ($\Delta E = 1,2$ ila $1,4$) (34). Yılmaz ve ark.'ları (20) polisaj patı birlikte polisaj lastiği ile parlatılan düşük ısı seramiklerin, metilen mavisine daldırıldıktan sonra sırlanan düşük ısı seramiklere oranla daha fazla renk değişikliği gösterdiğini bildirmişlerdir.

Hunter ve ark.'ları(263) tarafından ΔE , <1 olduğunda çıplak gözle farkedilmeyebilir, $1<\Delta E<3$ olduğunda yalnızca bir uzman tarafından farkedilebilir ve klinik olarak kabul edilebilir, $\Delta E>3$ olduğunda ise insan gözü tarafından farkedilebilir ve klinik olarak kabul edilemez olarak tanımlanmaktadır. Douglas ve ark.'ları (29) ortalama renk algılanabilirliğinin 2,6 ΔE birimi olduğunu belirtmektedir. Bazı bireyler 0,5'e kadar düşük renk farklılıklarını algılarken, diğerleri 4'e kadar olan farklılıkları görememektedir(27). Çalışmamızda Seghi ve ark.'(170)larının yaptığı çalışma sonuçları referans alınmış olup, 1-3,5 arasındaki ΔE değerleri klinik olarak kabul edilebilir olarak değerlendirilmiştir ve çalışma sonuçlarına göre de neredeyse tüm örneklerde $\Delta E>3.5$ olarak bulunmuştur ve yalnızca Bio ZX²'nin PP grubunda ve Cube X² 'nin P örneklerinde renklenme diğer tüm gruplara göre klinik olarak kabul edilebilir olarak değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda ΔE bakımından gruplar arası karşılaştırma sonuçlarına göre; en yüksek ΔE değeri G ve PP grubunda CubeX² zirkonyada, P grubunda Bio ZX² zirkonya örneklerde bulunmuştur. En düşük ΔE değerleri ise G grubunda Cube ONE zirkonya örneklerinde, P grubunda Cube ONE ve CubeX² zirkonyalarda ve PP grubunda Bio ZX² zirkonyada gözlenmiştir. Grup içi karşılaştırma sonuçlarına göre; Bio ZX² grubunda en yüksek renklenme sırasıyla G, P, PP grubu olarak bulunmuştur. Cube ONE grubunda yüzey işlemleri arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Cube X² grubunda ise en yüksek renklenme sırasıyla G, PP, P grubunda bulunmuştur. Yapılan pilot çalışmanın sonuçlarına da dayanarak yüzeyde çizik şeklinde pürüzlülük oluşumunun, sırlama işleminin adacık oluşturmaya göre rengi daha az etkilemiştir. Gruplar arası farklar ayrıca materyaller arasındaki itriya içeriklerinin farklı olmasına da bağlanabilmektedir.

Bu çalışmada yalnızca tek bir markaya ait translüsent monolitik zirkonya, polisaj kiti, polisaj patı ve sadece bir boyama ajanının kullanılması çalışmanın sınırlamalarıdır. Monolitik zirkonya örnek yüzeylerinin polisaj işleminin kolayca yapılabileceği düzgün alanlar olması da çalışmanın bir diğer sınırlamasıdır. Ayrıca polisaj materyallerinin zor ulaşacağı anatomik alanlara sahip, kron formu taşıyan restorasyonlarda daha farklı sonuçların elde edilebileceği düşünülmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı ağız dışı yüzey işlemlerinin translüsent monolitik zirkonyanın boyanabilirliğine etkisi konulu in vitro çalışmanın sınırlamaları dahilinde elde edilen sonuçlar;

1. Sırlama uygulanan örneklerde sırasıyla en yüksek ΔE değerleri CubeX² ve BioZX² de elde edilmiştir.
2. Polisaj uygulanan örneklerde en yüksek ΔE değeri BioZX² de elde edilmiştir.
3. Polisaj ve pat uygulanan örneklerde en yüksek ΔE değeri sırasıyla CubeX² ve Cube ONE'da elde edilmiştir
4. BioZX² materyalinde, en yüksek ΔE değeri sır grubundadır.
5. Cube ONE materyalinde sır, polisaj ve polisaj+pat uygulamaları arasında ΔE değerleri açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır.
6. CubeX² materyalinde, en yüksek ΔE değeri sır grubundadır.
7. Pürüzlülük açısından değerlendirildiğinde en pürüzlü yüzeyler sır, en pürüzsüz yüzeyler ise polisaj+pat uygulamasında elde edilmiştir.
8. Cube ONE ve CubeX²'nin sır uygulanmış gruplarında pürüzlülük anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Yapılan çalışmanın sınırlamaları dahilinde geleneksel 3Y-TZP içerikli yüksek translüsent zirkonyaya (BioZX²) ekstraoral olarak uygulanan polisaj+pat yöntemi tüm diğer materyal ve ekstraoral yüzey işlemlerine göre kabul edilebilir boyanabilirlik göstermiştir. Diğer tüm yüzey işlemi uygulanan gruplar klinik olarak kabul edilemeyecek şekilde boyanmıştır. Ancak in vitro çalışmanın sonucuna göre, en düşük boyanabilirlik BioZX² grubunun polisaj+pat uygulamasında görülürken, en yüksek boyanma 5Y-TZP içerikli CubeX² grubunun sırlama uygulaması sonucunda gözlenmiştir. Buna bağlı olarak translüsent monolitik zirkonya tercih edileceği zaman renklenme potansiyeline bağlı olarak sır uygulaması yerine polisaj ve pat uygulamalarının tercih edilmesi gerektiği düşünülmektedir.

Farklı içeriklere sahip translüsent monolitik zirkonyalara, diş formu verilerek ve farklı boyama ajanları kullanılarak yapılacak olan ileri çalışmalarla farklı sonuçlar elde

edilebilir. Çalışmamızın klinikte kullanılacak olan translüsent monolitik zirkonyaların seçimi konusuna ışık tutacağı düşünülmektedir.



KAYNAKLAR

1. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. *The Journal of Prosthodontics*. 2009;18(8):645–8.
2. Guess PC, Kuliš A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental Materials*. 2008;24(11):1556–67.
3. Yoon, H. I., Yeo, I. S., Yi, Y. J., Kim, S. H., Lee, J. B., & Han, J. S. Effect of surface treatment and liner material on the adhesion between veneering ceramic and zirconia. *The Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2014; 40, 369-374.
4. Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: An up to 9-year retrospective study. *The Journal of Dentistry*. 2013;41(12):1164–74.
5. Durkan, R., Deste, G., Şimşek, H. Monolitik Zirkonya Seramik Sistemlerinin Üretim Tipleri İle Aşınma, Optik Ve Estetik Özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2018;28(2), 263-270.
6. Suresh A., Mayo M.J., Porter W.D., Rawn C.J. Crystallite and Grain-Size-Dependent Phase Transformations in Ytria-Doped Zirconia. *The Journal of the American Ceramic Society*. 2003;86(2):360–2.
7. Chevalier J., Gremillard L., Virkar A V., Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *The Journal of the American Ceramic Society*. 2009;92(9):1901–20.
8. Kelly J.R. Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dental Clinics*. 2004;48(2):513–30.
9. Hjerpe J., Vallittu PK., Fröberg K., Lassila L.V.J. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dental Materials*. 2009;25(2):166–71.
10. Tinschert J. Fracture Resistance of Lithium Disilicate-, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. *International Journal of Prosthodontics*. 2001;(14):3

11. Deville S., Chevalier J., Gremillard L. Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*. 2006;27(10):2186–92.
12. Christel P., Meunier A., Heller M., Torre J.P., Peille C.N. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *The Journal of biomedical materials research*. 1989;23(1):45–61.
13. Fabris S., Paxton A.T., Finnis M.W. A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta Materialia*. 2002;50:5171–8.
14. Ban S. Chemical durability of high translucent dental zirconia. *The Journal of Dental Materials*. 2020;39(1):12–23.
15. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *The Journal of Dental Materials*. 2014;30(10):1195–203.
16. Bizhang M., Schmidt I., Chun Y.H.P., Arnold W.H., Zimmer S. Toothbrush abrasivity in a long-term simulation on human dentin depends on brushing mode and bristle arrangement. *PloS one*, 2017;12(2), e0172060
17. Kim H.K., Kim S.H., Lee J.B., Han J.S., Yeo I.S. Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *The Journal Advance Prosthodontics*. 2013;5(3):296–304.
18. Scotti, R., Kantorski, K. Z., Monaco, C., Valandro, L. F., Ciocca, L., Bottino, M. A. SEM evaluation of in situ early bacterial colonization on a Y-TZP ceramic: a pilot study. *International Journal of Prosthodontics*, 2007; 20(4).
19. Fais, L. M., Fernandes-Filho, R. B., Pereira-da-Silva, M. A., Vaz, L. G., Adabo, G. L. Titanium surface topography after brushing with fluoride and fluoride-free toothpaste simulating 10 years of use. *The Journal of dentistry*, 2012; 40(4), 265-275.
20. Yılmaz, C., Korkmaz, T., Demirköprülü H., Ergün G. Color Stability of Glazed and Polished Dental Porcelains. *The Journal of Prosthodontics*. 2008;17(1):20–4.
21. Atay A., Karayazgan B., Özkan Y., Akyil M.S. Effect of colored beverages on the color stability of feldspathic porcelain subjected to various surface treatments. *Quintessence International* 2009;40(7):611.

22. Esquivel J.F, Chia J., Wozniak W.T. Color stability of low-fusing porcelains for titanium. *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8(5).
23. Huh Y.H., Park C.J., Cho L.R. Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetics Dentistry*. 2016;116(3):440–9.
24. Steiner R., Beier U.S., Heiss-Kisielewsky I., Engelmeier R., Dumfahrt H., Dhima M. Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *The Journal of Prosthetics Dentistry*. 2015;113(6):616–22.
25. Sarac D., Sarac Y.S., Yuzbasioglu E., Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *The Journal of Prosthetics Dentistry*. 2006;96(2):122–8.
26. Craig R.G., Powers J.M. *Restorative Dental Materials*. 11th ed. St Louis Mosby 2002;(30–55).
27. O'brien W.J. *Dental Materials and Their Selection*. 3th ed. 2002
28. Lee Y.K, Yu B., Lim J.I., Lim H.N. Perceived color shift of a shade guide according to the change of illuminant. *The Journal of Prosthetics Dentistry*. 2011;105(2):91–9.
29. Douglas R.D., Steinhauer T.J., Wee A.G. Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *The Journal of Prosthetics Dentistry*. 2007;97(4):200–8.
30. Barghi N. Color and glaze: Effects of repeated firings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1982;47(4):393–5.
31. Razzoog M.E., Lang B.R., Russell M.M., May K.B. A comparison of the color stability of conventional and titanium dental porcelain. *The Journal of Prosthetics Dentistry*. 1994;72(5):453–6.
32. Stavridakis M.M., Papazoglou E., Seghi R.R., Johnston W.M., Brantley W.A. Effect of different high-palladium metal-ceramic alloys on the color of opaque porcelain. *The Journal of Prosthetics Dentistry*. 2000;9(2):71–6.
33. Ertan A.A, Şahin E. Colour stability of low fusing porcelains: an in vitro study. *The Journal of Oral Rehabilitation*. 2005;32(5):358–61.

34. Gupta R., Parkash H., Shah N., Jain V. A spectrophotometric evaluation of color changes of various tooth colored veneering materials after exposure to commonly consumed beverages. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2005;5(2):72–8.
35. Wang H., Xiong F., Zhenhua L. Influence of varied surface texture of dentin porcelain on optical properties of porcelain specimens. *The Journal of Prosthetics Dentistry*. 2011;105(4):242–8.
36. Samra A.P.B., Pereira S.K., Delgado L.C., Borges C.P. Color stability evaluation of aesthetic restorative materials. *Brazilian oral research*. 2008;22(3):205–10.
37. Cooley R.L., Burger K.M., Dow M.M. Effect of carbamide peroxide on composite resins. *Quintessence International*. 1991;22(10):817–22.
38. Ayad N.M. Susceptibility of restorative materials to staining by common beverages: an in vitro study. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2007;2(2).
39. Douglas R.D. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *The Journal of Prosthetics Dentistry*. 2000;83(2):166–70.
40. Guler A.U, Kurt S., Kulunk T. Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. *The Journal of Prosthetics Dentistry*. 2005;93(5):453–8.
41. Guler A.U, Yilmaz F., Kulunk T., Guler E., Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *The Journal of Prosthetics Dentistry*. 2005;94(2):118–24.
42. Sakaguchi R., Powers L. *Craig's Restorative Dental Materials*. Elsevier Health Sciences. 2011
43. McCabe, F J. *Applied dental materials*. 2013
44. Yavuzylmaz H., Turhan B., Bavbek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri II. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2005;22(1):49–60.
45. Korkmaz C. Tam Seramiklerin Diş Hekimliğindeki Yeri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2015;24(8):136–40.
46. Schmalz G., Arenholt Bindsley D. Determination of biocompatibility. *Biocompatibility of dental materials*. 2009;13–43.
47. Naylor W. P., Linda L. *Introduction to Metal-Ceramic Technology*. Third.

Quintessence Publishing; 2018.

48. Kelly J.R., Nishimura I., Campbell S.D. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetics Dentistry*. 1996;75(1):18–32.
49. Kaya G. Metal Desteksiz Diş Porseleni Üretimi Ve Karakterizasyonu. Anadolu Üniversitesi.Tez PHD. 2015.
50. Jones D.W. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*. 1985;29(4):621–44.
51. Shen J.Z., Kosmač T. Advanced ceramics for dentistry. James Shen, editör. Butterworth-Heinemann; 2014. 402 s.
52. Gracis S., Thompson V., Ferencz J., Silva N., Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *International Journal of prosthodontics*. 2016;28(3):227–35.
53. Anusavice K.J., Shen C. Phillips’ Science of Dental Materials. Rawls HR, editör. Elsevier Saunders; 2012.
54. Talibi M., Kaur K., Patanwala H.S., Parmar H. Do you know your ceramics? Part 1: classification. *British Dental Journal*, 2022;232(1):27–32.
55. McLaren, E. A. Material testing and layering techniques of a new two-phase all-glass veneering porcelain for bonded porcelain and high-alumina-frame works. *Quintessence of Dental Technology*, 2003; 26, 99-111.
56. Magne P, Belser U. Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition. *Quintessence Int*. 2002;58–64.
57. Denry I.L. Recent Advances in Ceramics for Dentistry. *The Journal of Restorative Dentistry* 1996;7(2):134–43.
58. Nalbant A., Ömeroğlu N. Farklı Porselen Laminate Veneer Yapım Yöntemlerinin Mikrosızıntı Yönünden Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2001;11(1).
59. Robert Kelly J. Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dental Clinics of North America* 2004;48(2):513–30.
60. Warreth A., Elkareimi Y. All-ceramic restorations: A review of the literature. *The Saudi Dental Journal*. 2020;32(8):365–72.

61. Guess P.C., Dent M., Schultheis S., Bonfante E.A., Coelho P.G., Ferencz J.L. All-Ceramic Systems: Laboratory and Clinical Performance. *Dental Clinics of North America*. 2011;55(2):333–52.
62. Kim, B., Zhang, Y., Pines, M., Thompson, V. P.. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *The Journal of Dental Research*, 2007; 86(2), 142-146.
63. Scherrer S.S, Quinn G.D., Quinn J.B. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental Materials*. 2008;24(8):1107–13.
64. Piconi C., Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Dental Biomaterials*. 1999;20(1):1–25.
65. Kreidl, N. J. Zirconium oxide and thorium oxide in ceramics. *The Journal of the American Ceramic Society*, 1942;25(5), 129-141.
66. Christie T., Brathwaite B. Mineral Commodity Report 19 - Beryllium, Gallium, Lithium, Magnesium, Uranium a. Inst Geol Nucl Sci Ltd. 2008;
67. Venetskii S. The “clothing” of uranium rods. . *The Metallurgist*. 1965
68. Herzfield H. German Patent 290,878. Germany; 1914
69. Heiserman D. Exploring chemical elements and their compounds. 1991
70. Helmer J., Driskell T. Zirconia Ceramics as a Dental Biomaterial – An Overview. 2012
71. Meyenberg, K. H., LÜTHY, H., SCHÄRER, P. Zirconia posts: a new all- ceramic concept for nonvital abutment teeth. *The Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*.1995; 7(2), 73-80.
72. Kohal R.J., Klaus G. A Zirconia Implant-Crown System: A Case Report. *International The Journal of Periodontics Restorative Dentistry*. 2004;24(2).
73. Kohal R.J, Klaus G., Strub J.R. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clinical oral implants research* 2006;17(5):565–71.
74. Luthardt R.G, Sandkuhl O., Reitz B. Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*,1999;7(4):113–9.

75. Lüthy H., Filser F., Loeffel O., Schumacher M., Gauckler L.J., Hammerle C.H.F. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *The Journal of Dental Materials*. 2005;21(10):930–7.
76. Bultan Ö., Öngül D., Türkoğlu P. Zirkonyanın Mikroyapılarına Ve Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2010;197–204.
77. Basu B. Toughening of Yttria-Stabilised Tetragonal Zirconia Ceramics. *International Materials Reviews. International Journal of Prosthodontics*. 2005;50(4):239–56.
78. Garvie R.C., Hannink R.H., Pascoe R.T. Ceramic steel? *Nature*. 1975;258(5537):703–4.
79. Gupta T.K, Lange F.F, Bechtold J.H. Effect of stress-induced phase transformation on the properties of polycrystalline zirconia containing metastable tetragonal phase. *The Journal of Material Science*. 1978;13(7):1464–70.
80. Sundh A., Sjögren G. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dental Materials*. 2008;24(5):611–7.
81. Kosmač T., Oblak C., Jevnikar P., Funduk N., Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials*. 1999;15(6):426–33.
82. Ruff, O., & Ebert, F. Beiträge zur Keramik hochfeuerfester Stoffe. I. Die Formen des Zirkondioxyds. *Zeitschrift für anorganische und allgemeine Chemie*, 1929;180(1), 19-41..
83. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*. 2006;27(4):535–43.
84. Ruiz L., Readey MJ. Effect of Heat Treatment on Grain Size, Phase Assemblage, and Mechanical Properties of 3 mol% Y-TZP. *The Journal of the American ceramic society*. 1996 ;79(9):2331–40.
85. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *The Journal of Prosthetics Dentistry*. 2004;92(6):557–62.

86. Denry I., Kelly J.R. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*. 2008;24(3):299–307.
87. Zhang Y., Lawn B.R. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *The Journal of dental research*. 2018;97(2):140.
88. Pang Z., Chughtai A., Sailer I., Zhang Y. A fractographic study of clinically retrieved zirconia–ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. *Dental Materials*. 2015;31(10):1198–206.
89. Tong H., Tanaka C.B., Kaizer M.R, Zhang Y. Ceramics characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their High-Translucency, High-Strength and High-Surface Area. *Ceramics International*. 2016;42:1077–85.
90. Abd El-Ghany O.S., Sherief A.H. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects:A Review. *Future Dental Journal*. 2016;2(2):55–64.
91. Triwatana P., Nagaviroj N., Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: A review literature. *The Journal of Advance Prosthodontics*. 2012;4(2):76–83.
92. Leong P., Tan B., Dunne J.T. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;91(215):8.
93. Papanagiotou H.P., Morgano S.M., Giordano R.A., Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;96(3):154–64.
94. Lucas T.J., Lawson N.C., Janowski G.M., Burgess J.O. Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. *Dental Materials*. 2015;31(12):1487–92.
95. Vagkopoulou T., Koidis P., Strub J.R., *Dental Materials*. Zirconia in Dentistry: Part 1. Discovering the Nature of an Upcoming Bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2009;4.
96. Raigrodski A.J. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: A review. *Dental Clinics North America*. 2004;48(2):531–44.

97. Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*.2008;204(9):505–11.
98. Şen N., Ölçer Us Y., Turp V., Şen D.. Monolitik Zirkonya. *Türkiye Klinikleri*.2017;127–32.
99. Curtis A.R., Wright A.J., Fleming G.J.P. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *The Journal of Dentistry*. 2006;34:195–206.
100. Duret, F., & Preston, J. D. CAD/CAM imaging in dentistry. *Current opinion in dentistry*.1991;1(2), 150-154.
101. Karaalioğlu A.G.D.O.F., Duymuş Z.Y. Diş Hekimliğinde Uygulanan Cad/Cam Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*.2008;(1):25–32.
102. Homaei E., Farhangdoost K., Kit J., Tsoi H., Pekka Matinlinna J., Ho E. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *The Journal of Mechanical Behavior Biomedical Materials*. 2016;59:304–13.
103. Reiss B. Cerec standard 3-d occlusal contouring in comparison with the new biogeneric occlusal morphing: a case report. *International Journal of Computerized Dentistry*. 2007;10:69–75.
104. Denissen, H. W.,Van der Zel,J. M.van Waas M.A. Measurement of the Margins of Partial-Coverage Tooth Preparations for CAD/CAM. *International Journal of Prosthodontics*. 1999;(12)-5
105. Marchack CB. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007;97(6):389–94.
106. Özkurt-Kayahan Z. Monolithic zirconia: A review of the literature. *Biomedical Restorative Dentistry*. 2016;27(4):1427–36.
107. Abduo J., Lyons K., Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *The Journal of Oral Rehabilitation*. 2010;37(11):866–76.
108. Çetindağ, M. T., Ayşef, M. E. Ş. E. Diş Hekimliğinde Kullanılan Cad/Cam (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) Sistemleri Ve

- Materyaller. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2016;26(3), 524-533.
109. Yalım B. ,Türke Ş. Klinikte tam seramik sistemler. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2012;76–90.
 110. Bremer F., Grade S., Kohorst P., Stiesch M. In vivo biofilm formation on different dental ceramics. Quintessence International. 2011;565(42):74.
 111. Zhang Y., J-W Lee J., Srikanth R., Lawn B.R. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. Dental Materials. 2013;29:1201–8.
 112. Nordahl N., Vult von Steyern P., Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. The Journal of Oral Science. 2015;57(3):255–61.
 113. Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. The Journal of Dentistry. 2012;40(11):921–8.
 114. Moscovitch M. Consecutive Case Series of Monolithic and Minimally Veneered Zirconia Restorations on Teeth and Implants: Up to 68 Months. International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry. 2015;35(3):315–23.
 115. Lohbauer U., Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. Clinical Oral Investigations. 2017;21:1165–72.
 116. Ilie N., Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: The effect of material shade, thickness, and curing conditions. The Journal of Dentistry. 2014;42(6):684–90.
 117. Tsukuma K., Yamashita I., Kusunose T. Transparent 8 mol% Y₂O₃–ZrO₂ (8Y) Ceramics. The Journal of the American Ceramic Society. 2008;91(3):813–8.
 118. Marchack B.W., Sato S., Marchack C.B., White S.N. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: A clinical report. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2011;106(3):145–52.
 119. Cattani-Lorente M., Durual S., Amez-Droz M., Wiskott H.W.A., Scherrer S.S. Hydrothermal degradation of a 3Y-TZP translucent dental ceramic: A comparison of numerical predictions with experimental data after 2 years of aging. Dental

Materials. 2016;32(3):394–402.

120. Wang G., Zhang S., Bian C., Kong H. Fracture mechanics analyses of ceramic/veneer interface under mixed-mode loading. *The Journal of Mechanical Behavior Biomedical Materials*. 2014;39:119–28.
121. Schmitter M., Mueller D., Rues S. 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. *The Journal of Oral Rehabilitation* 2013;40(7):519–25.
122. Rues S., Kröger E., Müller D., Schmitter M. Effect of firing protocols on cohesive failure of all-ceramic crowns. *The Journal of Dentistry*. 2010;38(12):987–94.
123. Stober T., Bermejo J.L., Rammelsberg P., Schmitter M. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *The Journal of Oral Rehabilitation*. 2014;41(4):314–22.
124. Swain M. V. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterials*. 2009;5(5):1668–77.
125. Marchack B.W., Futatsuki Y., Marchack C.B., White S.N. Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008;99(3):169–73.
126. Fischer J., Stawarczyk B., Sailer I., Hämmerle C.H.F. Shear bond strength between veneering ceramics and ceria-stabilized zirconia/alumina. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;103(5):267–74.
127. Johansson C., Kmet G., Rivera J., Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2014;72(2):145–53.
128. Preis V., Behr M., Kolbeck C., Hahnel S., Handel G., Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dental Materials*. 2011;27(8):796–804.
129. Harijanawala H.H., Kheur M.G., Apte S.K., Kale B.B., Sethi T.S., Kheur S.M. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *The Journal of Advance Prosthodontics*

2014;6(6):456–61.

130. McLaren E.A., Terry D.A. CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compendium of continuing education in dentistry*. 2002;23(7):637–41.
131. Heffernan M.J., Aquilino S.A., Diaz-Arnold A.M., Haselton D.R., Stanford C.M., Vargas M.A. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;88(1):4–9.
132. Sulaiman T.A., Abdulmajeed A.A., Donovan T.E., Ritter A.V., Vallittu P.K., Närhi T.O. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental Materials*. 2015;31(10):1180–7.
133. Bravo-Leon A., Morikawa Y., Kawahara M., Mayo M.J. Fracture toughness of nanocrystalline tetragonal zirconia with low yttria content. *Acta Materials*. 2002;50(18):4555–62.
134. Daniele R. Zirconia: some practical aspects from the technologist's point of view. *International Journal of Esthetic Dentistry*. 2016;11(2):2–6.
135. Kwon S.J., Lawson N.C., McLaren E.E., Nejat A.H., Burgess J.O. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;120(1):132–7.
136. Zhang F., Inokoshi M., Batuk M., Hadermann J., Naert I., Van Meerbeek B. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials*. 2016;32(12):327–37.
137. Pereira G.K.R., Guilardi L.F., Dapieve K.S., Kleverlaan C.J., Rippe M.P., Valandro L.F. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *The Journal of Mechanical Behavior Biomedical Materials*. 2018;85:57–65.
138. Mao L., Kaizer M.R., Zhao M., Guo B., Song Y.F., Zhang Y. Graded Ultra-Translucent Zirconia (5Y-PSZ) for Strength and Functionalities. *The Journal of Dental Restorative*. 2018;97(11):1222–8.
139. Coşkun Akar G., Pekkan G., Çal E., Eskitaşçıoğlu G., Özcan M. Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(2):314–21.

140. Lee W.F., Feng S.W., Lu Y.J., Wu H.J., Peng P.W. Effects of two surface finishes on the color of cemented and colored anatomic-contour zirconia crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116(2):264–8.
141. Guazzato M., Quach L., Albakry M., Swain M. V. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *The Journal of Dentistry*. 2005;33(1):9–18.
142. Kawai K., Urano M., Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000;83(6):664–7.
143. Patterson C.J.W., McLundie A.C, Stirrups D.R., Taylor W.G. Refinishing of porcelain by using a refinishing kit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1991;65(3):383–8.
144. Scurria M.S., Powers J.M. Surface roughness of two polished ceramic materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1994;71(2):174–7.
145. Yavuzylmaz H., Kedici P., Kansu G. *Protetik Dis Tedavisi Terimleri Sözlüğü*. Ankara: Özyurt Matbaacılık Ltd; 2003
146. Zaimoğlu A., Can G., Ersoy A., Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 1993.
147. Yap A., Yap S.H., Teo C.K., Ng J.J. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Operative Dentistry*. 2004;29(1):100–4.
148. Jack L. Ferracane. *Materials in Dentistry: Principles and Applications*. London; 2001
149. İnal D.C.B, Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S. Zirkonya Restorasyonlarda Renklendirme. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2021;31(4):662–8.
150. Kök M. Dental zirkonya altyapılar için renklendirme solüsyonlarının üretimi ve karakterizasyonu. Master Tez. Fen Bilimleri Enstitüsü; 2020
151. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *The Journal of Dentistry*. 2004;32:3–12.
152. Stawarczyk B., Frevert K., Ender A., Roos M., Sener B., Wimmer T. Comparison of

- four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of Mechanical Behavior Biomedical Materials*. 2016;59:128–38.
153. Ilie N., Stawarczyk B. Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;113(2):114–21.
 154. Sulaiman T.A., Abdulmajeed A.A., Donovan T.E., Vallittu P.K., Närhi T.O., Lassila L.V. The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *The Journal of Dental Materials*. 2015;34(5):605–10.
 155. Kim H.K., Kim S.H. Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dental Materials*. 2014;30(9):229–37.
 156. Kim H.K., Kim S.H., Lee J.B., Ha S.R. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;115(6):773–9.
 157. Ebeid K., Wille S., Hamdy A., Salah T., El-Etreby A., Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental Materials*. 2014;30(12):e419–24.
 158. Choi, M. S., Lee, Y. K., Lim, B. S., Rhee, S. H., Yang, H. C., & Lim, Y. J. Changes in color and translucency of porcelain- repairing resin composites after thermocycling. *The Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2006;78(1), 1-6.
 159. Monsénégo G., Burdairon G., Clerjaud B. Fluorescence of dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1993;69(1):106–13.
 160. Cho M.S., Yu B., Lee Y.K. Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. *Dental Materials*. 2009;6(25).
 161. Billmeyer Jr F.W., Paula J. A. Assessment of color- measuring instruments. *Color Research and Application*. 1981;4(6):195–202.
 162. Pizzamiglio E. A color selection technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.

- 1991;66(5):592–6.
163. Parkkinen J.P.S., Jaaskelainen T., Hallikainen J. Characteristic spectra of Munsell colors. *J.O.S.A.* 1989;6(2):318–22.
 164. Munsell A.H. A Pigment Color System and Notation. *The American Journal of Psychology.* 1912;23(2):236.
 165. Cochrane, S.. The Munsell Color System: A scientific compromise from the world of art. *Studies in History and Philosophy of Science Part A.* 2014;47, 26-41.
 166. Poljak-Guberina R., Celebic A., Powers J.M., Paravina R.D. Colour discrimination of dental professionals and colour deficient laypersons. *The Journal of Dentistry.* 2011;39:e17–22.
 167. Freedman G.A. Color and Shade Matching. İçinde: *Contemporary Esthetic Dentistry.* London; 2012. s. 139.
 168. Fondriest J.F. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry.* 2003;23(5):467–79.
 169. Commission Internationale de l’Éclairage, Colorimetry.
 170. Seghi R.R., Johnston W.M., O’Brien W.J. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 1986;56(1):35–40.
 171. Kucukesmen H.C., Usumez A., Ozturk N., Eroglu E. Change of shade by light polymerization in a resin cement polymerized beneath a ceramic restoration. *The Journal of Dentistry.* 2008;36(3):219–23.
 172. de Azevedo Cubas, G. B., Camacho, G. B., Demarco, F. F., & Pereira-Cenci, T. The effect of luting agents and ceramic thickness on the color variation of different ceramics against a chromatic background. *The Journal of European Dentistry.* 2011 ;5(3):245–52.
 173. Yap A.U.J., Ong L.F.K.L. Comparative wear ranking of dental restoratives with the BIOMAT wear simulator. *The Journal of Oral Rehabilitation.* 1999;228–35.
 174. Omar H., Atta O., El-Mowafy O., Khan S.A. Effect of CAD–CAM porcelain veneers thickness on their cemented color. *The Journal of Dentistry.* 2010;38(2):95–9.

175. Bilgiç D., Türker B. Diş Hekimliği Öğrencilerinin Renk Ölçüm Başarılarının Değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.2016;25(2).
176. Ayyıldız S., Güler A.U., Özdemir O.S., Dede D.Ö. Farklı Renk Skalalarının Ve Işık Kaynaklarının Renk Seçimine Etkisinin İncelenmesi. Türkiye Klinikleri Dergisi,. 2011;17(1):30–5.
177. Kurtulmuş Yılmaz, S., Şeker, E., Oğuz, O. Z. A. N., Meriç, G., YILMAZ, B. Hekimlerin ve dental teknisyenlerin VITA toothguide 3D-Master skalası ile renk seçimi başarılarının değerlendirilmesi. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2011;14(2), 92-100.
178. Kısacık F.Ö., Keçeci A.D., Adanır N. Vital ağartma tedavilerinde başarının ve renk stabilitesinin ölçülmesi (Measurement of succes and color stability of vital whitening treatments). Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilim Enstitüsü Dergisi. 2012;3(2).
179. W A.G., Bayındır F. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 2006;30(3):40–6.
180. Öngül, D., Çelik, B., İlbey, D., Şermet, B.. Türk Toplumundaki Genç Bireylerde Diş Renk Dağılımının İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi .2013;47(2), 30-40.
181. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. The Journal of Dentistry.2010;38:e2–16.
182. Paravina R.D., Powers J.M. Esthetic color training in dentistry. 2004;1.
183. Palla E.S., Kontonasaki E., Kantiranis N., Papadopoulou L., Zorba T., Paraskevopoulos K.M.Color stability of lithium disilicate ceramics after aging and immersion in common beverages. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2018;119(4):632–42.
184. Malik, A.K.; Kumar, R. Heena Spectroscopy: Types. In Encyclopedia of Food and Health; Elsevier Ltd.: New York, USA, 2015; 64–72.
185. Yu J., Wang H., Zhan J., Huang W. Review of recent UV–Vis and infrared spectroscopy researches on wine detection and discrimination. Applied Spectroscopy Reviews. 2018;53(1):65–86.

186. Omid, M., Fatehinya, A., Farahani, M., Akbari, Z., Shahmoradi, S., Yazdian, F., Vashae, D. Characterization of biomaterials. In Biomaterials for oral and dental tissue engineering. Woodhead Publishing. 2017;97-115.
187. Michailova M., Elsayed A., Fabel G., Edelhoff D., Zylla I.M., Stawarczyk B. Comparison between novel strength-gradient and color-gradient multilayered zirconia using conventional and high-speed sintering. The Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2020;111.
188. Xiao Z., Yu S., Li Y., Ruan S., Kong L.B., Huang Q. Materials development and potential applications of transparent ceramics: A review. Materials Science and Engineering. R: Reports. 2020;139.
189. Gale M.S., Darvell B.W. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. The Journal of Dentistry. 1999;27(2):89–99.
190. Öztürk I. Farklı bitim ve suni yaşlandırma işlemlerinin monolitik zirkonya restorasyonlarının değişik özellikleri üzerine etkisi. Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Phd.Tez; 2019.
191. Longman C.M., Pearson G.J. Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake. Biomaterials. 1987;8(5):411–4.
192. Cavalcanti, A. N., Mitsui, F. H. O., Ambrosano, G. M. B., & Marchi, G. M.. Influence of adhesive systems and flowable composite lining on bond strength of class II restorations submitted to thermal and mechanical stresses. The Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials, 2007; 80(1), 52-58.
193. Anusavice K.J., Kakar K., Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? Clinical Oral Implants Research. 2007;18(3):218–31.
194. Jeong H.Y., Lee H.H., Choi Y.S. Mechanical properties of hybrid computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) materials after aging treatments. Ceramics International. 2018;44(16):19217–26.

195. Choi Y.S., Kang K.H., Att W. Evaluation of the response of esthetic restorative materials to ultraviolet aging. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2021;126(5):679–85.
196. Turgut S., Bagis B. Color stability of laminate veneers: An in vitro study. *The Journal of Dentistry*. 2011;39.
197. Ernst C.P., Canbek K., Euler T., Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clinical Oral Investigation*. 2004;8(3):130–8.
198. Özer Bultan E. Yüzey Uygulamaları Ve Yapay Yaşlandırma İşleminin Y-Tzp Dental Seramiklerinin Biaksiyel Bükme Dayanımı Ve Faz Değişimi Üzerine Etkilerinin İn-Vitro Olarak İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü ; 2013.
199. Kim J.W., Covell N.S., Guess P.C., Rekow E.D., Zhang Y. Concerns of Hydrothermal Degradation in CAD/CAM Zirconia. *The Journal of Dental Research*. 2009;89(1):91–5.
200. Lugh V., Sergio V.. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*. 2010;26(8):807–20.
201. Von Ardenne, M. 4.4 reminiscences on the origins of the scanning electron microscope and the electron microprobe. In *Advances in Imaging and Electron Physics* 1996;96: 635-652
202. Seitavuopio P. The roughness and imaging characterisation of different pharmaceutical surfaces. University of Helsinki, Fac. Pharm. 2006
203. Stout K., Blunt L. Three dimensional surface topography. 2nd ed. 2000. p:285.
204. Verran J., Rowe D.L., Boyd R.D. Visualization and measurement of nanometer dimension surface features using dental impression materials and atomic force microscopy. *International Biodeterior Biodegradation*. 2003;51(3):221–8.
205. Wieland M., Textor M., Spencer N.D., Brunette D.M. Wavelength-dependent roughness: a quantitative approach to characterizing the topography of rough titanium surfaces. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 2001;16(2):163–81.
206. Whitefield R.J. Noncontact optical profilometer. *Applied optics*. 1975;14(10):2480–

5.

207. Esquivel J.F., Chai J., Wozniak W.T. Color stability of low-fusing porcelains for titanium. *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8(5):479–47985.
208. Ertuğrul S, Yıldırım S, Yüzügüllü B. Ekstraoral Parlatma İşlemlerinin Translütent Monolitik Zirkonyanın Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 2022;11(2):123–31.
209. Ghodsi S., Jafarian Z. A Review on Translucent Zirconia. *European Journal of Prosthodontic and Restorative Dentistry*. 2018;26(2):62–74.
210. Qeblawi D.M., Campillo-Funollet M., Muñoz C.A. In vitro shear bond strength of two self-adhesive resin cements to zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;113(2):122–7.
211. Sulaiman T.A., Abdulmajeed A.A., Donovan T.E., Vallittu P.K., Närhi T.O., Lassila L.V. The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *The Journal of Dental Materials*. 2015;34(5):605–10.
212. Vichi A., Louca C., Corciolani G., Ferrari M. Color related to ceramic and zirconia restorations: A review. *Dental Materials*. 2011;27(1):97–108.
213. Coşkun Akar G., Pekkan G., Çal E., Eskitaşçıoğlu G., Özcan M. Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(2):314–21.
214. Wang F., Takahashi H., Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;110(1):14–20.
215. Sinmazisik G., Tarcin B., Demirbas B., Gulmez T., Bor E., Ozer F. The effect of zirconia thickness on the biaxial flexural strength of zirconiaceramic bilayered discs. *The Journal of Dental Materials*. 2015;34(5):640–7.
216. Matsuzaki F., Sekine H., Honma S., Takanashi T., Furuya K., Yajima Y. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *The Journal of Dental Materials*. 2015;34(6):910–7.
217. Durkan R, Deste G., Şimşek H. Monolitik Zirkonya Seramik Sistemlerinin Üretim Tipleri İle Aşınma, Optik Ve Estetik Özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği*

Fakültesi Dergisi. 2018;28(2):263–70.

218. Okubo S.R., Kanawati A., Richards M.W., Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;80(6):642–8.
219. Paul S.J., Peter A., Rodoni L., Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: A clinical comparison. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;92(6):577.
220. Seghi R.R. Effects of instrument-measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelains. *The Journal of Dental Research*. 1990;69(5):1180–3.
221. Lim H.N., Yu B., Lee Y.K. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;104(4):239–46.
222. Kaczmarek K., Leniart A., Lapinska B., Skrzypek S., Lukomska-Szymanska M. Selected Spectroscopic Techniques for Surface Analysis of Dental Materials: A Narrative Review. *Materials*. 2021;14(10):2624.
223. Odioso L.L., Gibb R.D., Gerlach R.W. Impact of demographic, behavioral, and dental care utilization parameters on tooth color and personal satisfaction. *Compendium of continuing education in dentistry*. 2000;(29):S35-41; S43.
224. Mandras R.S., Retief D.H., Russell C.M. The effects of thermal and occlusal stresses on the microleakage of the Scotchbond 2 dentinal bonding system. *Dental Materials*. 1991;7(1):63–7.
225. Rossomando K.J., Wendt S.L. Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dental Materials*. 1995;11(1):47–51.
226. Lloyd B.A., Mcginley M.B., Brown W.S. Thermal stress in teeth. *The Journal of Dental Restorative*. 1978;57(4):571–82.
227. Litkowski L.J., Swierczewski M. Root surface marginal microleakage of composites: comparison of Cavosurface finishes. *Operative Dentistry*. 1991;16(1):13–6.
228. Jagger D.C., Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1994;72(3):320–3.

229. Al-Wahadni A., DM M. Glazing and finishing dental porcelain: A literature review. 1998;64:580-3. The Journal-Canadian Dental Association. 1998;64:580–3.
230. Al-Wahadni A.M., Martin D.M. An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material. The Journal of Oral Rehabilitation. 1999;26(6):538–46.
231. Metzler K.T., Woody R.D., Miller A.W., Miller B.H. In vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1999;81(3):356–64.
232. Shahmiri R., Standard O.C., Hart J.N., Sorrell C.C. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2018;119(1):36–46.
233. Fuzzi M., Zaccheroni Z., Vallania G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. The Journal of Prosthodontic. 1996;9:452–8.
234. Raimondo R.L., Richardson J.T., Wiedner B. Polished versus autoglazed dental porcelain. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1990;64(5):553–7.
235. Mohammadibassir M., Rezvani M.B., Golzari H., Moravej Salehi E., Fahimi M.A., Kharazi Fard M.J. Effect of Two Polishing Systems on Surface Roughness, Topography, and Flexural Strength of a Monolithic Lithium Disilicate Ceramic. The Journal of Prosthodontics. 2019;28(1):e172–80.
236. Jum'ah A.A., Brunton P.A., Li K.C., Waddell J.N. Simulated clinical adjustment and intra-oral polishing of two translucent, monolithic zirconia dental ceramics: An in vitro investigation of surface roughness. The Journal of Dentistry. 2020;101:103447.
237. Chun E.P., Anami L.C., Bonfante E.A., Bottino M.A. Microstructural analysis and reliability of monolithic zirconia after simulated adjustment protocols. Dental Materials. 2017;33(8):934–43.
238. Park C., Vang M.S., Park S.W., Lim H.P. Effect of various polishing systems on the surface roughness and phase transformation of zirconia and the durability of the polishing systems. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2017;117(3):430–7.
239. Hatanaka G.R., Polli G.S., Adabo G.L. The mechanical behavior of high-translucent

- monolithic zirconia after adjustment and finishing procedures and artificial aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020;123(2):330–7.
240. Al Hamad K.Q., Abu Al-Addous A.M., Al-Wahadni A.M., Baba N.Z., Goodacre B.J. Surface Roughness of Monolithic and Layered Zirconia Restorations at Different Stages of Finishing and Polishing: An In Vitro Study. *The Journal of Prosthodontics*. 2019;28(7):818–25.
 241. Goo C.L., Yap A.U.J., Tan K.B.C., Fawzy A.S. Effect of Polishing Systems on Surface Roughness and Topography of Monolithic Zirconia. *Operative Dentistry* 2016;41(4):417–23.
 242. Yin L., Nakanishi Y., Alao A.R., Song X.F., Abduo J., Zhang Y. A Review of Engineered Zirconia Surfaces in Biomedical Applications. *Procedia CIRP*. 2017;65:284–90.
 243. Sabrah A.H.A., Cook N.B., Luangruangrong P., Hara A.T., Bottino M.C. Full-contour Y-TZP ceramic surface roughness effect on synthetic hydroxyapatite wear. *Dental Materials*. 2013;29(6):666–73.
 244. Heintze S.D., Cavalleri A., Forjanic M., Zellweger G., Rousson V. Wear of ceramic and antagonist—A systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dental Materials*. 2008;24(4):433–49.
 245. Odatsu T., Jimbo R.Y.U., Wennerberg A.N.N., Watanabe I., Sawase T. Effect of polishing and finishing procedures on the surface integrity of restorative ceramics. *American Journal of Dentistry*. 2013;26(1):51–5.
 246. Manziuc M.M., Gasparik C., Burde A.V., Colosi H.A., Negucioiu M., Dudea D. Effect of glazing on translucency, color, and surface roughness of monolithic zirconia materials. *The Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2019;31(5):478–85.
 247. Janyavula S., Lawson N., Cakir D., Beck P., Ramp L.C., Burgess J.O. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;109(1):22–9.
 248. Pfefferle R., Lümke N., Wiedenmann F., Stawarczyk B. Different polishing methods for zirconia: impact on surface, optical, and mechanical properties. *Clinical Oral Investigations*. 2020;24(1):395–403.

249. Goldstein G.R., Barnhard B.R., Penugonda B. Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1991;65(5):627–34.
250. Campbell S.D., Kelly J.R. Influence of surface preparation on the strength and surface microstructure of a cast dental ceramic. *International Journal of Prosthodontics*. 1989;2(5):459–466.
251. Chu F.C., Frankel N., Smales R.J. Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates. *International Journal of Prosthodontics*. 2000;13(1):6–71.
252. Coşkun A., Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2002;5(2):97–102.
253. Hmaidouch R., Müller W.D., Lauer H.C., Weigl P. Surface roughness of zirconia for full-contour crowns after clinically simulated grinding and polishing. *International Journal of Oral Science*. 2014;6(4):241–6.
254. Caglar I., Ates S.M., Duymus Z.Y. The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia. *The Journal Advance Prosthodontics*. 2018;10(2):132–7.
255. Vila-Nova T.E.L., Gurgel de Carvalho I.H., Moura D.M.D., Batista A.U.D., Zhang Y., Paskocimas C.A. Effect of finishing/polishing techniques and low temperature degradation on the surface topography, phase transformation and flexural strength of ultra-translucent ZrO₂ ceramic. *Dental Materials* 2020;36(4):126–39.
256. Zucuni C.P., Guilardi L.F.F., Rippe M.P.P., Pereira G.K.R., Valandro L.F.F. Fatigue strength of yttria-stabilized zirconia polycrystals: Effects of grinding, polishing, glazing, and heat treatment. *The Journal of Mechanical Behavior Biomedical Materials*. 2017;75:512–20.
257. Rues S., Schwindling F.S., Meyer A., Rammelsberg P., Schmitter M. Fracture resistance of zirconia-based all-ceramic crowns after bur adjustment. *European Journal of Oral Science*. 2017;125(4):310–3.
258. Goo C.L., Yap A.U.J., Tan K.B.C., Fawzy A.S. Effect of Polishing Systems on Surface Roughness and Topography of Monolithic Zirconia. *The Operative Dentistry* 2016;41(4):417–23.

259. Kim H.K., Kim S.H., Lee J.B., Han J.S., Yeo I.S.. Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *The Journal of Advance Prosthodontics*. 2013;5(3):296–304.
260. Motro P.F.K., Kursoglu P., Kazazoglu E. Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2012;108(4):231–7.
261. Alencar-Silva F.J., Barreto J.O., Negreiros W.A., Silva P.G.B., Pinto-Fiamengui L.M.S., Regis R.R. Effect of beverage solutions and toothbrushing on the surface roughness, microhardness, and color stainability of a vitreous CAD-CAM lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019;121(4):711.
262. Derafshi R., Khorshidi H., Kalantari M., Ghaffarlou I. Effect of mouthrinses on color stability of monolithic zirconia and feldspathic ceramic: An in vitro study. *BMC Oral Health*. 2017;17(1):1–8.
263. Hunter R.S. The measurement of appearance. New York; 1975. 225, 334 s.