



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İMLANT ÜSTÜ MONOLİTİK ZİRKONYA
RESTORASYONLARIN KALINLIĞININ SONUÇ RENGİ
ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Hazırlayan

Hatice Nermin ÖZLÜ

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Kaan YERLİYURT

TOKAT - 2024



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İMLANT ÜSTÜ MONOLİTİK ZİRKONYA
RESTORASYONLARIN KALINLIĞININ SONUÇ RENGİ
ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İNCELENMEŞİ**

Hazırlayan

Hatice Nermin ÖZLÜ

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

Uzmanlık Tezi

Danışman

Doç. Dr. Kaan YERLİYURT

TOKAT - 2024

TEZ KABUL

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM

DALI BAŞKANLIĞINA

İMLANT ÜSTÜ MONOLİTİK ZİRKONYA RESTORASYONLARIN KALINLIĞININ
SONUÇ RENGİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Tezin Kabul Ediliş Tarihi: 25/04/2024

Jüri Üyeleri (Ünvanı, Adı Soyadı)

İmzası

Başkan : Doç. Dr. Işıl SARIKAYA

.....

Üye : Doç. Dr. Kaan YERLİYURT

.....

Üye : Dr. Öğr. Üyesi İlknur USTA KUTLU

.....

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun

03/04/2024 tarih ve 06.03 sayılı oturumunda belirlenen jüri tarafından kabul

edilmiştir.

Dekan V.: Prof. Dr. Hatice BALCI YÜCE

T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

(25/04/2024)

Tezi Hazırlayan Öğrencinin Adı Soyadı

Hatice Nermin ÖZLÜ

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgisiyle bana her zaman yol gösterip destekleyen, tezimin her aşamasında yardımını esirgemeyen tez hocam, Sayın Doç. Dr. Kaan YERLİYURT'a

Beraber çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum, her zaman desteğiyle varlığını hissettiren değerli akıl hocam Doç. Dr. Işıl SARIKAYA'ya

Uzmanlık eğitimimin ilk yıllarında tecrübeleriyle yanımda olan, beraber hasta bakmaktan büyük zevk aldığım hocam Doç.Dr. Yeliz HAYRAN'a

Uzmanlık eğitimime bilgi ve tecrübeleri ile katkıda bulunan anabilim dalımızın üyeleri Dr. Öğr. Üyesi İlknur USTA KUTLU'ya, ve Dr. Öğr. Üyesi Meryem ŞAHİN'e ve istatistik sonuçlarıma yardım eden Öğr. Gör. Emre KUYUCU'ya

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma ve bu yolda beraber yürüdüğüm ve güldüğüm uzmanlık hayatımı güzelleştiren sevgili eşkıdemlilerim Sabire Büşra DEMİR ve Melike KARADENİZ'e

Dostluklarını ve yardımlarını hiçbir zaman eksik etmeyen Mehmet YILMAZ ve Ruhi BÜLBÜL'e

Bugünlere gelmemde büyük payı olan, her zaman arkamda olup beni destekleyen kıymetli anneciğim ve sevgili aileme sonsuz teşekkür ederim.

Bu süreçte nazımı çeken ve hep yanımda olan sevgili eşime ayrıca teşekkür ederim.

H. Nermin ÖZLÜ

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2023/97 proje numarası ile desteklenmiştir.



ÖZET

İMLANT ÜSTÜ MONOLİTİK ZİRKONYA RESTORASYONLARIN KALINLIĞININ SONUÇ RENGİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Çalışmamızın amacı; implant üstü monolitik zirkonyum (MZ) tasarımlarda üstyapının farklı kalınlık ve doygunluklarda olmasının sonuç renge etkisini değerlendirmektir.

Çalışmamızda süper translüsenside A1 ve A2 renklerinde MZ bloklar (VITA YZ ST Multicolor Super Translucent Zirconia, Bad Säckingen, Germany) kullanıldı. 3 boyutlu yazıcı (ELEGOO Saturn 3 Ultra 12K MSLA 3D Yazıcı, Shenzhen, China) ile tasarlanan ve vhf K5 freze makinesi (Ammerbuch, Almanya) ile 1 mm, 1.5 mm, 2 mm kalınlığında A1 ve A2 renklerinde veneer örnekler elde edildi (n=10). Kolorimetre cihazı ile veneerlerin L_0^* , a_0^* , b_0^* değerleri; dayanak ile birlikte veneerlerin L_1^* , a_1^* , b_1^* değerleri ölçüldü. Renk farklılıkları; (ΔE_{00}^*) hesaplandı. 2-yönlü ANOVA ve Eşleştirilmiş Örneklem T-Test ile istatistikleri yapıldı ($P<0.05$).

Kalınlıklara göre kıyaslandığında L^* , a^* , b^* ve ΔE_{00}^* değerleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edildi ($P<0.05$). Tüm gruplarda titanyum altyapı ile birlikte L^* , a^* , b^* değerlerinde anlamlı azalma görüldü. Ölçümler Titanyum altyapı ile yapıldığında üstyapının artık daha koyu, daha yeşil ve daha mavi olduğu ölçüldü.

Doygunluklara göre kıyaslandığında A1 ve A2 grupları arasında L^* değerinde anlamlı bir farklılık bulunamadı. a^* değerinde tüm gruplarda anlamlı bir farklılık bulundu ($P<0.05$). b^* değerinde ise 1 mm ve 1.5 mm kalınlıklarda anlamlı farklılıklar bulundu ($P<0.05$). 2 mm kalınlıkta anlamlı bir fark bulunamadı. ΔE_{00}^* değerinde ise tüm gruplar için doygunluk farkının sonuç renge etkisinde anlamlı bir sonuç bulunamadı.

Sonuç rengin kalınlık ile doğru orantılı şekilde etkilendiği sonucu ortaya çıkmıştır. Kalınlığın artması ile sonuç renk asıl istenilen renge yaklaşmıştır. Ancak doygunluğun değişmesi her ne kadar a^* ve b^* değerlerine etki etse de istenilen sonuç renge ulaşmada anlamlı bir sonuç vermemiştir.

Anahtar sözcükler: Monolitik zirkonya, titanyum, kalınlık, renk, dental implant

ABSTRACT

EXAMINING THE EFFECT OF THE THICKNESS OF IMPLANT-SUPPORTED MONOLITHIC ZIRCONIA RESTORATIONS ON THE RESULT COLOR.

Our study's objective was to assess how various superstructure thicknesses and saturations affected the final color of implant-supported monolithic zirconium (MZ) designs.

In our study, super translucent MZ blocks (VITA YZ ST Multicolor Super Translucent Zirconia, Bad Säckingen, Germany) in A1 and A2 colors were used. Samples were designed with a 3D printer (ELEGOO Saturn 3 Ultra 12K MSLA 3D Printer, Shenzhen, China) and 1 mm, 1.5 mm, 2 mm thick samples in A1 and A2 colors were obtained with a vhf K5 milling machine (Ammerbuch, Germany) ($n = 10$). L_0^* , a_0^* , b_0^* values of veneers with colorimeter device; L_1^* , a_1^* , b_1^* values of the veneers along with the abutments were measured. Color differences; (ΔE_{00}^*) was calculated. Statistics were performed by 2-way ANOVA and Paired Sample T-Test ($P < 0.001$).

When compared according to thickness, significant differences were detected between L^* , a^* , b^* and ΔE_{00}^* values ($P < 0.001$). A decrease in L^* , a^* , b^* values was observed in all groups with titanium infrastructure. It was measured that with the installation of the titanium substructure, the superstructure was now darker, greener and bluer.

The L^* value between the A1 and A2 groups did not significantly differ when evaluated using saturations. All groups' a^* values showed a significant difference ($P < 0.001$). There were notable variations in the b^* value between the thicknesses of 1 mm and 1.5 mm ($P < 0.001$). No significant difference was found at 2 mm thickness. At ΔE_{00}^* value, no significant result was found in the effect of saturation difference on the result color for all groups.

The result shows that the color is affected directly proportional to the thickness. As the thickness increased, the result color approached the actual desired color. However, although changing the saturation affected the a^* and b^* values, it did not give a significant result in achieving the desired color.

Key words: Monolithic zirconia, titanium, thickness, color, dental implant

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
ŞEKİLLER LİSTESİ	viii
TABLolar LİSTESİ	ix
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	x
FORMÜLLER	xiii
1 GİRİŞ	1
2 GENEL BİLGİLER	3
2.1 DENTAL SERAMİKLER	3
2.1.1 Kullanılan Restoratif Materyallere Göre İmplant Üstü Sabit Protetik Restorasyonlar	3
2.1.1.1 Metal Alt Yapılı Seramik Restorasyonlar	4
2.1.1.2 Tam Seramik Restorasyonlar	4
2.1.1.3 Zirkonya	4
2.1.1.4 Zirkonyum Destekli Seramik Restorasyonlar	4
2.1.1.5 IPS e.max ZirCAD	5
2.1.2 Dental Seramiklerin Yapısı	5
2.1.3 Dental Seramiklerin Özellikleri	6
2.1.4 Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	6
2.1.4.1 Zirkonya ile İlgili Genel Bilgiler	7
2.1.4.1.1 Zirkonyanın tarihçesi	7
2.1.4.1.2 Zirkonyanın Yapısı	9
2.1.4.1.3 Zirkonyanın Estetik Özellikleri	13
2.1.4.1.4 Zirkonyanın Mekanik Özellikleri	14
2.1.4.1.5 Zirkonyanın Biyolojik Özellikleri	14
2.1.4.1.6 Tam Zirkonyum Seramikler (Monolitik Y-TZP Zirkonya)	15
2.1.4.1.7 Monolitik Zirkonya Blokların Üretimi	16
2.1.4.1.8 Monolitik Zirkonya Endikasyonları, Avantajları, Dezavantajları	17
2.2 DENTAL İMPLANTLAR	18
2.2.1 Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi	18

2.2.2	Dental İmplantların Endikasyonları	18
2.2.3	Dental İmplantların Kontrendikasyonları	19
2.2.4	Materyal Çeşidine Göre İmplant Abutmentleri	19
2.2.4.1	Titanyum Abutmentler	19
2.2.4.2	Seramik Abutmentler	20
2.2.4.2.1	Alümina Abutment	21
2.2.4.2.2	Zirkonyum Abutment	22
2.2.4.2.3	Polietereterketon (PEEK) Abutment	22
2.3	DİŞ HEKİMLİĞİNDE IŞIK VE RENK	22
2.3.1	Rengin Algılanması	23
2.3.1.1	Işık Kaynağı	23
2.3.1.2	Cisim	24
2.3.1.3	Gözlemci	25
2.3.2	Materyallerin Işığın Yayılımına Etki Eden Özellikleri	25
2.3.2.1	Opasite	25
2.3.2.2	Saydamlık (Transparanlık)	26
2.3.2.3	Fosforesans	26
2.3.2.4	Işıma (Floresans)	26
2.3.2.5	Opalesans	26
2.3.2.6	Metamerizm	27
2.3.3	Rengi Tanımlayan Boyutlar	27
2.3.3.1	Hue (Ton)	27
2.3.3.2	Chroma (Doygunluk)	27
2.3.3.3	Value (Parlaklık)	27
2.3.4	Renk Sistemleri	28
2.3.4.1	Munsell Renk Sistemi	28
2.3.4.2	CIELAB Renk Sistemi	29
2.3.5	Renk Ölçüm Yöntemleri	31
2.3.5.1	Görsel renk ölçümü	31
2.3.5.2	Renk ölçüm cihazları ile ölçüm	32
2.3.5.2.1	Kolorimetre	32
2.3.5.2.2	Spektroradyometre	33
2.3.5.2.3	Spektrofotometre	33
2.3.5.2.4	Dijital kamera ve görüntüleme sistemleri	33
2.3.6	Diş Rengi Seçimini Etkileyen Faktörler	34
2.3.6.1	Işık Kaynağı	34
2.3.6.2	Ortam Koşulları	35
2.3.6.3	Hasta ile İlgili Faktörler	35

2.3.6.4	Hekim ile İlgili Faktörler.....	36
2.3.7	Dış Hekimliğinde Renk Seçiminin Önemi	37
3	GEREÇ VE YÖNTEM.....	38
3.1	Monolitik Zirkonya Örneklerin Hazırlanması	38
3.2	Dayanak Materyalinin Hazırlanması.....	45
3.3	MZ Örneklerin İlk Renk Ölçümlerinin Yapılması	45
3.4	MZ Örneklerin Dayanak Örnekler ile Birlikte Renk Ölçümü Yapılması.....	46
3.5	Renk Farklarının (ΔE_{00}^*) Hesaplanması.....	48
3.6	İstatistiksel Değerlendirmesi.....	48
4	BULGULAR	49
4.1	MZ örneklerin kalınlıklarına göre L_0^* , a_0^* , b_0^* , değerlerinin L_1^* , a_1^* , b_1^* , değerleriyle karşılaştırılması	49
4.1.1	L^* Değerinin Karşılaştırılması ve İstatistiksel Yorumlanması	49
4.1.2	a^* Değerinin Karşılaştırılması ve İstatistiksel Yorumlanması	50
4.1.3	b^* Değerinin Karşılaştırılması ve İstatistiksel Yorumlanması	52
4.2	mz örneklerin renklerine göre L_0^* , a_0^* , b_0^* , değerlerinin L_1^* , a_1^* , b_1^* , değerleriyle karşılaştırılması	53
4.2.1	L^* Değerinin Karşılaştırılması ve İstatistiksel Yorumlanması	53
4.2.2	a^* Değerinin Karşılaştırılması ve İstatistiksel Yorumlanması	54
4.2.3	b^* Değerinin Karşılaştırılması ve İstatistiksel Yorumlanması	54
4.3	MZ ÖRNEKLERİN ΔE DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI.....	55
5	TARTIŞMA.....	57
6	SONUÇ VE ÖNERİLER	66
	KAYNAKLAR	67

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1 Zirkonyumun faz değişim sıcaklıkları	9
Şekil 2.2 Tam Zirkonyum Blok Örneği	15
Şekil 2.3 Zirkonyumun Tebeşir Halindeki Örnekleri	16
Şekil 2.4 Titanyum Abutment Örneği	20
Şekil 2.5 Seramik Abutment Örneği	21
Şekil 2.6 Elektromanyetik Spektrum	24
Şekil 2.7 Value, Hue, Chroma'nın Munsell Sistem Düzenlemesi	28
Şekil 2.8 Munsell Renk Sistemi	29
Şekil 2.9 CIE Lab Renk Sistemi	30
Şekil 2.10 Vita Classic Renk Skalası	31
Şekil 2.11 Vita 3D Mastershade	31
Şekil 3.1 Zirkonyum Blok (A1)-(A2)	38
Şekil 3.2 3 Boyutlu Yazıcı Cihazı	39
Şekil 3.3 Fotopolimer Rezin Yapılı Kalıp İçin Yapılan Tasarım	39
Şekil 3.4 Üretilen Fotopolimer Rezin Yapılı Kalıp	40
Şekil 3.5 3 Boyutlu Yazıcıdan Çıkan Örnekler	40
Şekil 3.6 CAD/CAM Cihazı	41
Şekil 3.7 Sinterizasyon Öncesi MZ Örnekler	41
Şekil 3.8 Sinter Cihazı	42
Şekil 3.9 Sinterizasyon Sonrası MZ Örnekler	42
Şekil 3.10 MZ Örneklerin Kalınlıklarının Dijital Kumpas İle Ölçülmesi	43
Şekil 3.11 MZ Örneklerin Polisajlanması	44
Şekil 3.12 Polisaj Sonrası MZ Örnekler	44
Şekil 3.13 Ultrasonik Banyo	45
Şekil 3.14 Fotopolimer Rezin Yapılı Kalıba MZ ,Örneğin Yerleştirilmesi	46
Şekil 3.15 Fotopolimer Rezin Kalıba Titanyum Örneğin Yerleştirilmesi	47
Şekil 3.16 Fotopolimer Rezin Kalıba Titanyum Üzerine MZ Örneğin Yerleştirilmesi	47
Şekil 3.17 Fotopolimer Rezin Kalıbın Konumlandırıcı Parçasının Yerleştirilip Renk Ölçümünün Gerçekleştirilmesi	48

TABLÖLER LİSTESİ

Tablo 2.1 Y-TZP'lerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin karşılaştırılması	12
Tablo 4.1 A1 ve A2 için Ortalama L_0^* , L_1^* ve ΔL Değerleri, Standart Sapma (Ss) Değerleri ve İstatistiksel Analiz Sonuçları.....	49
Tablo 4.2 Kalınlıklara Göre ΔL Değerini Gösteren Grafik	50
Tablo 4.3 A1 ve A2 için Ortalama a_0^* , a_1^* ve Δa Değerleri, Standart Sapma (Ss) Değerleri ve İstatistiksel Analiz Sonuçları.....	50
Tablo 4.4 Kalınlıklara Göre Δa Değerini Gösteren Grafik	51
Tablo 4.5 A1 ve A2 için Ortalama b_0^* , b_1^* ve Δb Değerleri, Standart Sapma (Ss) Değerleri ve İstatistiksel Analiz Sonuçları.....	52
Tablo 4.6 Kalınlıklara Göre Δb Değerini Gösteren Grafik	52
Tablo 4.7 Aynı Kalınlıklarda Farklı Renklerdeki Örneklerin L Değerlerinin İstatistiksel Analizi.....	53
Tablo 4.8 Aynı Kalınlıklarda Farklı Renklerdeki Örneklerin a^* Değerlerinin İstatistiksel Analizi	54
Tablo 4.9 Aynı Kalınlıklarda Farklı Renklerdeki Örneklerin b Değerlerinin İstatistiksel Analizi	54
Tablo 4.10 Kalınlıklara Göre ΔE Değerinin İstatistiksel Analiz Sonuçları.....	55
Tablo 4.11 Kalınlıklara Göre ΔE Değerinin Değişimini Gösteren Grafik	56
Tablo 4.12 Aynı Kalınlıklarda Farklı Renklerdeki Örneklerin ΔE Değerlerinin İstatistiksel Analizi	56

KISALTMALAR, SİMGELER VE FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

Ark.	Arkadaşları
AT	Anodize titanyum
Bis-GMA	Bisfenol A Glisidil Metakrilat
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
Ce-TZP	Seryum ile Stabilize Edilmiş Zirkonya
CIE	Commission Internationale de L'Eclairage
dk	Dakika
HO	High Opak
LT	Low Translucency
M	Monolitik
m	Monoklinik
t	Tetragonal
k	Kübik
K	Kelvin
MZ	Monolitik Zirkonya
Mg-PSZ	Magnezyum Parsiyel Stabilize Zirkonya
O	Opak
PSZ	Parsiyel Stabilize Zirkonya
FSZ	Tam Stabilize Zirkonya
sn	Saniye
LDS	Lityumdisilikat
ZLS	Zirkonyayla Güçlendirilmiş Lityum Silikat

T-M	Tetragonal – Monolitik Faz Dönüşümü
Tr	Transparan
Y-TZP	Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
3Y-TZP	%3 mol Yttria ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristal
CRI	Renk Oluşturma İndeksi

Simgeler

™	Ticari Marka
ΔE^*	CIEL*a*b* formülüne göre renkteki toplam değişiklik
ΔE_{00}^*	CIEDE2000 formülüne göre renkteki toplam değişiklik
%	Yüzde
°C	Santigrat derece
$\mu\text{m}/\text{m}^*\text{K}$	Isısal genleşme
a*	Rengin kırmızı-yeşil eksenindeki yeri
Al	Aluminyum
b*	Rengin sarı-mavi eksenindeki yeri
cd/m²	Parlaklık
cd/sr/m²	Aydınlanma
Fe	Demir
g	Gram
H	Hidrojen
L	Rengin siyah-beyaz eksenindeki yeri
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
GPa	Gigapaskal

nm	Nanometre
n	Örnek sayısı
p	Anlamlılık
Ti	Titanyum
Y	Yttrium
Zr	Zirkonyum
ΔL	L Değerleri Arasındaki Fark
Δa	a Değerleri Arasındaki Fark
Δb	b Değerleri Arasındaki Fark

FORMÜLLER

Al₂O₃	Aluminyum oksit
CaO	Kalsiyum oksit
CeO₂	Seryum oksit
K₂O	Potasyum oksit
Li₂O	Lityum oksit
MgO	Magnezyum oksit
SiO₂	Silisyum dioksit
Ti₆Al₄V	Titanyum-Aluminyum-Vanadyum alaşıımı
Y₂O₃	İtriyum oksit
ZnO	Çinko oksit
ZrO₂	Zirkonyum oksit
ZrSiO₄	Zirkonyum silika

1 GİRİŞ

Günümüzde diş hekimliğinin en büyük zorluklarından biri, doğal görünüme sahip restorasyonlar üretmektir. Bir restorasyonun doğal görünümü, diş yapısının sadece boyut, şekil ve yüzey formu parametrelerini sağlamayı değil, aynı zamanda translusensi ve rengini de sağlamayı amaçlamaktadır (Herrguth et al., 2005). Dental implantlar kullanılarak eksik dişlerin yerine konması, yüksek başarı derecesine sahip iyi bir tedavi seçeneğidir (Warreth et al., 2013). Mükemmel bir 10 yıllık hayatta kalma oranı ile titanyum implant, diş hekimliğinde çığır açmıştır. Titanyum istisnai bir biyomateryal olduğunu kanıtlamıştır, ancak metalin gri rengi, özellikle üst çene ön bölgesine bir implant yerleştirildiğinde görünümü bozabilmektedir (Pozzi & Mura, 2014). Bununla birlikte, bu abutmentler yarı saydamlıktan yoksundur ve zirkonya boyunca ışık saçılmasını ve dolayısıyla restorasyonun estetiğini etkileyebilmektedir (Silva et al., 2018).

Monolitik zirkonya restoratif materyalin mekanik özellikleri tam seramik restoratif materyallerden daha üstündür ve sert gıdaların çiğnenmesinden kaynaklanan kırılmalar önlenabilmektedir (Stawarczyk et al., 2017). Monolitik zirkonyumların (MZ) plak indeksi, diş eti indeksi, sondalama derinliği, kron marjinal bütünlüğü ve aşınması, antagonist dişler, karşılık gelen kontralateral dişler ve karşılık gelen kontralateral dişlerin antagonisti değerlendirildiğinde mükemmel sonuçlar vermektedir (Kitaoka et al., 2018; Lohbauer & Reich, 2017; Miura et al., 2018). Ancak renk uyumu sağlamak zordur (Tang et al., 2019).

Zirkonyanın en yüksek mukavemete sahip seramik malzemesi olduğu düşünülürse, monolitik malzeme olarak kullanılabilir. Yüksek biyouyumluluk, antagonistin daha az aşınması, cilalama kolaylığı, yüksek sertlik, düşük termal iletkenlik sunması sebebiyle tercih edilmektedir (Tang et al., 2019).

Yapılan bir çalışmada monolitik zirkonyum restorasyonların uzun süreli takibinde marjinal adaptasyonu %100 mükemmel bulunmuştur. Kenarlarda renk değişikliği, ikincil çürük veya büyük kırık bulunmadı; bu nedenle tüm vakalar (%100) bu parametre açısından mükemmel olarak değerlendirilmiş, ancak restorasyonların renk uyumu açısından yalnızca %6.1 oranında başarı sağlanabilmiştir (Tang et al., 2019).

Bu çalışmanın amacı farklı kalınlıklerdeki ve renklerdeki monolitik zirkonyum kronların estetiğinin önemli olduğu anterior bölgede titanyum abutment üzerinden renk yansıma miktarları kıyaslanarak optik özelliklerin değeriendirilmesidir. Bu çalışmanın sıfır hipotezleri;

"Hipotez 1: Farklı üst yapı kalınlıkları MZ'nin final optik özelliğine etki eder.

Hipotez 2: Farklı doygunluklardaki renge sahip MZ üst yapı final optik özelliğine etki eder." şeklindedir.



2 GENEL BİLGİLER

2.1 DENTAL SERAMİKLER

Bugünkü dental seramik materyallerin ve sabit protezlerin diş eksikliğinde veya estetik amaçlarla kullanılması uzun yıllar almıştır. Eski Yunanca yanık cisim demek olan "keramos" sözcüğü, seramiklerin kökenidir (Rosenblum & Schulman, 1997). Amerikalı araştırmacı Dr. Charles H. Land, 1889'da tam seramik restorasyonları üretmiştir. Capon ve Avery (Jones, 1985)'de 1890 yılında inleyleri yapmak için tam seramikleri kullanmıştır. Tam seramik restorasyonlar, kırılmalık, pişirilme sırasında büzülme ve kenar uyumsuzlukları nedeniyle o yıllarda kullanılamamıştır. 1940'larda seramiğin vakumlanarak pişirilmesi, seramikteki poröziteyi ortadan kaldırdı ve daha estetik restorasyonlar ortaya çıkmıştır (Jones, 1985). 1962 yılında Abraham Weinstein, metal destekli porselen restorasyonunu geliştirmiştir (Roberts et al., 2009). Dental seramiğin, porselenin mekanik özelliklerinin yetersizliği sebebiyle metal altyapıları ile desteklenirken kötü estetik ve alerji özellikleri olan metalin bu özelliklerinin ortadan kaldırılması için yapılan çalışmalar hızlanmıştır. McLean ve Hughes, 1965 yılında dental seramiğin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek için %40 ila 50 oranında alüminyum oksit (Al_2O_3) kristallerini seramik cam matriksine eklemiş ve metal altyapı olmadan tam seramik restorasyonların üretimini sağlamıştır (McLean & Hughes, 1965). 1968 yılında MacCulloch diş hekimliğinde dökülebilir cam seramik kullanarak tam seramik restorasyonları popüler hale getirmiştir (J. W. McLean, 2001). 1968 yılından sonraki çalışmalar, seramiğin dayanımını artırmak için çalışılmıştır ve dijital diş hekimliğinin gelişmesi ile birlikte dijitalde kullanımı üzerinde durulmuştur. 1983 yılında piyasaya sürülen bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojileri sayesinde seramik restorasyonları çok daha çekici ve uzun ömürlü hale gelmiştir (Beuer et al., 2008).

2.1.1 Kullanılan Restoratif Materyallere Göre İmplant Üstü Sabit Protetik Restorasyonlar

Günümüzde implant destekli sabit protezlerde restoratif materyal tipine göre en sık kullanılan üst yapı materyalleri; metal-seramik restorasyonlar ve tam seramik restorasyonlardır (Domaniç, 2021).

2.1.1.1 Metal Alt Yapılı Seramik Restorasyonlar

Seramiklerin birçok avantajı vardır. Bunlar, ışık geçişine izin vermeleri, doğal diş yapılarını taklit edebilmeleri, ağız içi sıvılarından etkilenmemeleri, yumuşak dokularla uyumlu olmaları, aşınmaya karşı dayanıklı olmaları, renk değiştirmemeleri ve doğal dişlere benzer bir ısısal genleşme katsayısına sahip olmalarıdır (Hondrum, 1992). Bu özellikleri nedeniyle, seramikler günümüz dişhekimliğinde en yaygın restoratif malzemelerdir (Pol & Kalk, 2011).

Seramiklerin mekanik özelliklerini ve gerilme streslerine karşı direncini artırmak için metal alt-yapılarla desteklenmektedir. 70 MPa gerilme direnci olan feldspatik seramikler, metal altyapılarla desteklendiğinde 550 MPa bükülme direncine sahiptir (John W McLean, 2001). Çünkü pişerken metalin oksit tabakası ile seramik arasında bir kimyasal bağlantı oluşur. Bu, mikroçatlakların ilerlemesini engeller. Fırınıldığında, feldspatik seramikler hacimsel olarak % 30-38 ve doğrusal olarak % 11-15 büzülürler. Feldspatik seramiklerin boyutsal değişikliği, metal alt yapı ile desteklenmeleri yoluyla restorasyonun bitim sınırından kontrol edilebilir (John W McLean, 2001).

Metal alt yapı 0,5 mm'lik bir kalınlığa sahip olmalıdır. Bu miktar 0,5 mm'nin altında olduğunda, metal altyapı basınç altında deforme olur ve altyapı uyumu bozulur (Bayramoğlu).

2.1.1.2 Tam Seramik Restorasyonlar

Hastaların estetik beklentileri arttıkça, metal-seramik restorasyonlardan tam seramik restorasyonlara doğru tercihler değişti (John W McLean, 2001). Biyouyumlulukları metallere göre daha iyi olan tam seramikler, daha translusent olduklarından doğal dişe daha yakın görünümündedirler. Termal genleşme katsayıları ve iletkenlikleri de doğal diş dokusuna çok yakındır (Başbuğ Aydın).

2.1.1.3 Zirkonya

Dental uygulamalarda en çok bahsi geçen zirkonya tipleri; yttriyum oksit ile stabilize zirkonya (3Y-TZP) ve magnezyum ile parsiyel stabilize zirkonyadır. (Mg-PSZ) (Guess et al., 2012).

2.1.1.4 Zirkonyum Destekli Seramik Restorasyonlar

Tam seramiklerde translusentlik elde edilebildiğinden bu materyaller kullanılarak yapılan restorasyonlarda doğal diş görüntüsü yakalanabilmektedir. Tamamen seramik

kronlar, ağzın herhangi bir bölgesinde kullanılabilir. Bu restorasyonların uzun vadeli takip araştırmaları, olumlu sonuçlar göstermiştir (Odén et al., 1998).

2.1.1.5 IPS e.max ZirCAD

IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Amherst, USA) CAD/CAM sisteminde kullanılan presinterize bloklardır. Yani ön sinterleme işine tabi tutulmuş, yttrium oksit ile stabilize zirkonya (Y-TZP) bloklardan üretilir. İçinde ağırlığı açısından %87-95 ZrO₂, %4-6 Y₂O₃, %1-5 HfO₂, %0-1 Al₂O₃ içerir. Bloklar, mikro yapısal olarak çok pörözlü olup ön sinterleme işleminden sonra grenler birbirine zayıf halde bağlanırlar. Presinterize olan bu bloklarda pörözite yaklaşık olarak %50 civarındadır ve hala kolay işlenebilir haldedir. (Domaniç, 2021)

2.1.2 Dental Seramiklerin Yapısı

Seramik, bir ya da daha fazla metalin metal olmayan bir elementle ki, bu genellikle oksijendir, birleşmesiyle oluşur. Büyük oksijen atomları, kendinden daha küçük metal atomlarını ve yarı metal silikon atomlarını iyonik ya da kovalent bağlarla sarar ve silisyum oksit tetra hedra yapısını oluşturur. Seramikler, bu güçlü bağlar sayesinde stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere karşı dayanıklılık göstermektedir. Bununla birlikte, seramikler kırılganlık, düşük ısı ve elektrik iletkenliği gibi istenmeyen özellikler göstermektedir. Feldspar, kuartz ve kaolin, seramiğin temel bileşenleridir (O'Brien, 2002a).

Feldspar, seramiğin ana yapısını oluşturur ve doğal bir translusensi sağlamaktadır. Kütlenin bütünlüğünü fırınlanırken eriyen feldspar, kaolin ve kuartzı sararak sağlar (Rosenblum & Schulman, 1997).

Kuartz, matriks içinde doldurucu görevi görür ve silika (SiO₂) formuna sahiptir. Kütlenin fırınlama sırasında büzülmesini önleyerek stabilitesini sağlamaktadır. Erimenin çok yüksek ısı, restorasyonun şeklini korumasına yardımcı olmaktadır (J. W. McLean, 2001).

Çin kili olarak da bilinen kaolin, Al₂O₃ veya alüminyum hidrat silikatıdır. Isıya fazlasıyla dayanıklı olsa da opak özelliği sebebiyle kullanılmamaktadır. Adeziv özelliği nedeniyle kuartz ve feldspar'ı bağlar. Seramik hamurunu daha elastik hale getirerek işlenmesini de kolaylaştırmaktadır (Kelly et al., 1996).

Bu üç ana maddenin yanı sıra, seramiğin opaklaştırıcı veya flouresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar, ara oksitler, akışkanlar veya cam modifiye ediciler (örneğin fluks), renk pigmentleri ve ara oksitler içerebilmektedir. Sodyum oksit, potasyum oksit ve kalsiyum oksitler fluks olarak bilinmektedir. Cam yapıcılar ve oksijen arasındaki çapraz bağlantıları azaltmakta ve camın yumuşama ısısını azaltmaktadır (McLean, 1991).

Diş hekimliğinde kullanılan porselenin yüzde 75-80'ini feldspar, yüzde 12-22'sini kuartz (silika, kum) ve yüzde 3-5'ini kaolin oluşturmaktadır (McLean, 1991).

2.1.3 Dental Seramiklerin Özellikleri

Kimyasal olarak oldukça stabil olan dental seramikler, uzun süre bozulmadan mükemmel bir görünüm sağlamaktadır (Van Noort & Barbour, 2007). Mine ve dentinin ısısal genleşme katsayıları ve ısı iletkenliği benzerdir. Marjinal sızdırma ve hassasiyet bu özellikler sayesinde azalmaktadır (Joachim Tinschert et al., 2001). Seramikler, metal alaşımlarda bulunan zararlı etkilere sahip değildir (Björkner et al., 1994).

Baskı dayanıklılığı 350-550 MPa'dır, ancak çekme dayanıklılığı 20-60 MPa'dır. Genel olarak camdan oluşmaktadır. Bir camın dayanabileceği en yüksek gerilme %0,1'den daha azdır. Yüzeydeki mikro çatlaklar camları çok hassaslaştırmaktadır. Bu, diş seramiklerinin kullanımında önemli bir sorundur (Van Noort & Barbour, 2007).

2.1.4 Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Seramiklerin sınıflandırılması aşağıdaki şekildedir ; (Miara et al., 1998)

A) İçeriklerine Göre Seramikler

Alüminöz seramikler

Feldspatik seramikler

Metale bağlanan seramikler

B) Şekillendirme Türlerine Göre Seramikler

Fırınlanabilir porselen

Dökülebilir porselen

C) Yapım Tekniklerine Göre Seramikler

Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar

Döküm metal üzerine hazırlanan restorasyonlar

Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar

Elektroliz yöntemiyle metal alt yapı üzerine hazırlanan restorasyonlar

Tam seramik restorasyonlar

Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan seramikler

Dökülebilir seramikler

Presleme ile hazırlanan seramikler

İnfiltrasyon seramikler - Frezeleme ile üretilen seramikler

D) Tam seramiklerin mikro yapılarına göre sınıflandırılması (Gracis et al., 2015)

1) Cam matriks içeren seramikler;

- Feldspatik
- Sentetik (Lösit bazlı, Lityum disilikat bazlı, Floroapatit bazlı)
- Cam infiltrasyon (Alumina, magnezyum ve zirkonya)

2) Rezin matriks içeren seramikler;

- Rezin nanoseramikler
- Rezin matriks içerisinde cam seramikler
- Rezin matriks içerisinde zirkonya silika seramikler

3) Polikristalin seramikler;

- Alumina seramikler
- Zirkonya seramikler

2.1.4.1 Zirkonya ile İlgili Genel Bilgiler

2.1.4.1.1 Zirkonyanın tarihçesi

Periyodik tablonun beşinci periyodunun 4B grubunda atom numarası 40 olan zirkonyum (Zr) elementi, parlak gri-beyaz renkli güçlü bir geçiş metalidir. "Zargun"

kelimesi, "Altın gibi" anlamına gelen zirkon mineralinden gelir. Doğada saf olarak bulunmamaktadır. En çok bilinen bileşikler zirkonyum silikat (ZrSiO_4 , zirkon), zirkonyum oksittir (ZrO_2 , zirkonyum dioksit, zirkonya, baddeleyit). 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth, zirkonyum oksit (ZrO_2)'i buldu. Kimyasal ve boyutsal stabilitesi, sert ve dayanıklı olması ve korozyona karşı dirençli olması nedeniyle zirkonyum biyomedikal alanda da kullanılmaktadır (Küçükkurt).

Tıbbi zirkonyum oksit (ZrO_2) ilk olarak 1969'da ortopedi alanında kalça başı eklem replasmanı için yeni bir madde olarak kullanılmıştır. Ancak protezlerde oluşan kırıklar nedeniyle kullanımı azalmıştır (Çaşur). Ortodontik braket, endodontik post-kor ve implant dayanaklarının yapımında 1990'lardan beri kullanılmaktadır. Günümüzde CAD-CAM teknolojisindeki gelişmeler sayesinde protetik restorasyonlarda alt yapı veya tam kron (monolitik) seramik materyali olarak kullanılmaktadır (Rekow et al., 2011).

Zirkonya çok dayanıklı ve biyolojik olarak uyum sağladığı için çok çeşitli alanlarda kullanılabilir. (KARATAŞLI & ALPKILIÇ, 2017).

a) Diş destekli sabit protetik uygulamalarda kullanımı

- Kupon ve köprü protezlerin alt yapısı olarak
- Tam anatomik kupon ve köprü restorasyonları
- Adeziv köprü protezleri
- İnley/onley restorasyonlar
- Lamine restorasyonlar
- Post-core restorasyonlar

b) İmplant destekli sabit protetik uygulamalarda kullanımı

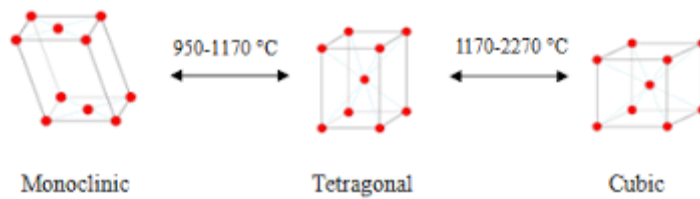
- İmplant destekli kupon ve köprü protezlerin alt yapısı
- İmplant destekli tam anatomik kupon ve köprü restorasyonları
- Tek parçalı vidalı sistemler
- İmplant dayanağı
- Hibrit protezlerin alt yapısı olarak

- c) Hareketli protezlerde kullanımı
- Hassas bağlantılı protezler
 - Teleskopik sistemler
- d) Zirkonyanın cerrahi uygulamalarda kullanımı
- Zirkonya implantlar
- e) Zirkonyanın ortodontik uygulamalarda kullanımı
- Zirkonya braketlerde

2.1.4.1.2 Zirkonyanın Yapısı

Zirkonyum dioksit seramiklerin polimorfik kristal yapısı temel olarak üç kristalografik fazdan oluşur (K. Harada et al., 2016):

- Monoklinik faz (m): deforme bir prizma şeklindedir ve paralel kenarları vardır. Oda sıcaklığında bu fazdadır. Bu yapı 1170 °C'ye kadar stabildir. Bu fazda zirkonya düşük mekanik özellikler göstermektedir.
- Tetragonal faz (t): Dikdörtgen prizma şeklindedir. 1170 °C'den 2370 °C'ye kadar her zaman stabildir. Bu fazda zirkonun mekanik özellikleri gelişmektedir.
- Kübik faz (k): Formu kare kenarlı bir prizmadır. Sıcaklığın artmasıyla kübik faza dönüşüm gerçekleşir ve 2370 °C'nin üzerinde erime sıcaklığına kadar bu fazda stabil kalmaktadır.



Şekil 2.1 Zirkonyumun faz değişim sıcaklıkları (faz, 2024)

Sinterleme tamamlandıktan sonra zirkonyum oksit, 1070 °C'de tetragonal fazdan monoklinik faza (t-m) dönüşmeye başlamaktadır. Bu faz dönüşümü kontrolsüz gerçekleşirse, zirkonyanın yapısında %3-5 oranında hacim artışı olmaktadır. Hacim artışından kaynaklanan sıkıştırıcı kuvvetler, zirkonya yapısının daha dayanıklı hale gelmesine neden olsa da, kontrol altına alınmadığında çatlaklara, kırıklara ve yüksek iç strese neden olmaktadır. Zirkonyanın yapısında meydana gelen bu kontrolsüz faz

dönüşümünü önlemek için, stabilize edici oksitler (örneğin CaO, MgO, Y₂O₃ ve CeO₂) yapıya eklenebilir. Bu oksitler, oda sıcaklığında zirkonya materyalinin tetragonal fazda yarı stabil kalmasını sağlamaktadır (Guazzato et al., 2005).

Zirkonya, mikro yapılarına göre üç kategoriye ayrılmaktadır : (Guazzato et al., 2005)

- Parsiyel stabilize zirkonya (PSZ, partially stabilized zirconia): küçük boyutlarda tetragonal veya monoklinik formda partiküller kübik matriks içerisinde bulunmaktadır.
- Tamamen stabilize zirkonya (FSZ, tam stabilize zirkonya): %8 mol'den fazla itriyum oksit (Y₂O₃) içermektedir ve yapısında sadece kübik faz bulundurmaktadır.
- Tetragonal Zirkonya Polikristalleri (TZP): İtريum oksit veya seryum oksit ile stabilize edilmiştir ve tetragonal bir fazdan oluşmaktadır.

a) Stabil Olmayan Zirkonyum Dioksit (ZrO₂)

Zirkonyum dioksit, faz stabilitesi olmayan bir madde olduğundan, fırınlama gibi ısı uygulamalarında faz değiştirmektedir (Kelly, 2004). Zirkonyum dioksit ısı altında, monoklinik fazdan tetragonal faza geçmekte ve hacmi %5 düşmektedir. Soğutmada hacmindeki artış miktarı %3-4'tür (Hjerpe et al., 2009). Bu noktada, tetragonal bir monoklinik faz dönüşümü (t→m) meydana gelmektedir. Hacimdeki artış yapıdaki çatlakların uçlarında baskı gerilimleri oluşturmaktadır. Bu baskı gerilimleri sayesinde materyalde daha büyük çatlaklar oluşmamakta ve direnç artmaktadır (Joachim Tinschert et al., 2001). Böylece, oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunması istenen zirkonyum dioksite, tetragonal yapıyı stabilize etmek için bazı metal oksitlerin ilavesi gerekmektedir. CaO, MgO, Y₂O₃ ve CeO₂ gibi stabilize edici oksitlerle saf zirkonyumun alaşım haline gelmesi, oda sıcaklığında tetragonal yapının sabit kalmasını, dönüşüm sırasında oluşan stres oluşumunun kontrolünü, çatlak yayılmasını etkili bir şekilde durdurmayı ve yüksek sertliği sağlamaktadır (Dewille et al., 2006).

b) Parsiyel Olarak Stabilize Edilmiş Zirkonyum Dioksit

1929'da Ruff ve ark. (M. Hisbergues et al., 2009) , ısı işlemler sonucunda elde edilen kübik fazın devamını sağlamak için saf zirkonyuma bir miktar CaO ekledi (Christel et al., 1989). Bununla birlikte, zirkonya seramiklerinin stabilizasyonunu artırmak için şu anda 16 mikrodalga sinterleme tekniği kullanılarak % 8 mol CaO ilavesi yapılmaktadır. Bu nedenle, seramiklerin implantolojide özel olarak kullanılması için Vickers sertlikleri ve kırılma dirençleri uygundur. Bu konuyla ilgili çalışmalar devam etmektedir (Christel et al., 1989).

MgO ile parsiyel olarak stabilize edilmiş zirkonya (Mg-PSZ) üzerinde çalışılmış olsa da, bu materyal poröz bir yapıya sahiptir (30-60 μm). Materyalin aşınma direnci bu durumda düşüktür (Piconi & Maccauro, 1999). Mikroyapı, kübik stabilize zirkonya matriksinde tetragonal bir yapıya sahiptir. MgO, materyaldeki kompozisyonda %8-10 arasında yer almaktadır. Soğuma siklusunun tam olarak kontrol edilmesi, yüksek sinterleme ısısına (1680–1800 $^{\circ}\text{C}$) bağlı olarak önemli olsa da güçlüdür (Chevalier, 2006). Çünkü bu aşamada $t \rightarrow m$ faz değişimi ve hacimsel artış, materyalin kırılma dayanımının kontrolünde kritik bir rol oynar. Silisyum oksit içermeyen magnezyum-PSZ'den ön madde oluşturma zorluğu nedeniyle, magnezyum silikatlar düşük magnezyum içeren grenler ile şekillenir ve $t \rightarrow m$ faz dönüşümü olmaktadır. Bu, materyalin daha az kararlı yapısı ve düşük mekanik özellikleri nedeniyle ortaya çıkmaktadır (I. Denry & J. R. Kelly, 2008).

Cera (CeO_2) ile stabilize edilmiş zirkonya materyalleri hakkında çok az araştırma vardır. Bu cera bazlı madde yaşlanmadan etkilenmez ve 20 MPa'ya kadar yüksek bir sertliğe sahiptir. Bununla birlikte, yüksek atomik ağırlığa sahip cera etkisi, materyalin yittrium ile stabilize zirkonyaya (Y-TZP) kıyasla daha opak hale gelmesine neden olmaktadır (Chevalier, 2006).

c) Y-TZP (Yittrium İle Stabilize) Zirkonya

Yittrium oksit (Y_2O_3) günümüzde stabilizatör oksit olarak kullanılmaktadır çünkü diğer metal oksitlere göre daha iyi mekanik özelliklere sahiptir. Saf zirkonyuma üç mol Y_2O_3 ilave edildiğinde, oda sıcaklığında tetragonal fazdan oluşan tetragonal zirkonyum oksit polikristali Y-TZP elde edilmektedir. Bu, diş hekimliğinde kullanılmaktadır (Christel et al., 1989). Yapı içinde rastgele dağılan stabilize edici Y^{+3} ve Zr^{+4} katyonları, elektriksel nötralizasyonu sağlamak için oksijen anyonları kullanılmaktadır (Fabris et al., 2002). Zirkonyanın fiziksel ve mekanik özellikleri, mol yüzdesine bağlı olarak değişmektedir. %3 mol Y_2O_3 içeren zirkonya en güçlü materyaldir (%85-90 tetragonal faz) (Deville et al., 2003).

Tablo 2.1 Y-TZP'lerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin karşılaştırılması

3Y-TZP: Opak Zirkonya	4Y-TZP: Yarı Transludent	5Y-TZP: En Transludent
Yüksek mekanik özellikler	Yüksek mekanik özellikler	Düşük mekanik özellikler
Opak zirkonya	Yarı transludent	En transludent
Düşük ısı bozunması	Azalmış düşük ısı bozunması	Hiç veya çok az düşük ısı bozunması
Çoğunlukla Tetragonal faz	Tetragonal ve kübik faz	%50 den fazla kübik faz daha az tetragonal faz

Yttrium, zirkonyanın gren büyüklüğünü artırmakta ve aynı zamanda termal genleşme katsayısını azaltmaktadır.

Y-TZP seramiklerin avantajları olarak; (Raigrodski, 2004)

1. Yüksek dayanıklılık ve kırılma sertliğine sahip olması gibi mekanik özellikleri,
2. Biyouyumlu olması,
3. Titanyuma göre daha az bakteri birikimine izin vermesi,
4. Radyolojik incelemede radyopak özelliği sayesinde restorasyonun incelenmesine imkan sağlaması,
5. Adeziv simantasyonun yanı sıra geleneksel simantasyonun kullanılmasına olanak sağlaması

6. Isısal iletkenliklerinin düşük olması nedeniyle pulpa tahrişlerini önlemektedir.

Y-TZP seramiklerin dezavantajları olarak ise;(Raigrodski, 2004)

1. Opak görünümleri,
2. Yüzey işlemlerinin materyalin mekanik özelliklerini bozabilmesi,
3. Yeterli dayanıklılığa sahip restorasyon üretilebilmesi için birleşim alanında oklüzogingival yönde en az 4 mm ve bukkal-lingual yönde en az 3 mm mesafeye ihtiyaç duyulması.

Y-TZP seramiklerin elastiklik katsayısı yaklaşık 200 GPa ve bükme direnci 900-1200 MPa'dır. Y-TZP seramikleri, bu özellikleri nedeniyle tam seramik restorasyonlarda başarıyla kullanılmaktadır (Derand & Derand, 2000).

2.1.4.1.3 Zirkonyanın Estetik Özellikleri

Zirkonya, polikristalin mikro yapısı nedeniyle beyaz opak renktedir ve düşük translusensiye (ışık geçirgenliği) sahiptir (Lee et al., 2007). Opak beyaz renk ve düşük translusensi restorasyonun estetik görünümünü bozabilmektedir (L. Jiang et al., 2011). Zirkonyanın ilk üretildiğinde opasitesinin metal seramik kronlarla aynı ya da daha yüksek olduğu bilinmektedir (M. J. Heffernan et al., 2002). Zirkonya, metal altyapılı seramik restorasyonlarla karşılaştırıldığında beyazdır ve diş etinden metal rengini yansıtmamaktadır (Christensen, 2001).

Günümüzde zirkonya restorasyonların en büyük dezavantajı optik özellikleridir ve teknolojideki gelişmeler nedeniyle önemli ölçüde iyileşmiştir. Toz işleme yöntemleriyle daha saf ve ince tozlar elde edilebilmektedir. Bu yöntemler, sinterleme ve yeni teknikler kullanılarak daha az porözite içeren homojen materyallerin daha kısa sürede elde edilmesini sağlamak ve materyalin içindeki alümina oranını azaltmaktadır ($<0,01\%$). Günümüzde yüksek translusensi gösteren zirkonlar olarak bilinen bu tür zirkonlar, özellikle ışık geçirgenliğini artırmak için geliştirilmiştir (Zhang, 2014).

CAD/CAM ile hazırlanan zirkonya alt yapılarının en büyük dezavantajı, üst yapı seramiği ile zirkonya alt yapısı arasındaki "kopma"dır. Bu sorunu ortadan kaldırmak için, teknolojinin gelişmesiyle birlikte monolitik zirkonya restorasyonları geliştirilmiştir (Griffin Jr, 2013).

Zirkonyum dioksit altyapısını renklendirmek için üç farklı yöntem vardır (Okamura et al., 2004).

- 1) Altyapıyı renklendirmek için beyaz bir zirkonyum oksit blok kullanılır.
- 2) Beyaz bir zirkonyum oksit blok üretilir ve altyapıyı renklendirmek için renklendirici solüsyonlar kullanılır.
- 3) Üretim aşamasında zirkonyum oksit blokları farklı renklerde üretilir.

Monokromatik, tam konturlu ve tek tabakalı zirkonya restorasyonları, üretilmeye başlanılan ilk zamanlarda zorlu bir laboratuvar süreci gerektiriyordu. C Fischer, Cercon HT (DeguDent, Dentsply, ABD) için özel olarak geliştirdiği multi-colouring tekniğini

kullanarak daha doğal sonuçlara ulaşmayı başardı. Bu yöntemle yumuşak ton geçişleri sağlanabilen ve farklı yoğunluklar elde edilerek doğal dişlere benzer restorasyonlar üretilmeye başlanmıştır. Servikal bölümün renklenmesinin ardından dentin ve insizal kenarın karakterizasyonu yapılabilmektedir. Daha fazla özelleştirmenin gerektiği durumlarda presinterize bloklar üzerinden elle boyama yöntemi ile çeşitli renk tonlarına ulaşılabilmektedir (Rinke & Fischer, 2013).

Bu renklendirme değişiklikleri sayesinde VİTA renk skalasında bulunan 16 farklı ton elde edilebilmektedir (Ueda et al., 2015).

2.1.4.1.4 Zirkonyanın Mekanik Özellikleri

Zirkonyanın mekanik özellikleri, paslanmaz çeliğinkine benzemektedir. Baskı kuvvetlerine karşı direnci 2000 MPa civarındayken, çekme kuvvetlerine karşı direnci 900-1200 MPa'dır. Bu sayede yükleme stresini kolaylıkla tolere edebilir (Piconi & Maccauro, 1999). Mekanik özellikleri Feldspatik seramikten yaklaşık altı kat daha güçlüdür (Gemalmaz & Ergin, 2002).

Kırılma dayanımları ve esneme kuvvetleri, kırılma materyallerinin performansını tahmin edebilmek için önemli verilerdir. Esneme kapasitesi, kırılmaya neden olan son kuvvet miktarı olarak tanımlanmaktadır (Mecholsky, 1995; J. Tinschert et al., 2001). Zirkonya seramiklerinin kırılma dayanımı 9-10 MPa'dır. Lityum disilikat içeren cam seramiklerin bu değeri yaklaşık olarak üç katıdır (J. Tinschert et al., 2001). Zirkonyanın kırılma dayanımının bu derece yüksek olması, yalnızca polikristal yapısı nedeniyle değil, aynı zamanda transformasyon güçlenmesine bağlıdır.

2.1.4.1.5 Zirkonyanın Biyolojik Özellikleri

Zirkonyanın biyoyumluluk özelliği çok sayıda incelenmiştir (P. F. Manicone et al., 2007; Stanford et al., 2006). In vitro ve in vivo çalışmalar, radyoaktif içerikten tamamen arındırılmış zirkonya ile elde edilen Y-TZP'nin osteokondüktif olarak biyoyumlu olduğunu göstermektedir. Görünüşe göre zirkona karşı sistemik ve lokal bir tepki gelişmemiştir (Takamura et al., 1994).

Yeni araştırmalar, Y-TZP ile karşılaştırıldığında bakteri akümüülasyonunun daha düşük olduğunu göstermektedir. Zirkonyadan yapılmış restorasyonların etrafındaki yumuşak ve sert dokular herhangi bir şekilde değişmemektedir. Bu bulgular, zirkonyum dioksitin daha az bakteri kolonizasyonu nedeniyle hem implant hem de abutment malzemesi

olarak kullanılabileceğini göstermektedir. Ayrıca titanyum implantların nadir de olsa alerjik reaksiyonlara neden olabileceği bildirilmiştir (Rimondini et al., 2002; Scarano et al., 2004).

2.1.4.1.6 Tam Zirkonyum Seramikler (Monolitik Y-TZP Zirkonya)

Yunanca "mono: tek" ve "lithos: taş" kelimeleri, "monolitik" terimini oluşturmaktadır. Malzemelerin başlangıçta düzenli bir özellik gösterdiğini göstermiştir. Monolitik zirkonya blokları, geleneksel zirkonya bloklarının yapısıyla benzerdir. Bununla birlikte, teknoloji ve toz işleme yöntemlerinin gelişimiyle birlikte yapısında bazı değişiklikler göstermektedir. Monolitik zirkonya bloklarının tanecik boyutu 0,2–0,8 µm arasındayken, geleneksel zirkonyaların tanecik boyutu 1 µm'den büyüktür. Taneciğin çapının küçülmesiyle birlikte, materyalin ışık geçirgenliği artmış, kırılma dayanımı iyileşmiş ve ısı bozunmasına karşı daha dayanıklı hale gelmiştir. (Krell et al., 2009).

Monolitik zirkonya bloklarda materyal yoğunluğu yüksektir ve geleneksel zirkonya bloklara göre monoklinik faz oranı daha düşüktür. ISO 2008 standartlarına göre, zirkonyanın yaşlandırmadan sonra %25'ten daha az monoklinik faz içermesi gerekirken, monolitik zirkonya bloklarındaki oran sadece %10'dur. Monolitik zirkonyanın klinik başarısı, bu durumdan doğrudan etkilenmektedir. Geleneksel zirkonya bloklarına %1-5 oranında alümina eklenerek dayanıklılığı artırır ve yaşlanmaya karşı daha dayanıklı hale getirmektedir. Eklenen alümina ışık geçirgenliğini olumsuz etkiler bu nedenle yeni nesil monolitik zirkonyalarda %0,1 oranına düşüş olmuştur (Dittmann et al., 2011; Köseler, 2017).



Şekil 2.2 Tam Zirkonyum Blok Örneği (zirkonya, 2024)

Y-TZP destekli seramik restorasyonların veneer kısmı, seramiğin daha düşük dayanıklılığı nedeniyle ufalanabilmektedir. Chipping'in önlenmesi için monolitik zirkonlar

geliştirilmiştir (Bremer et al., 2011). Yapılan araştırmalar, monolitik zirkonyaların; restorasyon çevresinde meydana gelen biyofilm tabakasının birikimini de azalttığını göstermiştir (Zhang et al., 2013). Yapısındaki düşük alümina içeriği ve gözenekli yapı olmaması gibi özellikleri nedeniyle daha iyi ışık geçirgenliğine sahip olan yenilemeler yapılabilir (Guess et al., 2011; Nordahl et al., 2015). Monolitik zirkonyanın diğer bir avantajı, daha az hazırlık gerektirdiği için diğer dokuların korunmasıdır (Nordahl et al., 2015). İnterokluzal aralık eksik olduğunda restorasyon 0.3-0.5 mm'ye kadar inceltilmekte ve restore edilebilmektedir. Gerekirse, bu materyale veneer seramiği de uygulanabilmektedir (Preis et al., 2012).

2.1.4.1.7 Monolitik Zirkonya Blokların Üretimi

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya bloklar, aynı kimyasal içeriğe sahiptir ancak farklı şekillerde üretilmektedir. Üretim şekline göre zirkonya blokları üç kategoriye ayrılır:

1. Sinterlenmemiş [Green Stage (Yeşil Aşama)] Zirkonya: Seramik tozlarının özel bağlayıcılar kullanılarak ısı uygulanmadan preslenmesi ile hazırlanmaktadır. Bloklar bu aşamada tebeşir kadar yumuşak ve kolay işlenebilen halindedir. Zirkonya bloklar tebeşir halindeyken aşındırılması oldukça kolaydır. Aşındırmadan sonra pöröz zirkonyaya sinterleme işlemi uygulanır. Sinterleme ile %20 ile 30 arasında boyutlarında küçülme meydana gelir. Sinterlemeden sonra oluşan büzülme için restorasyon boyutları tipik boyutlardan %20 ile 30 daha büyük freze edilmektedir (Suttor et al., 2001).



Şekil 2.3 Zirkonyumun Tebeşir Halindeki Örnekleri (zirkon, 2024)

2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya (Pre-sinterize): Green stage (yeşil aşama) zirkonyanın 500 °C'de 30 dakika süreyle sinterlenmesiyle elde edilmektedir. Yapı, tam sinterleme yapılmadığı için oldukça pöröz ve mekanik olarak zayıftır. Sinterleme süresi markadan

markaya değişmekle beraber 1350-1550 °C ve 2-5 saat arasında değişmektedir (BULTAN et al., 2010). Tam sinterlenmiş zirkonyaya kıyasla daha ucuzdur, daha kısa sürede şekillendirilebilir ve renklendirici solüsyonlarla renklendirilebilir.

3. Tam Sinterlenmiş Zirkonya (FSZ): Materyal yaklaşık 1300 °C'de sinterlenir ve %95 oranında yoğunlaşmaktadır. Bu, üretimin ilk aşamasıdır. Ardından argon gazı kullanılarak izostatik bir ortamda 1350-1550 °C arasında yüksek basınç altında ısıtılır. Bu yapı atmosfer basıncı altında sinterlenir ve oksitlenip beyaza dönüşür. Sinterleme sonrası bloğun yoğunluğu %99'a yükselmektedir. Büzölme olmadığından normal boyutlarda restorasyonlar yapılabilir (Blue et al., 2003; I. Denry & J. R. Kelly, 2008). Aşındırma zor ve zaman alıcıdır ve mekanik özelliklerini bozmaktadır (P. F. Manicone et al., 2007).

2.1.4.1.8 Monolitik Zirkonya Endikasyonları, Avantajları, Dezavantajları

Monolitik zirkonyum, yüksek sertlik ve kırılma direnci nedeniyle, zirkonyum alt yapılı seramik kuronların uygulandığı tüm endikasyonlara uyacaktır;

- Uzun gövdeli köprü protezlerinde,
- Tam ark köprü protezlerinde,
- Endokuronlarda,
- İnley ve onley kuronlarda,
- İmplantüstü kuronlarda kullanılabilir (Batson et al., 2014; Köşeler, 2017).

Monolitik Zirkonyanın Avantajları;

- Translüsantlığının yüksek olması,
- Seramik ve zirkonyum arasında kopma olmaması,
- Karşıt dişlerde abrazyona neden olmaması,
- Yüksek bükölme direnci,
- Minimal preparasyonun yeterli olması (Lohbauer & Reich, 2017)

Monolitik Zirkonyanın Dezavantajları (Esquivel-Upshaw et al., 2018; Nakamura et al., 2016)

- Yüksek maliyet,
- Laboratuvar aşamalarının zor olması,
- Ağızda uyum gerektiğinde veneer seramiğine göre aşındırılabilirliğinin zor olması,
- Çiğneme kuvvetlerinin yoğunluğunun kırılma direncini azaltması
- Kırık durumunda yeniden üretim gerektirmesi gibi dezavantajları vardır.

2.2 DENTAL İMPLANTLAR

2.2.1 Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi

Latince "planto", ekmek, dikmek, yerleştirmek anlamına gelen "in" ve "implant" sözcüklerinin karışımıdır. "Kaybolan fonksiyonun yerine koyulması amacı ile canlı dokular arasına yerleştirilen organik ya da inorganik madde", implant olarak bilinmektedir(Garg et al., 2012; Patel et al., 2019).

Dental implantlar, sabit veya hareketli protezlerin stabilitesini ve rahatlığını sağlamak için ağız dokularına, mukoza ve periost altına veya içine yerleştirilen alloplastik materyallerdir (Yavuzylmaz et al., 2003).

Branemark ve ark. (Branemark, 1977), 1960'ların sonlarında osseoentegrasyon fenomenini, yük altındaki implantın yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasında direkt yapısal ve işlevsel bağlantı olarak tanımladılar ve 1970'lerin sonlarına doğru ilk uzun dönemli klinik çalışmayı yayınlamışlar. Günümüzde kullanılan tüm endosteal kök şekilli ve silindirik implantlar Branemark tarafından geliştirilmiştir (Coatoam & Mariotti, 2000).

Osseoentegrasyon teorisi, titanyum implantların ilk jenerasyonunu oluşturan makineyle işlenmiş düz yüzeyli implantların geliştirilmesini sağlamıştır. Ardından, ikinci jenerasyon titanyum implantları geliştirilmiş ve yüzey özellikleri üzerine çalışmaya başlanmıştır. Günümüze kadar sürekli olarak geliştirilen titanyum implantlar, implant destekli protezlerde yaygın bir uygulamadır(Albrektsson et al., 2008; Jokstad et al., 2003).

2.2.2 Dental İmplantların Endikasyonları

1. Hareketli protezin tutuculuğunun sağlanamayacağı durumlar,
2. Hareketli protezlerin yeterli stabiliteye sahip olmadığı durumlar,
3. Fonksiyonel açıdan hareketli protez kullanımından rahatsızlık duyacak hastalar,
4. Psikolojik olarak hareketli protez kullanamayacak hastalar,
5. Parafonksiyonel alışkanlıklara bağlı olarak hareketli protezin stabilitesini bozan durumlar,

6. Ağızdaki mevcut dayanakların sayısının ve yaygınlığının yetersiz olduğu durumlar,
7. Sabit protez yapımında kullanılacak uygun dayanağın bulunmadığı durumlar,
8. Ortodontik ankraj sağlama amacıyla,
9. Komşu dişlerin sağlıklı olduğu durumlarda,
10. Diş agenezisi olan hastalar,
11. Konservatif tedavi isteği nedeniyle hastanın sağlıklı dişlerine müdahale edilmemesi istenen koşullar(Çetiner & Zor, 2007)

2.2.3 Dental İmplantların Kontrendikasyonları

1. Ciddi psikiyatrik hastalar
2. Kontrolsüz sistemik hastalıklara sahip hastalar
3. İlaç ve alkol bağımlılığı olan kişiler
4. Büyüme çağındaki genç hastalar
5. Kemik hacmi veya kalitesi nedeniyle implant yapılamayan hastalar
6. İnteroklüzal aralığı yeterli olmayan hastalar
7. Radyoterapi görmüş hastalar
8. Sigara kullananlar
9. Bruksizmi olanlar
10. İlerleyen periodontal hastalığı olan ve ciddi osteoporoz şüphesi olan hastalar(Çetiner & Zor, 2007)

2.2.4 Materyal Çeşidine Göre İmplant Abutmentleri

İmplantın uygun bir şekilde osseoentegre olmasının ardından kullanılacak abutment materyalinin biyolojik, mekanik ve estetik gereksinimleri karşılayabilmesi gerekmektedir (Blatz et al., 2009).

2.2.4.1 Titanyum Abutmentler

Titanyum abutmentler, çok sayıda mekanik ve biyolojik avantajı nedeniyle günümüzde implant destekli protezler için en çok tercih edilen materyallerdir. Distorsiyona karşı dayanıklılıkları ve materyal stabiliteleri nedeniyle çok popülerdir (Yılmaz & Kurtulmuş-Yılmaz, 2011; Zembic et al., 2009). Titanyum abutmentlerin bu popülerliğinde üretici firmaların prefabrike olarak ürettikleri abutmentlerin daha çok titanyum alaşımından yapılmış olması, uygun fiyatlı olması ve klinik ve laboratuvar aşamalarında pratik olması önemli bir rol oynamaktadır(Dede et al., 2013; Kohal et al., 2008).

Titanyum abutmentların kullanılması, özellikle dişetlerinin ince olduğu ve implantın bukkale doğru yerleştirildiği durumlarda, implant çevresi mukozadaki yansıyan gri renkleri nedeniyle sınırlıdır (Jung et al., 2007; Sailer et al., 2009). Titanyum abutmentlarda yansıyan gri rengi azaltmak için restorasyon marjini shoulder basamak ile subgingival olarak bitirilmeli, ancak bu yöntemle taşan simanın temizlenmesi zor olmaktadır (Mumcu & Erdinç, 2018). Titanyumun estetik dezavantajları nedeniyle, özellikle gülme hattında kalan bölgelerde mukogingival estetik için özelleştirilmiş diş rengi abutmentları gerekmektedir. Hasta gülümsediğinde koleden metal yansımasından daha kötü olarak abutmantın kolesi metal bant şeklinde görülecektir. Bu metal bant estetik olarak kabul edilemeyecek bir sorun teşkil eder. (Cooper et al., 2016; Glauser et al., 2004).



Şekil 2.4 Titanyum Abutment Örneği (t. abutment, 2024)

2.2.4.2 Seramik Abutmentler

Hastaların estetik beklentileri arttıkça, diş hekimleri tam seramik restorasyonları kullanmaya başlamışlardır. Bununla birlikte, tam seramik restorasyonların implant üstü protezlerde uygun estetiği sağlamak için diş renginde estetik seramik abutmentların kullanılması gerekmektedir (Yildirim et al., 2000).

Seramik abutmentlar, özellikle diş etinin ince ve şeffaf olduğu durumlarda, yüksek gülme çizgilerinde ve estetik gereksinimler için tam seramik restorasyonlarda kullanılmaktadır. Metal abutmentların kırılma dayanıklılıkları daha düşük olduğundan, seramik abutmentların sadece ön bölgede ve tek diş restorasyonunda kullanılması önerilmiştir (Henriksson & Jemt, 2003).

Seramik abutmentlar, bruksizm, yabancı cisim ısırması veya aşırı overbite olan kişilerde kullanılmamalıdır. Ayrıca, hastanın kapanışı sebebiyle abutmentın yüksekliği 7 mm'den ve aksiyal kalınlığı 0,7 mm'den az olduğu durumlarda, seramik abutmentların

posterior bölgede ve cerrahi olarak uygun olmayan bölgelere yerleştirilmesine bağlı olarak kullanılması uygun değildir (Boudrias et al., 2001).

CerAdapt/Nobel Biocare, 1993 yılında seramik abutmentları piyasaya sürmüştür. İlk yoğun sinterize alüminyum oksit içeren seramik abutmentlar, düz silindirik bir şekilde yapılmış ve freze edilmesi gerekmekteydi (Andersson et al., 1999; Andersson et al., 2001). Ek olarak, titanyum abutmentlara kıyasla seramik abutmentların kırılma dayanımı daha düşüktür. Daha sonra, cam infiltre zirkonyum oksit alümina ve yitrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit içerikli abutmentlar geliştirilmiştir. Bu abutmentlar, ilk üretilen seramik abutmentlardan daha dayanıklıydı (Cho et al., 2002). Günümüzde seramik abutmentlar CAD/CAM sistemleri kullanılarak üretilmektedir (Boudrias et al., 2001; Heydecke et al., 2002).



Şekil 2.5 Seramik Abutment Örneği (s. abutment, 2024)

2.2.4.2.1 Alümina Abutment

Alümina abutmantlar, titanyum abutmantlara kıyasla daha güzel görünseler de, mekanik dirençleri daha düşüktür ve kırılma riskleri daha yüksektir (Sailer et al., 2009; Yılmaz & Kurtulmuş-Yılmaz, 2011). Alümina abutmentların %99,5'i saf alüminadan oluşmaktadır (Vanlıoğlu et al., 2012). Bu nedenle, alümina abutmantlar, beyaz olan zirkonya abutmantlardan daha çekici görünmektedir (Yildirim et al., 2003). Ancak zirkonyum abutmantlar çiğneme kuvvetlerine karşı daha dayanıklı ve mekanik açıdan daha iyidir (Att et al., 2006). Zirkonyum abutmentların alümina abutmantlara kıyasla daha sert olmaları nedeniyle hazırlanması daha uzun sürmektedir (Vanlıoğlu et al., 2012). Radyografik incelemelerdeki radyoopak görünürlükleri ve düşük kırılma dayanıklılıkları nedeniyle alumina abutmantlar günümüzde pek kullanılmamaktadır (Andersson et al., 1999).

2.2.4.2.2 Zirkonyum Abutment

Alümina abutmantlar güzel ve biyolojik olarak yararlı olsa da, abutmentbağlantısı sonrası ve laboratuvar işlemleri sırasında kırılabilmektedirler (Andersson et al., 2003; Andersson et al., 2001). Alümina abutmentların mekanik özellikleri düşük olduğu için, yitriyum oksit stabilize zirkonya implant abutmantları piyasaya sürülmüş ve zamanla alümina abutmantlardan daha fazla tercih edilmektedirler (Holst et al., 2005).

Zirkonyum, mekanik mukavemetini ve güvenilirliğini önemli ölçüde artıran stres kaynaklı dönüşüm sertleştirme mekanizmasına sahiptir (Garvie et al., 1990; Scott, 1975). Ayrıca zirkonyanın uygun mikroyapısal, biyolojik ve mekanik özellikleri, yapılan çalışmalarla belgelenmiştir (Isabelle Denry & J Robert Kelly, 2008; Michael Hisbergues et al., 2009; Piconi & Maccauro, 1999). Bu nedenle, zirkonyumun diş ve tıp alanlarında seramik biyomateryal olarak kullanılması artmıştır (P. Manicone et al., 2007; Piconi & Maccauro, 1999).

2.2.4.2.3 Polietereeterketon (PEEK) Abutment

Yarı kristal yapısı ile PEEK materyali güçlü bir termoplastik materyaldir. Yüksek sıcaklık dayanımı, iyi mekanik ve elektriksel özelliklere sahip olan PEEK materyali hidrolize karşı da direnç göstermektedir. Sahip olduğu bu özellikler sayesinde PEEK, yaklaşık otuz yıldır otomotiv, uçak, kimya ve elektronik endüstrilerinde geniş bir kullanım alanı bulmaktadır (Neumann et al., 2014).

PEEK materyali, ortopedik tedavilerde titanyuma mükemmel bir alternatiftir. Diş hekimliğinde ise implant, iyileşme başlığı, geçici abutmant, hareketli protez, implant destekli bar veya ortodontik ısırma çubukları kullanılmaktadır (Stawarczyk, Beuer, et al., 2013; Stawarczyk, Keul, et al., 2013).

2.3 DİŞ HEKİMLİĞİNDE IŞIK VE RENK

Renk kavramı ve algılanması çoğunlukla ışık ile ilgilidir. Bir nesne üzerinden yansıyan ışığın göz retinasındaki sinirleri uyarak beynin görsel korteksine sinyal göndermesi, bir nesnenin rengini algılama yeteneğini sağlamaktadır (J. D. Brewer et al., 2004). Elektromanyetik enerji olan ışık, kırıldığında farklı dalga boylarına sahip bir spektrum oluşturmaktadır. Kozmik ışınlar ($<0,0001$ nm), gama ışınları (0,0001 - 0,01 nm), X ışınları (0,01-10 nm), morötesi (UV; 10 nm - 400 nm), görünür ışık (400 nm - 700 nm), kızılötesi (IR; 700 nm - 1 mm), mikrodalgalar

(1 mm - 1 m) ve radyo dalgaları bu elektromanyetik spektrumda yer almaktadır. 400 nm - 700 nm dalga boyları arasındaki ışığa insan gözü duyarlıdır (Pekkan et al., 2020).

Bir ışık bir cisme çarptığında dört optik özellik göstermektedir. Bunların arasında, bir cismin içinde yayılma, cismin kendisinden emilme ve cismin yüzeyinden doğrusal ya da dağınık yansımalar yer almaktadır (Jahangiri et al., 2002).

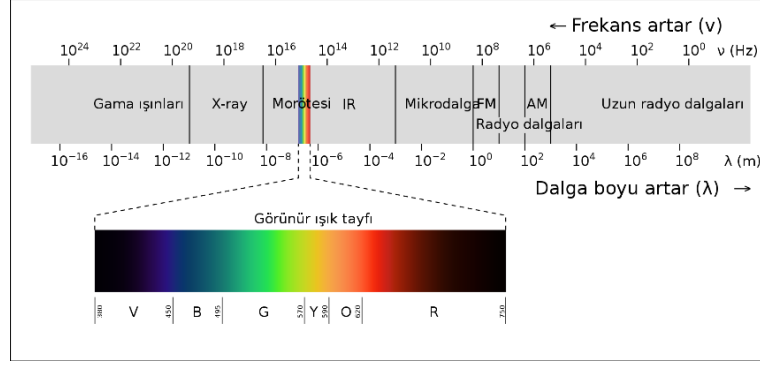
Dişler de bu özelliğe sahiptir. Gelen ışığın bir kısmı mineden yansır ve bir kısmı dentinde emilmektedir. Farklı dalga boylarındaki görünen ışığın absorpsiyonu ve yansıması, renkleri algılamamızı sağlamaktadır. Örneğin, görünür ışığın bütün dalga boylarını absorbe eden cisimler siyah görünürken, yansıtan cisimler beyaz görünmektedir. Bir cismin sarı, kırmızı, mavi ve mor dalga boylarını absorbe edip yeşil dalga boylarını yansıtmaması durumunda, cismin yeşil olarak görülmesi mümkündür (Stephen et al., 2006). Rengin algılanmasına, arka plan, ışık kaynağı ve gözlemci gibi birçok faktör etki etmektedir (Imirzalioglu et al., 2010).

2.3.1 Rengin Algılanması

Işığın nesnelere çarpması sonucu göze yansıyan haline "renk" adı verilmektedir. Işığın olmadığı bir yerde her renk siyah görünmektedir. Bu nedenle renk ışığın varlığına bağlıdır (Chu et al., 2004). Rengin algılanabilmesi için ışık kaynağı, obje ve gözlemci parçaları etkileşimde bulunmalıdır. Bu bileşenlerden biri yoksa renk oluşması mümkün değildir (Billmeyer & Saltzman, 1981).

2.3.1.1 Işık Kaynağı

Dalga boyu nanometre ile ölçülen görünür elektromanyetik enerji, ışık olarak tanımlanmaktadır (MacDougall, 2010). Işığın kırılması spektrum oluşturmaktadır. Bu spektrumun uzun dalga boylarında kızıl ötesi ışınları, mikrodalgalar, TV ve radyo dalgaları bulunurken, kısa dalga boylarında ultraviyole, X ve gamma ışınları bulunmaktadır. Bu elektromanyetik spektrumun 360-780 nm'lik kısmında görünür ışık bulunmaktadır. Bu sınırlı alan görünür ışık spektrumu olarak bilinmektedir (Berns & Reiman, 2002; Paravina & Powers, 2004).



Şekil 2.6 Elektromanyetik Spektrum (elektromanyetik, 2023)

Işık, rengi algılamak için gereklidir. Görünür ışığın absorpsiyonu ve yansıması ile renk algılanmaktadır. Retina tüm ışığı toplamaktadır. Beyindeki görme merkezine, göz de bu uyarıyı impulslar halinde göndermekte ve renk oluşmaktadır. Rengin algılanabilmesi için eşik değeri aşılmalıdır. Başka bir durumda renk algılanamamaktadır (Fondriest, 2003; Keyf et al., 2009).

Öğleden sonra güneş ışığı idealdir. Gün boyunca güneş ışığı mevsim ve iklim koşulları tarafından etkilenmektedir. Bu nedenle, doğrudan güneş ışığı altında renk seçimi yapılmamalıdır (Chu, 2002). Yapılan araştırmalara göre, güneş ışığı yerine normal ışık veren lambalar renk seçiminde daha iyi performans göstermektedir. Diş hekimleri genellikle akkor ve floresan ışık kullanmaktadırlar. Akkor lambalar genellikle kırmızı-sarı spektrumda daha fazla ışık yayar, ancak mavi spektrumda daha az ışık yaymaktadır. Kırmızı-sarı spektruma kıyasla floresans lambaları daha fazla mavi ışık vermektedir. Bu ışık kaynakları artık tam spektrumlu ışık yayan diod (LED) lambalar tarafından yerine getirilmektedir (Rosenstiel et al., 2001; Westland, 2003).

Renk oluşturma indeksi (CRI) ve renk sıcaklığı, ortam aydınlatması için iki önemli parametredir. Kelvin (°K) birimi, genel sıcaklığı ifade etmektedir. 5500 °K ideal bir renk seçimidir. CRI, ışık spektrumunun bütünlüğüne ilişkin bir değerlendirmedir ve 1-100 arasında değişebilmektedir. Işık kaynağının rengi standart bir kaynağa kıyasla ne kadar iyi gösterebildiğini ölçmektedir. CRI değeri 90 veya daha yüksek olmalıdır (Chu, 2002; Fondriest, 2003; Rosenstiel et al., 2001).

2.3.1.2 Cisim

Bir cismin üzerine gelen ışığın belirli dalga boylarının bir kısmının absorbe edilmesi ve diğer kısmının yansıması, renk oluşumuna katkıda bulunmaktadır. Siyah görünen bir

obje ışığın tüm dalga boylarını absorbe ederken, beyaz görünen obje ışığın tüm dalga boylarını yansıtmaktadır (Rosenstiel et al., 2001). Translüsент cisimler ışığı dağıtmakta, absorbe etmekte veya geçirmektedirler. Öte yandan, opak nesneler ışığı yansıtmakta veya absorbe etmektedirler (Agrawal & Kapoor, 2013).

2.3.1.3 Gözlemci

Görünür ışık gözlemcinin gözündeki korneadan içeri girer ve kristalin lenste retinadaki görme reseptörlerinin yoğun olduğu bölgede odaklanmaktadır. Bu noktadan göz sinirleri yoluyla beyindeki görme merkezine gönderilmektedir. Cisim rengi görme merkezi tarafından algılandıktan sonra görme olayı tamamlanmaktadır (Paravina et al., 2015).

Gözün retina tabakasında bulunan reseptör hücreleri, basil reseptörleri ve koni reseptörleri olmak üzere iki ana grupta incelenmektedir. Basit reseptörler çubuk şeklinde olup gece görüşünü, karanlığa ve aydınlığa ayarlanmasını sağlamaktadır. Basil reseptörleri, düşük aydınlatma altında görmeyi mümkün kılan bu koşullarda objelerin renginin yerine koyuluğunu ve açıklığını algılamaktadır (skotopik görme, siyah-beyaz görme). Koni şeklinde olmakla birlikte renkli ve keskin görmeden sorumlu olan koni reseptörleri de bir diğer reseptördür. Koni reseptörleri, yüksek aydınlatma altında renkleri algılama yeteneğine sahiptir. Bu, renkli görme ve fotopik görme olarak bilinmektedir. Kırmızı, mavi ve yeşil üç ana renk için özelleşmiş hücreler, koni reseptörleridir. Bu üç koni hücrelerinin dalga boylarının absorpsiyon eğrileri iç içe geçmiştir. Bu nedenle, görülebilir ışık dalga boyunun çeşitli konileri farklı oranlarda uyarması ve çeşitli renk tonlarını algılaması mümkündür (Billmeyer & Saltzman, 1981; Joiner, 2004; Ristic et al., 2016).

2.3.2 Materyallerin Işık Yayılımına Etki Eden Özellikleri

2.3.2.1 Opasite

Bir maddenin ışık geçişini engelleme özelliği opasite olarak bilinmektedir. Bu şekilde opak materyaller arka planda kalan cismi örtme yeteneğine sahiptir. Opak bir obje ışığın bir kısmını absorbe ederken bir kısmını ise yansıtmaktadır. Objeye gelen ışığın tamamını geri yansıtırsa beyaz, tamamını absorbe ederse siyah görünmektedir. Bir kısmını absorbe edip bir kısmını yansıttığında, yansıyan ışık objenin rengini vermektedir (Chu et al., 2010; Okubo et al., 1998).

2.3.2.2 Saydamlık (Transparanlık)

Opasitenin zıttı olarak saydamlık bir materyalin içinden ışığın tamamının geçişine izin vermesi ve bu şekilde arka planındaki cismin rahatlıkla görülebilmesidir. Saydamlık yüksek translusenslik değeridir (Chu et al., 2010; Okubo et al., 1998).

Özellikle anterior bölgeye estetik açıdan bakıldığında anterior dişlerin insizal kenarları boyunca ve mesial, distal eğimlerindeki mine yapısı transparan özellik taşımaktadır. Bu nedenle bu alanlara yapılacak restorasyonlarda cam seramik gibi bu özelliği oluşturabilecek materyal seçilmesi, restorasyonun doğal ve estetik görünümünün sağlanabilmesine imkân tanımaktadır (Wee et al., 2002).

2.3.2.3 Fosforesans

Özellikle fosfor içeren bileşenlerde elektronların radyant enerji ile uyarılması ve daha sonra fazla enerjilerini bir süre gecikme ile saçılmasıdır. Bu özellik diş materyallerinde bulunmamaktadır (Ristic et al., 2016).

2.3.2.4 Işıma (Floresans)

Florosans olayı, daha yüksek enerjili ışığı absorbe eden bir maddenin daha yüksek enerjili ışığa denk dalga boyundaki ışığı yaymasıdır. Mineye göre dentin içinde daha yoğundur ve mavimsi beyaz bir renk göstermektedir. Rare-earth lüminesans elementleri (daha kesin olarak lantanid ışım merkezleri) içeren malzemelerin dental rezin ve seramiklerde kullanılması, bu yapay malzemelerin daha güzel ve canlı görünmesine ve doğal dişleri andırmasına olanak tanımaktadır (Volpato et al., 2018). Restore edilen dişler floresans özelliğini göstermezse, doğal dişler ile yapılan restorasyonlar arasında optik uyumsuzluk oluşmaktadır. Bu nedenle, diş hekimliğinde porselenin yapısına floresans özellikli uranyum, seryum ve yitrium gibi nadir yer elementleri katılmaktadır (Ahmad, 2008; Fondriest, 2003; Volpato et al., 2018).

2.3.2.5 Opalesans

Opalesans özelliği, bir materyalin ışığı absorbe ettiğinde veya yansıttığında farklı görünmesini ifade etmektedir. Bu optik fenomen, opallerin ortaya çıkmasından adını almaktadır. Doğal olarak bulunan sulu disilikatlar, ışığı parçalama yoluyla bileşen ve dalga boyları spektrumuna bölmektedir. Prizma gibi davranan opaller, farklı dalga boylarını kırmakta veya bükmemektedir. Kristalin kalsiyum fosfat olarak bilinen hidroksiapatit, temel mineral yapısı olarak minede bulunmaktadır. Prizmatik mine çubukları oluşturmak için hidroksiapatit kristalleri organize, sıkıca paketlenmiş kütleler halinde hizalanmaktadır.

Işık her mine çubuğundan geçerken dışın iç (çatlaklar gibi) ve dış yüzeylerinde kırılma meydana gelmektedir. Doğal dişteki halo etkisi, lingual-insizal dış mine yüzeyindeki transilluminate ışığın opalesans bükülmesinin bir yan ürünüdür. Dental seramiklerle yapılan restorasyonun görünümü, tüm görsel boyutlarının toplamı olarak başarıyla taklit edilmektedir. Örneğin opak sarı lekeler gibi yapay bir insizal halo oluşturmak yerine, restorasyona optik derinlik ve canlılık katılabilmesi için mine ile aynı opalesans özelliklere sahip materyaller tercih etmek daha doğrudur (Fondriest, 2012; Stephen, 2003; Ten Bosch & Coops, 1995).

2.3.2.6 Metamerizm

Belirli bir ışık altında iki cismin aynı renkte görünmesi ancak başka bir ışık altında tamamen farklı görünmesi durumudur (Shammas & Alla, 2011).

2.3.3 Rengi Tanımlayan Boyutlar

Her renk, üç faktöre dayalı olarak kendine özgü bir görünüme sahiptir: parlaklık, ton ve doygunluktur. Bu üç özelliği kullanarak bir rengi doğru bir şekilde tanımlayabilmekte ve diğerlerinden ayırt edebilmekteyiz (Chu et al., 2004).

2.3.3.1 Hue (Ton)

Bir rengin renk ailesinden ayırt edilebilmesini sağlayan rengin özel türü olarak adlandırılmaktadır. Munsell renk sistemi, sarı, kırmızı, yeşil, mor ve mavi olmak üzere beş ana renk grubu tanımlamıştır. Ayrıca beş farklı renk kombinasyonu da vardır: yeşil-sarı, sarı-kırmızı, kırmızı-mor, mavi-yeşil ve mor-mavi (Chang et al., 2012).

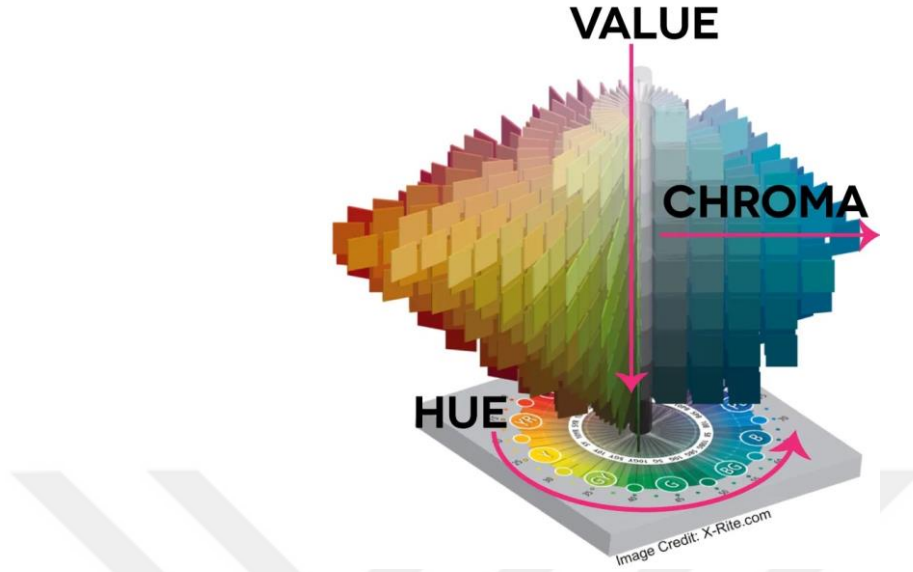
2.3.3.2 Chroma (Doygunluk)

Tonun konsantrasyonu chroma olarak bilinmektedir (Fujimoto, 2006). Ton farklılıkları çeşitli renkler anlamına gelirken, kroma farklılıkları aynı rengin farklı güçlerde olmasını ifade etmektedir (Chu et al., 2018).

2.3.3.3 Value (Parlaklık)

Bir nesnenin parlaklığı, koyuluğu veya açıklığı değerleri olarak bilinmektedir. Bir nesnenin ilettiği veya yansıttığı ışık enerjisi miktarına doğrudan tepki, nesnenin parlaklığıdır (Fujimoto, 2006). Munsell, terimi beyazdan siyaha gri bir ölçek olarak tanımladı ve 0'dan 10'a kadar derecelendirmiştir. Saf siyah ve saf beyaz, bu değerleri erişilemez olarak tanımlamıştır. Koyu nesneler daha fazla gri içermekte, ancak açık nesneler daha az gri içermektedirler (LJOD Boksman, 2007; Dede, 2011). Value ve chroma ters

orantılıdır, bu nedenle value artarsa chroma azalmakta veya tam tersi olarak kabul edilmektedir (Da, 2002).



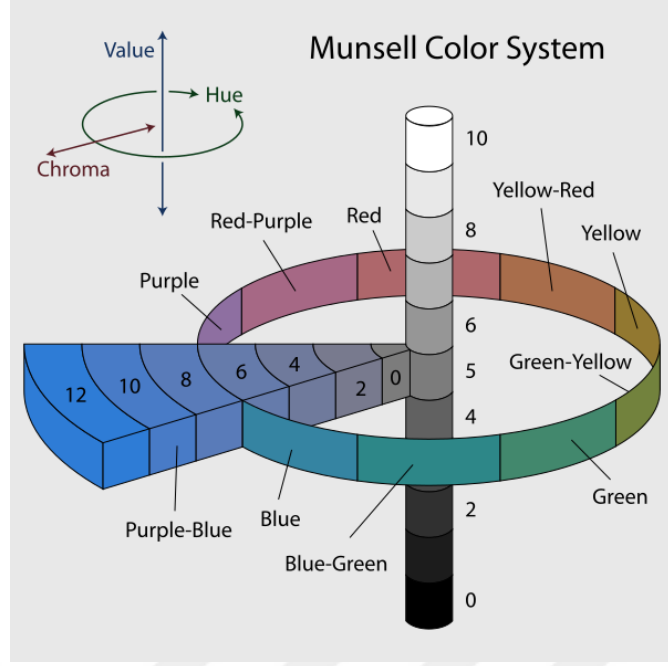
Şekil 2.7 Value, Hue, Chroma'nın Munsell Sistem Düzenlemesi (Munsell, 2024)

2.3.4 Renk Sistemleri

2.3.4.1 Munsell Renk Sistemi

Munsell renk sistemi, rengin üç özelliğinin üç boyutlu olarak yerleştirilmesi ilkesine dayanmaktadır. Hue, chroma ve value kavramlarını bağımsız boyutlara ayıran, algısal olarak tek biçimli ve sistematik olarak renkleri üç boyutlu uzayda gösteren ilk sisteme Munsell renk sistemi denmektedir (Chang et al., 2012). 1915 yılında, Albert Henry Munsell düzenli bir sayısal renk tanımlama sistemi geliştirmiş ve bugün hala standart bir sistem olarak kabul edilmektedir (Aschheim, 2014). Dünya çapında hala popüler bir görsel renk tanımlama sistemidir (Wee, 2006).

Munsell renk sistemi, renkleri uzaysal olarak silindiriksel koordinatlarda gösteren en yaygın renk tanımlama sistemidir. Bu sistemin üç değişkeni hue (ana renk), value (parlaklık) ve chroma (yoğunluk) sayısal olarak renk aralığını açıklayabilmektedir (Ulusoy & Toksavul, 1992). Silindirin dikey ekseninde yer alan value beyazdan siyaha kadar olan grinin tonlarını göstermektedir. Silindirin çevresindeki halka üzerine yerleşmiş olan hue 5 ana 5 de ara renge ayrılmıştır. Chroma ise yatay yönde yer alır ve merkezden dışarıya doğru artış göstermektedir (Horn et al., 1998; RW, 1973). Bu sistem, Munsell notasyonu olarak da bilinir ve rengin belirtilmesi Hue, Value/Chroma veya H V/C şeklinde olmaktadır (Ulusoy & Toksavul, 1992).

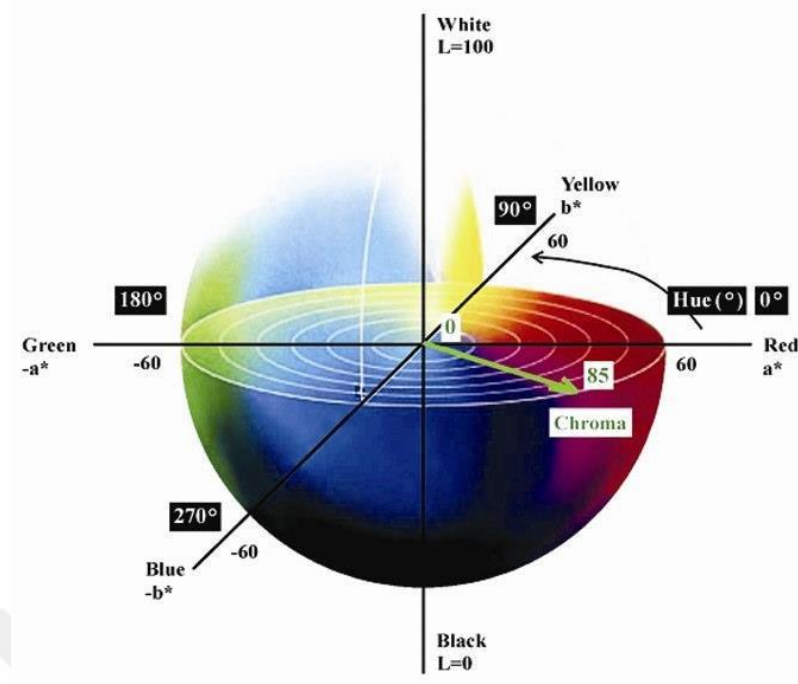


Şekil 2.8 Munsell Renk Sistemi (munsell, 2023)

2.3.4.2 CIELAB Renk Sistemi

1931 yılında Aydınlatma Uluslararası Komisyonu (Commision Internationale de l'Eclairage), bir standart gözlemciyi üç fonksiyon kümesi olarak tanımladı: $x(\lambda)$, $y(\lambda)$, $z(\lambda)$. Bu fonksiyon kümeleri, gözün mavi, yeşil ve kırmızı koni reseptörlerinin spektral duyarlılık eğrileri olarak tanımlanmıştır (Geissberger, 2013; KURTULMUŞ-YILMAZ et al., 2011). CIE, gözdeki üç farklı renk reseptörü ile renk algılama teorisine dayanan CIE Lab'ı 1976'da tanımladı ve şu anda en popüler renk sistemlerinden biridir (Pérez-Alvarez et al., 2004).

CIE renk sistemi, renkleri polikromatik görsel bir algılama olarak tanımlar. Bu renk sisteminin yaklaşık renk aralığı, L , a ve b parametreleri kullanılarak üç boyutlu olarak hesaplanmaktadır. L^* değeri, bir nesnenin renk açıklığının bir ölçüsüdür ve mükemmel bir siyahın L^* değerinin 0^* (Munsell Değeri ile aynı) olacağı bir ölçekte ölçülür. a^* değeri, yeşillik (negatif a^*) veya kırmızılık (pozitif a^*) ($-a^*$ yeşil, $+a^*$ kırmızı) ölçüsüdür. b^* değeri, mavilik (negatif b^*) veya sarılık (pozitif b^*) ($-b^*$ mavi, $+b$ sarı) ölçüsüdür. a^* ve b^* koordinatları, doğal renkler için sıfıra yaklaşır ve daha doymuş veya yoğun renkler için değerleri artar (Wee, 2006).



Şekil 2.9 CIE Lab Renk Sistemi (CIELAB, 2024)

CIELAB formülündeki renk farklılıkları ΔE^* ile gösterilir, bu da algılamadaki değişiklikleri temsil eder. Delta sembolü (Δ), fark anlamına gelirken, E algılama anlamına gelen Almanca 'Empfindung' kelimesinin ilk harfidir. ΔL^* , Δa^* ve Δb^* , iki örneğin $L^*a^*b^*$ renk parametreleri arasındaki farklarıdır. Dişler ve restorasyonlar arasındaki klinik renk uyumu ΔE^* değerlerine göre derecelendirilebilir (O'Brien, 2002a; Wee, 2006).

Test ortamına maruz kaldıktan sonra materyalin herhangi bir renk farklılığının tespit edilememesi gerekir, yani ΔE değeri sıfır olmalıdır (Seghi et al., 1989). Bir dizi araştırma, insan gözünün renk farklılığını algılayabileceği sınır değerleri belirlemiştir. İdeal koşullar altında, gözlemcilerin çoğu, ΔE değerlerinin 2,0'den fazla olduğunda renk farklılığını kolayca gözlemleyebilir, ancak 1,0'in altında renk farklılığını gözlemleyemezler (Seghi et al., 1989). Renk farklılıklarının kabul edilebilirliği ile ilgili çok sayıda araştırmada, 3,3 değeri üst sınır olarak kullanılmıştır (Inokoshi et al.; Ruyter et al., 1987).

2.3.5 Renk Ölçüm Yöntemleri

Renk tespiti görsel ve aletli renk seçimi olmak üzere temelde 2 şekilde yapılabilmektedir (Joiner, 2004; Van der Burgt et al., 1990).

2.3.5.1 Görsel renk ölçümü

Görsel renk tespiti, test edilen örnek ile ticari bir renk skalası arasında görsel karşılaştırmalar yapmak üzere tasarlanmıştır. Tespit edilen renk, kişinin radyant enerji uyarılarına nasıl tepki verdiğini ve nasıl hissettiğini belirlemektedir (Douglas, 1997; Joiner, 2004).



Şekil 2.10 Vita Classic Renk Skalası (VITA, 2024b)



Şekil 2.11 Vita 3D Mastershade (VITA, 2024a)

Görsel renk tespiti, klinik uygulamalarda sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Bununla birlikte, renk seçimi yapan kişinin yetenekleri, deneyimi, cinsiyet, yaş ve renk reseptörlerinin yorgunluğu gibi kişisel farklılıkları ve ruhsal durumu, ortamı aydınlatan ışığın şiddeti, cismin ve ışığın pozisyonu gibi çeşitli kontrolsüz faktörler, renk seçimini yanlış yapmasına neden olabilmektedir (Douglas, 1997; Joiner, 2004). Bununla birlikte, renk skalalarında yer alan renkler doğal diş renklerinin tamamını içermemekte ve üretici firmalar bu skalaları farklı şekillerde sunmaktadır. Sonuçlar CIE Lab renk sistemine dönüştürülemez (Chu et al., 2004; Van der Burgt et al., 1990). Bahsedilen tüm sorunlara rağmen, diş ve restorasyonların rengini belirlemek için görsel renk seçimi hala en yaygın yöntemdir (Dozic et al., 2011).

2.3.5.2 Renk ölçüm cihazları ile ölçüm

Görsel renk eşleştirme sürecinde, cinsiyet, yaş ve gözlemcilerin deneyimi gibi birçok faktör tam rengin elde edilmesini etkilemektedir. Bununla birlikte, enstrümantal renk eşleştirme teknikleri, daha hızlı, nesnel, kolay iletilebilen ve tekrarlanabilen bir veri sistemi sağlamaktadır (Freedman, 2011). Klinisyenlerin, doğrulama, restorasyon ve renk eşleştirme iletişimi süreçlerinde kullanılan cihazların özelliklerine ve kısıtlamalarına aşina olmaları gerekmektedir. Enstrümantal ve geleneksel renk eşleştirme yöntemlerinin birbirini tamamladığı için, ikisi birlikte kullanılırsa daha iyi estetik sonuçlar elde edilebilmektedir (Chu et al., 2018).

Enstrümantal renk eşleştirme cihazları şu şekilde sıralanmaktadır:

- Kolorimetreler
- Spektrodadyometre
- Spektrofotometre
- Dijital kamera ve görüntüleme sistemler (Chu et al., 2018)

2.3.5.2.1 Kolorimetre

Bir nesnenin yüzeyinden yansıyan ışık, kolorimetreler tarafından renk parametrelerine dönüştürülmektedir. Renkleri ve renk farklılıklarını bulmak için kullanılmaktadır (Ragain Jr, 1998). Kolorimetre ölçümleri, iletişimi daha kesin hale

getirmektedir. Ek olarak, kolorimetrik ölçüm, CIE Lab koordinatlarını kullanarak renklerin nicelleştirilmesine olanak tanımaktadır (Kandel et al., 2000; Ragain Jr, 1998). Kolorimetreler, kompakt boyut, uygun fiyat, basit kullanım, mükemmel tekrarlanabilirlik ve üstün mobilite gibi özelliklere sahiptir (Eppeldauer, 1998).

2.3.5.2.2 Spektroradyometre

Bir objenin ışıyım (radiance) ve parlaklık (irradiance) gibi radyometrik değerleri spektrodymetreler tarafından ölçülmektedir. Bu yansıma değerleri, objenin renk, parlaklık ve görüntü gibi özelliklerine sahip olmasını sağlayan kimyasal yapısından kaynaklanmaktadır. Diş hekimliği alanında, endüstri, tıp ve doğa olayları gibi birçok alanda spektrodymetreler kullanılmaktadır. Bu yöntemler, diş renginin yanı sıra seramik kor yapısının translusensi özelliğini belirlemede kullanılmaktadır (Blaes, 2002).

2.3.5.2.3 Spektrofotometre

Spektrofotometreler, diş rengi uyumu için en uygun, pratik ve esnek cihazlardan biridir (Paul et al., 2004). Bir nesneden görünen spektrum boyunca 1-25 nm aralıklarla yansıyan ışık enerjisinin miktarını ölçmektedirler (Chu et al., 2010). Spektrofotometreler, bir dedektör, ışığı dağıtma aracı, ışığı analiz edilebilir bir sinyale dönüştürme aracı ve ölçüm için bir optik sistemden oluşmaktadır (Lagouvardos et al., 2009). Konvansiyonel yöntemlere göre spektrofotometre ile elde edilen sonuçlar daha doğru ve tarafsızdır (Paul et al., 2002). Çok sayıda yüksek kaliteli ve güvenilir spektrofotometre mevcuttur. Shade-X (X-Rite, Grandville, MI) ve Crystaleyear, VITA Easyshade, VITA Easyshade Compact ve daha fazlasını sunmaktadır (Chu et al., 2010; Ragain, 2016).

2.3.5.2.4 Dijital kamera ve görüntüleme sistemleri

Son zamanlarda dijital kameraların renk ölçümünde kullanılması oldukça popüler hale gelmiştir. Bu kameralar, kullanıcıların bilgisayar becerilerini ve fotoğraf tekniklerini geliştirdiği için renk ölçümü açısından oldukça kullanışlı ve basittir (Paravina & Powers, 2004; Ristic et al., 2016).

Dijital kameralarda kolorimetrik ve multispektral yöntemler kullanılmaktadır. Kırmızı (R), yeşil (G) ve mavi (B) renk sinyalleridir, dijital kameralar tarafından gönderilmektedir. Kamera algılayıcıları, CIE standart gözlemcisi ile aynı spektral hassasiyete sahip olmadıkları için CIE XYZ değerleri ile RGB değerleri örtüşmemektedir.

Bu nedenle, ölçüm yapmak için RGB değerlerini CIE XYZ değerlerine çevirmek gerekmektedir. Bu işlem kamera karakterizasyonu olarak bilinmektedir (Paravina & Powers, 2004).

Sistemin tek bir noktanın değil, tüm objenin renk görünümünü elde edebilmesi en büyük avantajıdır. Bu, ağız ortamındaki morfoloji, yüzey yapısı, renk dağılımı ve diğer bilgileri laboratuvara aktarma yeteneğine sahiptir (Jarad et al., 2005).

2.3.6 Dış Rengi Seçimini Etkileyen Faktörler

2.3.6.1 Işık Kaynağı

Renk seçimi yapılacak dişlere ulaşan ışığın kalitesi ve şiddeti üzerindeki etkisi nedeniyle ışık kaynağı çok önemlidir (Len Boksman, 2007; Jane D Brewer et al., 2004). Bir ışığın enerji dağılımı, insanın renkleri algılamasını etkiler. Renk seçimi yaparken, hekimler herhangi bir dalga boyunun baskın olmadığı bir ışık kaynağı seçmelidir. Bunun nedeni, bir nesne belirli dalga boylarının (renk bantları) hakim olduğu ışıklar altında görüntülendiğinde, o renk gözlemci için baskın ve çekici hale gelir (Shammas & Alla, 2011).

Üç tür ışık kaynağı vardır:

Akkor ışık: Sarı dalgaların yüksek konsantrasyonda yayılmasını sağlar. Renk seçmek için uygun değil. Akkor lambaların renk sıcaklığı 2700'den 3000 °K'ye kadar değişebilir. Renk oluşturma indeksi (CRI) düşüktür. CRI, farklı nesnelerin standart bir ışık kaynağına kıyasla renklerini yeniden üretme yeteneğini ölçen bir ölçümdür. İdeal bir renk seçimi için CRI değerinin 90'ın üzerinde olması tavsiye edilir (Shammas & Alla, 2011).

Floresan Işık: Yüksek konsantrasyonda mavi dalgaları yayar. Renk seçmek için uygun değil. Floresan lambaların renk sıcaklığı 2700 ila 6500 °K arasındadır. CRI değeri 50-80'dir (Shammas & Alla, 2011).

Doğal Gün Işığı: En iyi ışık kaynağı kuzey gün ışığıdır. Çünkü beyaz ışık spektrumun yayılmasına en yakındır. Diğer ışık kaynaklarını değerlendirmek için standart olarak kullanılır. Gün ışığının ortalama renk sıcaklığı yaklaşık 6500° K'dir, ancak günün süresi, bulutluluk, nem ve kirlilik gibi faktörlere bağlı olarak değişebilir. CRI 100'e yakındır (Shammas & Alla, 2011).

Güneş ışığı, diğer ışık kaynakları ile karşılaştırıldığında standart olarak görülse de doğrudan güneş ışığı diş rengi seçiminde kullanılmamalıdır. Sabah ve akşam saatlerinde

kısa mavi ve yeşil dalgaların yansıdığı ve yalnızca daha uzun dalgaların atmosfere girdiği görülür. Bu nedenle mavi ve yeşil renkler gün ışığında yoktur, ancak sarı ve turuncu renkler gün ışığında boldur. Öğle saatlerinde parlak bir günde, kuzey gün ışığı idealdir çünkü görünür ışık spektrumunda denge halindedir (Shammas & Alla, 2011).

Bununla birlikte, diş ünite ışıkları genellikle yüksek oranda kırmızı-sarı ve düşük oranda mavi ışık yayan akkor ışıklardır, bu yüzden renk seçiminde kullanılmamalıdır (Len Boksman, 2007; Keyf et al., 2009; Sikri, 2010).

Renk seçerken ışık yoğunluğu da dikkat edilmesi gereken bir başka faktördür. Işık yoğunluğunun çok düşük olduğu durumlarda, ince ayrıntıları görmek zorlaşır ve ana rengi seçmek zorlaşır. Işık yoğunluğunun yüksek olması göz yormasına ve ana rengin yanlış seçilmesine neden olur (Keyf et al., 2009). Gözler parlak dental ışıklardan yorulur. Uzun süre dental ünite ışıklarının altında çalışırken gözler dinlendirilmeden renk seçimi yapılmamalıdır (Fondriest, 2003).

2.3.6.2 Ortam Koşulları

Renk algılamada, seçilen ortamın duvar rengi en önemli faktörlerden biridir (Fondriest, 2003). Klinik duvarlarının parlak renkler içermemesi gerekir (ÖNAL et al., 2015). Klinik ve laboratuvarlar için ideal duvar rengi, ışığı %18 geri yansıtma oranına sahip nötr gridir. Nötr gri renksizdir ve göz koni reseptörlerini sakinleştirir. Klinikler için eskiden önerilen mavi duvar rengi, günümüzde önerilmemektedir çünkü mavinin tamamlayıcı rengi olan turuncu renk algısını daha belirgin hale getirmektedir. Duvar rengi ve doktorun renkli kıyafetleri gibi çeşitli çevresel faktörler, özellikle aşınmış, parlak yüzeye sahip yaşlı dişler için önemlidir. Çünkü bu parlak yüzeyli dişler çevredeki renkleri daha iyi yansıtır ve bu nedenle yanlış renk algısı oluşturur (Fondriest, 2003).

2.3.6.3 Hasta ile İlgili Faktörler

Hastanın başının dik pozisyonda ve hekimin göz hizasında olması renk seçiminde çok önemlidir (Jane D Brewer et al., 2004). Ruj ve renkli giysiler, hekimin rengini seçerken yanıltıcı olabilir (Recen et al., 2016). Ruj uzaklaştırılmalı ve nötr renkli bir hasta örtüsü renkli giysileri örtmelidir. Bu nedenle, nötr grid rengi idealdir. Bazı araştırmalar mavi rengi de bu amaçla önermektedir. Ancak görüntünün ardından mavi, algıyı tamamlayan turuncuya yönlendiriyor. Bu durumda da turuncu koniler seçici olarak yorulmaktadır ve renk algısını değiştirmektedir (Fondriest, 2003).

Diş yüzeyindeki renklemeler ve ağız hijyeninin yetersiz olması, renk seçiminde hatalara neden olabilir. Sonuç olarak, renk seçimi yapılacak diş yüzeyindeki dış kaynaklı lekeler polisaj ile temizlenmelidir (ÖNAL et al., 2015). Dişleri kurutan herhangi bir ağız içi işlemiden önce renk seçilmelidir (Jane D Brewer et al., 2004).

2.3.6.4 Hekim ile İlgili Faktörler

Yaş, cinsiyet, iş deneyimi, göz yorgunluğu ve ruh hali gibi bir hekimin renk seçimini etkileyebilecek çok sayıda faktör vardır (Curd et al., 2006; Horn et al., 1998). Renk seçiminde doktorun cinsiyeti önemli bir rol oynamaktadır (Haddad et al., 2009). Koni hücresi pigment geni, X kromozomunda bulunur. Kadınlar tetrakromatik oldukları için heterozigotsa renk algısında ek bir avantaj sağlayabilirler. Bu bilgidan yola çıkarak, kadınların erkeklerden daha iyi renk seçtiği düşünülüyor. Yine de araştırmalar, cinsiyete bağlı renk seçiminde farklılık olmadığını göstermiştir (Ristić & Paravina, 2016).

Renk seçiminde hekimin yaşı da gösterilmiştir. İlerleyen yaşla birlikte kornea ve lensin yıpranmasıyla renk algısının değişebileceği düşünülmektedir (Recen et al., 2016).

Hekimin renk seçme başarısını etkileyen diğer faktörlerden biri de göz yorgunluğudur (Horn et al., 1998). Bir dişe veya renk skalasına beş saniyeden fazla bakıldığında göz o renge alışır. Herhangi bir renkli nesneye uzun süre bakarsanız, beyaz bir yüzeye bakarsanız, aynı nesnenin görüntüsü tamamlayıcı bir renk tonu ile ortaya çıkar. Bu durum, renk duyarlılığı olarak bilinir ve renk seçiminde oldukça etkilidir (Shammas & Alla, 2011). Yapılan araştırmalar ve bu bilgiler, hekimlerin kısa sürede yaptıkları ilk renk seçimlerinin daha doğru olduğunu göstermektedir (Fondriest, 2003).

2.3.7 Diş Hekimliğinde Renk Seçiminin Önemi

Modern diş hekimliğinde restorasyonların ve seramiklerin sadece doğal diş rengini değil aynı zamanda renk dağılımını, yarı saydamlığı ve opaklığı da taklit etmesi beklenmektedir. Doğal dişlerin anatomisini ve seramik malzemelerin teknik özelliklerini bilmeden minimal estetik sonuçlar beklenmektedir. Bir seramik restorasyonun kötü estetiği, genellikle uygun olmayan renk seçimi ve teknisyenin doğru iletişimi olmamasından kaynaklanmaktadır. Renk seçen kişi ideal olarak restorasyonları yapmalıdır, ancak ne yazık ki bazı durumlarda bu mümkün değildir. Renk bilgilerinin diş hekimi ve laboratuvar teknisyeni arasında yanlış anlaşılmasını önlemek için, diş renginin belirlenmesinden protez üretimine kadar her aşamayı kapsayan bir sistem geliştirilmelidir. Hem diş hekimi hem de laboratuvar teknisyeni genel renk teorisine ve malzeme biliminin temellerine aşınaysa sorun daha kolay aşılmaktadır (Freedman, 2011).

Renk eşleştirme bilgisi, fizik, psikoloji, psikofizik ve hatta felsefe alanlarında kullanılabilir. Renk bilimcileri, renk görme teorileri, ışığın doğası, spektrofotometrik çalışmalar, renk düzeni sistemleri ve renk boyutları gibi birçok karmaşık konuyla uğraşmaktadırlar. Renk eşleştirme ve algılamada neler olduğunu anlamak için bu kavramlar gerekmektedir (Chu et al., 2018).

Renk uyumu, sadece bir renk kılavuzundan bir sekme seçmek ve aynı renk tonlarında bir protez yapmaktan daha fazlasını içermektedir. Doğal dişlerle uyumlu bir restorasyon için uygun bir renk seçme yeteneğini geliştirmek çok önemlidir. Mevcut materyallerin ve yönergelerin hem sınırlamaları hem de avantajları hakkında bilgi sahibi olmak gerekmektedir (Chu et al., 2018). Renklerin temellerini ve renk eşleştirmenin sanatsal yönlerini dikkate alan diş hekimi, estetik bir restorasyon gerçekleştirirken dikkate almalıdır (Shillingburg et al., 1997).

3 GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Deney örnekleri özel bir diş laboratuvarında (Bizim Dental Diş Laboratuvarı, Tokat, Türkiye) hazırlanmıştır. Araştırmamız Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir.

MZ restorasyonların final rengini etkileyen; üst yapı kalınlıkları ve farklı doygunluklardaki renk seçimlerini incelediğimiz çalışmamızda MZ (VITA YZ ST Multicolor Super Translucent Zirconia) bloklar kullanıldı. MZ materyali olarak A1 ve A2 renklerde ve 1 mm, 1.5 mm, 2 mm kalınlıklarında 6 grup için her grupta 10'ar örnek olacak şekilde toplam 60 adet 1cmx1cm ebatlarında örnekler vhf K5 freze makinesi ile (Ammerbuch, Almanya) oluşturulmuştur. Dayanak materyali olarak titanyum dayanak (CupraTi-5; Whitepeaks Dental Solutions, GmbH & Co KG) kullanıldı. Bu tez çalışmasında, renk ölçümlerinin gerçekleştirilmesi amacıyla bir spektrofotometre cihazı (Vita Easyshade, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanıldı. Spektrofotometre ile yapılan ilk ölçümler, monolitik zirkonların altına titanyum altyapı örneklerini koymadan gerçekleştirilerek veriler kaydedildi. Sonrasında ise her bir gruba ait örneklerin (n=10) polisajlı yüzeyleri üstte kalacak şekilde altına titanyum örnek konularak ölçümler yapıldı ve veriler kaydedildi.

3.1 MONOLİTİK ZİRKONYA ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Çalışmamızda süper translüsenside A1 ve A2 renklerinde MZ bloklar (VITA YZ ST Multicolor Super Translucent Zirconia, Bad Säckingen, Germany) kullanıldı (Şekil 3.1).

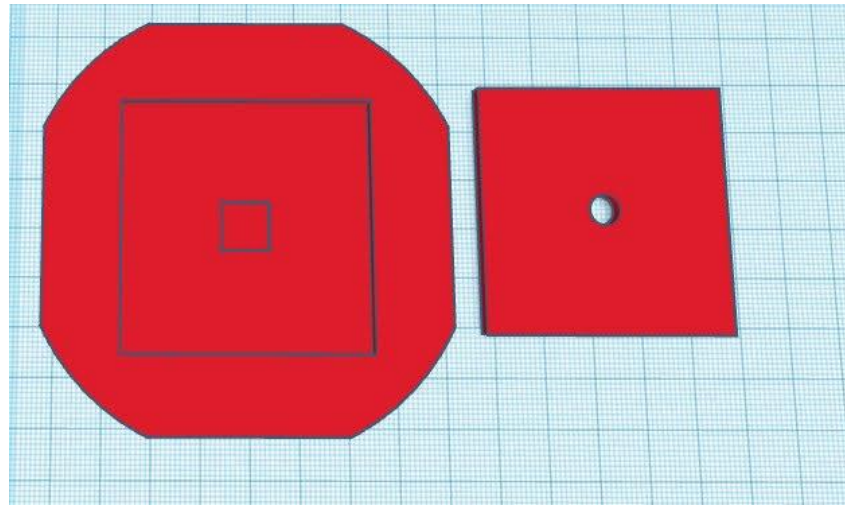


Şekil 3.1 Zirkonyum Blok (A1)-(A2)

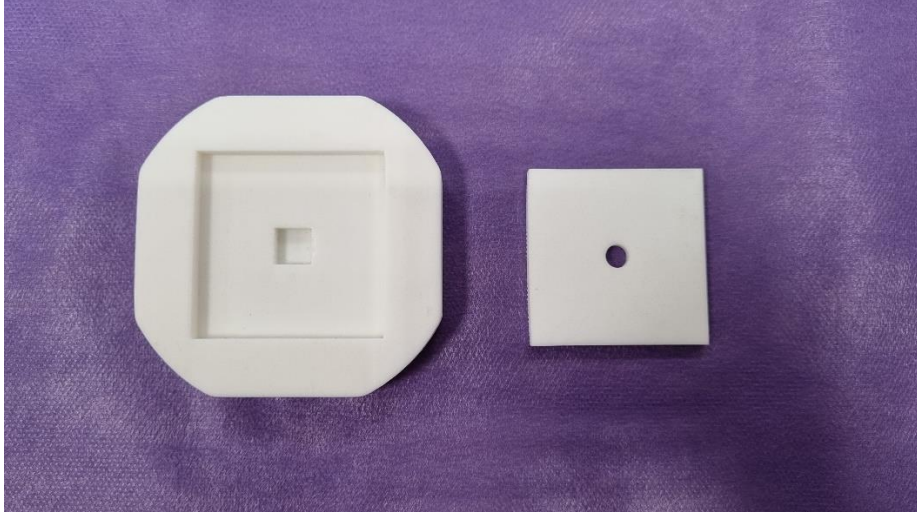
Renk ölçümleri için standart koşullar sağlamak ve beyaz arka plan oluşturabilmek amacıyla öncelikle fotopolimer rezin yapılı kalıp için tasarım oluşturuldu (Şekil 3.3). Bu tasarım 3 boyutlu yazıcı (ELEGOO Saturn 3 Ultra 12K MSLA 3D Yazıcı, Shenzhen, Çin Halk Cumhuriyeti) (Şekil 3.2) kullanılarak üretildi. Üretilen fotopolimer rezin yapılı kalıp Şekil 3.4'te gösterilmiştir.



Şekil 3.2 3 Boyutlu Yazıcı Cihazı

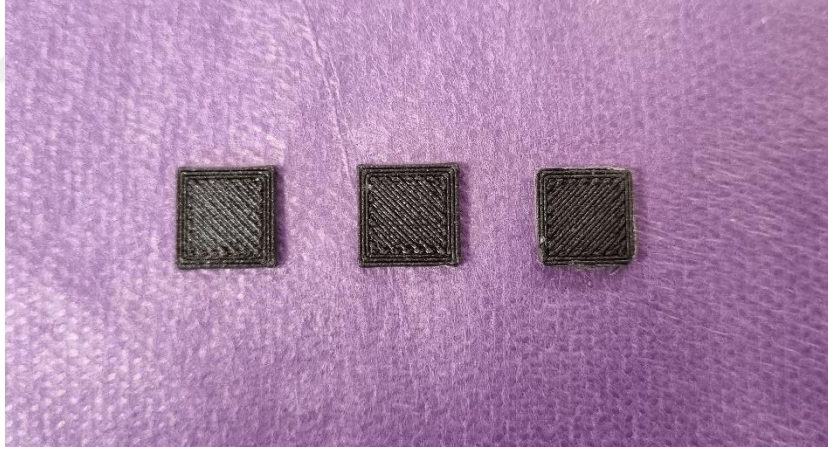


Şekil 3.3 Fotopolimer Rezin Yapılı Kalıp İçin Yapılan Tasarım



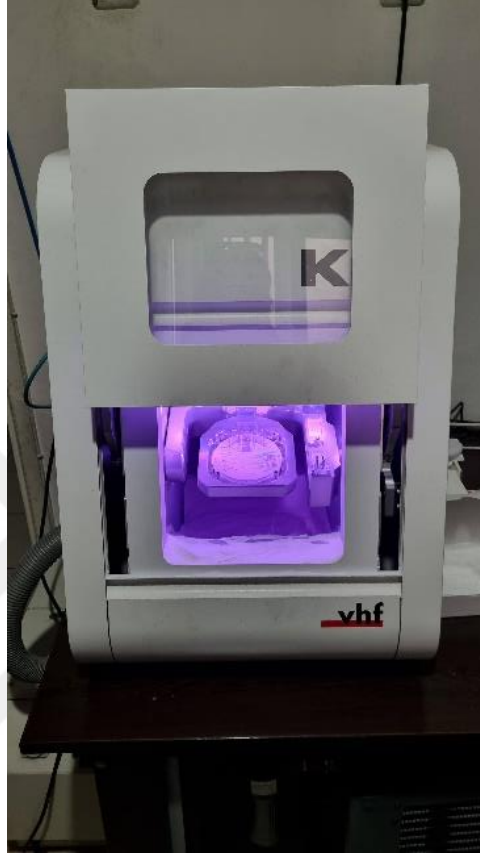
Şekil 3.4 Üretilen Fotopolimer Rezin Yapılı Kalıp

MZ örneklerin CAD/CAM’de üretiminin sağlanabilmesi amacıyla aynı 3 boyutlu yazıcı ile istenilen ebatlarda tasarımlar üretildi (Şekil 3.5).



Şekil 3.5 3 Boyutlu Yazıcıdan Çıkan Örnekler

3 boyutlu yazıcıda elde edilen örnekler 3 boyutlu tarayıcı olan Vinyl Open Air (Smart Optic, Almanya) aracılığı ile tarandı. Exocad programı ile tasarımlar yapıldı ve vhf K5 freze makinesi (Ammerbuch, Almanya) (Şekil 3.6) kullanılarak üretimler gerçekleştirildi (Şekil 3.7).



Şekil 3.6 CAD/CAM Cihazı



Şekil 3.7 Sinterizasyon Öncesi MZ Örnekler

Üretilen örnekler üretici firma talimatlarına uygun şekilde sinter makinesi (Protherm Furnaces, Ankara, Türkiye) kullanılarak 120 dk, 1530°C de sinterlendi (Şekil 3.8). MZ örneklerin, sinterleme işlemlerinin ardından oda sıcaklığında soğuması beklendi (şekil 3.9).

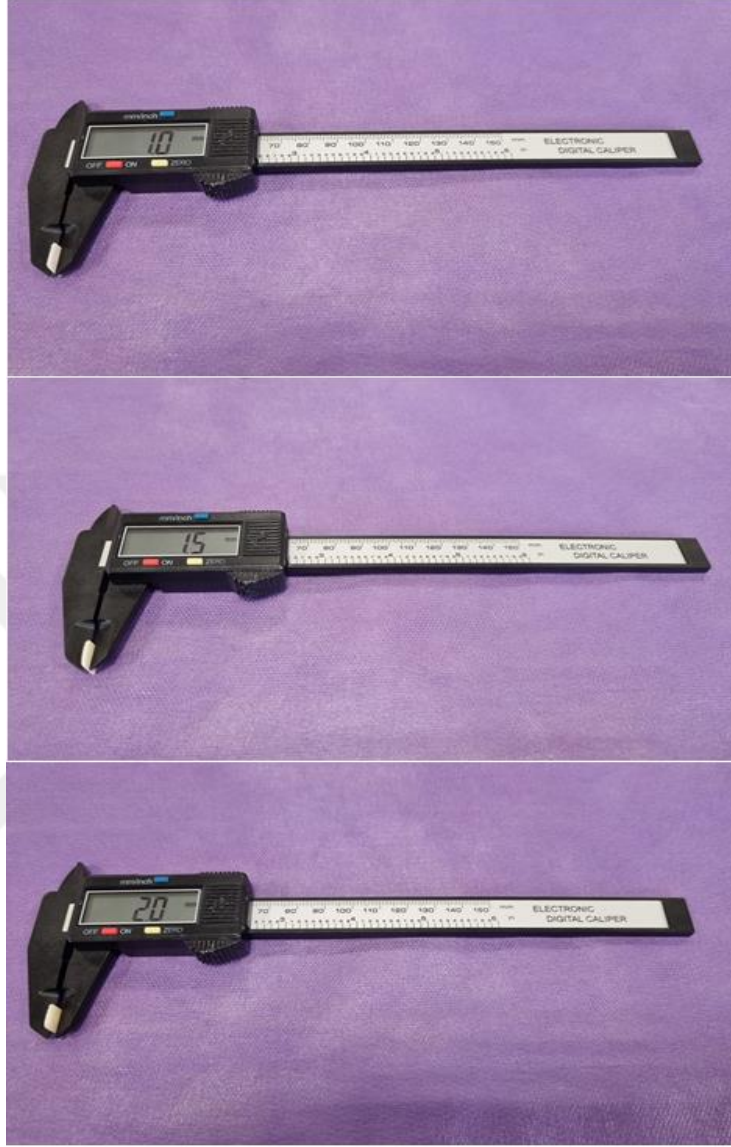


Şekil 3.8 Sinter Cihazı



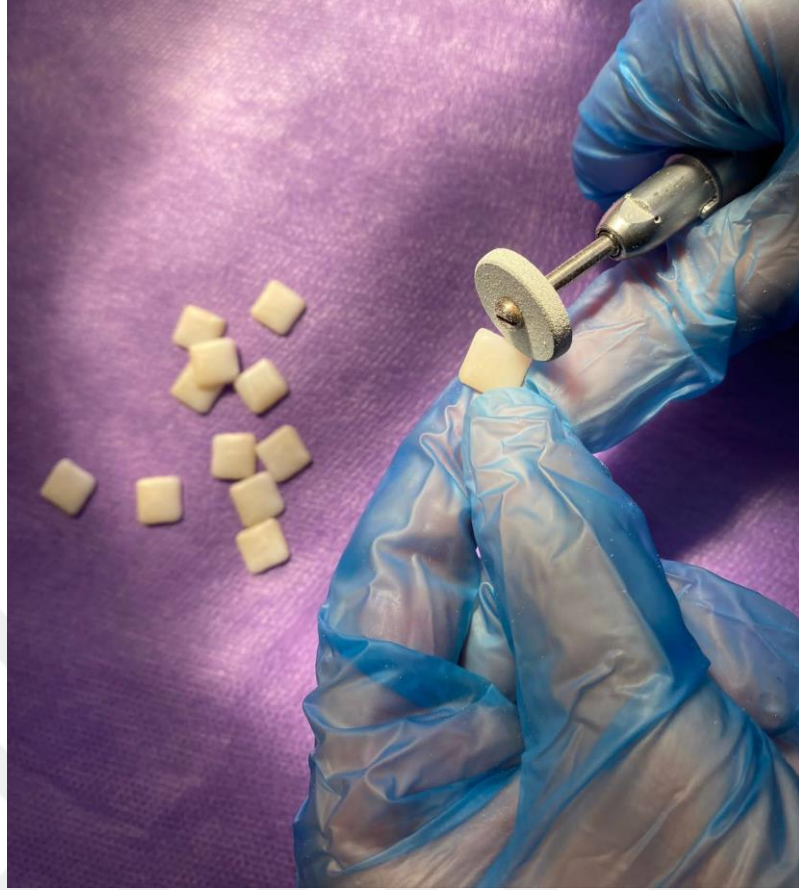
Şekil 3.9 Sinterizasyon Sonrası MZ Örnekler

Örneklerin sinterleme sonrasında 1mm, 1.5mm, 2mm kalınlığında olduğu dijital kumpas kullanılarak (MC 01010157, 150 mm, Çin) kontrol edildi (Şekil 3.10).

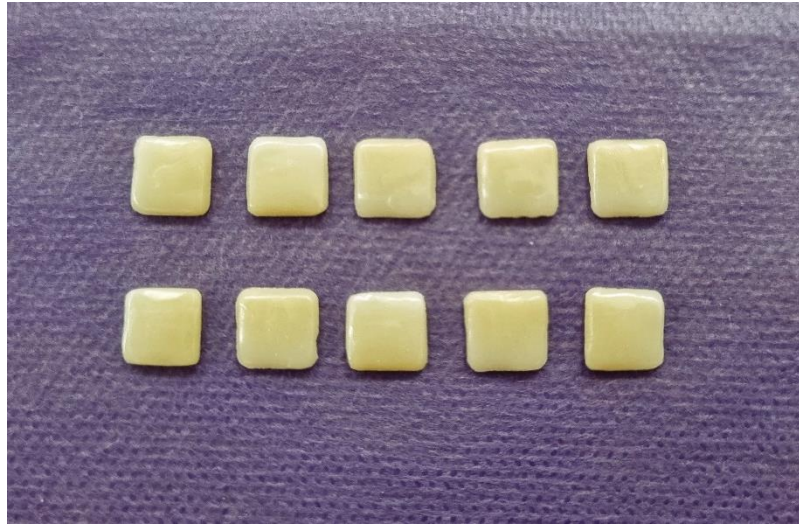


Şekil 3.10 MZ Örneklerin Kalınlıklarının Dijital Kumpas İle Ölçülmesi

Kalınlıkları kontrol edildikten sonra MZ örnekler polisaj lastiği (Horico, Almanya) ile pürüzsüz hale getirildi (Şekil 3.11). Her bir örneğe 2 dakikalık mekanik polisaj uygulandı. Her 10 örnekte polisaj lastikleri değiştirildi. Polisaj parmak basıncı olan 10 N ile gerçekleştirdi (Şekil 3.12) (Mustafa & Matinlinna, 2014; O'Brien, 2002b).



Şekil 3.11 MZ Örenklerin Polisaflanması



Şekil 3.12 Polisaaj Sonrası MZ Örenkler

Renk ölçümü yapılmadan önce, tüm örenkler distile su içeren ultrasonik banyoda 10 dakika temizlendi ve kurutuldu (Pro-sonic 600, Sultan Healthcare, ABD) (Şekil 3.13). Yüzeyler ölçüm için hazır hale getirildi. Örenkler gruplara ayrıldı;

1. Grup : A1 renkte 1 mm kalınlıkta
2. Grup : A1 renkte 1,5 mm kalınlıkta
3. Grup : A1 renkte 2 mm kalınlıkta
4. Grup : A2 renkte 1 mm kalınlıkta
5. Grup : A2 renkte 1,5 mm kalınlıkta
6. Grup : A2 renkte 2 mm kalınlıkta



Şekil 3.13 Ultrasonik Banyo

3.2 DAYANAK MATERYALİNİN HAZIRLANMASI

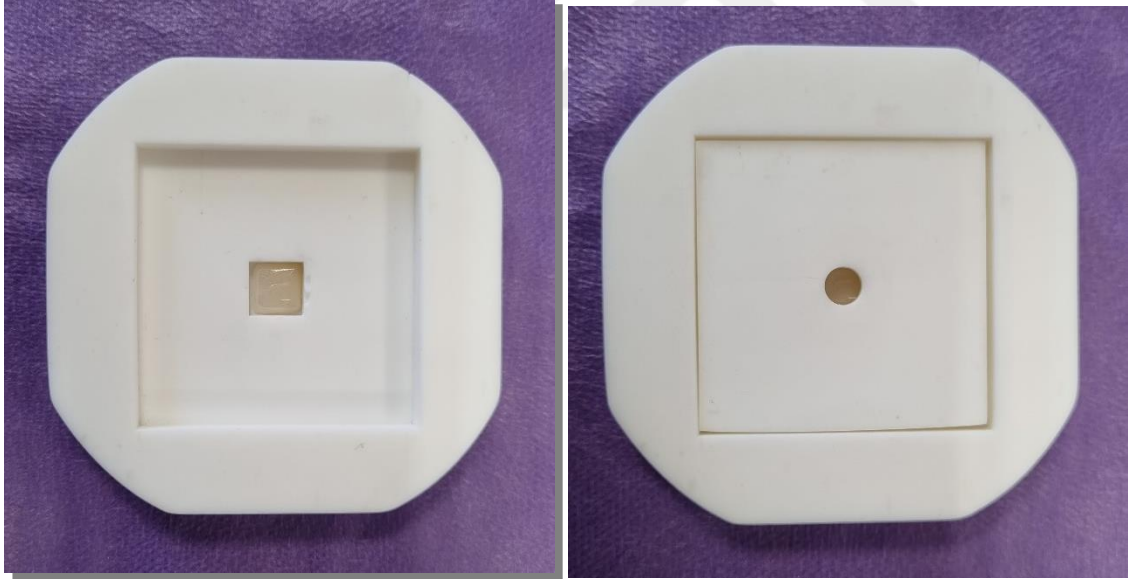
Çalışmamızda titanyum bloklardan (CupraTi-5; Whitepeaks Dental Solutions, GmbH & Co KG) 1cmx1cm ve 2 mm kalınlığında olacak şekilde sonsuz elmas frez (Horico, Almanya) ile örnek hazırlandı. Titanyum alaşımın içeriği; Grade V (Ti-6Al-4V) %6 alüminyum, %4 vanadyum, %0.25 demir, %0.2 oksijen ve %88-90 oranında titanyumdan oluşmaktadır.

3.3 MZ ÖRNEKLERİN İLK RENK ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI

MZ örnekleri hazırlandıktan sonra düzenli bir şekilde sıralandı. Bir spektrofotometre cihazı olan VITA Easyshade (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) örneklerin renklerini ölçmek için kullanıldı. Her renk ölçümünden önce, cihaz üreticinin talimatlarında belirtilen şekilde şarj aparatının üzerindeki tabla ile kalibre edildi.

Örnekler, sırayla tek tek alınarak, 3D Printerda üretilen fotopolimer rezin yapılı kalıba polisajlı yüzeyleri yukarıda konumlanacak şekilde yerleştirildi. Bu kalıp renk ölçümleri esnasında hem örneklerin hem de spektrofotometrenin ucunun sabit olarak konumlandırılmasını sağlamak amacıyla üretilmiştir. Bu kalıp iki parça olarak tasarlanmıştır. Beyaz altyapıyı oluşturan birinci parça üzerinde 1 cm x 1 cm ebatlarında ve 4 mm derinliğinde bir boşluk bulunmaktadır. Kalıbın ikinci parçasında ise, 6,5 mm çap ve 4 mm derinliğinde yuvarlak şekilde bir başka boşluk bulunmaktadır. Bu boşluk ile birinci parçadaki boşluk parçalar üst üste koyulduğunda renk ölçümünü sağlayan bir alan oluşturacak şekilde çakışmaktadır. Bu alan spektrofotometrenin örneklerin merkezinden standart ölçüm yapmasını sağlamaktadır. Ayrıca kalıbın ilk parçasındaki boşluğun arka yüzeyi, ölçümlerin standart beyaz arka plan kullanılarak yapılmasını sağlamaktadır.

MZ örnekler ilk ölçümler için fotopolimer rezin kabın merkezine yerleştirildi (Şekil 3.14). Her örnek için ölçümler CIELAB renk sistemi kullanılarak 3 kez yapılmış ve bu ölçümlerin ortalaması alınarak kaydedilmiştir. Yapılan ölçümlerin ortalamaları; L_0^* , a_0^* , b_0^* değerleri olarak kaydedildi.

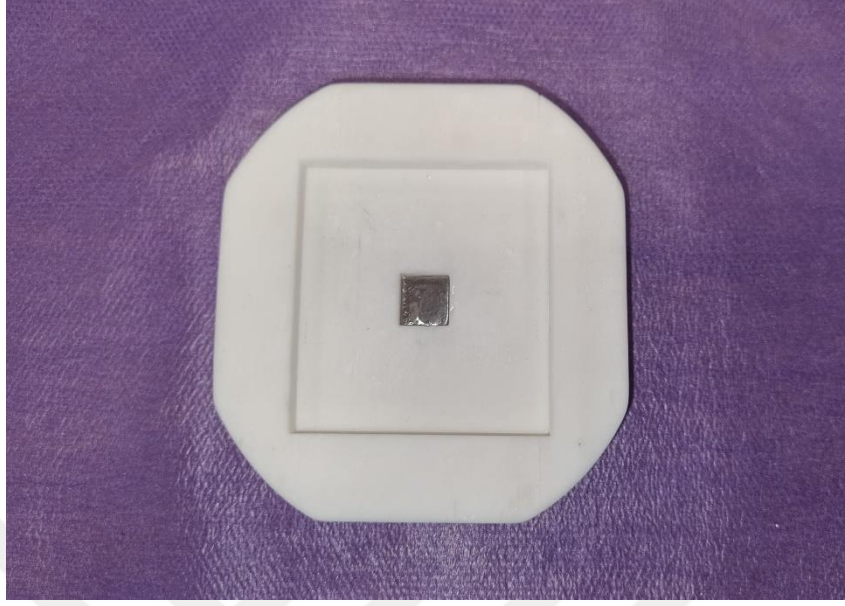


Şekil 3.14 Fotopolimer Rezin Yapılı Kalıba MZ ,Örneğin Yerleştirilmesi

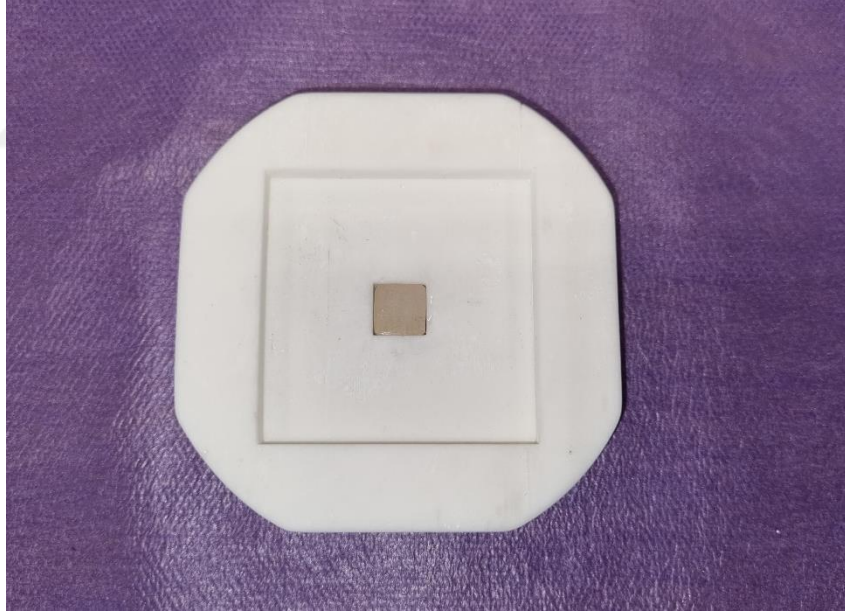
3.4 MZ ÖRNEKLERİN DAYANAK ÖRNEKLER İLE BİRLİKTE RENK ÖLÇÜMÜ YAPILMASI

Üretilen titanyum altyapı fotopolimer rezin kabın merkezine yerleştirildi (Şekil 3.15). Tüm MZ örnekler fotopolimer kabın içine yerleştirilen titanyum örneğin üzerine sıra ile yerleştirildi (Şekil 3.16). Her örnek için her defasında kalibre edilen VITA Easysshade, fotopolimer kalıbın merkezine oturtuldu ve renk ölçümü yapıldı (Şekil 3.17). Her örneğin

merkezinden yapılan ölçümler CIELAB renk sistemi kullanılarak üç kez kaydedildi. Bu değerlerin ortalamaları hesaplanarak L_1^* , a_1^* , b_1^* değerleri kaydedildi.



Şekil 3.15 Fotopolimer Rezin Kalıba Titanyum Örneğin Yerleştirilmesi



Şekil 3.16 Fotopolimer Rezin Kalıba Titanyum Üzerine MZ Örneğin Yerleştirilmesi



Şekil 3.17 Fotopolimer Rezin Kalıbın Konumlandırıcı Parçasının Yerleştirilip Renk Ölçümünün Gerçekleştirilmesi

3.5 RENK FARKLARININ (ΔE_{00}^*) HESAPLANMASI

MZ örneklerin yapılan ilk kolorimetrik ölçümleri ile elde edilen L_0^* , a_0^* , b_0^* değerleri kaydedildi. İkinci kolorimetrik ölçümler MZ örnekleri titanyum dayanaklar üzerine yerleştirilerek yapıldı ve L_1^* , a_1^* , b_1^* değerleri kaydedildi.

$$\Delta E_{ab}^* = \sqrt{(L_2^* - L_1^*)^2 + (a_2^* - a_1^*)^2 + (b_2^* - b_1^*)^2}$$
 formülü kullanılarak

her örnek için ayrı ayrı renk değişim miktarı hesaplandı. Sonrasında her grup için ΔE değerlerinin ortalaması alınarak $(\Delta E_{00}^*)_{ortalama}$ hesaplandı (Da Silva et al., 2008) .

3.6 İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRMESİ

İstatistiksel analizlerde SPSS for Windows 17.0 (IBM SPSS Statistics, ABD) programı kullanıldı. Analizlerde; tek yönlü varyans analizi (ANOVA testi) L^* , a^* ve b^* değerlerinin ikili karşılaştırmaları için Eşleştirilmiş Örneklem T-test yapıldı. $P < 0,05$ düzeyindeki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4 BULGULAR

Titanyum altyapı üzerine yerleştirilen farklı kalınlıktaki MZ örneklerin sonuç rengi üzerine etkisinin incelendiği bu çalışmada renk değerlerini ölçmek ve yorumlamak için CIELAB L, a, b ve ΔE parametreleri kullanılmıştır. L^* , a^* ve b^* değerleri arasındaki istatistiksel farklılıklar, Eşleştirilmiş T Testi (Paired Sample T Test) kullanılarak değerlendirildi. ΔE değeri için istatistiksel olarak Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) Çoklu karşılaştırmalar Tukey HSD ile yapılmıştır. P değeri 0,05 düzeyinde anlamlıdır.

4.1 MZ ÖRNEKLERİN KALINLIKLARINA GÖRE L_0^* , a_0^* , b_0^* , DEĞERLERİNİN L_1^* , a_1^* , b_1^* , DEĞERLERİYLE KARŞILAŞTIRILMASI

4.1.1 L^* Değerinin Karşılaştırılması ve İstatistiksel Yorumlanması

L^* değerleri için uygulanan Bağımlı Örneklem T testi sonuçları Tablo 4.1 de verilmiştir.

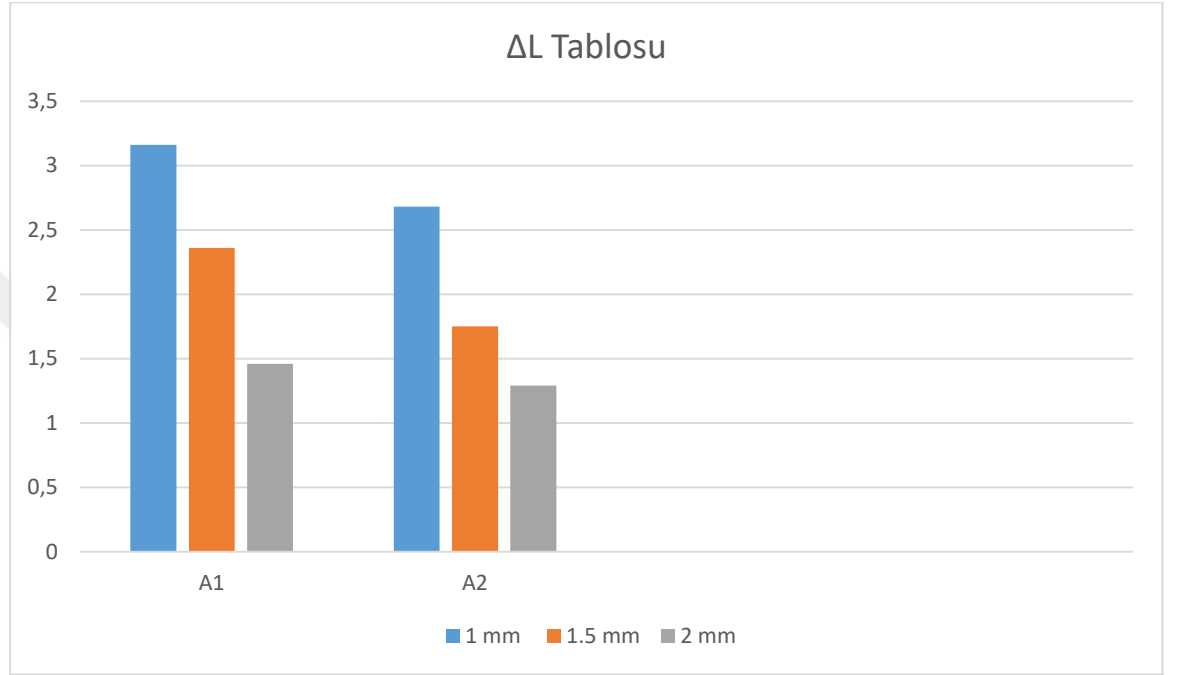
Tablo 4.1 A1 ve A2 İçin Ortalama L_0^* , L_1^* ve ΔL Değerleri, Standart Sapma (Ss) Değerleri ve İstatistiksel Analiz Sonuçları

	A1			A2		
	1 mm	1,5 mm	2 mm	1 mm	1,5 mm	2 mm
L_0^*	90,77±1,33	89,17±0,33	87,70±0,33	88,54±1,01	86,94±0,37	85,30±0,22
L_1^*	87,61±0,90	86,81±0,17	86,24±0,33	85,86±0,76	85,19±0,32	84,01±0,22
ΔL	3,16±0,91	2,36±0,31	1,46±0,18	2,68±0,51	1,75±0,35	1,29±0,30
t;p	10,973;<0,001*	24,370;<0,001*	25,121;<0,001*	16,635;<0,001*	15,652;<0,001*	13,778;<0,001*

A1 ve A2 renklerindeki tüm gruplar için L_0^* olarak yapılan ilk ölçümler sonrasında titanyum alt yapı ile ölçülen L_1^* değerinde azalma tespit edilmiştir. Bu değerlerin istatistiksel analizi Tablo 4.1 de gösterilmiştir. L_0^* ve L_1^* arasındaki değişim miktarı ΔL olarak kaydedilmiştir. ΔL kalınlık azaldıkça artmıştır. Kalınlığın artması ile ΔL azalmış, titanyumun sonuç rengi üzerindeki etki miktarı da azalmıştır. Tüm gruplarda ΔL istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P < 0,001$). ΔL değerindeki değişikliğin grafiksel ifadesi Tablo 4.2 de gösterilmiştir.

L değeri rengin açıklık/koyuluk değerini ifade eder. Elde edilen sonuçlarda L değeri azalması açıklığın azaldığını rengin koyulaştığını gösterir.

Tablo 4.2 Kalınlıklara Göre ΔL Değerini Gösteren Grafik



4.1.2 a* Değerinin Karşılaştırılması ve İstatistiksel Yorumlanması

a* değerleri için uygulanan Bağımlı Örneklem T testi sonuçları Tablo 4.2 de verilmiştir.

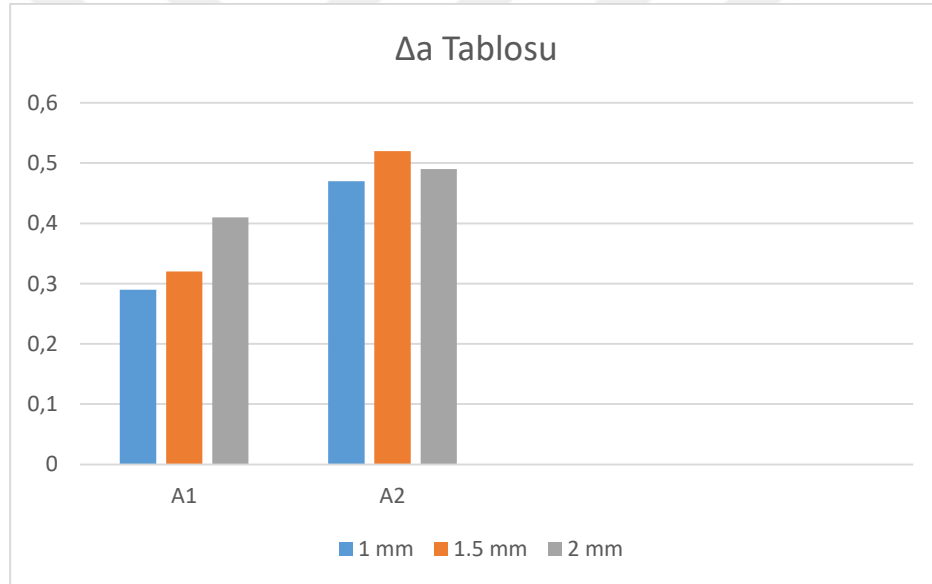
Tablo 4.3 A1 ve A2 İçin Ortalama a_0^* , a_1^* ve Δa Değerleri, Standart Sapma (Ss) Değerleri ve İstatistiksel Analiz Sonuçları

	A1			A2		
	1 mm	1,5 mm	2 mm	1 mm	1,5 mm	2 mm
a_0^*	1,37±0,42	1,47±0,11	1,59±0,06	2,03±0,21	2,42±0,11	2,53±0,07
a_1^*	1,08±0,1	1,15±0,12	1,18±0,08	1,56±0,31	1,9±0,05	2,04±0,08
Δa	0,29±0,37	0,32±0,09	0,41±0,03	0,47±0,22	0,52±0,12	0,49±0,11
t;p	2,482;0,035*	11,012;<0,001*	41,000;<0,001*	6,714;<0,001*	13,377;<0,001*	14,080;<0,001*

A1 ve A2 renklerindeki tüm gruplar için a_0^* olarak yapılan ilk ölçümler sonrasında titanyum alt yapı ile ölçülen a_1^* değerinde azalma tespit edilmiştir. Bu değerlerin istatistiksel analizi Tablo 4.3 de gösterilmiştir. a_0^* ve a_1^* arasındaki değişim miktarı Δa olarak kaydedilmiştir. Δa kalınlık azaldıkça azalmıştır. Tüm gruplarda Δa istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P < 0,05$). Δa değerindeki değişikliğin grafiksel ifadesi Tablo 4.4 de gösterilmiştir.

+a değeri kırmızılığı ifade eder. Sonuçlarda +a değeri azalarak kırmızılığın azaldığını yeşilliğin arttığını göstermektedir.

Tablo 4.4 Kalınlıklara Göre Δa Değerini Gösteren Grafik



4.1.3 b* Değerinin Karşılaştırılması ve İstatistiksel Yorumlanması

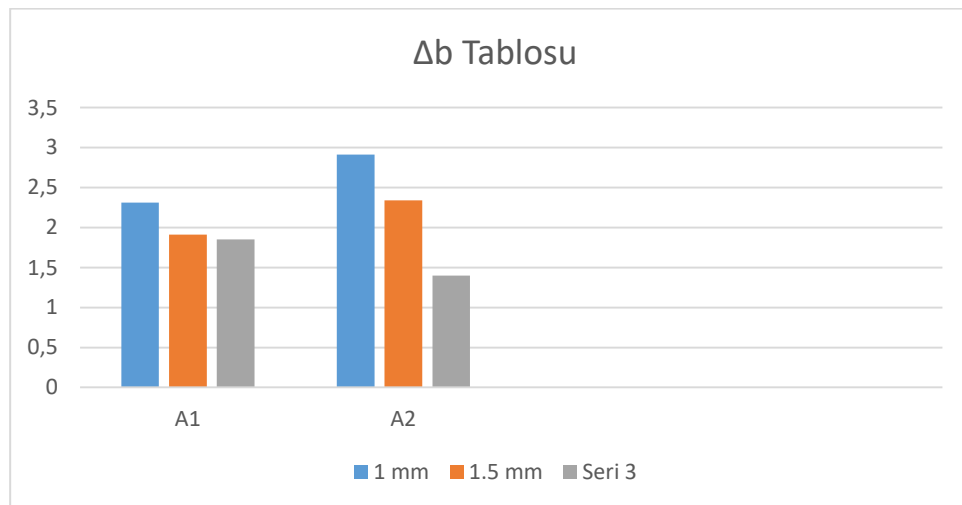
b* değerleri için uygulanan Bağımlı Örneklem T testi sonuçları Tablo 4.3 de verilmiştir.

Tablo 4.5 A1 ve A2 İçin Ortalama b_0^* , b_1^* ve Δb Değerleri, Standart Sapma (Ss) Değerleri ve İstatistiksel Analiz Sonuçları

	A1			A2		
	1 mm	1,5 mm	2 mm	1 mm	1,5 mm	2 mm
b_0^*	14,07±1,66	12,89±0,23	12,05±0,58	17,12±1,08	16,16±0,49	14,65±0,18
b_1^*	11,76±1,45	10,98±0,48	10,2±0,6	14,21±0,86	13,82±0,2	13,25±0,37
Δb	2,31±0,47	1,91±0,5	1,85±0,92	2,91±0,51	2,34±0,38	1,4±0,35
t;p	15,617;0,035*	12,083;<0,001*	6,356;<0,001*	18,090;<0,001*	19,293;<0,001*	12,663;<0,001*

A1 ve A2 renklerindeki tüm gruplar için b_0^* olarak yapılan ilk ölçümler sonrasında titanyum alt yapı ile ölçülen b_1^* değerinde azalma tespit edilmiştir. +b değeri sarılığı ifade eder. Azalan bu değer sarılığın azaldığını, maviliğin arttığını göstermektedir. Bu değerlerin istatistiksel analizi Tablo 4.5 de gösterilmiştir. b_0^* ve b_1^* arasındaki değişim miktarı Δb olarak kaydedilmiştir. Δb kalınlık arttıkça azalmıştır, titanyumun sonuç rengi üzerindeki etki miktarı da azalmıştır. Tüm gruplarda Δb istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P < 0,05$). Δb değerindeki değişikliğin grafiksel ifadesi Tablo 4.6 de gösterilmiştir.

Tablo 4.6 Kalınlıklara Göre Δb Değerini Gösteren Grafik



4.2 MZ ÖRNEKLERİN RENKLERİNE GÖRE L_0^* , a_0^* , b_0^* , DEĞERLERİNİN L_1^* , a_1^* , b_1^* , DEĞERLERİYLE KARŞILAŞTIRILMASI

4.2.1 L^* Değerinin Karşılaştırılması ve İstatistiksel Yorumlanması

L^* değerleri için uygulanan Bağımlı Örneklem T testi sonuçları Tablo 4.4 de verilmiştir.

Tablo 4.7 Aynı Kalınlıklarda Farklı Renklerdeki Örneklerin L Değerlerinin İstatistiksel Analizi

	1 mm		t;p	1,5 mm		t;p	2 mm		t;p
	A1	A2		A1	A2		A1	A2	
L_0^*	90,77±1,33	88,54±1,01	4,207; ;<0,001*	89,17±0,33	86,94±0,37	14,183; ;<0,001*	87,70±0,33	85,30±0,22	19,243; ;<0,001*
L_1^*	87,61±0,90	85,86±0,76	4,671; ;<0,001*	86,81±0,17	85,19±0,32	14,282; ;<0,001*	86,24±0,33	84,01±0,22	17,673; ;<0,001*
ΔL	3,16±0,91	2,68±0,51	1,455 ;0,163	2,36±0,31	1,75±0,35	4,124 ;0,156	1,46±0,18	1,29±0,30	1,543 ;0,140

Aynı kalınlıklara sahip örneklerde A1 ve A2 için ΔL değerindeki değişim hesaplandığında anlamlı bir sonuç bulunamamıştır. Kalınlığın aynı olduğu durumda renk doygunluğunun artması ΔL değerinde anlamlı bir etki göstermemiştir.

4.2.2 a* Değerinin Karşılaştırılması ve İstatistiksel Yorumlanması

a* değerleri için uygulanan Bağımlı Örneklem T testi sonuçları Tablo 4.4 de verilmiştir.

Tablo 4.8 Aynı Kalınlıklarda Farklı Renklerdeki Örneklerin a* Değerlerinin İstatistiksel Analizi

	1 mm		t;p	1,5 mm		t;p	2 mm		t;p
	A1	A2		A1	A2		A1	A2	
a ₀ *	1,37±0,42	2,03±0,21	4,448; <0,001*	1,47±0,11	2,42±0,11	19,347; <0,001*	1,59±0,06	2,53±0,07	33,705 ;<0,001*
a ₁ *	1,08±0,1	1,56±0,31	4,684; <0,001*	1,15±0,12	1,9±0,05	18,685; <0,001*	1,18±0,08	2,04±0,08	23,552 ;<0,001*
Δa	0,29±0,37	0,47±0,22	5,579; <0,001*	0,32±0,09	0,52±0,12	4,121 ;<0,001*	0,41±0,03	0,49±0,11	2,209 ;<0,040*

Tüm gruplarda aynı kalınlıklardaki örnekler için A1 ve A2 için Δa değerinde anlamlı sonuç elde edilmiştir ($P<0,05$). Yani aynı kalınlığa sahip üst yapılar kullanıldığında ana renk farklı ise sonuç renge olan etki anlamlı şekilde değişmektedir.

4.2.3 b* Değerinin Karşılaştırılması ve İstatistiksel Yorumlanması

b* değerleri için uygulanan Bağımlı Örneklem T testi sonuçları Tablo 4.4 de verilmiştir.

Tablo 4.9 Aynı Kalınlıklarda Farklı Renklerdeki Örneklerin b Değerlerinin İstatistiksel Analizi

	1 mm		t;p	1,5 mm		t;p	2 mm		t;p
	A1	A2		A1	A2		A1	A2	
b ₀ *	14,07±1,66	17,12±1,08	4,873 ;<0,001*	12,89±0,23	16,16±0,49	19,265 ;<0,001*	12,05±0,58	14,65±0,18	13,517 ;<0,001*
b ₁ *	11,76±1,45	14,21±0,86	4,593 ;<0,001*	10,98±0,48	13,82±0,2	17,067 ;<0,001*	10,2±0,6	13,25±0,37	13,572 ;<0,001*
Δb	2,31±0,47	2,91±0,51	2,746 ;<0,013*	1,91±0,5	2,34±0,38	2,158 ;<0,045*	1,85±0,92	1,4±0,35	1,445 ;<0,175

A1 ve A2 renklerindeki tüm gruplar için b_0^* olarak yapılan ilk ölçümler sonrasında titanyum alt yapı ile ölçülen b_1^* değerinde azalma tespit edilmiştir. b_0^* ve b_1^* arasındaki değişim miktarı Δb olarak kaydedilmiştir. Δb değeri 1 mm ve 1,5 mm kalınlıklarında ana rengin farklı olmasından anlamlı derecede etkilenmiştir ($P < 0,05$). Ancak 2 mm kalınlığında ana rengin farklı olmasından anlamlı düzeyde etkilenmediği görülmüştür.

4.3 MZ ÖRNEKLERİN ΔE DEĞERLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Tablo 4.10 Kalınlıklara Göre ΔE Değerinin İstatistiksel Analiz Sonuçları

	A1				A2			
	1 mm	1,5 mm	2 mm	F;p	1 mm	1,5 mm	2 mm	F;p
ΔE	$3,975 \pm 0,863^a$	$3,102 \pm 0,132^b$	$2,446 \pm 0,769^b$	13,030 ; <0,001	$4,008 \pm 0,597^a$	$3,005 \pm 0,207^b$	$2,01 \pm 0,165^c$	70,220 ; <0,001

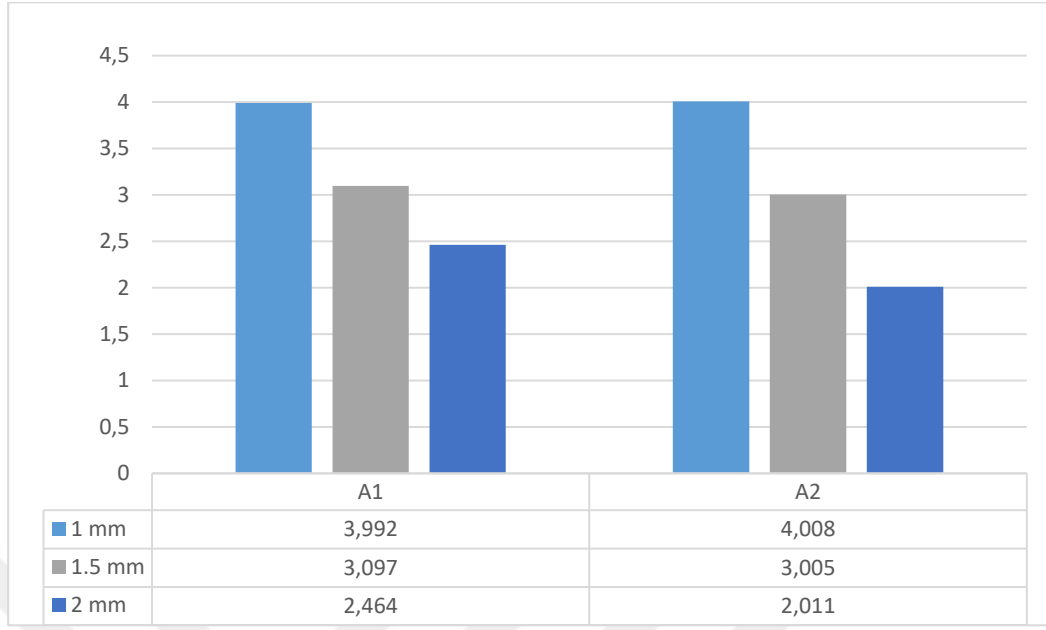
Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir.

A1 ve A2 için kalınlıklar değiştikçe ΔE değerinde anlamlı farklılıklar elde edilmiştir. ($P < 0,001$). İstatistiksel analiz Tablo 4.10 da gösterilmiştir.

A1 için tüm gruplarda ΔE değeri hesaplanmıştır. Kalınlık arttıkça ΔE değeri azalmıştır, sonuç renk daha az etkilenmiştir. Gruplar için ΔE değerinde anlamlı değişim bulunmuştur ($P < 0,001$).

A2 için tüm gruplarda ΔE değeri hesaplanmıştır. Kalınlık arttıkça ΔE değeri azalmıştır, sonuç renk daha az etkilenmiştir. Gruplar için ΔE değerinde anlamlı değişim bulunmuştur ($P < 0,001$).

Algılanabilir ΔE değeri sınırı 3,3 olarak kabul edilmiştir. Bu doğrultuda 1 mm kalınlığa sahip örnekler klinik olarak kabul edilebilir değer üzerinde renk değişimi göstermişlerdir. 1,5 mm ve 2 mm kalınlığındaki örneklerde ise bu değer altında kalan ΔE değerleri klinik olarak kabul edilebilir sonucu vermiştir.

Tablo 4.11 Kalınlıklara Göre ΔE Değerinin Değişimini Gösteren Grafik**Tablo 4.12** Aynı Kalınlıklarda Farklı Renklerdeki Örneklerin ΔE Değerlerinin İstatistiksel Analizi

	1 mm			1,5 mm			2 mm		
	A1	A2	t;p	A1	A2	t;p	A1	A2	t;p
ΔE	3,975±0,863	4,008±0,597	0,098;0,923	3,102±0,132	3,005±0,207	1,250;0,227	1,85±0,92	2,01±0,165	1,753;0,097

Aynı kalınlıklardaki gruplar için ana rengin değiştiği durumda sonuç renk değişimindeki farkta (ΔE) anlamlı bir sonuç elde edilememiştir. İstatistiksel analizi Tablo 4.12 de gösterilmiştir.

5 TARTIŞMA

Yaptığımız çalışmada farklı kalınlıklardaki ve farklı renk doygunluklarındaki monolitik zirkonya restorasyonların, implant üstü protezlerde kullanılan titanyum dayanaklar ile birlikte renk değerleri ölçülüp *in vitro* olarak değerlendirilmiştir. Bu çalışma; aynı anda çok yönlü parametreleri değerlendirilerek; yeni nesil monolitik zirkonyanın titanyum abutment üzerinde farklı renk doygunlukları ile kıyaslanarak ideal kalınlığının belirlenmesinde hekimlere rehberlik edebilecek veriler elde etmeyi amaçlamıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre; monolitik zirkonyanın kalınlığının estetik veneerlerin optik özelliklerini anlamlı düzeyde etkilediği görülmüştür. Ancak kalınlık aynıyken renk doygunluğunun değiştiği durumda sonuç renk üzerine etki anlamlı miktarda değişmemiştir.

Elde edilen bulgular doğrultusunda ‘Farklı kalınlıklardaki zirkonya restorasyonların (implant üstü sabit protezlerde) kullanımı restorasyonun final optik özelliğine etki eder’ olarak belirlenen birinci hipotez kabul edilmiştir. ‘Farklı doygunluklara sahip MZ üst yapılar renk değişim miktarına etki ederler.' olarak belirlenen ikinci hipotez reddedilmiştir.

Yapılan ölçümler sonucunda tüm gruplarda renk değişimi gerçekleşmiştir. Veneer gruplarını değerlendirdiğimizde; en düşük (ΔE_{00}^*) değeri A2 2 mm; en yüksek (ΔE_{00}^*) değeri ise A1 1 mm ve A2 1 mm için yakın değerlerde tespit edilmiş olup tüm gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmuştur ($P<0.001$). Klinik olarak kabul edilebilir ΔE değeri 3,3 olarak kabul edilmiş (Ruyter et al., 1987) ve 1,5 mm ve 2 mm kalınlığındaki üstyapıların estetik olarak kabul edilebileceği görülmüştür. Ancak özellikle estetik beklentinin yüksek olduğu hastalarda ön bölgelerde 1 mm kalınlığındaki üstyapıların beklenen estetiği sağlayamayacağı görülmüştür.

Klinikte başarılı sayılan bir renk uyumu, estetik diş restorasyonunun başarılı olmasının kritik bir bileşenidir (Wang, 2015). İstenilen estetik sonucu değerlendirmek için restorasyonun son rengi ve doğal diş görünümüne ne kadar yakın olduğunu değerlendirilmektedir. Estetik, rengin algılanması, ortamın aydınlatılması, diş ve restorasyon yüzeyinin şekli ve yapısal özelliği, seramik ve siman ışık yansımaları, hekim-laboratuvar iletişimi gibi çok çeşitli sebeplerden etkilenir (Vichi et al., 2011). İdeal bir görüntü için, kullanılacak seramiğin rengi, opasitesi, floresans ve ışık geçirgenliği özellikleri, seramiğin kalınlığı, fırınlama sayısı ve destek dişin veya dayanağın rengi, simanın optik özellikleri, kalınlığı ve rengi gibi faktörlerin dikkate alınması gerekir (Dozić et al., 2003; Montero & Gómez-Polo, 2016; Vichi et al., 2011). Zirkonya, uzun süredir diş

restorasyonlarında altyapı malzemesi olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde monolitik zirkonya restorasyonları, kabul edilebilir estetiğe, basit klinik tekniklere ve döküm altın alaşımlarına göre daha ucuzdur (Uludamar et al., 2011).

Yüksek mekanik ve fiziksel özellikler gösteren ve yüksek biouyumluluğa sahip zirkonyanın en büyük dezavantajı metale benzer oranda opak olmasıdır (Beuer et al., 2012). Bu özelliği sebebiyle zirkonya genellikle altyapı materyali olarak kullanılmıştır ve üzerine estetik olmasını sağlamak amacıyla veneer porselen uygulanarak restorasyonun daha translusens özellik göstermesi amaçlanmıştır (Li Jiang et al., 2011; Rinke et al., 2013; Sadid-Zadeh et al., 2013). Bununla birlikte, translusensi özellikleri geliştirilmiş monolitik zirkonya, estetik özelliklerinin artmasıyla tercih edilmektedir. Zirkonya (%4-5 Y-TZP), LDS veya mineden daha az translüsenttir. Anterior bölgelerde daha az tercih edilen monolitik restorasyonlar artık daha uygun bir seçenektir. Çalışmamızda, bu dezavantajları ortadan kaldıran yeni nesil monolitik zirkonya materyali seçtik. Bu materyalin mekanik ve fiziksel özellikleri LDS seramikten daha iyidir, optik özellikleri iyileştirilmiş ve translusensi özelliği artırılmıştır. Ayrıca, implant üzerinde tek üyeden üç üyeli köprülere endikasyonu vardır.

Bir restorasyonun kalınlığı translusensliğini etkileyen faktörlerden biridir. Translusensi ile seramik materyalin kalınlığı ters orantılıdır; materyalin kalınlığı azaldıkça translüsenslik özelliği artmaktadır. Seramik materyallerin kalınlıklarının azaltılması ise materyallerin dayanıklılığını azaltmaktadır (Michael J Heffernan et al., 2002). Monolitik zirkonya materyali, en küçük kalınlıklarda bile iyi mekanik özellikler gösterir. Bu nedenle, monolitik zirkonya, minimum oklüzal mesafenin olduğu durumlarda tercih edilen bir materyaldir (Zesewitz et al., 2014).

Baş ve ark.(Baş & Çakan, 2022) yaptıkları çalışmada farklı dayanak örnekleri olarak ticari titanyum, anodizasyon renkli sarı ve pembe titanyum ve zirkonya kullandılar. Zirkonya bloklardan 0,7, 0,9 ve 1,1 mm kalınlığında 30 adet zirkonya numunesi hazırladılar. Farklı renkteki abutment numunelerinin üzerine farklı kalınlıktaki zirkonya numuneleri yerleştirildiler ve spektrofotometre cihazı ile L^* , a^* , b^* değerleri ölçtüler. Zirkonyum kalınlığının artmasın ΔE , L^* , a^* ve b^* değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farka neden olduğunu ($P < 0,001$), abutment renginin etkisinin ΔE değerleri üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını buldular. Bu tez çalışmasında benzer şekilde kalınlık ile L^* , a^* , b^* ve ΔE değerlerinin kalınlıkla beraber değiştiği gösterilmiştir.

Kang ve ark. (Kang et al., 2021) 4 farklı kalınlıkta (0,5, 1,0, 1,5 ve 2,0 mm) 3 tipte (SHT Çok Katmanlı, AT Çok Katmanlı ve 3D Çok Katmanlı) plaka şeklinde (20x20 mm) Vita A2 renkli, yüksek yarı saydam monolitik çok katmanlı önceden renklendirilmiş zirkonya örnekleri ürettir. Gri ve A2 renkli altyapılar üzerinde renk ölçümlerini gerçekleştirdiler. Gri altyapı tabakalara karşı kalınlık ΔE , L^* , a^* ve b^* değerlerinde anlamlı şekilde etki etmiştir. A2 altyapı tabakalarına karşı L^* değerleri kalınlığın artmasıyla arttı; ancak a^* , b^* ve kroma değerleri sabit kaldı. $\geq 1,0$ mm kalınlıklarda, 2 altyapı arasındaki ΔE algılanamaz olduğunu buldular. Bu tez çalışmasında tüm kalınlıklarda ΔE , L^* , a^* ve b^* değerlerinde istatistiksel anlamlı değişim olduğu görülmüştür. ($P < 0,001$) ve benzer şekilde $\geq 1,0$ mm kalınlıklarda ΔE klinik olarak kabul edilebilir bulunmuştur.

Nikanjam ve ark. (Nikanjam & Tayebi, 2023) yaptığı deneysel çalışmada, A2 renkli yarı saydam zirkonyayla güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) blokları 1, 1,5 ve 2 mm ($n = 15$) kalınlığında dikdörtgen numunelere bölmüşlerdir. Altyapı malzemeleri arasında kompozit rezin(B1, D2, A2, A3 ve C3), nikel krom alaşımı, amalgam ve beyaz ve siyah alt tabaka kullanılmıştır. Kontrol grubu olarak A2 renkli kompozit rezin altyapıyı seçtiler. Renk farkının değerini (ΔE_{00}) CIEDE2000 formülü ile hesapladılar. Veri analizi, iki faktörlü tekrarlanan ölçümler ANOVA ve tek örnekli t testi ($\alpha = 0,05$) ile gerçekleştirildi. 1 mm seramik kalınlığında siyah altyapı ile maksimum ΔE_{00} ortalama değeri ($12,13 \pm 0,17$) ve 2 mm seramik kalınlığında B1 kompozit rezin altyapı ile minimum ΔE_{00} ortalama değeri ($0,02 \pm 0,17$) görülmektedir. Restorasyon kalınlığının ve altyapı farklılığının ΔE_{00} üzerinde önemli etkisi olduğunu göstermişlerdir ($P < 0,001$).

Woo ve ark. (Woo et al., 2022) A3 renkli 1 mm ve 1,5 mm kalınlığında MZ ve zirkonyum altyapılı porselen örnekler ile titanyum, beyaz gölgeli ve sarı gölgeli zirkonya altyapı kullandılar. Veri analizi için üç yönlü ANOVA ve Scheffé testi kullanıldı ($\alpha = 0,05$). Tüm zirkonya materyalleri için iki kalınlık arasındaki ortalama ΔE değerleri her arka planda önemli ölçüde farklıydı. Sarı zirkonya üzerindeki zirkonya örneklerinin ΔE değerleri diğer dayanaklara göre daha düşüktü. Beyaz gölgeli ve sarı gölgeli dayanaklar üzerindeki bazı MZ örneklerinde klinik olarak kabul edilebilir ΔE değeri ($\Delta E < 3,3$) bulunurken, 1,5 mm kalınlığındaki zirkonyum altyapılı porselen gruplarının tamamında ΔE değerini yaklaşık 3,3 veya daha az buldular. İmplant dayanakları üzerindeki farklı zirkonya materyalleri restorasyonların son rengini etkilediği, tatmin edici bir renk elde etmek için zirkonya restorasyonlarının minimum kalınlığının en az 1,5 mm olması gerektiğini buldular. Bu tez

çalışmasında da titanyum üzerindeki restorasyonun 1,5 mm ve 2 mm olduğu durumlarda sonuç rengin klinik olarak kabul edilebilir olduğu bulunmuştur ($\Delta E < 3,3$)

Jirajariyavej ve ark. (Jirajariyavej et al., 2018) implant dayanak materyali ve seramik kalınlığının optik özellikler üzerindeki etkisini araştırdılar. Araştırma, üç farklı seramik (e-max CAD, Empress CAD, Vita Suprinity) ve dört farklı kalınlık (1 mm, 1.5 mm, 2 mm, 2.5 mm) ve üç farklı dayanak materyali (titanyum, beyaz zirkonya ve sarı zirkonya) kullanarak yürütüldü. Seramik kalınlığı ve dayanak materyali çeşitleri ΔE^* değerlerini önemli ölçüde etkilemiştir. Yalnızca sarı tonlu zirkonya üzerinde 2,5 mm kalınlığında 3 seramik örneği ve titanyum üzerinde VITA Suprinity klinik olarak kabul edilebilir olarak tanımlandı ($\Delta E < 3,3$). Bizim yaptığımız bu tez çalışmasında titanyum üzerindeki restorasyonun kalınlığının 1,5 mm kalınlıkta bile klinik olarak kabul edilebilir bir sonuç renk sağladığı görülmüştür ($\Delta E < 3,3$). Bu da yeterli kalınlık sağlanamayan vakalarda MZ restorasyonların kullanımın değerlendirilebileceğini göstermiştir.

Şen ve ark. (Sen & Isler, 2020) seramik materyalin kalınlığı, çeşidi, yttria içeriği ve gren büyüklüğü, yüksek translusensideki monolitik zirkonyaların mikroyapısal, fiziksel ve optik özelliklerini inceledikleri çalışmada 3 farklı MZ ve lityum disilikat cam seramik kullanarak 0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm kalınlığında örnek hazırlamışlardır. Optik özelliklerdeki değişikliklerin seramik materyalin çeşidi ve kalınlığından etkilendiğini bildirmişlerdir.

Harada ve ark. (Kosuke Harada et al., 2016) , kalınlığın monolitik zirkonya restorasyonlarının translusensi değerleriyle ilişkili olduğunu keşfettiler. Yaptıkları çalışmada 5 farklı zirkonyum ve 1 çeşit lityum disilikat seramik ile 0.5 mm ve 1 mm kalınlığında örnek oluşturdular. Monolitik zirkonyaların kalınlıkları 0,5 mm'den 1 mm'ye yükseldikçe translusensi değerlerinin düştüğünü bulmuşlardır.

Church ve ark. (Church et al., 2016) dört farklı translusensideki monolitik zirkonyayı dört farklı kalınlıkta karşılaştırdılar (0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm) ve kalınlığın materyalin translusensi özelliğini önemli ölçüde değiştirdiğini keşfettiler.

Oh ve ark. (Oh & Kim, 2015) ; dayanak renginin, seramik kalınlığının ve koping çeşidinin zirkonya tam seramik restorasyonların final rengi üzerindeki etkisini araştırdığı bir çalışmada; 1 ve 1.5 mm kalınlıktaki üç farklı zirkonya (Lava, Cercon ve Zirkon Zahn) alt yapı örnekler kullanmıştır. Seramik kalınlığının, dayanak renginin ve koping tipinin; üç farklı zirkonya restorasyonun final rengi üzerinde önemli etkileri olduğu gösterilmiştir.

Chongkavinit ve ark. (Chongkavinit & Anunmana, 2021), yüksek transparanlıktaki CAD/CAM restorasyonların (IPS e.max CAD, IPS Empress CAD, Vita Suprinity PC) kalınlığının (1 mm, 1.5 mm ve 2 mm) ve siman renginin (sarı ve transparan) titanyum, sarı zirkonya ve beyaz zirkonya dayanakları üzerindeki etkilerini araştırdılar. Farklı seramik kalınlıkları, seramik tipleri ve dayanak malzemeleri için anlamlı farklılıklar bulundu ($P \leq .001$). Titanyumlu 1,5 ve 2,0 mm seramiklerde ve sarı zirkonya arka planlı 2,0 mm seramiklerde klinik olarak kabul edilebilir bir renk tonu ($\Delta E \leq 3.3$) bulundu. Ancak deney grubu ile kontrol grubu arasındaki renk, 2 siman grubu için de benzerdi ($P > 0.05$). Bu tez çalışmasında MZ için de benzer sonuçlar elde edilmiştir. Titanyum altyapı varlığında MZ için de 1,5 mm ve 2 mm kalınlıkları için klinik olarak kabul edilebilir sonuç renk elde edilmiştir.

Materiyalin kalınlığı, ışığın içinden geçtiği yolu daha fazla artırır. Bu nedenle ışık daha fazla absorbe edilir ve yayılır ve materyalden geçen ışık miktarı azalır (Kim et al., 2016). Bu nedenle, opak tabakadan ışık daha az yansır (Peixoto et al., 2007). Bir cisimden geri dönen ışık miktarının azalması, L^* değerinin azalmasına neden olur. Daha önceki araştırmalar, çeşitli kalınlıklarda tam seramik sistemlerinin ışık geçirgenliğini etkilediğini göstermiştir. Bu bulgular, materyal kalınlığının optik parametreleri doğrudan etkilediğini göstermektedir (Bayindir & Koseoglu, 2020; Kim et al., 2016; Sulaiman et al., 2015; Tabatabaian et al., 2018; Tabatabaian et al., 2017).

Li ve ark. (Li et al., 2024) yaptıkları çalışmada seramik türü ve kalınlığın sonuç renge etkisini araştırmışlardır. A2 renkte üç tip seramik malzemeden (IPS e.max CAD HT/MT/LT, IPS Empress LT ve VITA Suprinity HT/T) 1,0, 1,5 ve 2,0 mm kalınlığında örnek üretmişlerdir ($n=10$). Örnekler siyah beyaz fonda ve dört rezin alt katmanına (A2, A4, B3 ve C4 tonlarda) karşı renk parametreleri bir spektrofotometre ile ölçüldü. Yarı saydamlık parametresi (TP), standart beyaz ve siyah arka planlar üzerinde ölçülen renk parametreleri kullanılarak hesaplandı. Seramik türü, kalınlığı ve fon rengi ΔE değerlerini önemli ölçüde etkilemiştir ($P < 0.001$). A2 alt katmanı hariç numunelerin L^* ve b^* değerleri seramik kalınlığı arttıkça artarken, ΔE değerleri azaldı. Tüm 1,0 mm kalınlığındaki numunelerin veya C4 altyapı tonu üzerindeki tüm numunelerin renk farkının, klinik olarak kabul edilebilir eşiği aştığını gösterdiler ($\Delta E > 3,3$).

Bayındır F ve ark. (Bayindir & Koseoglu, 2020) tarafından yürütülen bir çalışmada, monolitik zirkonyumun (0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm) optik özellikleri ölçülmüştür. Bu çalışmada altyapı olarak şeffaf veya opak self-etch adeziv rezin siman kullanılmıştır. Yüksek translüsensi zirkonya örneklerinin artan kalınlıkları ile istatistiksel olarak anlamlı ($P < 0.001$) değişiklikler bulundu. Hem şeffaf hem de opak simanla birlikte numunelerde kalınlık arttıkça TP, L* ve b* değerleri azalmış, a* değerleri ise artmıştır ($P < 0.001$). En düşük ΔE değeri (2 mm için 1,19), monolitik zirkonyum şeffaf siman ile gözlemlendi. En yüksek ΔE değeri (0,5 mm için 8,05) monolitik zirkonya ve opak siman kombinasyonunda gözlemlendi. Materyal kalınlığı ve siman renginin, yüksek yarı saydam monolitik zirkonyanın rengini ve yarı saydamlığını etkilediğini gösterdiler.

Tabatabaian ve ark. (2018) (Tabatabaian et al., 2018); iki farklı markada ve üç farklı kalınlıkta (0.7 mm, 0.9 mm ve 1.1 mm) zirkonya örnekleri hazırlandı ve A4 renkli fonda spektrofotometreyle ölçümler yaptılar, zirkonya kalınlığının nihai renk üzerindeki etkisini araştırdılar. Ortalama ΔE^* değerleri 2,4 ile 4,1'dir. Zirkonya markasının ΔE^* değerini etkilemediği ancak zirkonya kalınlığının etkilediği gösterilmiştir. Bu in vitro çalışma, monolitik zirkonya seramiğinin kalınlığının nihai rengini etkilediği ve kabul edilebilir bir nihai renk elde etmek için en az 0.9 mm kalınlığa sahip olması gerektiği sonucuna vardı.

Tabatabaian ve ark. (2020) (Tabatabaian et al., 2020) başka bir çalışmada, yüksek translüsenside monolitik zirkonyanın renk uyumluluğunu farklı arka planlarda incelediler. A2 renkli 0.7 mm, 0.9 mm, 1.1 mm, 1.4 mm ve 1.6 mm kalınlığında monolitik zirkonya örnekleri A1, A2, A3, A3.5, B1 ve B2 kompozit rezin, A3 zirkonya, altın rengi alaşım, nikel-krom alaşımı, amalgam ve A3 ve A2 renkli dişler üzerinde renk ölçümleri gerçekleştirdiler. Seramik kalınlığı, arka plan tipi ve bunların etkileşiminin ΔE^* 'yi önemli ölçüde etkilediğini buldular ($P < 0.001$). Çalışmanın bulgularına göre, 1.1 mm ≤ kalınlığındaki monolitik zirkonya örneklerinde yalnızca A2 ve A3 renklerindeki dentin üzerinde klinik olarak kabul edilebilir ΔE_{00}^* değerler bulundu.

Ilie ve ark. (Ilie & Stawarczyk, 2015) yaptıkları çalışmada yarı saydam ve geleneksel zirkonya ve cam seramikten geçen ışık miktarının (360 ila 540 nm) malzeme kalınlığına ve farklı polimerizasyon modlarına göre değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Altı yarı saydam ve bir geleneksel zirkonya (negatif kontrol) ve bir cam seramik (pozitif kontrol) kullanıldı. Her malzemeden ve kalınlıktan (0.5, 1, 1.5, 2, 2.5, 3 mm) on adet numune ürettirildi (n=480). Tüm malzemelerde yarı saydamlık ve oranının numune kalınlığına bağlı olarak katlanarak azaldığını buldular. Zirkonya cam seramiğe göre daha az yarı saydamdı, ancak yarı

saydamlık malzeme kalınlığıyla daha yavaş azaldı, böylece 2.5 ila 3 mm numune kalınlığında cam seramiğin yarı saydamlığına yaklaşmıştır.

Kullanılan dayanak materyalin, implant üstü sabit protetik tedavilerde istenilen estetiği sağlamak için implant çevresindeki yumuşak dokularla ve doğal dişlerle uyumlu olması gerekir. Bu nedenle, estetik bölgedeki dayanak seçiminde implantların konumu, açısı, mukogingival estetik, dişeti kalınlığı, hastanın gülme hattı, protetik restorasyon için kullanılan materyalin türü ve finansal koşullar göz önünde bulundurulmalıdır (Christensen, 2008). Günümüzde, implant üstü restorasyonlarda titanyum ve seramik dayanaklar tercih edilen çeşitlerdir. Titanyum dayanaklar, seramik dayanakların optik özelliklerine göre daha düşüktür (Andersson et al., 2003; Boudrias et al., 2001; Magne et al., 2008). Seramik dayanakların translusensi özellikleri, doğal dişlerle uyum gösteren optik özelliklere sahip estetik restorasyonlar yapmak için kullanılabilir. Bununla birlikte, ti-base olarak bilinen metal bir ara parça üzerine zirkonya veya LDS yapıların simante edilmesiyle elde edilen hibrit dayanak fikri ortaya çıktı (Carvalho et al., 2014; Chang et al., 2015; Rojas Vizcaya, 2018).

Titanyum dayanakları düşük maliyetli, klinik ve laboratuvar aşaması kolay olan ve doğal dişin optik özellikleri ile istenilen estetik uyumu karşılayamayacağını bildiren çalışmalar mevcuttur (Dede et al., 2013; Kohal et al., 2008). Titanyum dayanağın peri-implant mukozada grimsi bir renk değişikliğine neden olmasının da bir dezavantajı vardır (Bressan et al., 2011; Dede et al., 2013; Zembic et al., 2009).

Jung ve ark. (Zembic et al., 2009), metal (titanyum ve döküm altın alaşımı) ve alumina dayanaklar çevresindeki mukozadaki renk değişimini spektrofotometre kullanarak değerlendirdi. Alumina dayanakların üst yapısında alumina seramikler kullanılırken, metal dayanakların üst yapısında metal seramik restorasyonlar kullanılmıştır. Araştırmacılar, metal dayanaklara ($\Delta E^*=5.2$) göre alumina dayanaklarda ($\Delta E^*=3.14$) daha yüksek renk değişimi olduğunu göstermiştir.

Titanyum içeren malzemelerin peri-implant mukozadaki renk değişikliğini önlemek için elektrokimyasal anodizasyon teknikleri kullanılmaktadır. Bu yöntemle, titanyumun mekanik özellikleri aynı kalırken, oksit katmanı kalınlaştırılabilmiştir. Oksit tabakası kalınlaştırıldığında, ışık geçiş efektleri diş yapıları ile uyumlu bir renk değişikliği oluşturur. Bu, protetik diş hekimliğinde faydalı olabilir (Wadhwani et al., 2018). Anodizasyon yoluyla

elde edilen sarı rengin, diş eti dokularında implantların görünümünü iyileştirmek için etkili bir renk seçeneği olduğu gösterilmiştir (Lee et al., 2016; Wadhwani et al., 2018). Anodizasyon yöntemi kullanılarak, titanyum dayanaklar estetik ve mekanik gereksinimleri karşılayabilir. Zirkonya ve hibrit dayanaklar gibi tam seramik kullanımı gerektirmeksizin, estetik ve mekanik gereksinimleri karşılayabilirler (Kılınç et al., 2020).

Dede ve ark. (Arif et al., 2018), orta opasite ve yüksek translusent LDS seramik, alumina seramik ve zirkonya dahil olmak üzere implant dayanak materyalinin çeşitli seramik kron sistemlerinin renklerini etkilediğini araştırdı. Çalışma, zirkonyanın implant destekli seramik restorasyonlar için daha uygun bir dayanak materyali olabileceği sonucuna varmıştır. Ayrıca, LDS seramikler için titanyum üzerindeki "kabul edilebilir" eşiğin üzerinde bulgular göstermiştir (Dede et al., 2016). Benzer şekilde, Arif ve ark. (Arif et al., 2018), üç farklı dayanak ve üç farklı seramik sistemi ile yapılan bir çalışmada, monolitik ve tabakalı LDS seramiklerin ve tabakalı zirkonya seramiklerinin, zirkonya dayanakları veya opak uygulanan titanyum dayanakları üzerinde klinik olarak "kabul edilebilir" renk değişimlerine neden olduğunu buldu.

Martinez-Rus ve ark. (Martínez-Rus et al., 2017) zirkonya, titanyum (pembe ve altın rengi) ve anodize titanyum (altın rengi) dayanakların implant destekli LDS tek kronların optik sonucu üzerindeki etkilerini araştırdı. Yazarlar, restorasyon sırasında tüm implant dayanak materyallerinin, kontrol grubuna göre belirgin renk farklılıklarına neden olduğunu keşfettiler. Ancak zirkonya dayanaklar, en düşük ΔE^* değerlerini göstermiştir. Bu araştırmanın sonuçları, zirkonyanın iyi renk eşleştirme yeteneği olduğu fikrini desteklemiştir. Bir başka çalışmada Tabatabaian ve ark. (Tabatabaian et al., 2016) zirkonyanın çeşitli yüzeyler üzerindeki renk maskeleyme yeteneğini inceledi. Bu çalışmada, baz metal alaşımı, kıymetsiz altın renkli alaşım ve zirkonya seramik olmak üzere üç farklı kor malzemesinin 0.5 mm'lik zirkonyanın renklerini nasıl değiştirdiğini inceledi ve zirkonyanın diğer iki malzemenin estetik avantajlarını gösterdi.

Kılınç ve ark. (Tabatabaian et al., 2016); 1.5 mm kalınlığındaki MZ üzerinde rezin siman ile birlikte titanyum, opak uygulanmış titanyum, anodize sarı titanyum ve zirkonya dayanak üzerinde spektrofotometre ile ölçümler yaparken, dayanak materyallerinin farklı olmasının implant üstü tam seramik restorasyonların nihai rengine etkilerini değerlendirdi. Restorasyonun nihai rengi, anodize sarı ($\Delta E^*=1.75$) ve opak uygulanmış titanyum ($\Delta E^*=2.44$) dayanak konfigürasyonları ile "klinik olarak kabul edilebilir" seviyede oluşmuştur.

İmplant üstü sabit bir protez planlamasında kullanılacak restoratif materyalin çeşidi, kalınlığı ve ideal dayanak materyalini içeren çalışmalar yeterli gibi gözüktükçe de, yeni güncel materyaller ile birlikte bu çalışmaların tekrar desteklenmesi gerekmektedir. Bu in-vitro çalışmanın amacı, farklı kalınlıktaki monolitik zirkonya restorasyonlarının nihai optik özelliklerini nasıl etkilediğini belirlemektir. Çalışmamızın bulguları doğrultusunda, monolitik zirkonyanın kalınlığının sonuç rengini etkilediği belirlenmiştir ($P<0.001$). Klinisyenlerin, özellikle estetik beklentilerin yüksek olduğu vakalarda, birden fazla faktörü aynı anda değerlendirmesi daha etkili olacaktır. Altyapı değişikliği veya üstyapıda MZ yerine farklı seramik materyallerin kullanılması değerlendirilebilir.

Literatüre bakıldığında, araştırmaların titanyum ve zirkonya dayanakları kapsadığı görülmektedir. Daha güncel olan anodize titanyum ve hibrit dayanakların da karşılaştırıldığı çalışmalar yapılabilir. Titanyum dışında kullanılan dayanak materyallerinin estetik başarısını tam olarak anlayabilmek ve kesin sonuca varılabilmesi için geniş hasta gruplarını içeren ve uzun süreli takipleri yapılmış randomize kontrollü klinik çalışmalara ihtiyaç olduğu görülmektedir. Bu çalışmada tek bir veneer materyali değerlendirilmiştir. Optik özellikleri etkileyebilen farklı translusensiye, kalınlığa ve renge sahip veneer materyalleri kullanılabilir. Siman rengi bu çalışmada şeffaf kabul edilip sonuç renge etkisi göz ardı edilmiştir. Başka bir çalışmada siman rengi de dahil edilip farklı simalarla çalışmalar yapılabilir.

6 SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının sınırlamaları dâhilinde elde edilen sonuçlar ve yapılan öneriler şu şekildedir;

1. Bu tez çalışmasının sonucunda 2 mm kalınlıkla bile tüm gruplarda L^* , a^* , b^* ve ΔE değerlerinde anlamlı değişim olduğu, titanyum altyapının varlığında sonuç rengin mutlaka etkileneceği bilgisi elde edilmiştir ($P<0.05$).
2. Sonuç rengin etkilenme miktarının kalınlığa bağlı olduğu gösterilmiştir ($P<0.05$). Kalınlık arttıkça ΔE değerleri azalmış istenen sonuç rene yaklaşmıştır.
3. Çalışmamızda kullanılan A1 ve A2 renkli gruplar için kalınlıkların aynı olduğu durumda L^* değeri anlamlı bir şekilde değişmemiş, açıklık/koyuluk değerinin ana reneğe bağlı olmadığı görülmüştür. a^* değerinin ise ana reneğe bağlı olarak tüm gruplarda etkilendiği görülmüştür. b^* değerinin ise kalınlık ile etkilendiği 1 mm, 1.5 mm de değiştiği, 2 mm de değişmediği görülmüştür ($P<0.05$).
4. Sonuç rengin etkilenme miktarının ana reneğe bağlı olmadığı görülmüştür.
5. Klinik olarak restorasyon uyumlarken kole bölgesinde aşındırma yapıp MZ kalınlığı azaltılır. Kalınlığın azalması kolede renk yansımalarını artırır.
6. 1,5 mm ve daha fazla kalınlığın sağlanamadığı restorasyonlarda ise implant üstü protez yapılırken altyapı değişikliğine gidilerek estetik beklentinin yüksek olduğu vakalarda seramik abutment, anodize titanyum seçenekleri değerlendirilmelidir.
7. Tüm kalınlıklarda anlamlı şekilde ΔE değeri değişmiş olsa bile 1,5 mm ve 2 mm kalınlıklarda klinik olarak kabul edilebilir sonuç elde edilmiştir. Bu da implant üstü MZ restorasyonlarda estetik sonuç elde edilebileceğini göstermiştir. 1 mm kalınlıkta klinik olarak kabul edilebilir bir sonuç renk elde edilememiştir.

KAYNAKLAR

- abutment, s. (2024). seramik abutment. <https://www.semanticscholar.org/paper/Ceramic-abutments-and-ceramic-oral-implants/43ad398a897329ac73d270890323dec4afd9eb1d>
- abutment, t. (2024). titanyum abutment
<https://dentegris.com.tr/titanyum-abutment>
- Agrawal, V., & Kapoor, S. (2013). Color and shade management in esthetic dentistry. *Univers Res J Dent*, 3(3), 120-127.
- Ahmad, I. (2008). *Protocols for predictable aesthetic dental restorations*. John Wiley & Sons.
- Albrektsson, T., Sennerby, L., & Wennerberg, A. (2008). State of the art of oral implants. *Periodontology* 2000, 47(1), 15-26.
- Andersson, B., Glauser, R., Maglione, M., & Taylor, Å. (2003). Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *International Journal of Prosthodontics*, 16(6).
- Andersson, B., Schärer, P., Simion, M., & Bergström, C. (1999). Ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: a prospective 2-year multicenter study. *International Journal of Prosthodontics*, 12(4).
- Andersson, B., Taylor, Å., Lang, B. R., Scheller, H., Schärer, P., Sorensen, J. A., & Tarnow, D. (2001). Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1-to 3-year multicenter study. *International Journal of Prosthodontics*, 14(5).
- Arif, R., Yilmaz, B., Mortazavi, A., Ozcelik, T. B., & Johnston, W. M. (2018). Effect of metal opaquer on the final color of 3 ceramic crown types on 3 abutment configurations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(3), 375-381.
- Aschheim, K. W. (2014). *Esthetic dentistry: a clinical approach to techniques and materials*. Elsevier Health Sciences.
- Att, W., Kurun, S., Gerds, T., & Strub, J. R. (2006). Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(2), 111-116.
- Baş, B., & Çakan, U. (2022). Evaluation of the effect of anodization-colored titanium abutments and zirconia substructure thickness on zirconia substructure color: An In vitro study. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 25(12), 2024-2029.
- Başbuğ Aydın, S. Gövde uzunluğunun zirkonya alt yapıli sabit parsiyel protezlerin klinik başarısına etkisi.
- Batson, E. R., Cooper, L. F., Duqum, I., & Mendonça, G. (2014). Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 770-777.
- Bayindir, F., & Koseoglu, M. (2020). The effect of restoration thickness and resin cement shade on the color and translucency of a high-translucency monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(1), 149-154.
- Bayramoğlu, E. İmplant üstü üç ve dört üyeli köprülerde metal üzerine preslenmiş porselen ile zirkonyum üzerine preslenmiş tam seramik ve konvansiyonel metal seramik restorasyonların marjinal ve internal uyum açısından karşılaştırılması.
- Berns, R. S., & Reiman, D. M. (2002). Color managing the third edition of Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, 27(5), 360-373.
- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 204(9), 505-511.
<https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.350>
- Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gueth, J.-F., Edelhoff, D., & Naumann, M. (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental materials*, 28(4), 449-456.
- Billmeyer, F. W., & Saltzman, M. (1981). Principles of color technology. (No Title).

- Björkner, B., Bruze, M., & Möller, H. (1994). High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulfate: an indication of gold allergy? *Contact dermatitis*, 30(3), 144-151.
- Blaes, J. (2002). Today's technology improves the shade-matching problems of yesterday. *Journal (Indiana Dental Association)*, 81(4), 17-19.
- Blatz, M. B., Bergler, M., Holst, S., & Block, M. S. (2009). Zirconia abutments for single-tooth implants—rationale and clinical guidelines. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 67(11), 74-81.
- Blue, D. S., Griggs, J. A., Woody, R. D., & Miller, B. H. (2003). Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent*, 90(3), 247-254. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(03\)00368-8](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(03)00368-8)
- Boksman, L. (2007). Shade Selection: Accuracy and Reproducibility. *Ontario Dentist*, 84(4).
- Boksman, L. (2007). Shade selection: accuracy and reproducibility. *Ontario Dentist*, 84(4), 24.
- Boudrias, P., Shoghikian, E., Morin, E., & Hutnik, P. (2001). Esthetic option for the implant-supported single-tooth restoration-treatment sequence with a ceramic abutment. *JOURNAL-CANADIAN DENTAL ASSOCIATION*, 67(9), 508-515.
- Branemark, P.-I. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 16, 1-132.
- Bremer, F., Grade, S., Kohorst, P., & Stiesch, M. (2011). In vivo biofilm formation on different dental ceramics. *Quintessence international*, 42(7).
- Bressan, E., Paniz, G., Lops, D., Corazza, B., Romeo, E., & Favero, G. (2011). Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res*, 22(6), 631-637. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02008.x>
- Brewer, J. D., Wee, A., & Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dent Clin North Am*, 48(2), v, 341-358. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2004.01.004>
- Brewer, J. D., Wee, A., & Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics*, 48(2), 341-358.
- BULTAN, Ö., ÖNGÜL, D., & TÜRKOĞLU, P. (2010). ZİRKONYANIN MİKROYAPILARINA VE ÜRETİM ŞEKİLLERİNE GÖRE SINIFLANDIRILMASI. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 44(3), 197-204.
- Carvalho, M. A., Sotto-Maior, B. S., Cury, A. A. D. B., & Henriques, G. E. P. (2014). Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), 1096-1102.
- Chang, J.-S., Ji, W., Choi, C.-H., & Kim, S. (2015). Catastrophic failure of a monolithic zirconia prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(2), 86-90.
- Chang, J.-Y., Chen, W.-C., Huang, T.-K., Wang, J.-C., Fu, P.-S., Chen, J.-H., & Hung, C.-C. (2012). Evaluating the accuracy of tooth color measurement by combining the Munsell color system and dental colorimeter. *The Kaohsiung journal of medical sciences*, 28(9), 490-494.
- Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535-543.
- Cho, H.-W., Dong, J.-K., Jin, T.-H., Oh, S.-C., Lee, H.-H., & Lee, J.-W. (2002). A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 15(1).
- Chongkavinit, P., & Anunmana, C. (2021). Optical effect of resin cement, abutment material, and ceramic thickness on the final shade of CAD-CAM ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(3), 517. e511-517. e518.
- Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J. P., & Peille, C. N. (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 23(1), 45-61. <https://doi.org/10.1002/jbm.820230105>
- Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc*, 132(9), 1301-1303. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2001.0377>
- Christensen, G. J. (2008). Selecting the best abutment for a single implant. *The Journal of the American Dental Association*, 139(4), 486-487.

- Chu, S. J. (2002). Precision shade technology: contemporary strategies in shade selection. *Practical procedures & aesthetic dentistry: PPAD*, 14(1), 79-83; quiz 84.
- Chu, S. J., Devigus, A., & Mielezsko, A. J. (2004). *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry*. Quintessence Publishing Company Illinois.
- Chu, S. J., Goldstein, R. E., Lee, E. A., & Stappert, C. F. (2018). *Ronald E. Goldstein's Esthetics in Dentistry*. John Wiley & Sons.
- Chu, S. J., Trushkowsky, R. D., & Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry*, 38, e2-e16.
- Church, T. D., Jessup, J. P., Guillory, V. L., & Vandewalle, K. S. (2016). *Translucency and Strength of High-Translucency Monolithic Zirconium-Oxide Materials* Uniformed Services University of the Health Sciences, Bethesda, Maryland 20814].
- CIELAB. (2024). CIELAB.
https://www.google.com/imgres?imgurl=https%3A%2F%2Fwww.researchgate.net%2Fpublication%2F328675252%2Ffigure%2Ffig5%2FAS%3A688215195385860%401541094697873%2FCIE-Lab-L-a-and-b-color-space.jpg&tbid=4mKMKF3JB8c1RM&vet=12ahUKEwjyrdnT6s-BAXVI4wiHHS6pCqUQMygAegQIARBY..i&imgrefurl=https%3A%2F%2Fwww.researchgate.net%2Ffigure%2FCIE-Lab-L-a-and-b-color-space_fig5_328675252&docid=97AQBCEPBknB8M&w=669&h=580&q=c%4%B1elab%20renk%20sistemi&hl=tr&ved=2ahUKEwjyrdnT6s-BAXVI4wiHHS6pCqUQMygAegQIARBY
- Coatoam, G. W., & Mariotti, A. (2000). Immediate placement of anatomically shaped dental implants. *Journal of Oral Implantology*, 26(3), 170-176.
- Cooper, L. F., Stanford, C., Feine, J., & McGuire, M. (2016). Prospective assessment of CAD/CAM zirconia abutment and lithium disilicate crown restorations: 2.4 year results. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(1), 33-39.
- Curd, F. M., Jasinevicius, T. R., Graves, A., Cox, V., & Sadan, A. (2006). Comparison of the shade matching ability of dental students using two light sources. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 391-396.
- Çaşur, A. CAD/CAM sistemleri ile elde edilen monolitik zirkonyanın farklı aşındırma prosedürleri sonrası biaksiyel bükme dayanımının in vitro olarak incelenmesi.
- Çetiner, S., & Zor, F. (2007). Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. *Gazi Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(1), 51-56.
- Da Silva, J. D., Park, S. E., Weber, H.-P., & Ishikawa-Nagai, S. (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(5), 361-368.
- Da, T. (2002). Anatomical form defines color: function, form, and aesthetics. *Pract Proced Aesthet Dent*, 14, 59-67.
- Dede, D. Ö. (2011). Yapıştırma simanının renginin tam seramik restorasyonların sonuç rengi üzerindeki etkisinin incelenmesi.
- Dede, D. Ö., Armaganci, A., Ceylan, G., Cankaya, S., & Çelik, E. (2013). Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(6), 1570-1578.
- Dede, D. Ö., Armağanci, A., Ceylan, G., Celik, E., Cankaya, S., & Yilmaz, B. (2016). Influence of implant abutment material on the color of different ceramic crown systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(5), 764-769.
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*, 24(3), 299-307.
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24(3), 299-307. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.007>
- Derand, P., & Derand, T. (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. *Int J Prosthodont*, 13(2), 131-135. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11203621>
- Deville, S., Chevalier, J., Fantozzi, G., Bartolomé, J. F., Requena, J. n., Moya, J. S., Torrecillas, R., & Díaz, L. A. (2003). Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its

- implication in biomedical implants. *Journal of the European Ceramic Society*, 23(15), 2975-2982.
- Deville, S., Chevalier, J., & Gremillard, L. (2006). Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, 27(10), 2186-2192. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.11.021>
- Dittmann, R., Urban, M., Braun, P., Schmalzl, A., & Theelke, B. (2011). Wear behavior of zirconia after hydrothermal accelerated aging. *Journal of dental research*, 90.
- Domaniç, F. K. Y. (2021). İMPLANTÜSTÜ RESTORASYONLARDA KULLANILAN ÜST YAPI MATERYALLERİ. *DİŞ HEKİMLİĞİNDE TIBBİ TANİ VE TEDAVİ YÖNTEMLERİ-II*, 45.
- Douglas, R. D. (1997). Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(5), 464-470.
- Dozic, A., Kharbanda, A. K., Kamell, H., & Brand, H. S. (2011). European dental students' opinions about visual and digital tooth colour determination systems. *Journal of dentistry*, 39, e23-e28.
- Dozić, A., Kleverlaan, C. J., Meegdes, M., van der Zel, J., & Feilzer, A. J. (2003). The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(6), 563-570.
- elektromanyetik. (2023). spektrum. https://tr.wikipedia.org/wiki/%C5%9F%C4%B1k#/media/Dosya:EM_spectrum.svg
- Eppeldauer, G. (1998). Spectral response based calibration method of tristimulus colorimeters. *Journal of research of the National Institute of Standards and Technology*, 103(6), 615.
- Esquivel-Upshaw, J., Kim, M., Hsu, S., Abdulhameed, N., Jenkins, R., Neal, D., Ren, F., & Clark, A. (2018). Randomized clinical study of wear of enamel antagonists against polished monolithic zirconia crowns. *Journal of dentistry*, 68, 19-27.
- Fabris, S., Paxton, A. T., & Finnis, M. W. (2002). A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta Materialia*, 50(20), 5171-5178.
- faz, z. (2024). zirkonya faz. https://www.researchgate.net/figure/Phase-transformation-of-zirconia_fig2_359077952
- Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5), 467-480.
- Fondriest, J. (2012). The optical characteristics of natural teeth. *Inside Dent*, 8, 1-5.
- Freedman, G. A. (2011). *Contemporary esthetic dentistry*. Elsevier Health Sciences.
- Fujimoto, J. (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Garg, H., Bedi, G., & Garg, A. (2012). Implant surface modifications: a review. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 6(2), 319-324.
- Garvie, R. C., Hannink, R., & Pascoe, R. (1990). Ceramic steel? In *Sintering Key Papers* (pp. 253-257). Springer.
- Geissberger, M. (2013). *Esthetic dentistry in clinical practice*. John Wiley & Sons.
- Gemalmaz, D., & Ergin, S. (2002). Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 87(2), 189-196. <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.120653>
- Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M., & Schärer, P. (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 17(3).
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, 28(3), 227-235. <https://doi.org/10.11607/ijp.4244>
- Griffin Jr, J. D. (2013). Tooth in a bag: same-day monolithic zirconia crown. *Dentistry today*, 32(1), 124-131.
- Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., & Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent*, 33(1), 9-18. <https://doi.org/10.1016/j.ident.2004.07.001>

- Guess, P. C., Att, W., & Strub, J. R. (2012). Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clinical implant dentistry and related research*, 14(5), 633-645.
- Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L., & Silva, N. R. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics*, 55(2), 333-352.
- Haddad, H. J., Jakstat, H. A., Arnetzl, G., Borbely, J., Vichi, A., Dumfahrt, H., Renault, P., Corcodel, N., Pohlen, B., & Marada, G. (2009). Does gender and experience influence shade matching quality? *Journal of dentistry*, 37, e40-e44.
- Harada, K., Raigrodski, A. J., Chung, K.-H., Flinn, B. D., Dogan, S., & Mancl, L. A. (2016). A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(2), 257-263.
- Harada, K., Shinya, A., Gomi, H., Hatano, Y., Shinya, A., & Raigrodski, A. J. (2016). Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *J Prosthet Dent*, 115(2), 215-223. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.08.020>
- Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 10-15.
- Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M., & Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*, 88(1), 10-15. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12239473>
- Henriksson, K., & Jemt, T. (2003). Evaluation of custom-made procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: a prospective 1-year follow-up study. *International Journal of Prosthodontics*, 16(6).
- Herrguth, M., Wichmann, M., & Reich, S. (2005). The aesthetics of all-ceramic veneered and monolithic CAD/CAM crowns. *Journal of oral rehabilitation*, 32(10), 747-752.
- Heydecke, G., Sierraalta, M., & Razzoog, M. E. (2002). Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *International Journal of Prosthodontics*, 15(5).
- Hisbergues, M., Vendeville, S., & Vendeville, P. (2009). Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *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*, 88(2), 519-529.
- Hisbergues, M., Vendeville, S., & Vendeville, P. (2009). Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 88(2), 519-529. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.31147>
- Hjerpe, J., Vallittu, P. K., Froberg, K., & Lassila, L. V. (2009). Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent Mater*, 25(2), 166-171. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.05.011>
- Holst, S., Blatz, M. B., Hegenbarth, E., Wichmann, M., & Eitner, S. (2005). Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 63(9), 89-96.
- Hondrum, S. O. (1992). A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(6), 859-865.
- Horn, D. J., Bulan-Brady, J., & Hicks, M. L. (1998). Sphere spectrophotometer versus human evaluation of tooth shade. *Journal of endodontics*, 24(12), 786-790.
- Ilie, N., & Stawarczyk, B. (2015). Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(2), 114-121.
- Imirzalioglu, P., Karacaer, O., Yilmaz, B., & Ozmen MSc, I. (2010). Color stability of denture acrylic resins and a soft lining material against tea, coffee, and nicotine. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19(2), 118-124.

- Inokoshi, S., Burrow, M., Kataumi, M., Yamada, T., & Takatsu, T. Opacity and color changes of tooth-colored restorative materials.
- Jahangiri, L., Reinhardt, S. B., Mehra, R. V., & Matheson, P. B. (2002). Relationship between tooth shade value and skin color: an observational study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(2), 149-152.
- Jarad, F., Russell, M., & Moss, B. (2005). The use of digital imaging for colour matching and communication in restorative dentistry. *British dental journal*, 199(1), 43-49.
- Jiang, L., Liao, Y., Wan, Q., & Li, W. (2011). Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *J Mater Sci Mater Med*, 22(11), 2429-2435. <https://doi.org/10.1007/s10856-011-4438-9>
- Jiang, L., Liao, Y., Wan, Q., & Li, W. (2011). Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 22, 2429-2435.
- Jirajariyavej, B., Wanapirom, P., & Anunmana, C. (2018). Influence of implant abutment material and ceramic thickness on optical properties. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(5), 819-825.
- Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 32, 3-12.
- Jokstad, A., Braegger, U., Brunski, J. B., Carr, A. B., Naert, I., & Wennerberg, A. (2003). Quality of dental implants. *International dental journal*, 53(S6P2), 409-443.
- Jones, D. W. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*, 29(4), 621-644. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3908157>
- Jung, R. E., Sailer, I., Hammerle, C., Attin, T., & Schmidlin, P. (2007). In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 27(3), 251.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H., Jessell, T. M., Siegelbaum, S., Hudspeth, A. J., & Mack, S. (2000). *Principles of neural science* (Vol. 4). McGraw-hill New York.
- Kang, C.-M., Peng, T.-Y., & Huang, H.-H. (2021). Effects of thickness of different types of high-translucency monolithic multilayer precolored zirconia on color accuracy: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(4), 587. e581-587. e588.
- KARATAŞLI, B., & ALPKILIÇ, D. Ş. (2017). Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları.
- Kelly, J. R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, 48(2), viii, 513-530. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2004.01.003>
- Kelly, J. R., Nishimura, I., & Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 75(1), 18-32. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(96\)90413-8](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(96)90413-8)
- Keyf, F., Uzun, G., & Altunsoy, S. (2009). Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Diş hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33.
- Kiliç, H., Şanal, F. A., & Turgut, S. (2020). Farklı Dayanak Materyallerinin İmplant Destekli Tam Seramik Restorasyonların Final Rengine Etkilerinin Değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*, 26(3), 426-433.
- Kim, H.-K., Kim, S.-H., Lee, J.-B., Han, J.-S., Yeo, I.-S., & Ha, S.-R. (2016). Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *The journal of advanced prosthodontics*, 8(1), 37-42.
- Kitaoka, A., Akatsuka, R., Kato, H., Yoda, N., Sasaki, K., Kitaoka, A., Akatsuka, R., Kato, H., Yoda, N., & Sasaki, K. (2018). Clinical Evaluation of Monolithic Zirconia Crowns: A Short-Term Pilot Report. *International Journal of Prosthodontics*, 31(2).
- Kohal, R. J., Att, W., Bächle, M., & Butz, F. (2008). Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000*, 47(1), 224-243.
- Köseler, A. E. (2017). Monolitik zirkonyaların ışık geçirgenlikleri ve kırılma dayanımlarının incelenmesi.
- Krell, A., Hutzler, T., & Klimke, J. (2009). Transmission physics and consequences for materials selection, manufacturing, and applications. *Journal of the European Ceramic Society*, 29(2), 207-221.

- KURTULMUŞ-YILMAZ, S., Şeker, E., Oğuz, O., Meriç, G., & YILMAZ, B. (2011). Hekimlerin ve dental teknisyenlerin VITA toothguide 3D-Master skalası ile renk seçimi başarılarının değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*, 14(2), 92-100.
- Küçük Kurt, Ö. [Zirkonya korların değişik yöntemlerle aşındırılması sırasında meydana gelen ısı değişikliklerinin değerlendirilmesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü].
- Lagouvardos, P. E., Fougia, A. G., Diamantopoulou, S. A., & Polyzois, G. L. (2009). Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(1), 40-45.
- Lee, J.-H., Park, J.-M., Park, E.-J., Koak, J.-Y., Kim, S.-K., & Heo, S.-J. (2016). Comparison of Customized Abutments Made from Titanium and a Machinable Precious Alloy. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(1).
- Lee, Y. K., Cha, H. S., & Ahn, J. S. (2007). Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *J Prosthet Dent*, 97(5), 279-286. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2007.03.010>
- Li, S., Zhang, L., Liang, S., Liu, Y., & Xing, W. (2024). Effect of ceramic type and thickness on the masking ability of chairside machinable all-ceramic crowns. *Hua xi kou Qiang yi xue za zhi= Huaxi Kouqiang Yixue Zazhi= West China Journal of Stomatology*, 42(1), 56-61.
- Lohbauer, U., & Reich, S. (2017). Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clinical oral investigations*, 21, 1165-1172.
- MacDougall, D. (2010). Colour measurement of food: principles and practice. In *Colour Measurement* (pp. 312-342). Elsevier.
- Magne, P., Magne, M., & Jovanovic, S. A. (2008). An esthetic solution for single-implant restorations—type III porcelain veneer bonded to a screw-retained custom abutment: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(1), 2-7.
- Manicone, P., Iommetti, P. R., Raffaelli, L., Paolantonio, M., Rossi, G., Berardi, D., & Perfetti, G. (2007). Biological considerations on the use of zirconia for dental devices. *International journal of immunopathology and pharmacology*, 20(1_suppl), 9-12.
- Manicone, P. F., Rossi Iommetti, P., & Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*, 35(11), 819-826. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.07.008>
- Martínez-Rus, F., Prieto, M., Salido, M. P., Madrigal, C., Özcan, M., & Pradíes, G. (2017). A Clinical Study Assessing the Influence of Anodized Titanium and Zirconium Dioxide Abutments and Peri-implant Soft Tissue Thickness on the Optical Outcome of Implant-Supported Lithium Disilicate Single Crowns. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(1).
- McLean, J. W. (1991). The science and art of dental ceramics. *Oper Dent*, 16(4), 149-156. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1805184>
- McLean, J. W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 85(1), 61-66. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.112545>
- McLean, J. W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61-66.
- McLean, J. W., & Hughes, T. H. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*, 119(6), 251-267. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5212704>
- Mecholsky, J. J., Jr. (1995). Fracture mechanics principles. *Dent Mater*, 11(2), 111-112. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(95\)80044-1](https://doi.org/10.1016/0109-5641(95)80044-1)
- Miara, P., Touati, B., Nathanson, D., & Giordano, R. (1998). *Esthetic dentistry and ceramic restorations*. CRC Press.
- Miura, S., Kasahara, S., Yamauchi, S., Okuyama, Y., Izumida, A., Aida, J., & Egusa, H. (2018). Clinical evaluation of zirconia-based all-ceramic single crowns: an up to 12-year retrospective cohort study. *Clinical oral investigations*, 22, 697-706.
- Montero, J., & Gómez-Polo, C. (2016). Effect of ceramic thickness and cement shade on the final shade after bonding using the 3D master system: a laboratory study. *Clinical and Experimental Dental Research*, 2(1), 57-64.
- Mumcu, E., & Erdinç, G. (2018). Implant abutment selection criteria. *Acta Sci. Dent. Sci*, 8, 31-38.

- munsell. (2023). *munsell*. <https://tr.m.wikipedia.org/wiki/Dosya:Munsell-system.svg>
- Munsell. (2024). *munsell*. <https://i0.wp.com/thelandofcolor.com/wp-content/uploads/2022/04/Munsell-Color-Tree-with-Magenta-Arrows.jpg>
- Mustafa, A., & Matinlinna, J. (2014). Materials in dentistry. *Handbook oral biomater*. Singapore: Pan Stanford Publishing, 81-154.
- Nakamura, K., Mouhat, M., Nergård, J. M., Lægreid, S. J., Kanno, T., Milleding, P., & Örtengren, U. (2016). Effect of cements on fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *Acta biomaterialia odontologica Scandinavica*, 2(1), 12-19.
- Neumann, E. A. F., Villar, C. C., & França, F. M. G. (2014). Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Brazilian oral research*, 28, 1-5.
- Nikanjam, S., & Tayebi, S. (2023). The influence of foundation restoration type and ceramic thickness on the final color of zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Dental Research Journal*, 20(1), 97.
- Nordahl, N., von Steyern, P. V., & Larsson, C. (2015). Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *Journal of oral science*, 57(3), 255-261.
- O'Brien, W. J. (2002a). *Dental materials and their selection* (Vol. 10). Quintessence Chicago.
- O'Brien, W. J. (2002b). *Dental materials and their selection*, 2002. Quintessence.
- Odén, A., Andersson, M., Krystek-Ondracek, I., & Magnusson, D. (1998). Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(4), 450-456.
- Oh, S.-H., & Kim, S.-G. (2015). Effect of abutment shade, ceramic thickness, and coping type on the final shade of zirconia all-ceramic restorations: in vitro study of color masking ability. *The journal of advanced prosthodontics*, 7(5), 368-374.
- Okamura, M., Chen, K. K., Kakigawa, H., & Kozono, Y. (2004). Application of alumina coping to porcelain laminate veneered crown: part 1 masking ability for discolored teeth. *Dent Mater J*, 23(2), 180-183. <https://doi.org/10.4012/dmj.23.180>
- Okubo, S. R., Kanawati, A., Richards, M. W., & Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(6), 642-648.
- ÖNAL, B., RECEN, D., & TÜRKÜN, L. Ş. (2015). Restoratif diş hekimliğinde renk seçimi. *Türkiye Klinikleri Restorative Dentistry-Special Topics*, 1(3), 21-27.
- Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., Linninger, M., Sakai, M., Takahashi, H., Tashkandi, E., & Mar Perez, M. d. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 27, S1-S9.
- Paravina, R. D., & Powers, J. M. (2004). Esthetic color training in dentistry. (No Title).
- Patel, S. Y., Kim, D. D., & Ghali, G. E. (2019). Maxillofacial Reconstruction Using Vascularized Fibula Free Flaps and Endosseous Implants. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 31(2), 259-284. <https://doi.org/10.1016/j.coms.2018.12.005>
- Paul, S., Peter, A., Pietrobon, N., & Hämmerle, C. (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of dental research*, 81(8), 578-582.
- Paul, S. J., Peter, A., Rodoni, L., & Pietrobon, N. (2004). Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 577.
- Peixoto, R. T., Paulinelli, V. M. F., Sander, H. H., Lanza, M. D., Cury, L. A., & Poletto, L. T. A. (2007). Light transmission through porcelain. *Dental materials*, 23(11), 1363-1368.
- Pekkan, G., Pekkan, K., Bayindir, B. Ç., Özcan, M., & Karasu, B. (2020). Factors affecting the translucency of monolithic zirconia ceramics: A review from materials science perspective. *Dental materials journal*, 39(1), 1-8.
- Pérez-Alvarez, J., Fernández-López, J., Rosmini, M., Hui, Y., Legarretta, G., LIM, M., Murrell, K., & Nid, W. (2004). Chemical and physical aspects of color in frozen muscle-based foods. *FOOD SCIENCE AND TECHNOLOGY-NEW YORK-MARCEL DEKKER-*, 215-226.
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.

- Pol, C. W., & Kalk, W. (2011). A systematic review of ceramic inlays in posterior teeth: an update. *International Journal of Prosthodontics*, 24(6).
- Pozzi, A., & Mura, P. (2014). Clinical and radiologic experience with moderately rough oxidized titanium implants: up to 10 years of retrospective follow-up. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(1).
- Preis, V., Behr, M., Hahnel, S., Handel, G., & Rosentritt, M. (2012). In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. *J Dent*, 40(11), 921-928. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.07.010>
- Ragain, J. (2016). A review of color science in dentistry: shade matching in the contemporary dental practice. *J Dent Oral Disord Ther*, 4(2), 1-5.
- Ragain Jr, J. C. (1998). *Matching the optical properties of direct esthetic dental restorative materials to those of human enamel and dentin*. The Ohio State University.
- Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics*, 48(2), 531-544.
- Recen, D., Önal, B., & Türkün, L. Ş. (2016). Deneyimin kompozit rezinlerin renk seçimi üzerine etkisinin bir spektrofotometre kullanılarak değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*, 33(1).
- Rekow, E. D., Silva, N. R., Coelho, P. G., Zhang, Y., Guess, P., & Thompson, V. P. (2011). Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res*, 90(8), 937-952. <https://doi.org/10.1177/0022034510391795>
- Rimondini, L., Cerroni, L., Carrassi, A., & Torricelli, P. (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 17(6), 793-798. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12507238>
- Rinke, S., & Fischer, C. (2013). Range of indications for translucent zirconia modifications: clinical and technical aspects. *Quintessence Int*, 44(8), 557-566. <https://doi.org/10.3290/j.qi.a29937>
- Rinke, S., Gersdorff, N., Lange, K., & Roediger, M. (2013). Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results. *International Journal of Prosthodontics*, 26(2).
- Ristić, I., & Paravina, R. D. (2016). Does gender influence color matching quality? *Balkan Journal of Dental Medicine*, 20(2), 89-93.
- Ristic, I., Stankovic, S., & Paravina, R. D. (2016). Influence of color education and training on shade matching skills. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 28(5), 287-294.
- Roberts, H. W., Berzins, D. W., Moore, B. K., & Charlton, D. G. (2009). Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont*, 18(2), 188-194. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2008.00377.x>
- Rojas Vizcaya, F. (2018). Retrospective 2-to 7-year follow-up study of 20 double full-arch implant-supported monolithic zirconia fixed prostheses: measurements and recommendations for optimal design. *Journal of Prosthodontics*, 27(6), 501-508.
- Rosenblum, M. A., & Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*, 128(3), 297-307. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1997.0193>
- Rosenstiel, S. F., Land, M., Fujimoto, J., & Cockerill, J. (2001). Contemporary Fixed Prosthodontics. St. Louis. Mosby, Inc, 2001, 380-416.
- Ruyter, I., Nilner, K., & Möller, B. (1987). Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dental materials*, 3(5), 246-251.
- RW, P. (1973). Skinner's science of dental material. *Dental Porcelain*, 7, 526-555.
- Sadid-Zadeh, R., Liu, P.-R., Aponte-Wesson, R., & O'neal, S. J. (2013). Maxillary cement retained implant supported monolithic zirconia prosthesis in a full mouth rehabilitation: a clinical report. *The journal of advanced prosthodontics*, 5(2), 209-217.
- Sailer, I., Philipp, A., Zembic, A., Pjetursson, B. E., Hämmerle, C. H., & Zwahlen, M. (2009). A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical oral implants research*, 20, 4-31.
- Scarano, A., Piattelli, M., Caputi, S., Favero, G. A., & Piattelli, A. (2004). Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol*, 75(2), 292-296. <https://doi.org/10.1902/jop.2004.75.2.292>

- Scott, H. (1975). Phase relationships in the zirconia-yttria system. *Journal of materials science*, 10, 1527-1535.
- Seghi, R. R., Hewlett, E., & Kim, J. (1989). Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *Journal of dental research*, 68(12), 1760-1764.
- Sen, N., & Isler, S. (2020). Microstructural, physical, and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(5), 761-768.
- Shammas, M., & Alla, R. K. (2011). Color and shade matching in dentistry. *Trends Biomater Artif Organs*, 25(4), 172-175.
- Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., Jacobi, R., & Brackett, S. E. (1997). *Fundamentals of fixed prosthodontics* (Vol. 194). Quintessence Publishing Company Chicago, IL, USA.
- Sikri, V. K. (2010). Color: Implications in dentistry. *Journal of conservative dentistry*, 13(4), 249-255.
- Silva, C. E., Soares, S., Machado, C. M., Bergamo, E. T., Coelho, P. G., Witek, L., Ramalho, I. S., Jalkh, E. B., & Bonfante, E. A. (2018). Effect of CAD/CAM abutment height and cement type on the retention of zirconia crowns. *Implant dentistry*, 27(5), 582-587.
- Stanford, C., Oates, T., & Beirne, R. (2006). Zirconia as an implant and restorative biomaterial. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21, 841-844.
- Stawarczyk, B., Beuer, F., Wimmer, T., Jahn, D., Sener, B., Roos, M., & Schmidlin, P. R. (2013). Polyetheretherketone—a suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 101(7), 1209-1216.
- Stawarczyk, B., Keul, C., Beuer, F., Roos, M., & Schmidlin, P. R. (2013). Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dental materials journal*, 32(3), 441-448.
- Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., & Lümke, N. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence international*, 48(5).
- Stephen, F., Martin, F., & Junhei, F. (2006). Contemporary fixed prosthodontics. *St. Louis, Mo: Mosby Elsevier*.
- Stephen, J. (2003). Use of a reflectance spectrophotometer in evaluating shade change resulting from tooth-whitening products. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 15, S42-S48.
- Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Donovan, T. E., Ritter, A. V., Vallittu, P. K., Närhi, T. O., & Lassila, L. V. (2015). Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental materials*, 31(10), 1180-1187.
- Suttor, D., Bunke, K., Hoescheler, S., Hauptmann, H., & Hertlein, G. (2001). LAVA--the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *International journal of computerized dentistry*, 4(3), 195-206.
- Tabatabaian, F., Karimi, M., & Namdari, M. (2020). Color match of high translucency monolithic zirconia restorations with different thicknesses and backgrounds. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 32(6), 615-621.
- Tabatabaian, F., Masoomi, F., Namdari, M., & Mahshid, M. (2016). Effect of three different core materials on masking ability of a zirconia ceramic. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 13(5), 340.
- Tabatabaian, F., Motamedi, E., Sahabi, M., Torabzadeh, H., & Namdari, M. (2018). Effect of thickness of monolithic zirconia ceramic on final color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 257-262.
- Tabatabaian, F., Sharif, M. J., Massoumi, F., & Namdari, M. (2017). The color masking ability of a zirconia ceramic on the substrates with different values. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 11(1), 7.
- Takamura, K., Hayashi, K., Ishinishi, N., Yamada, T., & Sugioka, Y. (1994). Evaluation of carcinogenicity and chronic toxicity associated with orthopedic implants in mice. *J Biomed Mater Res*, 28(5), 583-589. <https://doi.org/10.1002/jbm.820280508>
- Tang, Z., Zhao, X., Wang, H., & Liu, B. (2019). Clinical evaluation of monolithic zirconia crowns for posterior teeth restorations. *Medicine*, 98(40).

- Ten Bosch, J., & Coops, J. (1995). Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *Journal of dental research*, 74(1), 374-380.
- Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M., & Spiekermann, H. (2001). Fracture Resistance of Lithium Disilicate-, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. *International Journal of Prosthodontics*, 14(3).
- Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M., & Spiekermann, H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*, 14(3), 231-238. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11484570>
- Ueda, K., Gueth, J.-F., Erdelt, K., Stimmelmayer, M., Kappert, H., & Beuer, F. (2015). Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dental materials journal*, 34(3), 310-314.
- Uludamar, A., Akalin, B., & OZKAN, Y. K. (2011). Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal*, 14(2), 140-153.
- Ulusoy, M., & Toksavul, S. (1992). Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Dişhek Fak Derg*, 13, 29-36.
- Van der Burgt, T., Ten Bosch, J., Borsboom, P., & Kortsmit, W. (1990). A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(2), 155-162.
- Van Noort, R., & Barbour, M. (2007). Introduction to dental materials. Mosby. *Times Mirror International Pub Ltd*, 61-68.
- Vanlıoğlu, B., Özkan, Y., & Özkan, Y. (2012). Estetik bölgede implant-üstü restorasyonlarda güçlendirilmiş seramik dayanaklar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 5, 58-64.
- Vichi, A., Louca, C., Corciolani, G., & Ferrari, M. (2011). Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dental materials*, 27(1), 97-108.
- VITA. (2024a). VITA. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-Toothguide-3D-MASTER-26230,27568.html>
- VITA. (2024b). VITA. <https://www.dismat.com/gorsel-cozumler/vita-klasik-a1d4-renk-skalasi/>
- Volpato, C. A. M., Pereira, M. R. C., & Silva, F. S. (2018). Fluorescence of natural teeth and restorative materials, methods for analysis and quantification: A literature review. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 30(5), 397-407.
- Wadhwani, C., Brindis, M., Kattadiyil, M. T., O'Brien, R., & Chung, K.-H. (2018). Colorizing titanium-6aluminum-4vanadium alloy using electrochemical anodization: Developing a color chart. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 26-28.
- Wang, Y.-N. (2015). The influence of resin cements on the final color of ceramic veneers. *Journal of prosthodontic research*, 59(3), 172-177.
- Warreth, A., McAleese, E., McDonnell, P., Slami, R., & Guray, S. M. (2013). Dental implants and single implant-supported restorations. *J Ir Dent Assoc*, 59(1), 32-43.
- Wee, A. G. (2006). Description of color, color replication process and esthetics. *Contemporary fixed prosthodontics*. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. 4th ed. St. Louis: Mosby, 710-712.
- Wee, A. G., Monaghan, P., & Johnston, W. M. (2002). Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(6), 657-666.
- Westland, S. (2003). Review of the CIE system of colorimetry and its use in dentistry. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 15, S5-S12.
- Woo, M., Anunmana, C., & Eiampongpaiboon, T. (2022). Influence of zirconia/glass veneer thickness and implant abutment material on the final shade of implant restorations. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 22(3), 272-278.
- Yavuzylmaz, H., Ulusoy, M., Kedici, P. S., & Kansu, G. (2003). Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. *Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara şubesi derneği yayınları, Ankara*.
- Yildirim, M., Edelhoff, D., Hanisch, O., & Spiekermann, H. (2000). Ceramic abutments--a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 20(2).

- Yildirim, M., Fischer, H., Marx, R., & Edelhoff, D. (2003). In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(4), 325-331.
- Yılmaz, H. G., & Kurtulmuş-Yılmaz, S. (2011). Farklı abutment materyallerinin implant çevresi dokuların sağlığına etkileri. *Ege Üniv Diş Hek Fak Derg*, 32(1), 69-75.
- Zembic, A., Sailer, I., Jung, R. E., & Hämmeler, C. H. F. (2009). Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clinical oral implants research*, 20(8), 802-808.
- Zesewitz, T. F., Knauber, A. W., & Nothdurft, F. P. (2014). Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*, 27(3).
- Zhang, Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater*, 30(10), 1195-1203. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.08.375>
- Zhang, Y., Lee, J. J.-W., Srikanth, R., & Lawn, B. R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials*, 29(12), 1201-1208.
- zirkon, p. (2024). presinterize zirkon. <https://turkuazdental.com/katana/index.html>
- zirkonya. (2024). zirkonya. <https://www.dentalsepet.com/upcera-seffaf-zirkon-blok-98-x-18-pmu14094>