



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

**FARKLI KALINLIK VE TRANSLUSENSİDEKİ
MONOLİTİK ZİRKONYANIN FARKLI
DAYANAK TİPLERİ İLE OPTİK
ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Güzin GEROĞLU YILMAZ

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Sedanur TURGUT

TRABZON-2021



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

**FARKLI KALINLIK VE TRANSLUSENSİDEKİ
MONOLİTİK ZİRKONYANIN FARKLI
DAYANAK TİPLERİ İLE OPTİK
ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Güzin GEROĞLU YILMAZ
ORCID:0000-0002-4360-1848

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Sedanur TURGUT
ORCID:0000-0003-2534-9279

TRABZON-2021

BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

12.03.2021

GÜZİN GEROĞLU YILMAZ

İTHAF

Beni yetiştiren ve bugünlere getiren canım ailem; annem Neriman GEROĞLU' na ve zamansız kaybettiğim sevgili babam Mehmet GEROĞLU anısına ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince desteğini her zaman hissettiğim, tez çalışmamın gerçekleşmesi için gerekli imkânın sağlanmasında ve tezimin her aşamasında yardımlarını benden esirgemeyen, bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan değerli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Sedanur TURGUT'a,

Bana bilgi ve birikimleri ile yol gösteren Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkannımız Sayın Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ başta olmak üzere, anabilim dalımızın öğretim üyeleri Sayın Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ ve Sayın Doç. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ'a,

Bu tez çalışmasının istatistiksel analizlerinin yapılmasında emeği geçen Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Uzmanlık süresi boyunca iyi ve kötü her anımda desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen; dostlukları ile burada güzel günler geçirmeme ve güzel anılar biriktirmeme vesile olan canım arkadaşlarım Ahsen GÜLNAR ve Rüya Gizem KOÇAK'a,

Fakülte içinde ve dışında birlikte güzel vakit geçirdiğim arkadaşlarım Aslıhan YAZICI ve Pelin TÜRKYILMAZ'a,

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum bölüm arkadaşlarıma, klinik personellerimize ve teknisyenlerimize,

Tez çalışmama TDH-2020-8656 numarası ile destek sağlayan Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine, gerekli malzeme temini ve laboratuvar ortamını kullanmamıza fırsat veren İmplant AGS Medikal'e ve Kalite Yönetim Temsilcisi Mübeccel ÇALIK'a,

Her konuda ve koşulda desteklerini üzerimden esirgemeyen canım aileme,

Uzmanlığa beni teşvik eden, hazırlanma süreci ve uzmanlık süresi boyunca zorlandığımda desteği ve sevgisiyle yanımda duran sevgili eşim Ali YILMAZ'a ve varlığıyla beni çok mutlu eden biricik kızım Yasemin YILMAZ'a,

Ve adını bu sayfaya sığdıramadığım herkese sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ONAY

BEYAN

İTHAF

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLOLAR DİZİNİ.....	ix
RESİMLER DİZİNİ.....	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiii
SİMGELER ve FORMÜLLER.....	xiv
KISALTMALAR.....	xv
ÖZET.....	xvii
ABSTRACT.....	xviii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Zirkonya.....	4
2.1.1. Zirkonyanın Mikroyapılarına Göre Sınıflandırılması.....	5
2.1.1.1. Stabil Olmayan ‘Saf’ Zirkonya (Unstabilized ‘Pure’ Zirconia).....	5
2.1.1.2. Kısmi Stabil Zirkonya (Partially Stabilized Zirconia ‘PSZ’).....	6
2.1.1.3. Tam Stabil Zirkonya.....	9
2.1.2. Zirkonyanın Üretimi.....	10
2.1.2.1. Dry Pressed Zirkonya Seramikler (Green Stage).....	10
2.1.2.2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya Seramikler (Cold-isostatically Pressed Y-TZP, Pre-sintered).....	10
2.1.2.3. Tam Sinterize Zirkonya Seramikler (Hot Isostatic Pressing-HIP).....	11
2.1.3. Zirkonya Destekli Restorasyonların Üretim Teknikleri.....	11
2.1.3.1. Kopya-Freze Tekniği.....	11
2.1.3.2. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim/ Computer Aided Design Computer Aided Manufacturing) Sistemleri.....	12
2.1.4. Zirkonyanın Mekanik ve Fiziksel Özellikleri.....	12
2.1.5. Zirkonyanın Estetik Özellikleri.....	13

2.1.6. Monolitik Zirkonya (MZ)	13
2.1.6.1. Monolitik Zirkonya Seramiklerde Translusensi Özelliği	15
2.1.6.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Endikasyonları	18
2.1.6.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Avantajları	18
2.1.7. Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanımı	18
2.1.7.1. Endodontik Post.....	19
2.1.7.2. Ortodontik Braket	19
2.1.7.3. Zirkonya İmplantlar	19
2.1.7.4. Zirkonya Dayanaklar	19
2.2. İmplant Destekli Sabit Protezler	20
2.2.1. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Dayanak Seçimi	20
2.2.1.1. Üretim Şekillerine Göre Dayanaklar	21
2.2.1.2. Üretildikleri Materyallere Göre Dayanakların Sınıflandırılması.....	22
2.3. Diş Hekimliğinde Renk	29
2.3.1. Optik Özellikler.....	31
2.3.1.1. Yansıma ve Kırılma.....	31
2.3.1.2. Opasite	32
2.3.1.3. Translusenslik (Yarı Saydamlık)	32
2.3.1.4. Transparanlık	32
2.3.1.5. Işıldama Özelliği	33
2.3.1.6. Opalesanlık	34
2.3.1.7. Metamerizm.....	34
2.3.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri	35
2.3.2.1. Munsell Renk Sistemi.....	35
2.3.2.2. CIE L*a*b* Renk Sistemi	38
2.3.3. Renk Ölçüm Yöntemleri.....	42
2.3.3.1. Görsel Renk Ölçümü	42
2.3.3.2. Diş Renginin Cihazlar Yardımı Ölçümü	44
2.3.4. Renk Seçiminde Dikkat Edilmesi Gereken Genel Prensipler.....	49
3. MATERYAL METHOD	51
3.1. Monolitik Zirkonyum Örneklerin Hazırlanması	52
3.2. Dayanak Materyallerinin Hazırlanması	56
3.2.1. Titanyum Dayanak Disklere Anodizasyon Uygulanması	57

3.2.1.1. Titanyum Renklendirme Prosedürü.....	58
3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	62
3.4. Veneer Grubundaki Örneklerin İlk Renk Ölçümlerinin Yapılması	62
3.5. Veneer Grubu Örneklerin Dayanak Üzerinde Renk Ölçümlerinin Yapılması	64
3.6. Renk Farklarının (ΔE_{00}^*) Hesaplanması.....	64
3.7. İstatistiksel Analiz.....	65
4. BULGULAR.....	66
4.2. Dayanaklar Üzerindeki Veneerlerin L_1^* Değerleri.....	66
4.3. Dayanaklar Üzerindeki Veneerlerin a_1^* Değerleri	70
4.4. Dayanaklar Üzerindeki Veneerlerin b_1^* Değerleri	72
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	93
6. KAYNAKLAR	109
ÖZGEÇMİŞ	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

TABLolar DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1. Y-TZP ‘nin özellikleri.....	7
Tablo 2. Zirkonyanın mekanik özellikleri.....	11
Tablo 3. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyanın Y_2O_3 içeriğine göre karşılaştırılması ..	15
Tablo 4. O’Brien in klinik olarak renk eşleşmesi	39
Tablo 5. NBS kriterleri.....	39
Tablo 6: ΔE_{00}^* değerlerine göre klinik olarak renk eşleşmesi tablosu	40
Tablo 7. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri	50
Tablo 8. Dağlama ve durulam.....	57
Tablo 9. Renklendirme ve durulama prosedürü	58
Tablo 10. Voltajlara ve süreye bağlı oluşan ana renk tablosu.....	58
Tablo 11. Veneer gruplarının ilk ölçümlerine ait L_0^* , a_0^* , b_0^* değerleri.....	65
Tablo 12. L_1^* değerleri için 3-yönlü ANOVA testinin sonuçları	66
Tablo 13. 0.5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama L_1^* değerleri	66
Tablo 14. 1 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama L_1^* değerleri	67
Tablo 15. 1.5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama L_1^* değerleri	67
Tablo 16. 2 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama L_1^* değerleri	68
Tablo 17. a_1^* değerleri için 3-yönlü ANOVA testinin sonuçları	69
Tablo 18. 0.5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama a_1^* değerleri	69
Tablo 19. 1 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama a_1^* değerleri	70
Tablo 20. 1.5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama a_1^* değerleri	70
Tablo 21. 2 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama a_1^* değerleri	71
Tablo 22. b_1^* değerleri için 3-yönlü ANOVA testinin sonuçları	72
Tablo 23. 0.5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama b_1^* değerleri	72

Tablo 24. 1 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama b_1^* değerleri	73
Tablo 25. 1.5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama b_1^* değerleri	73
Tablo 26. 2 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama b_1^* değerleri	74
Tablo 27. ΔE değerleri için 3-yönlü ANOVA testinin sonuçları	75
Tablo 28. 0.5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama ΔE_{00}^* değerleri	77
Tablo 29. 1 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama ΔE_{00}^* değerleri	78
Tablo 30. 1,5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama ΔE_{00}^* değerleri	78
Tablo 31. 2 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama ΔE_{00}^* değerleri	79
Tablo 32: LT ve MTS veneer grubuna ait çiftli karşılaştırmalar	80
Tablo 33: MTM ve MTİ veneer grubuna ait çiftli karşılaştırılması	83
Tablo 34. LT veneer örneklerin görsel olarak değerlendirilmesi	88
Tablo 35. MTS veneer örneklerin görsel olarak değerlendirilmesi	89
Tablo 36. MTM veneer örneklerin görsel olarak değerlendirilmesi	90
Tablo 37. MTİ veneer örneklerin görsel olarak değerlendirilmesi	91

RESİMLER DİZİNİ

<u>Resim No</u>	<u>Sayfa No</u>
Resim 1. Zirkonyanın daldırılma yöntemi ile renklendirilmesi ve fırça yöntemiyle renklendirilme işlemi	13
Resim 2. Titanyum dayanak	22
Resim 3. Voltaj değişikliğine bağlı oluşan pembe rengin hue ve kromanın değişimi. Soldan sağa: Kontrol grubu (anodizasyon uygulanmamış) 70V, 72.5V, 75V ve 77.5V	24
Resim 4. Zirkonya dayanak çeşitleri	26
Resim 5. Zirkonya Ti-base hibrit dayanak	27
Resim 6. IPS e.max Press hibrit dayanak	28
Resim 7. IPS e.max Press hibrit kron	28
Resim 8. Diş minesinin translusent özelliği	31
Resim 9. Mor ötesi ışığa maruz kalan diş dokularının floresans özelliği	32
Resim 10. Diş dokularının opalesan özelliği	33
Resim 11. Metamerizm	33
Resim 12. Vita Classic Renk Skalası	42
Resim 13. Vita 3D Master Renk Skalası	42
Resim 14. Vita Easyshade Compact spektrofotometre (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)	44
Resim 15. Spectroshade Micro spektrofotometre (MHT, Niederhasli, İsviçre)	45
Resim 16. Crystal Eye spektrofotometre (Olympus, Center Valley, ABD)	45
Resim 17. Spektroradyometre	46
Resim 18. ShadeEye NCC (Shofu, Japan) Kolorimetre	47
Resim 19. IPS e-max ZirCAD MT (A1)	51
Resim 20. IPS e-max ZirCAD MT Blok (A1)	51
Resim 21. IPS e-max ZirCAD LT (A1)	51

Resim 22. IPS e-max ZirCAD LT Blok (A1)	51
Resim 23. Microcut 125 kesim cihazı	52
Resim 24. Blokların kesilmesi	52
Resim 25. Örneklerin sinterizasyon işlemi öncesi boyutları	52
Resim 26. Sinterizasyon fırını	53
Resim 27. Örneklerin sinterizasyon sonrası düzenlenmesi ve polisajının yapılması	53
Resim 28. Kullanılan dayanak materyalleri soldan sağa; 37 V, 51 V, 59 V, 67 V anodize titanyumlar, titanyum, hibrit dayanak (Ti+LD), zirkonya dayanak	54
Resim 29. Anodizasyon uygulama tankı (İmplans Medikal AGS, Trabzon, Türkiye)	55
Resim 30. Örneklerin dağlama sıvısına daldırılması	56
Resim 31. Örneklerin saf su ile durulanması	56
Resim 32. Örneklerin renklendirilmesi	57
Resim 33. Örneğin durulma suyuna daldırılması	57
Resim 34. Kullandığımız dayanaklara uygulanan akım miktarları sırasıyla 37 V, 51 V, 59 V, 67 V	58
Resim 35. Renklendirme işlemi sonrası elde ettiğimiz anodize titanyum dayanaklar	58
Resim 36. Renklendirme işlemi sonrasında yüzey bitirme işlemi için kullanılan ultrasonik cihaz	59
Resim 37. Anodize titanyum disklerin ultrasonik cihazda yüzeyindeki eklentilerin eliminasyonu	59
Resim 38. Çalışmada kullanılan MT-MZ ve LT-MZ örnekler	60
Resim 39. Sinterizasyon ve polisaj işlemleri sonrasında örneklerin kalınlıklarının dijital kumpas yardımıyla ölçülmesi	60
Resim 40. Ölçümlerin yapılacağı viewing box	62
Resim 41. ShadeEye NCC Shofu kolorometre cihazı	62
Resim 42. Monolitik Zirkonyum Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması	63

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa No
Şekil 1. Zirkonyanın faz değişim sıcaklıkları	4
Şekil 2. Zirkonyada meydana gelen faz değişimleri	6
Şekil 3. Birinci ve ikinci nesil zirkonya seramik molekülleri	15
Şekil 4. Voltaj değişikliğine bağlı Ti6Al4V örneklerde oluşan renkler (0-90 V; 1 mmol/L H ₃ PO ₄ ; 25°C-27°C; Süre=60 saniye)	23
Şekil 5. Elektromanyetik enerji spektrumu	29
Şekil 6. Görünür ışığın cam prizmadan geçmesiyle oluşan renkler	29
Şekil 7. Dış yüzeyinde ışığın kılınması, emilmesi ve yansımaları	30
Şekil 8. Munsell'in üç boyutlu renk sisteminde ana ve ara renklerin gösterimi	34
Şekil 9. Munsell renk küresi	35
Şekil 10. Hue	35
Şekil 11. Value ve kromanın derecelendirilmesi	36
Şekil 12. Saf siyah ve saf beyaz arasındaki value derecelendirilmesi	37
Şekil 13. CIE Lab Sisteminde renk koordinatları	38
Şekil 14. Spektrofotometre çalışma prensibi	44
Şekil 15. Kolorimetrelerin çalışma prensibi	47
Şekil 16. Porselende renk seçimi ve üretim esnasında karşılaşılabilecek hatalar	49
Şekil 17. 0.5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama ΔE_{00}^* değerleri	75
Şekil 18. 1 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama ΔE_{00}^* değerleri	76
Şekil 19. 1.5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama ΔE_{00}^* değerleri	76
Şekil 20. 2 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama ΔE_{00}^* değerleri	76
Şekil 21. LT veneer grubunun farklı kalınlıklardaki ΔE_{00}^* değerleri	77
Şekil 22. MTS veneer grubunun farklı kalınlıklardaki ΔE_{00}^* değerleri	86
Şekil 23. MTM veneer grubunun farklı kalınlıklardaki ΔE_{00}^* değerleri	86
Şekil 24. MTİ veneer grubunun farklı kalınlıklardaki ΔE_{00}^* değerleri	87

SİMGELER VE FORMÜLLER

%	Yüzde
°C	Santigrat derece
ΔE^*	CIE Lab formülüne göre renkteki toplam değişiklik
ΔE_{00}^*	CIEDE2000 formülüne göre renkteki toplam değişiklik
°	Derece
μm	Mikrometre
a	Rengin kırmızı-yeşil eksenindeki yeri
Al₂O₃	Alüminyum Oksit-Alümina
Al	Alüminyum
b	Rengin sarı-mavi eksenindeki yeri
Bi	Bizmut
CaO	Kalsiyum oksit
cm	Santimetre
Co	Kobalt
Cr	Krom
Fe	Demir
GPa	Gigapaskal
Hf	Hafniyum
HfO₂	Hafniyum Oksit
L	Rengin siyah-beyaz eksenindeki yeri
m	Metre
MgO	Magnezyum oksit
mm	Milimetre
MPa /m^{1/2}	Megapaskal/karekök içinde metre
N	Newton
nm	Nanometre
°K	Kelvin
SiO₂	Silikon dioksit
Ti	Titanyum
Ti6Al4V	Titanyum-alüminyum-vanadyum

W	Watt
Y	Yttrium
Y₂O₃	Yttriyum oksit
Zr	Zirkonyum
ZrO₂	Zirkonyum oksit

KISALTMALAR

Ark: Arkadaşları

ATZ: Alümina ile sertleştirilmiş zirkonya

CAD: Bilgisayar destekli tasarım

CAM: Bilgisayar destekli üretim

HIP: (Hot Isostatic Pressed) Aşındırma işlemi öncesi sinterlenmiş blok

LDS: Lityum disilikat

LT: (Low Translucency) Düşük translusensi

LTD: (Low Temperature Degredation) Düşük ısı bozunması

Mg-PSZ: Magnezyum ile kısmi stabilize zirkonya

MT: (Multi Translucency) Multi translusensi

Non-HIP: (Non Hot Isostatic Pressed) Aşındırma işlemi öncesi sinterlenmemiş blok

PSZ: Parsiyel Stabilize Zirkonya

T: Tetragonal

t-m: Tetragonal-monoklinik faz transformasyonu

TSZ: Tam stabilize zirkonya

V: Voltaj

Y-TZP: Yttrium ile parsiyel stabilize tetragonal zirkonya polikristalin

ZTA: Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alümina

ÖZET

FARKLI KALINLIK VE TRANSLUSENSİDEKİ MONOLİTİK ZİRKONYANIN FARKLI DAYANAK TİPLERİ İLE OPTİK ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Çalışmanın amacı; yüksek translusensi özelliğiyle yeni nesil 3Y-TZP ve 4Y-TZP içerebilen monolitik zirkonya (MZ) veneerlerin, farklı kalınlıklarda, farklı dayanak tipleri ile birlikte optik özelliklerini değerlendirmektir.

Çalışmada iki farklı translusenside (MT, LT) A1 renk MZ bloklar (IPS e-max ZirCAD, Ivoclar Vivadent) kullanıldı. MZ bloklardan kesme cihazı ile (Microcut 125 Low Speed Precision Cutter, Metkon, Türkiye); 0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm, 2 mm kalınlıklarda 80 adet örnek elde edildi (n=10). Veneer grupları: LT, MTS (MT Servikal), MTM (MT Medial), MTİ (MT İnsizal); dayanak grupları; Zirkonya, Hibrit, Titanyum, Mavi Anodize Titanyum (AT), Açık Sarı AT, Sarı AT ve Pembe AT olacak şekilde oluşturuldu. Kolorimetre cihazı (Shade Eye Ncc, Shofu, Japan) ile veneerlerin ilk L_0^* , a_0^* , b_0^* değerleri sonra; dayanaklar ile birlikte veneerlerin L_1^* , a_1^* , b_1^* değerleri ölçüldü. İki ölçüm arasındaki renk farklılığı (ΔE_{00}^*) CIEDE2000 formülüne göre hesaplandı. Üç Yönlü Anova Testi ve Fisher's LSD Testi ile istatistiksel analizleri yapıldı ($p < 0.05$).

Sonuçlar değerlendirildiğinde; farklı zirkonya kalınlıkları, veneer materyali ve dayanak tipine göre; L_1^* , a_1^* , b_1^* ve ΔE_{00}^* değerlerinde anlamlı farklılıklar tespit edildi ($p < 0.001$). L_1^* değerleri; LT veneer grubunda diğer gruplara göre anlamlı farklılıklar gösterdi ($p < 0.001$). 0.5 mm Grup Z-LT' de; en yüksek L_1^* ve b_1^* değerleri gözlemlendi. En düşük ΔE_{00}^* değerleri Grup Z-LT' de; 0.5, 1, 1.5, 2 mm kalınlıktaki örnekler için sırasıyla 3.32, 2.33, 1.66, 1.69 ΔE_{00}^* tespit edildi. En yüksek ΔE_{00}^* değerleri 0.5, 1, 2 mm kalınlıktaki Grup M-MTS örnekler için sırasıyla 17.99, 11.96, 8.48 ΔE_{00}^* , 1.5 mm kalınlıktaki Grup P-MTS için ise 9.78 ΔE_{00}^* olarak belirlendi. Sadece 1.5 ve 2 mm kalınlığındaki Grup Z-LT' de klinik olarak kabul edilir renk değişimi elde edildi.

Düşük translusensideki LT veneer materyalini en az 1.5 mm kalınlıkta seçmek restorasyonun rengine 'kabul edilebilir' renk değişimi yapmamaktadır. Rengin modifiye edilmesi istenmesi durumunda da klinisyenler veneer materyalinin; hem translusensi özelliğini, hem de kalınlığını ve ayrıca dayanak tipini göz önünde bulundurmalıdır.

Anahtar sözcükler: Monolitik zirkonya, dayanak, renk, translusensi

ABSTRACT

EVALUATION OF THE OPTICAL PROPERTIES OF MONOLITHIC ZIRCONIA OF DIFFERENT THICKNESS AND TRANSLUCENCY WITH DIFFERENT ABUTMENT TYPES

The aim of the study was to evaluate the optical properties of the new generation highly translucent featured 3Y-TZP and 4Y-TZP monolithic zirconia (MZ) veneers with different thicknesses and different abutment types.

In the present study; A1 shade MZ blocks (IPS e-max ZirCAD, Ivoclar Vivadent) with two different translucencies (MT, LT) were used. 80 specimens (n=10); with 0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm, 2 mm thickness were obtained using a cutter device (Microcut 125 Low Speed Precision Cutting Metkon, Turkey). Veneer groups: LT, MTS (MT Cervical), MTM (MT Medial), MTI (MT Insical); and abutment groups: Zirconia, Hybrid, Titanium, Blue Anodized Titanium (AT), Light Yellow AT, Yellow AT and Pink AT were performed. The first color values L_0^* , a_0^* and b_0^* of the samples and L_1^* , a_1^* and b_1^* values with the abutments were determined by a colorimeter (ShadeEye NCC, Shofu, Japan). The color differences (ΔE_{00}^*) between the two measurements were calculated according to the CIEDE2000 formula. Statistical analyzes were performed with Three-Way Anova and Fisher's LSD Test ($P < 0.05$).

Evaluating the results; significant differences were revealed in L_1^* , a_1^* , b_1^* and ΔE_{00}^* values according to different zirconia thicknesses, veneer material and abutment type ($p < 0.001$). L_1^* values exhibited significant differences ($p < 0.001$) in LT veneer groups than other veneers. The highest L_1^* and b_1^* values were observed in 0.5 mm Group Z-LT. The lowest ΔE_{00}^* values were detected in Group Z-LT in 0.5, 1, 1.5, 2 mm thickness as 3.32, 2.33, 1.66, 1.69 respectively. The highest ΔE_{00}^* values were determined in Group M-MTS in 0.5, 1, 2 mm thickness as 17.99, 11.96, 8.48 respectively and Group P-MTS as 9.78 ΔE_{00}^* in 1.5 mm thickness. 'Clinically acceptable' color change were obtained only with 1.5 and 2 mm thick of Group Z-LT.

Using a low translucency LT veneer material at a thickness of at least 1.5 mm does not cause an 'acceptable color change' in the color of the restoration. Clinicians should keep in mind both translucency and thickness of veneer material and also abutment type if the color modification of the restoration is needed.

Keywords: Monolithic zirconia, abutment, color, translucency

1. GİRİŞ

Diş kaybı, hastalarda çiğneme zorluğu gibi fonksiyonel problemlere ve estetik kaygılardan dolayı psikolojik problemlere neden olabilir. Diş eksikliklerinin dental implantlar ile rehabilitasyonu, son yıllarda klinik diş hekimliğinde rutin bir uygulama haline gelmiştir. Dental implant uygulamalarındaki en temel gereksinimlerden veya taleplerden birisi estetikdir. Uygulanan restorasyonların, estetik olarak hastaları en az konvansiyonel yöntemler ile ulaşılan sonuçlar kadar tatmin etmesi gerekir (1, 2). Anterior bölgedeki diş kayıplarında, hastaların yüksek estetik beklenti içinde olmaları bu konuyu daha önemli hale getirmekte ve hekimleri bu konuda araştırmalara yönlendirmektedir.

Estetik bölgedeki tek diş eksikliğinin implant üstü sabit bir protez ile tedavi edileceği durumlarda, tedavinin başarısı ve hastanın estetik beklentisini karşılamak için planlamanın doğru bir şekilde yapılması gerekmektedir. Seçilecek restorasyon materyalinin yanı sıra kullanılacak dayanak materyali de büyük ölçüde önem taşımaktadır (3).

Günümüzde implant üstü restorasyonlarda kullanılan dayanaklar titanyum ve yüksek mekanik dayanıklılığa sahip zirkonya ve lityum disilikat gibi seramik materyallerden üretilmektedir (4, 5). Titanyum dayanaklar özellikle ince mukoza fenotipine sahip bireylerde peri-implant mukoza üzerinde gri tonda renklenmelere neden olabilmektedir. Bunun bir sonucu olarak estetiğin önemli olduğu bölgelerde seramik dayanakların kullanımı ön plana çıkmıştır (4, 6). Zirkonyanın titanyum üzerindeki aşındırıcı etkisini engellemek için zirkonya altyapının veya restorasyonun metal bir ara parçaya simante edilmesi önerilmiştir (7, 8). Hibrit dayanak Ti-base dayanağa simante edilen kişiselleştirilmiş bir seramik dayanak olarak tanımlanmaktadır (9, 10). Sonuç olarak, hem tek parça hem de hibrit yapıdaki zirkonyum dayanakların estetik bölgede kullanılması doğal diş görünümüne en yakın estetik sonucun sağlanması için her geçen gün yaygınlaşmaktadır.

Gelişen teknolojiyle birlikte artan ihtiyaçlar doğrultusunda ve özellikle biyomedikal alanda biyomalzemelerin geliştirilmesi oldukça önemli kazanmıştır (11). Özellikle estetik bölgede yapılan implantlardaki dayanakların anodizasyon yöntemi ile renklendirilmesi dişetindeki gri yansımayı ortadan kaldırarak estetik beklentinin karşılanması mümkün kılabilir.

Güncel olarak kullanılan tam seramikler translusent olsa da metalik seramikler bu özelliğe sahip değildir. Son yıllarda yüksek translusensi özellikleriyle CAD/CAM teknolo-

jileriyle beraber kullanılabilen, veneer porselene ihtiyaç duyulmayan, yalnızca tek bir materyalden üretilen monolitik zirkonya kronlar geliştirilmiştir (12). Metal destekli seramik restorasyonların kırılma direncini ve tam seramik restorasyonların estetik avantajını bünyesinde toplayan yttrium oksit ile stabilize edilen zirkonyum oksit, metal seramik restorasyonlara iyi bir alternatif oluşturmaktadır (13). Estetik beklentinin yüksek olduğu durumlarda en uygun materyaller tercih edilmelidir. Materyal seçimi, özellikle anterior bölgedeki diş eksikliklerinde restorasyonun komşu dişlerle uyumunu sağlamak için oldukça önemlidir.

Zirkonyayı metal alaşımlarından ayıran bir diğer özellik nispeten daha translusent olmasıdır. Translusensi, restoratif materyallerle doğal dişler arasındaki renk uyumunun sağlanmasında önemli etkenlerden bir tanesi olarak göz önünde bulundurulmalıdır (14–16). Bir restorasyonun translusensliğini etkileyen faktörlerden biri restorasyonun kalınlığıdır (17). İlk üretilen monolitik zirkonyalar 3Y-TZP yapısında iken, yeni nesil üretilen daha translusent özellikteki zirkonyalar 4Y-TZP veya 5Y-TZP yapısındadır (18). Translusens özelliğinin artmasıyla implant üstü restorasyonda kullanılacak olan dayanak materyali seçimi ve farklı dayanak tipleri konuyu daha da önemli hale getirmektedir. Oysa translusensi artıkça materyalin maskeleme özelliği azalmaktadır. Öyle ise özellikle implant üstü restorasyonlarda; dayanak materyalinin rengi de dikkate alınmalı ve restorasyonun optik özelliklerini etkileyebilecek; seçilen restorasyon materyali, materyalin translusensi derecesi ve materyalin kalınlığı göz önünde bulundurulmalıdır.

Monolitik zirkonya, yüksek translusensi özelliğiyle estetik restorasyon materyali olarak sıklıkla tercih edilmektedir. Mekanik olarak pek çok çalışmada başarılı bulunan bu materyal; implant üstü restorasyonlarda da önerilmektedir; ancak hangi tip dayanak üzerinde, hangi kalınlıkta ve hangi translusenside nasıl optik özellik göstereceği hakkında yeterli veri bulunmamaktadır. Bu in-vitro çalışmada; farklı kalınlıklardaki ve translusensideki monolitik zirkonya veneerlerin, implant üstü protezlerde kullanılan titanyum, anodize titanyum, zirkonya ve hibrit dayanaklar ile birlikte nasıl optik değerler göstereceğini ölçmek amaçlanmıştır. Yaptığımız çalışmanın sıfır hipotezleri şu şekilde belirlenmiştir:

Hipotez 1: Farklı dayanak tiplerini implant üstü protezlerde kullanmak restorasyonun final rengini etkileyecektir.

Hipotez 2: Farklı translusensindeki monolitik zirkonyanın, farklı dayanaklar üzerinde kullanılması restorasyonun final rengi etkileyecektir.

Hipotez 3: Farklı kalınlıkta monolitik zirkonya kullanılması, farklı dayanaklar üzerinde final rengi etkileyecektir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Zirkonya

Zirkonyum, sembolü 'Zr' olan periyodik tablonun 4B grubuna ait kimyasal bir geçiş elementidir. 'Altın renginde' anlamına gelen 'zargon' kelimesinden türetilmiştir. 'Zargon' kelimesi ise Pers dilinde 'Zar' (altın) ve 'Gun' (renk) kelimelerinden oluşmuştur. Atom numarası 40 ve atom kütlesi 91.22'dir. Doğada hiçbir zaman serbest metal olarak tek başına bulunmaz. Yapısı hekzagonal kristal formundadır. Sıcaklığa, aşınmaya ve korozyona karşı oldukça dirençlidir. Zirkonya metali ilk kez 1789 yılında Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından, bazı cevherlerin ısıtılmasından sonra oluşan reaksiyon ürünlerinden elde edilmiştir.

Zirkonyum birçok farklı bileşik halinde bulunabilir. Zirkonyumun bilinen bileşikleri zirkonyum silikat (Zirkon, $ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksittir (ZrO_2). Zirkonyum silikatın diğer adı 'zirkon' dur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise 'zirkonya, zirkonyum dioksit ve 'baddeleyit' tir. Zirkonyum bileşiklerinin içerisinde her zaman 1/50 oranında hafniyum (Hf) elementi bulunur ve zirkonyum metalinin saflaştırılması sırasında elde edilir. Zirkonyum metalinin yüzeyini kaplayan oksit tabakası havaya karşı inaktif olmasına neden olur. Buna rağmen havada yakılması ile zirkonyum oksit bileşiğini oluşturur. Zirkonyum metali normal koşullar altında su ile reaksiyon göstermez. Metalin yüzeyini kaplayan oksit tabakası, asitlere karşı inaktif olmasına neden olur. Normal koşullar altında alkali çözeltilerle reaksiyona girmedeği bildirilmektedir(19).

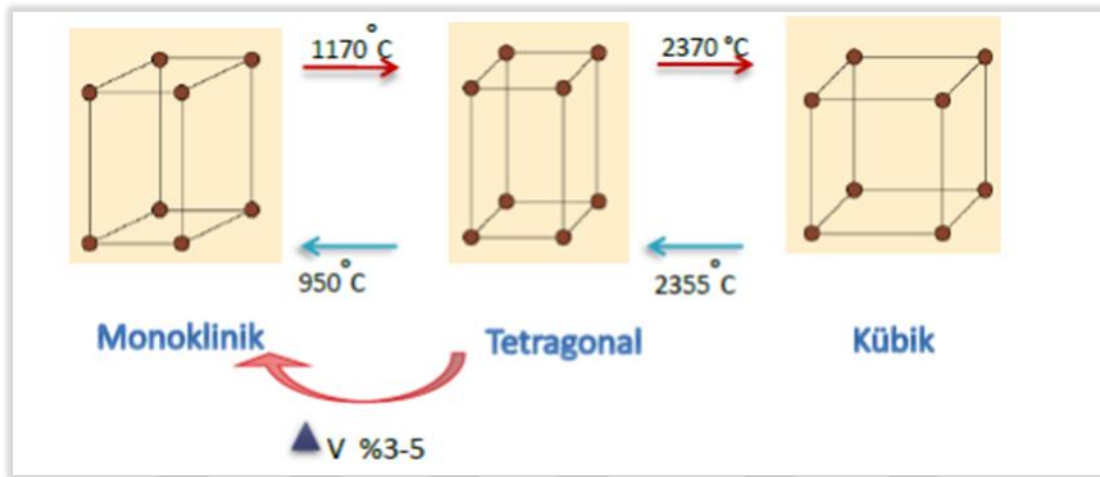
Zirkonya biyomedikal alanda ilk defa 1969 yılında Helmer ve Driskell tarafından kullanılmaya başlanmıştır (1). Üstün mekanik özellikleri ve biyolojik uyum özelliği sayesinde ilk kez Christel tarafından ortopedik kalça eklemi protezlerinin yapımında kullanılmıştır (20, 21) Ancak 2001 yılından itibaren rapor edilen bir takım başarısızlıktan dolayı bu alandaki kullanımları azalmıştır (22).

2.1.1. Zirkonyanın Mikroyapılarına Göre Sınıflandırılması

Zirkonyanın saf, kısmi stabil ve tam stabil olmak üzere üç formu bulunmaktadır.

2.1.1.1. Stabil Olmayan ‘Saf’ Zirkonya (Unstabilized ‘Pure’ Zirconia)

Zirkonya (Zirkonyum dioksit, ZrO_2), oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir ($<0.5-0.6\mu m$) (23). Üç farklı kristal yapıya sahiptir. Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır (Şekil 1).



Şekil 1. Zirkonyanın faz değişim sıcaklıkları

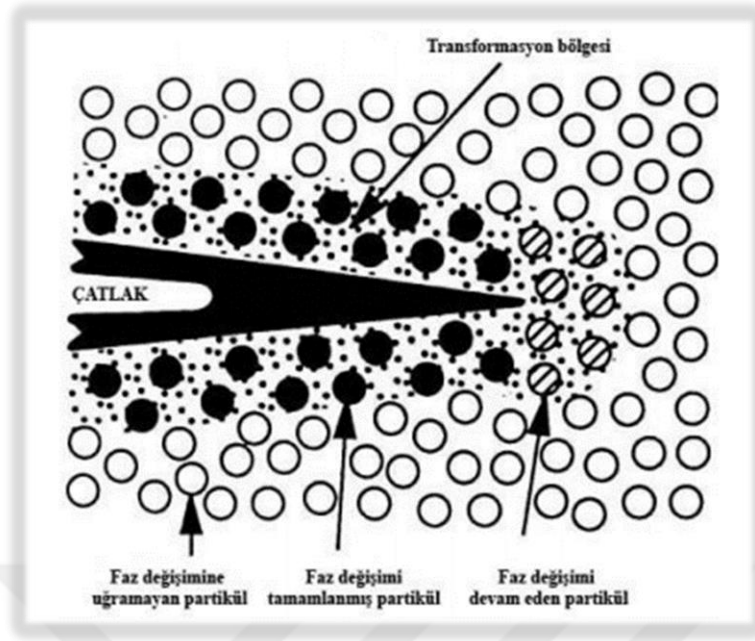
Monoklinik faz 1170°C ‘ye kadar stabildir ve bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür. Tetragonal faz 2370°C‘ye kadar stabildir ve bu sıcaklığın üzerinde kübik faza dönüşür. Ergime noktası olan 2680°C’ ye kadar ise kübik fazda bulunur (19, 24). Zirkonyum dioksit fırınlama ısısında tetragonal, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır (25). Fırınlanmanın ardından soğuma sırasında t→m faz dönüşümü gerçekleşir. Bu sırada %3-4’lük hacim artışı meydana gelir. Bu faz dönüşümü ile ortaya çıkan baskı gerilmeleri dayanıklılığı artırsa da, t→m faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır. Hacim artışı ileri derecede kırıklara ve başarısızlıklara neden olabilir. Bu kontrolsüz faz değişimleri, saf zirkonyanın birçok alanda kullanımını imkânsız hale getirmiştir. Saf zirkonya çoğunlukla aşındırıcı olarak kullanılır (1).

2.1.1.2. Kısmi Stabil Zirkonya (Partially Stabilized Zirconia ‘PSZ’)

Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir (24). Ancak tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir. Oda sıcaklığında stabil olabilmeleri için kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yttriyum veya seryum gibi metal oksitler ilave edilmektedir (19, 24). Yttrium oksit, saf zirkonyayı oda sıcaklığında, tetragonal fazda stabilize eder ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonya materyalini oluşturur (19, 26, 27). Ancak her ne kadar tetragonal faz oda sıcaklığında stabilize edilse de, bu faz aslında ‘metastabil’dir. Faz değişimi geri dönüşümlü (reversible) bir olgudur. Yani materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerji varlığı söz konusudur (22, 25). Kontrolsüz faz değişiminin engellenmesiyle "kısmi stabilize zirkonya (PSZ-Partially Stabilized Zirconia)" olarak adlandırılan oda sıcaklığında yarı stabil bir materyal elde edilir (28). Zirkonyanın fiziksel ve mekanik dayanıklılığı çok yüksek olduğu için ‘çelik seramik’ olarak da adlandırılmaktadır (29). Zirkonyanın dayanıklılığı 2 temel nedene bağlıdır:

1. Isı genleşme katsayısı farklılığı: Zirkonyanın içinde bulunan kübik ve tetragonal fazlar arasında ısı genleşme katsayısı farkı vardır. Tetragonal fazın ısısal genleşme katsayısı $6.5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ iken, kübik fazın $10.5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ ’dir. Aradaki katsayı farkı işlemler sırasında yapı içinde mikro çatlaklar oluşturarak iç gerilim ortaya çıkarmaktadır. Mikro çatlakların meydana gelmesi büyük çatlakların oluşmasına neden olabilecek enerjiyi dağıtmaktadır (19, 21, 30).

2. İç stres oluşumu: Yarı stabil zirkonya ile güçlendirilmiş bir restorasyonun yapısında kübik matriks içerisinde tetragonal ve monoklinik fazlar homojen olarak dağılmıştır. Kübik matriks içinde düzenli olarak yayılmış halde bulunan tetragonal faz uygulanmaya başlayan baskı sonucunda daha hacimli olan monoklinik faza geçiş yapmaktadır. Bu faz değişimi sırasında kristallerdeki yaklaşık olarak %4 oranında oluşan hacim artışı nedeniyle kübik matriks içerisinde basma gerilmeleri ile iç stres açığa çıkmaktadır. Bu gerilim alanları ise çatlak ilerlemesini önleyici etki yaparak, zirkonyanın kuvvetler karşısındaki mekanik özelliklerini iyileştirmektedir (Şekil 2). Zirkonyanın yüksek kırılma dayanımını transformasyon güçlenmesi denilen bu özelliğine borçlu olduğu düşünülmektedir (19, 24). Bu olgu akıllı değişim veya dönüşüm tokluğu olarak tanımlanmaktadır. Bu nedenle zirkonya seramikleri akıllı seramikler olarak da adlandırılmaktadır (19, 30, 31).



Şekil 2. Zirkonyada meydana gelen faz değişimleri

Dental uygulamalar için 4 farklı biçimde stabilize edilmiş zirkonya materyali bulunmaktadır. Bunlar; parsiyel stabilize zirkonya (PSZ), zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (ZTA), alümina ile sertleştirilmiş zirkonya (ATZ) ve yttriyum (%3) ilave edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (3Y-TZP) (32). Yttriyum oksit (Y_2O_3) diğer metal oksitlerden daha üstün özelliklere sahip olduğundan, genelde stabilize edici ajan olarak yttriyum kullanılmaktadır (19).

3Y-TZP Yttriyum ile Stabilize Edilmiş Zirkonya

Günümüzde Y_2O_3 stabilizatör amaçlı yaygın olarak kullanılmaktadır. Saf zirkonya yapının içine %2-3 oranında Y_2O_3 ilavesi ile oda sıcaklığında nanometre boyutlarında dış hekimliğinde de kullanılan tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) elde edilir. 3Y-TZP'nin mekanik özellikleri içerdiği kristalin partikül boyutundan büyük oranda etkilenir (33, 34). Yapı içinde rastgele dağılmış olan stabilize edici Y^{+3} ve Zr^{+4} katyonları, oksijen anyonları ile elektriksel nötralizasyonu sağlayarak zirkonyayı stabilize etmektedir (35). Kritik partikül boyu olan $1\mu m$ 'den daha büyük partikül boyutlarının kullanılması yapının stabilitesini bozar ve tetragonal-monoklinik spontan faz değişimi hızlandırarak tetragonal fazın oranını düşürür. Partikül boyutunun azaltılması ise faz değişimini engelleyerek mekanik özellikleri zayıflatır (36).

Y_2O_3 'in yapı içindeki konsantrasyon değişikliği de materyalin mekanik özellikleri etkiler. %2-3'lük konsantrasyon artırılması, sistem içindeki tetragonal fazın oranı azalmasına, partiküllerinin ise boyutlarının artmasına sebep olur; bununla birlikte yine %2-3'lük konsantrasyonunun artırılmasıyla birlikte seramiğin sinterlenme ısısında düşme olurken kırılma dayanıklılığında da azalma meydana gelir (37).

Günümüzde zirkonya içerikli seramiklerin sinterlenme dereceleri 1350-1500°C arasında değişmektedir. Buna bağlı olarak sinterlenme koşullarının, partikül boyutlarını etkilediği için yapının hem stabilitesi hem de mekanik özellikleri üzerinde önemli bir etkisi vardır (38, 39). Sinterlenme derecelerinin ve süresinin uzatılması partikül boyutlarının büyümesine sebep olur. Y-TZP'nin genel özellikleri Tablo 1' de gösterilmektedir.

Tablo 1.Y-TZP 'nin genel özellikleri

ÖZELLİK	Y-TZP
Kimyasal kompozisyon	$ZrO_2 + 3\text{mol } \% Y_2O_3$
Yoğunluk	$>6 \text{ g / cm}^3$
Pörözite	$<0.1 \%$
Bükülme direnci	900-1200 Mpa
Baskı dayanımı	2000 Mpa
Young modülü	210 Gpa
Kırılma dayanımı	$7-10 \text{ Mpa m}^{1/2}$
Isısal genleşme katsayısı	$11 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
Isı iletkenliği	2 W m K^{-1}
Sertlik	1200 HV

Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alümina (ZTA)

Zirkonyanın bilinen faz değişimi özelliğinin alümina içerikli cam seramiklerde kullanımıyla geliştirilmiştir. Vita firması tarafından piyasaya sürülen In-ceram zirkonya bu malzemeye örnektir (37, 40). Bu sistemde alüminyum oksit içeriğine ek olarak %33 oranında seryum ile stabilize edilmiş zirkonya (Ce-TZP) yapıya dahil edilmiştir (37, 41). Sinterlemenin 1100°C'de 2 saat süreyle yapılmasının ardından cam infiltrasyon işlemi uygulanır. Böylece %23' ünün cam faz tarafından oluşturulması sağlanmış olur (37).

Alümina grenleri daha koyu görünürken zirkonya grenleri daha parlak görünürler. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina, zirkonyanın alümina matrisi ile birleşmesi sonucu oluşmaktadır. Mikro çatlakların büyümesinin engellenmesi; tetragonal fazdan monoklinik faza geçen zirkonya grenlerinin hacim artışıyla sıkıştırıcı kuvvet oluşturmaları sonucu oluşur. Zirkonya ile güçlendirilmiş seramikler, üstün mekanik özelliklere sahiptirler. Fakat sinterlenmiş 3Y-TZP ile karşılaştırıldığında, daha düşük mekanik özelliklerde ve daha pöröz yapıdadır (42, 43).

Magnezyum Oksit (MgO) ile Yarı Stabilize Zirkonya (Mg-PSZ)

Biyomedikal alanda kullanılan magnezyum ile yarı stabilize edilmiş zirkonya materyali, büyük grenli içeriğine (30-60 µm) bağlı olan pöröz yapı nedeniyle yüksek aşındırıcı özelliğine sahiptir. Bu nedenle başarılı değildir. MgO miktarı %8-10 mol arasında değişen bu materyal, kübik stabilize zirkonya matrisi içerisinde tetragonal çökeltilerden meydana gelmektedir. Yüksek sinterleme sıcaklığının (1680-1800°C) yanında özellikle 1100 °C olan yaşlandırma fazında soğuma döngüsü dikkatle kontrol edilmelidir. Bu aşamada malzemelerin kırılma dayanımının kontrolünde önemli rol oynayan dönüşebilen tetragonal faz çökeltileri oluşmaktadır. SiO içermeyen Mg-PSZ elde etmenin zorluğuna bağlı olarak, magnezyum silikat grenlerindeki magnezyum içeriğini azaltarak tetragonal-monoklinik faz dönüşümü desteklenmektedir. Bu durumda mekanik özellikleri düşük ve daha az stabil olan materyal oluşumu meydana gelmektedir (44).

2.1.1.3. Tam Stabil Zirkonya

Saf zirkonyumun içine % 7.9 CaO, %5.86 MgO, %13.75 Y₂O₃ ilavesi yapıldığında tam stabil zirkonya elde edilir. Tam stabil zirkonyada sadece kübik faz bulunur ve oda sıcaklığından 2500°C'ye kadar hiçbir faz değişimi göstermez. Yttrium ile stabilize edilmiş zirkonya (YSZ) çok iyi iyon iletimi sağladığı için NASA'nın uzay araçlarında da kullandığı ve de geleceğin yakıt teknolojilerinden biri olarak kabul edilen katı oksit yakıt üretiminde kullanılmaktadır. Stabilize zirkonya ayrıca arttırılmış sertliği ve ısı değişimlerine karşı direnci sayesinde endüstride aşındırıcı ve mühendislik seramiği olarak kullanılır. Fakat YSZ'in dış hekimliğinde herhangi bir kullanım alanı yoktur (19, 44).

2.1.2. Zirkonyanın Üretimi

Diş hekimliğinde genellikle aynı kimyasal kompozisyonda zirkonya bloklar kullanımaına rağmen, bükülme direnci açısından 900 MPa ile 1200 MPa değerleri arasında farklılık gösterebilmektedir. Bu fark bloğun elde edilme yöntemi ile ilgilidir. Diş hekimliğinde bulunan CAD/CAM sistemlerinde kullanılan zirkonya blokların hazırlanışında 3 farklı yöntem mevcuttur. Burada kullanılacak yöntem, materyalin gren boyutunu, pörözite miktarını ve mikro çatlakların dağılımını etkileyerek mekanik özellikleri değiştirir. Seramiklerin mekanik davranışı yoğunlaştırma yoluna ve başlangıç tozlarına bağlıdır. Örneğin, kırılma dayanımı doğrudan başlangıç tozlarının kimyasına ve sinterleme parametreleri ile değişim gösterir.

2.1.2.1. Dry Pressed Zirkonya Seramikler (Green Stage)

Y-TZP tozunun basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilen bloklardır. Üretim safhasında materyale herhangi bir sinterleme işlemi yapılmadan sadece basınç uygulanarak sıkıştırılması sonucu hazırlanmaktadır. Elde edilen bloklar tebeşir kıvamında ve oldukça yumuşaktır. Bu sebeple aşındırma işlemleri oldukça hızlı yapılabilir. Aşındırma safhasından sonra restorasyon sinterleme işlemine tabi tutulur (44). Sinterleme esnasında oluşabilecek büzülme için kompanze etmek için normal boyutlarından %20-25 daha büyük hazırlanırlar. Frezeleme sonrası kullanılan zirkonya sistemine göre 1300-1600°C’de 6-11 saat sinterlenirler. Sinterleme işleminden sonra sinterlenmemiş pöröz zirkonya, yaklaşık %20-25 oranında bir büzülme uğrayarak daha yoğun ve dayanıklı bir hale gelir (45, 46).

2.1.2.2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonya Seramikler (Cold-isostatically Pressed Y-TZP, Pre-sintered)

Green stage zirkonyaya göre çok daha sert yapıda ve aşındırılması zor bloklardır. Yaklaşık %40 yoğunluğa sahip bloklar ön sinterleme işlemi sırasında yapıdan uzaklaştırılan bağlayıcı içerir. Üretici firmanın belirlediği ön sinterleme işlemi yüzey pürüzlülüğü, materyal sertliğini, çatlak oluşması gibi yapısal özellikleri de etkilemektedir. Green zirkonyanın 500°C’de yaklaşık 30 dakika fırınlanması ile elde edilen bloklardır. Zirkonya tozunun basınç uygulanmadan preslenerek hazırlandığı sinterlenmemiş bloklara CAD/CAM sistemi kullanılarak “green machining” olarak adlandırılan ham şekillendirme işlemi uygulanır. Normal boyutundan büyük hazırlanan alt yapı aşındırma sonrası 1350°C-1500°C arası sıcaklıklarda basınçsız olarak sinterlenir. Sinterlenmemiş pöröz zirkonya yaklaşık %20 oranında bir büzülme uğrayarak daha dayanıklı ve yoğun hale gelmektedir. Bu bloklar ‘‘presintered (ön

sinterleme işlemi uygulanmış)’’ veya ‘non-HIP (non hot isostatic pressing) zirkonya’’ olarak adlandırılır (47).

2.1.2.3. Tam Sinterize Zirkonya Seramikler (Hot Isostatic Pressing-HIP)

Sinterizasyon işlemi tamamlanmış bloklardır ve bloklara doğrudan aşındırma işlemi uygulanır. Bloklar 1300°C’de sinterize edilir. Daha sonra partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla, isostatik ortamda (genellikle argon gazı kullanılarak), 1000 barın üzerinde yüksek bir basınç altında 1400-1500°C’lik bir ısı ile ısıtılır. Ardından beyazlaşmaya kadar açık havada ısıtma işlemine devam edilir. Çünkü sinterlenip basınca maruz kalarak gri-siyah bir renk alan Y-TZP’nin oksitlenerek beyaz bir renk alması için bu son ısıtma safhasının yapılması gerekmektedir. Sinterlenme işlemi tamamlandığında HIP bloklar %99 yoğunluğa sahip olmaktadır. Bu materyalin, green stage bloklara göre daha yoğun ve geçirgen bir yapıya sahip olması ve direncinin %20 oranında fazla olması gibi avantajları vardır. Buna karşın şekillendirme sırasında ekstra zaman harcanması ve kullanılan elmas frezlerin aşınması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Tam sinterizasyon yapılmış bloklardan hazırlanan restorasyonlar direkt olarak gerçek boyutunda şekillendirilirler (19).

Aşındırma işlemi sırasında kullanılan frezlerin özelliği zirkonyanın yapısını etkilemektedir. Aşındırma özelliği fazla olan frezlerin kullanılması aşındırma süresini kısaltırken yüzey pürüzlüğünü arttırmaktadır (48, 49). Seramiğin şekillendirilmesi sırasında yapılan tüm aşındırma işlemleri yüzey tabakalarında tetragonal-monoklinik faz değişimine neden olabilmektedir.

2.1.3. Zirkonya Destekli Restorasyonların Üretim Teknikleri

Diş hekimliğinde zirkonya destekli seramiklerin kullanılması ile Kopya-Freze tekniği ve CAD/CAM (Computer-aided design/Computer-aided manufacturing) teknolojisinin gelişmesi paralellik göstermektedir. 2 farklı yöntemle zirkonya destekli restorasyon yapılabilir (50).

1. Kopya - Freze Tekniği

2. CAD/CAM sistemi

2.1.3.1. Kopya-Freze Tekniği

Seramik blokların özel bir makine tarafından üretilmesiyle hazırlanır. Bu işlem, hazırlanan bir restorasyon modelajının özel bir okuyucu uç yardımıyla izlenerek kazınması (Copy-Milling) temeline dayanır (51–53).

2.1.3.2. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim/ Computer Aided Design Computer Aided Manufacturing) Sistemleri

CAD (Computer-aided design) bilgisayar destekli tasarım, CAM (Computer-aided manufacturing) ise bilgisayar destekli üretim anlamına gelmektedir. CAD/CAM sisteminde bilgiyi toplamak, tasarlamak ve üretim yapmak amacıyla bilgisayar kullanılır. Ağız içerisi optik olarak görüntülenip görüntü dijitalize edilir. Restorasyonların bilgisayar kontrolünde freze sistemi ile homojen bir seramik bloktan kesilerek şekillendirilmesi suretiyle restorasyon elde edilir. CAD/CAM ile tek kronlar, çok üyeli köprüler, inley, onley dolgular ve fasetler hazırlanabilmektedir. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim sistemi veri elde etme (tarama), veri işleme (üç boyutlu bilgisayar destekli tasarım ve yazılım) ve üretim (freze-donanım) ünitelerinden oluşmaktadır. Prepare edilmiş dişler, karşıt ve komşu dişler, karşıt çene ile oklüzyon ilişkisi çevre yumuşak dokular ile birlikte optik okuyucuyla taranarak dijital ölçü alma işlemi gerçekleştirilir. Dijital ölçü iki yöntem ile yapılabilmektedir. Bunlardan birincisi; ağız içerisinden direkt kayıt alınabilen özel optik okuyucularla elde edilir, ikincisi indirekt olarak alçı model üzerinden, InLab sistemi kullanılarak da gerçekleştirilebilmektedir (54).

2.1.4. Zirkonyanın Mekanik ve Fiziksel Özellikleri

Zirkonyanın en önemli mekanik özellikleri; dayanıklılık, yüksek kırılma direnci, uzun dönem renk stabilitesi ve korozyona dirençli olmasıdır. Zirkonyanın elastik modülü yaklaşık 200 MPa'dır. Vickers sertliği ise diş hekimliği alaşımların 4-5 katıdır (1000-1300 Vickers) (40). Yapılan in-vitro çalışmalarda zirkonyanın bükülme dayanımı ortalama 900-1200 MPa, kırılma tokluğu ise 9-10 MPa.m^{1/2} olarak bulunmuştur (Tablo 2). Bu da neredeyse alümina esaslı seramiklerin 2 katı ve lityum disilikat esaslı seramiklerin (Empress II) 3 katıdır (19, 55, 56).

Tablo 2. Zirkonyanın mekanik özellikleri

Tanecik Çapı	<0.5-0.6 µm
Elastik Modülü	200 MPa
Vickers Sertliği	1000-1300 Vickers
Bükülme Direnci	900-1200 MPa
Kırılma Dayanımı	9-10 MPa

Ortamda stres olmasa bile, zirkonya nemli ortamda t-m faz değişimine maruz kalabilir. Bu değişim yüzeyden başlar ve materyalin çekirdeğine doğru ilerleme gösterir. Büyük tanecik boyutları, stabilizatör miktarının yetersizliği ya da rezidüel stresler yüzeyde bulunan tanecikleri düşük ısı bozunmasına yatkın hale getirir (57). Ortamda nem varlığında su tanecikleri bu mikro çatlaklardan materyalin çekirdeğine doğru ilerleyiş gösterir ve etkiledikleri tanecik miktarı giderek artar. Sonuç olarak da materyalde katastrofik kırıklar görülebilir (58). Düşük ısı bozunması (Low Temperature Degradation/LTD) zirkonyanın bir diğer karakteristik özelliğidir ve literatürde zirkonyanın yaşlanması ile eşdeğer tutulmaktadır. Çalışmalarda düşük ısı bozunmasının en çok 200-300°C’lerde gerçekleştiği rapor edilmiştir (59). Düşük ısı bozunması sonucunda zirkonyanın esneme kuvvetinin 1000 MPa değerlerinden 450 MPa’ya düştüğü in vitro çalışmalarda gösterilmiştir (60, 61).

2.1.5. Zirkonyanın Estetik Özellikleri

Zirkonya polikristalin mikro yapısı sebebiyle opak beyaz renktedir ve oldukça düşük ışık geçirgenliğine (translüsensi) sahiptir (62). Düşük translüsensinin ve rengin opak beyaz olması restorasyonun estetik görüntüsünün olumsuz yönde etkileyeceği bildirilmiştir (63). Zirkonyanın, metal seramik restorasyonlar ile karşılaştırıldığında gözlenen en önemli avantajları; beyaz renkte oluşu ve diş etinden koyu renkte metal yansımalarına neden olmayışıdır (64).

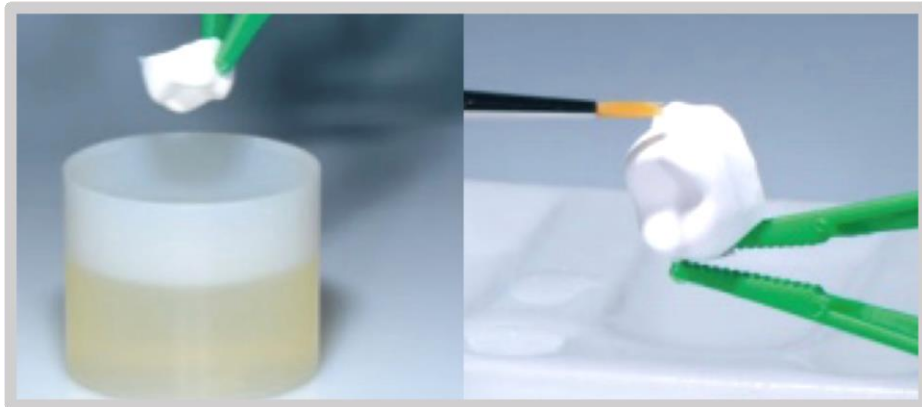
CAD/CAM teknolojisi kullanılarak hazırlanan zirkonya alt yapıların dezavantajı; üst yapı seramikleriyle kaplanma gerekliliğidir. Chipping (kopma) gibi bazı dezavantajları da kaldırmak amacıyla son yıllarda monolitik zirkonya seramik restorasyonlar tanıtılmıştır (65).

2.1.6. Monolitik Zirkonya (MZ)

Diş hekimliğinde sadece bir materyalden üretilen tek tabakalı restorasyonlar için “monolitik” terimi kullanılmaktadır. Zirkonya seramikler diş hekimliğinde uzun süre ve geniş çapta kullanım alanı bulmuştur. Opak beyaz renkte oldukları için feldspatik porselenlerle veneere edilerek, alt yapı materyali olarak kullanılmıştır (66). Zirkonya destekli veneer porseleninin bağlantısındaki problemleri ortadan kaldırmak için zirkonyanın translüsensliğini arttırıp veneer tabakası olmaksızın restorasyonu tamamen zirkonyadan üretmek yoluna gidilmiştir (67). Dayanıklılığı artırılan, yüksek bükülme direnci (1570 MPa) ve yüksek ısı dayanımına (2600°C) sahip, mekanik özellikleri geliştirilen ve translüsensi özelliği kazandırılan “monolitik zirkonya” yakın zamanda kullanıma sunulmuştur (68, 69). Monolitik

zirkonyalar biyouyumlulukları, gözeneksiz yapıları, antagonist dişlerde aşınmaya sebep olmaması, zirkonyum alt yapılı restorasyonlarda karşılaşılan veneer porselende meydana gelen koheziv kırılmaların olmaması avantajları ile kliniklerde geniş kullanım potansiyeline sahip bir malzemedir (41). Zirkonya içerisindeki porların boyutu ve sayısı zirkonya içinden geçen ışık dağılımını etkilemektedir. Zirkonyanın por büyüklüğü ve bu porların bulunmaması malzemenin optik özelliklerini iyileştirerek estetiğini geliştirir (70, 71). Zirkonya bloklarda bulunan organik bağlayıcılar dayanıklılığını artırırken optik özelliklerini olumsuz olarak etkiler. Monolitik zirkonya bloklarda ise atomlar organik bağlayıcı içermeden birbirinin içine geçmektedir. Monolitik zirkonya blokların nanopartiküller içermesi, pörözite olmaması ve alümina içeriğinin %0.01'e kadar azaltılmış olması ışık geçirgenliğinin artmasını sağlar. Monolitik zirkonyanın estetik özelliklerini artıran unsurlardan biri ise renklendirilebilir olmasıdır (66).

Monolitik zirkonya blokların renklendirilmesi için iki boyama tekniği mevcuttur. Bunlardan ilki üretim aşamasında pre-sinterize zirkonya bloklarının renkli solüsyonlara daldırılması yöntemidir (Resim 1) (72). Seramik malzemelerin renklendirilmesinde pigmentler kullanılırken, monolitik zirkonyanın renklendirilmesinde iyon içeren renklendirici solüsyonlar kullanılmaktadır. Renklendirici iyon olarak solüsyona; Fe, Bi, Al, Cr, Co, Mg ve Ca eklenmektedir (73). Sinterleme öncesinde zirkonya daha pöröz bir yapıdadır. Bu safhada renklendirici solüsyon daha kolay absorbe olacağı için, kolaylıkla renklendirilebilir. Bu işlemin ardından, sinterleme işlemi ile renk sabitlenmiş olur. Günümüzde bu şekilde üretim yapılan pek çok firmaya ait renkli bloklar bulunmaktadır. Diğer bir boyama yöntemi ise restorasyonun hazırlandıktan sonra fırça yardımıyla renklendirilmesidir (Resim 1).



Resim 1. Zirkonyanın daldırılma yöntemi veya fırça yöntemiyle renklendirilme işlemi

Monolitik zirkonya restorasyonlar üretici firmanın hazırladığı bloklardan CAD/CAM yöntemi ile şekillendirilir (74) ve üreticinin önerdiği sıcaklıkta sinterizasyon yapılır (75). Monolitik zirkonya bloklar için sinterizasyon sıcaklığı genellikle; ışık geçirgenliği az olan bloklar için (Low Translucency/LT) 1350°C’ de, yüksek (High Translucency/HT) olan bloklar için 1500°C’ dir. Sinterleme sonunda yaklaşık olarak %20 oranında boyutsal büzülme gözlenir (76).

2.1.6.1. Monolitik Zirkonya Seramiklerde Translusensi Özelliği

Zirkonya seramiklerin translusensi özelliği, büyük oranda ışık saçılımı ile birlikte meydana gelen ışığın bir bölümünün materyalden geçmesidir (77). Bir seramiğin üzerine gelen ışığın büyük çoğunluğu yansır ve diffüz olarak dağılırsa materyal opak görünür, ışığın sadece bir kısmı dağılır, büyük çoğunluğu seramikten doğrudan geçer ise materyal translusent görünür (77, 78). Zirkonyanın translusensi özelliğinin tespit edilmesi farklı parametreleri içeren kompleks bir kombinasyondur (75, 79). Konvansiyonel zirkonya seramik sistemlerinin translusensi düzeylerinin alümina, alümina-zirkonya ve metal alaşımlar ile benzer olduğu ifade edilmektedir (75, 80, 81).

Y-TZP stabilize monolitik zirkonya seramikler, tüm seramik arasında bilinen en dayanıklı materyaldir. Ancak optik özellikleri açısından da en iyi materyal değildir. Doğal diş ve diğer cam seramiklere göre translusensi değerlerinin daha düşük olduğu bildirilmiştir (82–84).

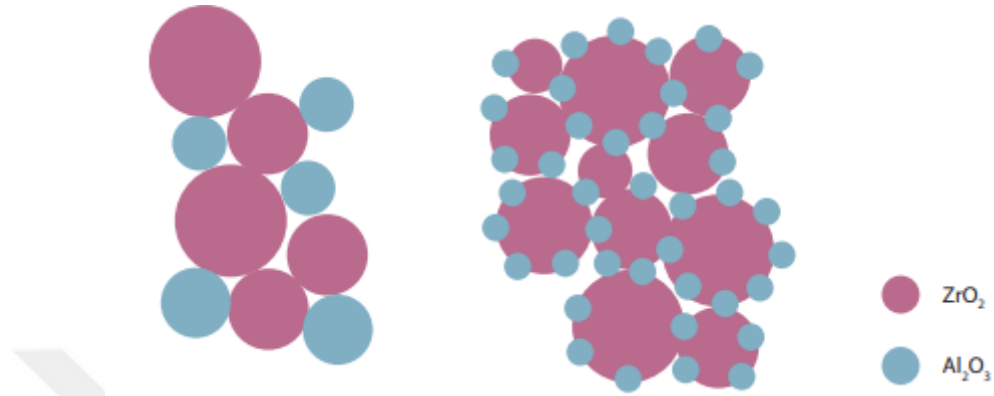
İlk üretilen monolitik zirkonyalar 3Y-TZP yapısında iken, yeni nesil üretilen daha translusent özellikteki zirkonyalar 4Y-TZP veya 5Y-TZP yapısındadır. Ayrıca, yapıdaki alümina içeriğinin de azaltılması (<%0.1) ışık geçirgenliğini artırarak estetik özellikleri iyileştirmiştir (18).

Monolitik zirkonya seramiklerin gelişim süreçleri incelendiğinde translusensi özelliklerine göre üç alt başlıkta incelenebilirler (85):

- **Birinci nesil zirkonya seramikler (3Y-TZP):** Daha çok kor materyalleri olarak kullanılan geleneksel zirkonya seramiklerdir. Translusensi değerleri düşüktür. Sinterizasyon sıcaklık dereceleri değiştirilerek daha translusent hale getirilebilirler (86).

- **İkinci nesil zirkonya seramikler (3Y-TZP):** 2012-2013 yıllarında tanıtılmıştır. Moleküler düzeyde değişiklikler yapılarak elde edilmiştir. Alüminyum oksit (Al_2O_3) partiküllerinin sayısı ve büyüklüğü azaltılmış ve daha translusent yapı elde edilmiştir (Şekil 3) (87). Yapılan

in vitro çalışmalarda zirkonya seramiklerin translusensi özelliklerinin yanında aynı zamanda mekanik özelliklerinin de geliştiği ve hidrotermal yaşlandırma sürecine karşı daha dayanıklı hale geldiği bildirilmiştir.



Şekil 3. Birinci ve ikinci nesil zirkonya seramik molekülleri (85)

- **Üçüncü nesil zirkonya seramikler (5Y-TZP):** Kristal yapının modifikasyonu sonucu elde edilmişlerdir. Birinci ve ikinci nesillerden farklı olarak materyal yapısında tetragonal faz ile birlikte %53 oranında kübik faz da içeren tam stabilize formdadır. %5 mol' ün üzerinde yttrium ilave edilerek translusent özelliği artırılmış zirkonya elde edilmesi amaçlanmıştır. Ancak bu nesil zirkonya seramiklerin mekanik özellikleri diğerlerinden daha düşüktür.

Eğilme dayanıklılığı 1.000 ila 1.400 MPa ve kırılma tokluğu 3.5 ila 4.5 MPa-m^{1/2} olan 3Y-TZP karşılaştırıldığında; yaklaşık %4 mol yttrium içeren zirkonya, 600 ila 900 MPa eğilme dayanıklılığı ve 2.5 ila 3.5 MPa-m^{1/2} kırılma tokluğuna sahipken, 5 Y-TZP zirkonya, 700 ila 800 MPa arasında bir eğilme dayanıklılığına ve 2.2 ila 4 MPa-m^{1/2} kırılma tokluğuna sahiptir (88).

Tablo 3. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyanın yttrium içeriğine göre karşılaştırılması (89)

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

Yttriyum mol yüzdesi aslında her bir kategorideki mekanik ve fiziksel özelliklerdeki değişimi açıklayan onda bir mol yüzdesidir ve yuvarlak sayılar (3, 4 veya 5) olarak verilir. Yaklaşık %3 mol yttriyum içeren opak zirkonya en kuvvetlidir ve %85 ile %90 tetragonal faz içermektedir; yaklaşık %5 mol yttriyum içeren zirkonya %50 kübik faz ile daha yarı saydam bir materyal üretilir (Tablo 3). Yttriyum, zirkonya gren boyutunu artırır ve termal genleşme katsayısını düşürür (88).

Opak zirkonya (%3 Y-TZP) özellikle renklenmiş bir dişin maskelenmesi gereken durumlarda avantaj sağlamaktadır. Transludent zirkonya (%4-5 Y-TZP), lityum disilikat veya mineden daha az transludenttir. Anterior bölgede transludent bir restorasyona ihtiyaç duyulursa, lityum disilikat veya cut-back yöntemiyle hazırlanan zirkonya restorasyon olası çözümlerdir. Artırılmış transludent özelliği sayesinde anterior bölgelerde daha az tercih edilen monolitik restorasyonların kullanımını daha uygun bir seçenek haline getirilmektedir. 3Y-TZP ile posterior bölgede hazırlanan bir restorasyon için 1 mm oklüzal redüksiyon gerekirken; transludent özelliğinin artırılmasıyla 4-5Y-TZP ile hazırlanan restorasyonlar için 1.2-1.5 mm oklüzal redüksiyon gerekmektedir. Aksiyal redüksiyon ise 0.3 mm ile 0.8 mm arasında değişmektedir (90).

Ticari olarak üretilen 3Y-TZP içerikli zirkonya bloklara; IPS e.max® ZirCad LT/MO, Ivoclar Vivadent; Lava™ Plus, 3M, BruxZir® ve Katana™ HT, Kuraray Noritake örnek verilebilir. İkinci grup, %4 mol Y-TZP içerikli zirkonya bloklara; Zpex® 4, Kraun, IPS e.max ZirCAD MT ve Katana™ ST/STML örnek verilebilir. Üçüncü grup ve en yüksek transludent özelliğine sahip %5 mol Y-TZP içerikli zirkonya bloklara; Lava Esthetic; Cercon® XT, Dentsply Sirona, BruxZir Anterior; Katana™ UT/UTML; ve Zpex Smile, örnek verilebilir.

Transludent zirkonya, geleneksel zirkonya ve cam seramiklerin ışık geçirgenliğinin karşılaştırıldığı bir çalışmada zirkonyanın cam seramiklere göre ışık geçirgenliğinin daha az olduğu ve materyal kalınlığı arttıkça ışık geçirgenliğinin azaldığı sonucuna ulaşılmıştır (75).

Monolitik zirkonya seramiklerin optik özellikleri ile ilgili yapılan pek çok çalışma mevcuttur. Harada ve ark. (91) yapmış oldukları çalışmada monolitik zirkonya restorasyonların translusensi değerlerinin kalınlıkla doğrudan ilişkili olduğunu bulmuşlardır. Zirkonya seramiklerin kalınlıkları 0.5 mm' den 1 mm' ye yükseldiğinde translusensi değerlerinde %10' luk kayıp olduğunu bildirilmişlerdir.

2.1.6.2. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Endikasyonları

Zirkonya alt yapılı seramik kronların kullanıldığı tüm endikasyonlarda monolitik zirkonya kronlar da kullanılabilir. Ayrıca yüksek sertlik ve kırılma dirençlerinden dolayı bu endikasyonlar haricinde;

- İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda,
- Uzun gövdeli/ tam ark köprü protezlerinde,
- Endokronlarda,
- İnley ve onley restorasyonlarda,
- İmplant üstü restorasyonlarda kullanılabilmektedir.

2.1.6.3. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Avantajları

- Daha yüksek translüsenslik ve yüksek bükülme direnci,
- Zirkonya yüzeylerine polisaj veya glazür işlemlerinin yapılabilmesi,
- Seramik-zirkonyum arasında kopma (chipping) meydana gelmemesi,
- Antagonist dişlerde abrazyona neden olmaması,
- Konservatif diş preparasyonu ile diş yapısının korunması ve dişlerde minimal preparasyon gerektirmesi (41, 66).
- Dijital ölçünün alınabilmesi,
- Rezin bazlı veya konvansiyonel simanlarla simante edilebilmeleri,
- Yüksek biyouyumluluğa sahip olması,
- Özel boyama solüsyonları kullanılarak renklendirilebilmesi,
- Bükülme direnci (1570 Mpa) ve ısı dayanımının (2600°C) yüksek olması, şeklinde sıralanmaktadır.

2.1.6.4. Monolitik Zirkonya Restorasyonların Dezavantajları

- Yüksek maliyetlidir.
- Çiğneme kuvvetlerinin yoğunluğu kırılma direncini azaltabilmektedir.
- Laboratuvar aşamalarının zor olmasıdır (41).
- Ağızda uygulama gerekliliğinde, veneer seramiğine göre aşındırılması çok daha zordur. Kırık tamiri imkânı olmadığı için böyle durumlarda restorasyonun yenilenmesi gerekir (92, 93).

2.1.7. Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanımı

Dayanıklılık ve korozyona karşı direnç özelliklerinden dolayı zirkonya, diş hekimliğinde birçok alanda kullanılmaktadır. İmplantolojide implant ve dayanak materyali olarak,

ortodontik tedavide ortodontik braket yapımında (94, 95), protetik restorasyonlarda post kor (27, 94) materyali olarak ve kron köprü restorasyonlarında alt yapıyı kuvvetlendirmek (96, 97) tedavide kompozit rezin içine farklı oranlarda ilave edilerek kompozit materyalini güçlendirmek için kullanılmaktadır (98). Uluslararası Standartlar Kurumu (ISO) standartlarına göre zirkonya artık sabit parsiyel protezlerde gereklilikleri yerine getiren yegâne materyal olarak kabul edilmektedir (99).

2.1.7.1. Endodontik Post

Zirkonyanın yüksek dayanımı ve opak beyaz rengi metal postlara alternatif olarak kullanılmaya başlanmasını sağlamıştır. Zirkonyanın endodontik post olarak kullanımıyla ilgili başarılı sonuçlar genellikle kısa dönem klinik takipli çalışmalarda bildirilmiştir (100). Retansiyon kaybı ve diş çekimi yapılan uzun dönem klinik takipli çalışmalarda en sık rastlanılan komplikasyonlar olarak belirtilmiştir (101).

2.1.7.2. Ortodontik Braket

1990'lı yıllarda daha estetik bir görünüm için tercih edilmeye başlanmıştır. Estetik görünümü iyileştirmesi dışında kullanımının sağladığı bir avantaj bildirilmemiştir.

2.1.7.3. Zirkonya İmplantlar

Zirkonyum oksitle ilgili ilk hayvan deneyi Akawaga ve ark. tarafından 1998 yılında yapılmıştır. Akagawa ve ark, zirkonyum oksit kaplı implantların, implant-kemik birleşiminin çok iyi olduğunu, dayanak hazırlanması sırasında da zirkonyanın kolayca şekillendirilebileceğini belirtmişlerdir (102). Zirkonyanın implant materyali olarak kullanımını araştıran çok sayıda in vivo ve in vitro çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda; zirkonyanın osseointegrasyondaki başarısı, hücre metabolizması, implant boyun bölgesindeki kollajen oryantasyonu ve yumuşak doku cevabı titanyum implantlar ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Sonuç olarak, zirkonya implantların kullanımı henüz daha çok yeni ve titanyum implantların yerini almaları için henüz erkendir.

2.1.7.4. Zirkonya Dayanaklar

Titanyum, biyouyumluluğu, mükemmel materyal stabilitesi, distorsiyon direnci ve uzun dönem klinik çalışmalardaki başarısı ve implant destekli sabit protezlerin klinik ömürleri açısından dayanak materyalleri içinde altın standart olarak kabul edilmekteydi (103, 104). Ancak günümüzde estetiğin ön planda olması ile birlikte titanyum dayanaklar, mukozada oluşturduğu gri yansımayla, özellikle ince fenotipli mukozanın olduğu ve implantın

bukkale konumlandığı vakalarda yetersiz kalmaktadırlar. Zirkonyum oksit, alüminyum oksit göre daha radyoopaktır. Dolayısı ile alüminyum oksit bazlı seramik dayanaklar daha estetik görüntü vermektedir. Zirkonyum oksit dişeti altı ve dişeti üstü preparasyonlarda opak özelliği dolayısı ile yansıma yapmaktadır. Dayanıklı malzeme özellikli zirkonyum oksidin işlenmesini zorlaştırmaktadır (105).

2.2. İmplant Destekli Sabit Protezler

Günümüz diş hekimliğinde, hastaların diş eksikliklerinin implant destekli protezler ile tedavisi giderek artmaktadır. Aynı zamanda diş hekimliğinde çok önemli bir yer kazanan estetik kavramıyla birlikte hastalar; diş eksiklerini doğal görünümlü, implant destekli estetik sabit restorasyonlar ile restore edilmesini istemektedirler. Diş boşluklarının, hekim tarafından implant destekli sabit protezlerle giderilmesinin fonksiyonel ve estetik bazı zorlukları vardır. Protezin başarısı sadece osteointegrasyona ve implantın yüklenmesine bağlı değildir. Ayrıca implantın başarısı için implant destekli protezin dental ark içinde uyumlu konumlanmasına ve özellikle yüksek gülme çizgisine sahip hastalarda, direkt görünebilir olduğu durumlarda estetik gereksinimin karşılanması gerekmektedir (106). Diş hekimliğinde implant tedavi başarısı için mevcut istatistikler sadece gerçek klinik sonuçlara dayanmaz. İmplant sağkalımı, restorasyon sağkalımı ve hasta memnuniyeti ve klinikte de dentogingival estetik, mekanik komplikasyonlar, kemik seviyeleri ve çevreleyen yumuşak dokuların sağlığı bir bütün olarak değerlendirilmelidir (1).

2.2.1. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Dayanak Seçimi

İmplantların protezi destekleyen ve tutuculuğuna hizmet eden parçasına dayanak (abutment) denir. İmplant dayanakları; titanyum ve titanyum alaşımları ile seramik gibi materyallerden üretilmektedir (107). Dental dayanaklar genellikle, biyoyumluluğu ve mekanik özellikleri yüksek olan titanyum materyalinden yapılmaktadır. Titanyum dayanaklar implant destekli restorasyonlarda genellikle standart tedavi seçeneği olarak kullanılmaktadır. Ancak titanyum dayanaklar dişeti altında yerleştirildiğinde özellikle ince dişeti fenotipine sahip hastalarda grimsi bir görüntünün ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Titanyum dayanaklara alternatif olarak özellikle estetik gereksinimlerin yüksek olduğu bölgelerde seramik dayanaklar ve kişisel (custom) dayanaklar geliştirilmiştir. Sonuç olarak implantüstü sabit protetik restorasyonlarda mukogingival estetik, implantların konumu ve açısı, dişeti kalınlığı (ince ve kalın fenotip), hastanın gülme hattı ve ekonomik faktörler bir bütün olarak değerlendirilerek dayanak seçimi yapılmalıdır (108).

Estetiğin ön planda olduğu anterior bölgede kullanılacak implant dayanaklarında bulunması gereken özellikler şunlardır:

- Fonksiyonel olarak implant ile çevresindeki kemiğe kuvvet iletebilecek uygun yapıda ve güçte olmalıdır.
- Anatomik olarak doğru konturlara sahip olup çevresindeki yumuşak dokuyu destekleyebilmelidir.
- Doğal dişler bir miktar ışık geçirgenliğine sahiptir ve çevre yumuşak dokularda ışığı fiber optik efektile geçiren hafif parlak yansımalar yaratırlar. İmplant dayanakları da doğal dişlerin optik özelliklerini taşımalıdır.
- Dayanak materyali, plak birikimine izin vermemeli, biyouyumlu olmalıdır.
- Antirotasyonel özelliği bulunmalıdır.
- Temizlenebilir alanlar yaratmalıdır.
- Mekanik değişimlere uyum kabiliyeti bulunmalıdır.
- Gerektiğinde kolayca çıkarılabilmelidir (109, 110).

İmplant destekli protetik restorasyonlar için kullanılan dayanaklar, firmalara göre çeşitlilik gösterebildiği gibi estetik nedenler, üretim şekilleri, kullanılan malzemeler ve de uygulanacak olan protetik restorasyonun tipine göre de farklılık gösterebilmektedir (111).

2.2.1.1. Üretim Şekillerine Göre Dayanaklar

Dayanakların sınıflandırılması temel olarak 2 ana başlık altında incelenir;

1. Prefabrike dayanaklar
2. Bireysel olarak hazırlanmış (customized) dayanaklar

Prefabrike Dayanaklar

Prefabrike implant dayanakları, çoğunlukla her vakada uygulanabilecek, üretici firma tarafından farklı materyallerden hazırlanan, farklı platform genişliklerine, farklı dişeti çıkış profiline, farklı uzunluklara sahip, implant ve implant üstü protezler arasında bağlantıyı sağlayan protetik parçalardır. Prefabrik dayanaklar, titanyum veya estetik alanlarda kullanılmak üzere seramik olarak da üretilmektedir.

Bireysel-Anatomik Dayanaklar

Bireysel dayanaklar, kişiye ve duruma uygun olarak dayanak üretimine olanak vermektedirler. Bireysel dayanaklar, üretici firmalar tarafından farklı yöntemlerle, titanyumdan veya estetiğin ön planda olduğu durumlarda seramikten üretilmektedir (109). Her iki materyalin birbirine göre avantajları ve dezavantajları mevcuttur. Prefabrik dayanaklar ile karşılaştırıldığında, özellikle CAD/CAM teknolojisinin kullanımı sayesinde dayanağın istenilen bölgelerinde maksimum veya minimum kalınlıklar elde edilebilmektedir. Hem titanyum hem de seramik bireysel dayanaklar için üretim sonrası uyumlama ihtiyacı neredeyse yok denecek kadar azdır ve buna bağlı olarak komplikasyon gelişme riski de bireysel dayanaklarda azalmaktadır. Bireysel dayanaklar hastanın dişeti konturuna, oklüzyonuna ve implantın arktaki konumuna uygun olarak hazırlanmaktadır (112).

2.2.1.2. Üretildikleri Materyallere Göre Dayanakların Sınıflandırılması

Dayanak üretiminde metaller ve seramikler olmak üzere esasen iki ana materyal kullanılmaktadır.

Titanyum dayanaklar

Titanyum; biyolojik uyumu, korozyona direnci, düşük moleküler ağırlığı, düşük yoğunluğu ve yüksek gerilme dayanıklılığı nedeni ile dayanak üretiminde en çok kullanılan metal alaşımdır (113). Titanyum dayanaklar; ticari saf titanyum veya titanyum alaşımından üretilmektedirler.

Ticari saf titanyum

Mekanik ve fiziksel özellikleri birbirinden farklı dört tip ticari saf titanyum bulunmaktadır. Materyalin mekanik özelliklerinin, yapıya eklenen küçük miktarlardaki demir ve oksijenden etkileneyeceği bildirilmiştir (114). Bu eklentiler dikkatle bir şekilde kontrol edilerek, istenilen klinik duruma uygun 4 farklı tipte ticari saf titanyum üretilmiştir. Tip 1’den Tip 4’e gidildikçe malzemenin mekanik dayanıklılığı ve sertliği artmaktadır (113).

Titanyum alaşımı

Titanyum alaşımı; Tip 5 titanyum olarak da adlandırılmaktadır. Alaşım; %6 alüminyum, %4 vanadyum, %0,25 demir, %0,2 oksijen ve %88-90 oranında titanyumdan oluşmaktadır (113, 114). Titanyum-alüminyum-vanadyum (Ti-6Al-4V, Ti6Al4V veya Ti-6-4) alaşım, diğer metalik biyomateryaller ile karşılaştırıldığında, biyolojik açıdan uyumlu ve mekanik dayanımının yüksek olduğu bildirilmiştir (114). Distorsiyon direnci çok yüksektir.

Andersson ve ark. 1995 yılında yaptığı klinik çalışmaların sonuçları titanyum dayanaklar ile tamamlanan restorasyonların mükemmel sağkalım oranlarını ortaya koymuştur (115). Titanyum alaşımı, sahip olduğu üstün mekanik özellikler nedeni ile özellikle molar bölge implantlarda, hekimler tarafından ilk dayanak seçeneği olarak değerlendirilmektedir (116). Günümüze kadar çenelerin tüm bölgelerinde yapılan implant destekli protezlerde altın standart olarak düşünülmektedir (103). Ancak titanyum dayanaklar en büyük dezavantajı peri-implant mukozasında estetik görüntüyü olumsuz etkileyen koyu grimsi bir renk değişikliğine neden olmasıdır (Resim 2). Bu dezavantajı ortadan kaldırmak, yüzey özelliklerini iyileştirmek ve renklendirme yapmak için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemlerden biri de kimyasal anodizasyon yöntemidir.



Resim 2.Titanyum dayanak

Anodizasyon İşlemi Uygulanmış Titanyum

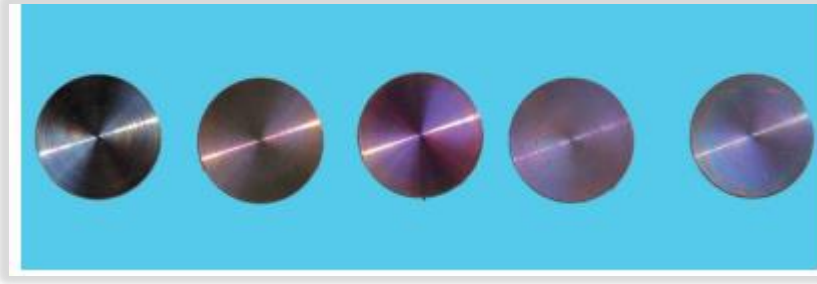
Gelişen teknolojiyle birlikte artan ihtiyaçlar doğrultusunda, özellikle biyomedikal alanda biyomalzeme ve implantların yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi oldukça önem kazanmıştır. Bir yüzey iyileştirme tekniği olan anodizasyon, medikal sanayide kullanılan önemli bir yöntemdir. Anodizasyon yöntemiyle, titanyum üzerinde oluşturulan oksit tabakasının yüzeye yüksek adezyonla bağlanarak titanyumun korozyon direncini iyileştirme sürecinde, anot potansiyeli, elektrolitin yapısı ve akım şiddeti gibi kontrol parametreleriyle kaplama kalınlığının artırılması, yüzeyin kimyasal özelliklerinin değiştirilmesi, yüzeyin renklendirilmesi ve pürüzlü bir yüzey elde edilmesi mümkündür (11). Titanyum ve titanyum alaşımlarının biyolojik uyumluluğu öncelikle oksijen ile temasta bulunduğu zaman kendiliğinden gelişen dioksit tabakaya bağlıdır. Bu katman şeffaf ve incedir, genellikle sadece 5 nm veya 20 nm boyutundadır (117, 118). Bu katmana beyaz ışık geldiğinde, alttaki metal

yüzeye yansır ve grimsi metal renk ortaya çıkar. Bununla birlikte, eğer bu şeffaf oksit tabakası kalınlaştırılırsa kendiliğinden oluşan doğal bir renk değişikliği meydana gelir ve bu değişimin diş hekimliğinde kullanılması çok büyük fayda sağlar (119).

Oksit tabakasının kalınlığının arttırılmasında kullanılan yöntemlerden biri de elektrokimyasal anodizasyondur (120–123). Titanyum ve titanyum alaşımlarının anodizasyon-renklendirilme işlemi kontrollü anodik oksidasyon prosesidir. Herhangi bir boya veya pigment içermez. Metal yüzeyinde çeşitli kalınlıklarda ince oksit tabakaları oluşur ve ışığın kırılması ile renklendirme gerçekleşir. Pozitif bir elektrot probu genellikle asidik olan elektrolit bir çözelti içinde renklendirilecek yüzeye bağlanır. Ticari veya geliştirilmiş ekipmanlar yardımıyla ince film tabakası elde etme yöntemleri aynıdır. Tek değişken; kullanılan titanyum alaşımı ve renklendirme ile ilişkilendirilen voltajdır. Renk ve parlaklık, kullanılan alaşımların yüzey pürüzlülüğüne göre farklılık gösterir. Çünkü anodizasyon alaşımların sadece yüzeyini değiştirir, materyalin gerilme dayanıklılığı aynı kalır (124). İmplant alt yapısı ve bileşenlerinde kullanılan titanyum-6alüminyum-4vanadyum (Ti6Al4V) alaşımının anodizasyonu için en uygun voltaj miktarı ve renk tabakasını elde etmek için çeşitli araştırmalar yapılmıştır (Şekil 4) (Resim 3) (125).



Şekil 4. Voltaj değişikliğine bağlı Ti6Al4V örneklerde oluşan renkler (0-90 V; 1 mmol/L H_3PO_4 ; 25°C-27°C; Süre=60 saniye)(126)



Resim 3. Voltaj değişikliğine bağlı oluşan pembe hue ve kromanın değişimi. Soldan sağa: Kontrol grubu (anodizasyon uygulanmamış) 70 V, 72.5 V, 75 V ve 77.5 V (127)

Estetik özelliklerin iyileştirilmesinin yanı sıra anodizasyon uygulanmış yüzeyde oluşan bu ince film tabaka mekanik özellikleri de olumlu olarak etkilemektedir. Bununla birlikte yüzeyde oluşan pürüzlülük mekanik özellikler ile birlikte biyouyumluluğun ve optik özelliklerin gelişmesine katkı sağlamaktadır (128).

Seramik Dayanaklar

İmplant destekli sabit restorasyonlarda tam seramik sistemlerin uygulanabilmesi, daha iyi bir dişeti uyumunun sağlanabilmesi ve titanyum dayanakların oluşturduğu koledeki gri yansımanın olumsuz etkilerini ortadan kaldırmak için daha estetik dayanak materyali arayışı, seramik dayanakların üretilmesini sağlamıştır. Diş hekimliğinde estetik kavramıyla birlikte tüm seramik restorasyonların yapımı artmıştır. Bu tür restorasyonların implant destekli sabit restorasyonlarda kullanılabilmesi için metal alt yapısız seramik dayanaklara ihtiyaç vardır (129).

Estetik gereksiminler nedeniyle ilk defa olarak 1993 yılında tam seramik dayanaklar (CerAdapt/Nobel Biocare) kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonyanın düşük ısı iletkenliği, estetik oluşu, frezelenebilmesi, biyolojik uyumu yüksek bükülme direnci ve kırılma dayanımı diş hekimliğinde giderek daha yaygın bir kullanım alanı bulmasını sağlamıştır (130). İlk seramik dayanaklar yoğun sinterize alüminyum oksit seramiklerden yapılmıştır. Titanyum dayanaklar ile kıyaslandıklarında alümina dayanaklar, diş benzeri renkleri ile estetik açıdan tatmin edici bulunmuşlardır ancak mekanik dirençleri daha düşüktür ve kırılma riskleri daha yüksektir (131, 132). Daha sonraki yıllarda geliştirilen yttriyum ile kısmen stabilize polikristalin zirkonya dayanakların, alümina dayanaklara kıyasla daha üstün mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olması, zirkonyayı tercih edilen seramik dayanak materyali haline getirmiştir (133).

Estetik avantajlarının yanında, seramik dayanakların bazı dezavantajları da mevcuttur. Seramik dayanaklar, metal dayanaklara göre daha kırılığandır ve gerilme kuvvetlerine karşı daha dayanıksızdırlar (134). İn vitro araştırmalar farklı implant sistemlerine ait zirkonya dayanakların yeterli yük karşılama kapasitesine sahip olduğunu göstermektedir (115, 135). Seramik dayanaklar, fabrikasyon veya kişiselleştirilebilen formlarda, dental laboratuvarında teknisyen tarafından veya CAD/CAM teknolojisiyle, zirkonya, hibrit seramik, lityum disilikat seramik esaslı olarak üretilebilmektedir (114, 131, 136).

Zirkonya Dayanaklar

Günümüzde estetik bölgede en sık kullanılan kişisel dayanak CAD/CAM teknolojisi ile üretilen zirkonya dayanaklardır (Resim 4). Zirkonya yüksek esneme direnci (900-1200 MPa), sıkışma direnci (2000 MPa) ve kırılma dayanıklılığı ($6 \text{ MPa.m}^{0.5}$), düşük pörözite, mükemmel biyouyum ve diş ile uyumlu rengi nedeni ile tercih edilmektedir (137). Zirkonya dayanakların en önemli dezavantajı ise fonksiyon sırasında implant ara yüzünde oluşan aşınmadır (6). Estetik özellikleri ile ön plana çıkan ve son yıllarda kullanımı artan zirkonya dayanaklar ile ilgili yapılan çalışmalarda; zirkonyanın, titanyum ile karşılaştırıldığında daha az plak akümülyasyonuna sahip olduğu bulunmuştur. İmplant çevresi dokulardaki etkileri değerlendirildiğinde, başarılı sonuçlar alındığı gözlenmektedir. Ancak titanyum dışındaki dayanak materyallerinin peri-implant dokuların sağlığı üzerine etkisi ile ilgili kesin sonuca varılabilmesi için uzun süreli takipleri yapılmış ve geniş hasta gruplarını içeren randomize kontrollü klinik çalışmalara ihtiyaç olduğu görülmektedir (104). Bununla birlikte in vitro çalışmalarda, titanyum dayanakların kırılma dayanımının zirkonya dayanaklardan yüksek olduğu bildirilmiştir (113, 130, 138). Klinik izlemlerde kısa dönemde zirkonya dayanaklarda kırıkla ilgili bir komplikasyonun yaşanmadığı bildirilmiştir (113, 114, 136). Zirkonya titanyumdan 10 kat daha sert bir materyaldir. Literatürde titanyum implant-zirkonya dayanak bağlantısının bağlantı bölgesinde implant yüzeyinde aşınmalara neden olduğunu bildiren çalışmalar bulunmaktadır (6, 139, 140). Zirkonyanın titanyum üzerindeki aşındırıcı etkisini engellemek için zirkonya altyapının veya restorasyonun metal bir ara parçaya simante edilmesi önerilmiştir (7, 8). Uygun bir bağlantı tasarımı, dikkatle kontrol edilmiş bir oklüzyon ve de iyi planlanmış restorasyonlar uzun dönemde zirkonya dayanakların klinik başarısı için gerekmektedir (116).



Resim 4. Zirkonya dayanak çeşitleri

Hibrit Dayanaklar

Bireysel dayanaklar son yıllarda kullanımı yaygınlaşan CAD/CAM teknolojisiyle de üretilmektedir. CAD/CAM teknolojisi ile oluşturulan bireysel dayanaklar; hem prefabrike hem de döküm yoluyla elde edilmiş bireysel dayanakların avantajlarını birleştirmektedir (141). En güncel dayanak tasarımlarından bir diğeri de ‘Ti-base’ dayanak tasarımıdır. Artan gelişmelerle birlikte Ti-base dayanakların popülaritesi giderek artmış ve bunun sonucunda da “hibrit dayanak” konsepti ortaya çıkmıştır. Hibrit dayanaklar; implanta vida ile bağlanan bir titanyum içyapıdan ve titanyum içyapıya CAD/CAM cihazında bireysel olarak üretilmiş seramik kopingin rezin simanla bağlanmasıyla oluşmaktadır (Resim 5) (142). Bu teknoloji sayesinde klinisyen çevre yumuşak dokularla ve dentisyonla uyumlu, doğal görünümlü bir dayanak tasarımı ve üretimi gerçekleştirebilmektedir. Özellikle estetik gereksinimin yüksek olduğu bölgelerde, Ti-base dayanaklar üzerine şekillendirilen restorasyonların, gerek mekanik gerekse de estetik açıdan başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir (112, 143). Hibrit dayanaklar, implant dayanak ara yüzünde seramik materyalinin kırılma yapısının üstesinden gelmek ve seramik dayanak titanyum implant ara yüzünde oluşturabileceği deformasyon riskinin önüne geçmek için geliştirilmiştir (132, 144). Bununla birlikte; zirkonya dayanakların aksine implant ile bağlanan kısmın titanyum oluşu nedeni ile yapının mekanik dayanımının artacağı belirtilmiştir (145). Uygulama ve üretim kolaylığı Ti-base dayanakların en önemli avantajları arasında sayılabilmektedir (112). Ti-base kişiye özel restorasyonların veya dayanakların, tasarım ve üretimi hekim tarafından CAD/CAM sistemleri kullanılarak yapılabilir. İmplantların derin yerleştirildiği veya implant çevresindeki yumuşak doku kalınlığının fazla olduğu hastalarda, Ti-base dayanak boyunun gerekli retansiyonu sağlamak için kısa kalması önemli bir dezavantaj olarak sayılmaktadır (146). Hibrit dayanağın titanyum bölümü, implant ile bağlantının stabilitesini sağlarken; kişisel olarak hazırlanmış seramik gövde, doğal çıkış profili ve rengi nedeni ile restorasyonun estetiğini artırır (147). Seramik

dayanakların aksine hibrit dayanaklar, gelişmiş mekanik özellikleri nedeni ile daha yüksek yorulma direncine sahiptirler (148–151).



Resim 5. Zirkonya Ti-base hibrit dayanak

Zirkonyanın doğal diş rengiyle uyumlu hazır bloklardan frezelenebilmesi ya da boyama solüsyonları kullanılarak renklendirilmesiyle; üretici firmalar ‘renklendirilmiş zirkonya hibrit dayanak’ adı altında doğal dişin optik özellikleri ile uyumlu dayanak üretimine başlamışlardır (152). Son yıllarda üzerinde birçok araştırma yapılan normal zirkonyaya göre translusensi ve estetik özelliklerinin daha üstün olduğu bildirilen monolitik zirkonyanın da hibrit dayanaklarda titanyum base üzerinde kullanımı gündeme gelmiştir. Bu materyalin anterior bölgedeki estetik kron restorasyonlarında üst yapı porseleni uygulamadan kullanım endikasyonu bulunmaktadır. İmplantın ideal açıda konumlandırılmasının sağlandığı anterior bölgedeki tek üye implant uygulamalarında, titanyum base üzerinde hazırlanan monolitik zirkonya kronun özel bir siman yardımıyla simante edilmesi ile palatinal bölgeden vidalı şekilde dayanak-kron birleşiminin tek parça olarak implanta vidalanarak uygulanmasını mümkün kılmaktadır (153). Böylelikle simante restorasyonlarda artık simanın temizlenmesine bağlı olarak gelişen yumuşak doku enfeksiyonları ve kemik kayıplarının görülme ihtimali tehlikesi de yok edilmesi amaçlanmaktadır. Hibrit dayanak olarak adlandırılan iki parçalı sistemlerin kabul görmesi, son yıllarda mevcut dayanak materyal seçeneklerine, daha önce kullanılmamış olan LSD (lityum disilikat) eklenmesine sebep olmuştur (154). Ivoclar Vivadent firmasının 2014 yılında ‘IPS e.max CAD Hibrit Abutment’ (Resim 6) çeşidini piyasa sunmuştur. Nobel Biocare ve Straumann implantlar ile uyumlu Ti-base yapıya simantasyonu olacak şekilde LDS bloklardan frezelenen dayanak veya dayanak+kron (Resim 7) üretimi yapabilen bir yazılım geliştirmiştir. Yazılımın mantığı zirkonya hibrit dayanak üretimi ile aynı olacak şekilde çeşitli renklerde üretilmiş hazır LSD bloklardan dayanaklar

hazırlanabilmektedir. LSD bloklar için iki farklı translusenside hazırlanmaktadır. MO (medium opacity) bloklardan sadece dayanak için kullanılırken, LT (low translucency) bloklardan aynı zamanda dayanak ve kron üretimi tek parça olarak yapılabilir. Sistem hazırlanan hibrit dayanak ya da kronların titanyum dayanakla bağlantısı kimyasal yolla sertleşen Multilink Hibrit Abutment (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) adeziv simanıyla sağlamaktadır (155).



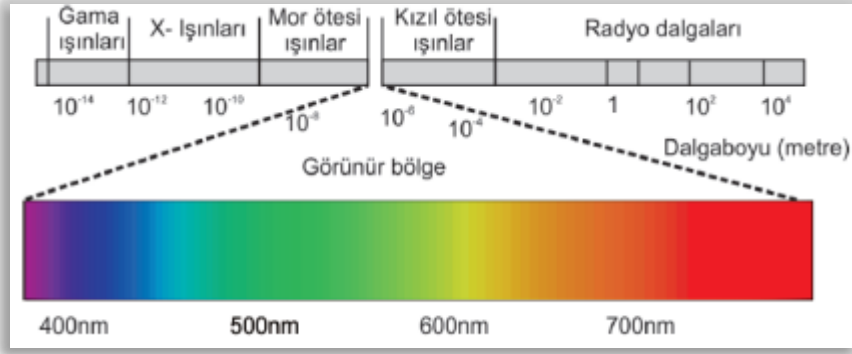
Resim 6. IPS e.max Press hibrit dayanak



Resim 7. IPS e.max Press hibrit kron

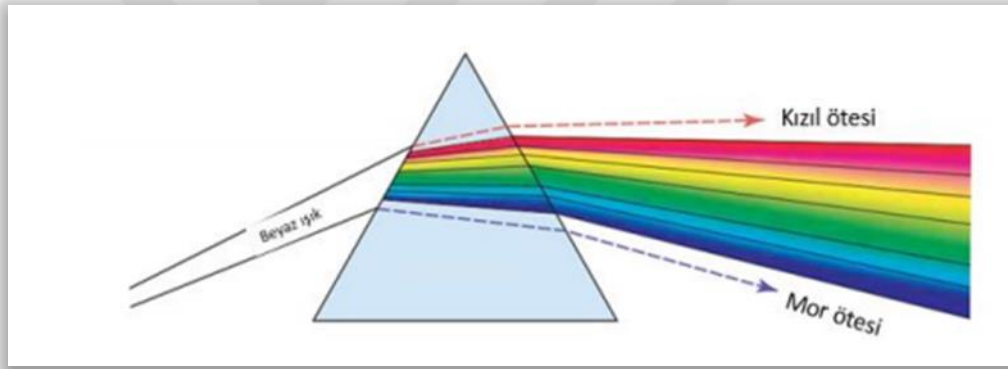
2.3. Diş Hekimliğinde Renk

Renk olgusu, subjektif kişisel gözleme bağlı, bir cismin ışık enerjisiyle fiziksel etkileşimi sonucu algılanan psikofiziksel bir cevaptır (156). Renk algısı, tamamen ışık ile ilişkilidir. Bir nesnenin renginin algılanabilmesi için; o nesnenin üzerinden ışığın yansımaları, yansıyan ışığın gözün retinasındaki sinirleri uyarıp beynin görsel korteksine sinyal yollaması gerekmektedir (157). Işık, dalga boylarından oluşan elektromanyetik radyasyondur ve kırıldığında bir spektrum oluşturur. Bu elektromanyetik spektrumun bir ucunda gamma ışınları diğer ucunda ise radyo dalgaları bulunur. Spektrumun ortalarında, mor ötesi ile kızıl ötesi dalga boyları arasında ise görünür ışık yer alır. İnsan gözü 400 (mor)-700 (koyu kırmızı) nm dalga boyları arasındaki ışığa duyarlıdır. Buna görünür ışığın spektrumu denmektedir (Şekil 5) (52, 158, 159). Işık spektrumunda üç temel renk kırmızı, yeşil ve mavi-menekşedir. Opak pigmentlerin temel renkleri kırmızı, sarı ve mavidir.



Şekil 5. Elektromanyetik enerji spektrumu

Işık, gerçekte beyaz değildir; gördüğümüz beyaz ışık gökkuşağının tüm renklerinin (kırmızı, turuncu, sarı, yeşil, mavi, mor) birleşimidir (Şekil 6) (160).



Şekil 6. Görünür ışığın cam prizmadan geçmesiyle oluşan renkler

Rengi algılama kabiliyeti; ortamın ışıklandırma koşulları, doğal ışık miktarı, zeminin etkisi, kişinin göz yorgunluğu, renk körlüğü ve psikolojik sebepler gibi birçok farklı durumdan etkilenir (161). Her gözlemci kendi klinik tecrübesi ve yorumlamasına dayanarak sübjektif renk seçimi yapabilir.

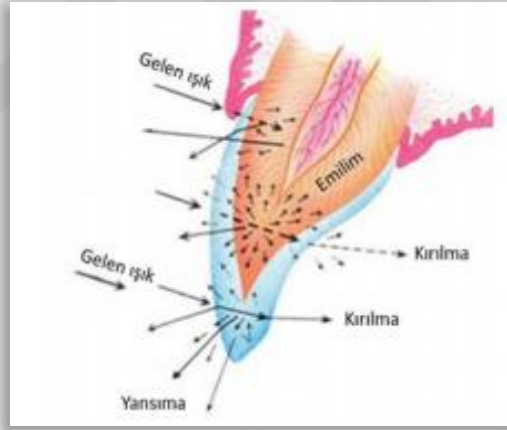
Restorasyonların estetik görünümünü etkileyen önemli faktörler; renk, şeffaflık, parlaklık ve ışıma (floresanslık) özelliğidir. Bu faktörlerin her birini etkileyen etmenler; Işık kaynağı (iluminant), içsel optik parametreler ve gözlemcinin yorumu şeklinde sıralanabilir.

2.3.1. Optik Özellikler

Işık, rengin algılanmasındaki temel faktör olarak kabul edilir. Rengin algılanması, görünür ışığın çeşitli dalga boylarının absorpsiyonu ve yansımalarıyla olur. Göze gelen ışık retinada toplanır ve impulslar halinde beyne iletilir. Rengin algılanabilmesi için gerekli bir eşik değeri mevcuttur ve bu değer aşılmazsa renk algılanamaz (162). Işık bir cisim ile karşılaştığında, ışık ile ilgili dört optik olgu tarif edilebilir; ışığın cisim içerisinde yayılması, cismin yüzeyinden doğrusal yansımaları, cismin yüzeyinden dağınık yansımaları ve cisim tarafından emilmesi (163).

2.3.1.1. Yansıma ve Kırılma

Işık ışınları hava ortamından başka bir ortama geçerken bir kısmı yansıyarak geri döner, bir kısmı ise hız ve doğrultusunu değiştirerek emilime ve kırılmaya uğrayarak yeni ortama geçer. Işığın bu şekilde doğrultusunun değişmesine ışığın kırılması denir. Dış yüzeyinde ışığın bir kısmı mineden yansır, bir kısmı da emilerek dentine geçer (Şekil 7) (164).



Şekil 7. Dış yüzeyinde ışığın kırılması, emilmesi ve yansıması

Restoratif materyaller tarafından da benzer bir etki elde edilebilmektedir. Seramiğin kristalin partikülleri, ışığın kırıldığı optik önemi olan kristal yüzeyleri içerir. Ancak sınırlı alanlarda da aynı etkiyi elde edebilmek için farklı kırılma indileri olan cam fritler de porselen tozuna eklenebilmektedir (165).

2.3.1.2. Opasite

Opaklık; materyallerin ışığın geçişini engellemesi olarak tanımlanır. Bütün renkler absorbe edilmeden yansiyorsa obje beyazdır (158, 166). Eğer bir cismin gün ışığı kaynağından gelen ışığı yansıttığı yoğunlukta absorbe ediyorsa rengi beyaz görünür. Cisme gelen ışığın hepsi absorbe oluyorsa cisim siyah görünür. Opak bir materyal, ışığın bir kısmını absorbe ederken, bir kısmını yansıtmaktadır, ışığı kendi içinden geçirmez (52, 80, 158, 167).

2.3.1.3. Translusenslik (Yarı Saydamlık)

Bir materyalin ışığın bir kısmını geçirmesi ancak bir kısmını da dağıtması, yayması anlamına gelir. Translusenslik; transparan ve opak arasındaki bir derece olarak tanımlanabilir (168). Bu materyaller ışığı belirli oranlarda dağıtarak ardındaki nesnelerin tamamen görünmesi engeller (158, 166). Doğal dişlerin yüksek translucent mine tabakasının özellikle kesici kenar bölgelerinde ışık direkt olarak geçerken, daha az geçirgen olarak dentin tabakasında dağılarak yayılır (Resim 8). Porselenlerin optik yoğunluğunun arttırılmasıyla, doğal minenin fiber optik özellikleri yansıtılabilir ve restorasyona hem parlaklık hem de translucent özellik kazandırılabilir (162).



Resim 8. Diş minesinin translucent özelliği (169)

2.3.1.4. Transparanlık

Bir materyalin içinden ışığın tamamen geçmesi özelliğine denir. Bu materyalin arkasındaki cisim net olarak görünebilir (52, 158). Transparan bölgeler genellikle genç bireylerin dişlerinde bulunur. İnsizal kenarlar boyunca ince ve uzundurlar. Transparan bölgelerin görünümü griden koyu maviye değişiklik gösterebilir. Saydamlık derecesi, materyalin içerisinde saçılmanın artması ile azalma gösterir.

2.3.1.5. Işıldama Özelliği

Bu kavramda iki optik etki birleşmiştir: floresans ve fosforesans (162). Bu iki ışık özelliğinden fosforesans dental materyallerin özellikleri arasında bulunmaz.

Floresans özelliği:

Spektrumun mavi bölgesinde; en büyük yoğunluğa sahip mor ötesi ışınların ortamda olması halinde doğal dişler floresans özelliği gösterir. Floresans; belirli bir dalga boyuna sahip radyasyonun absorbe edilerek daha uzun boylu radyasyon olarak geri yayılmasıdır. Ultraviyole ışık; doğal diş veya restoratif bir materyale çarptığında görülebilir radyasyon yayılır. Radyasyon başladığında materyaller floresans aktivite gösterir (ışık saçar), Radyasyon bittiğinde floresans aktivite de sona erer (166). Floresanslık, bir materyal tarafından ışığın absorpsiyonu ve daha sonra uzun bir dalga boyunda yayılması olarak tarif edilebilir. Doğal dişler, özellikle dentin tabakasının organik madde içermesi nedeniyle floresans özellik gösterir (Resim 9) (162). Bir restorasyon doğal dişten farklı bir floresansa sahip olduğunda renk uyumsuzluğu ortaya çıkar (165). Floresans özellikli restorasyonlar daha parlak ve canlı görünür. Bu nedenle, diş hekimliğinde porselenin yapısına floresans özelliğe sahip tozlar ilave edilmektedir (162).



Resim 9. Mor ötesi ışığa maruz kalan diş dokularının floresans özelliği (169)

Fosforesans özelliği:

Esas olarak fosfor içeren bileşenlerde görülen radyasyonun emilimi ile ortaya çıkan ve radyasyon durduktan sonra uyarılan elektronların fazla enerjilerini bir süre gecikme ile saçması sonucu ortaya çıkan ışıldama özelliğidir. Fosforesans özelliği dental seramiklerin özellikleri arasında yer almamaktadır (166).

2.3.1.6. Opalesanlık

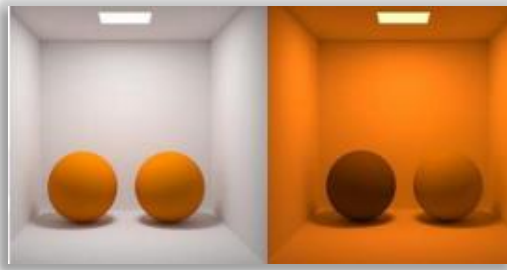
Opalesanlık, dişleri aydınlatıp optik derinlik ve canlılık kazandıran bir özelliktir (169). Opalesan, translüsen bir malzemenin, yansıyan ışıktaki mavi, iletilen ışıktaki kırmızı-turuncu olarak görünebilme yeteneğidir. Opalesan özellik, doğal dişlerin translüsen yapılarından kaynaklanmaktadır (Resim 10) (160). Üretici firmalarda porselende bu doğal etkiyi yakalamaya çalışmaktadır.



Resim 10. Diş dokularının opalesan özelliği (169)

2.3.1.7. Metamerizm

Renk algısını oluşturan üç ana etken; ışık, nesne ve gözlemcidir. Metamerizm, bu etkenler arasındaki ilişkinin değişmesi ile ortaya çıkar. Metamerizm, bir ışık kaynağı altında özdeş görünen iki rengin farklı bir ışık kaynağı altında farklı algılanmasıdır (Resim 11) (160). Metamerizm, dijital cihazlar için de geçerli bir olgudur. Metamerizm problemini önlemek için, seçilen renk gün ışığı ve floresan gibi değişik ışık kaynaklarında kontrol edilerek onaylanmalıdır (170). Metamerizm, dental klinik ve laboratuvar arasındaki aydınlatma türünün farklılığından da kaynaklanabilir. Eğer bu ortamlardaki ışık kaynakları farklı ise dental materyalde farklı renkler görülebilir. Bu sebeple, renk seçiminde metamerizm etkisini azaltmak veya yok etmek için aydınlatmaların standardizasyonu sağlanmalıdır (171, 172) .



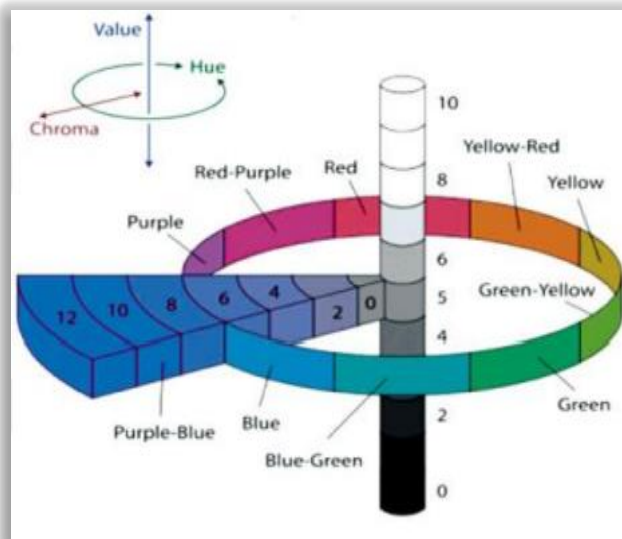
Resim 11. Metamerizm

2.3.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri

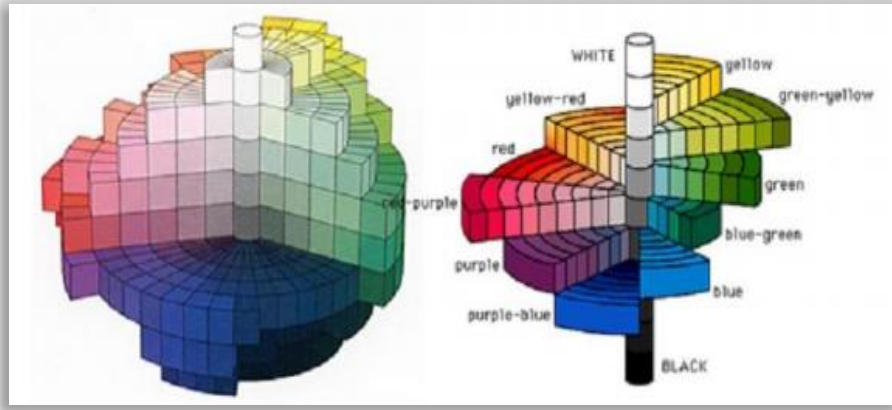
Renk sistemleri cisimlerin renk parametrelerini tarif etmek için kullanılırlar. Objektif bir bakış açısıyla rengi anlayabilmek için terminolojiye ve düzenli bir sınıflandırmaya ihtiyaç vardır. 19. yüzyılın başında Munsell'in rengi üç boyutlu bir kavram olarak tanımlamasından sonra bu özelliği açıklayabilmek için birçok yaklaşım kullanılmıştır (162). Güncel diş hekimliğinde; doğal diş ve restorasyonların objektif renk seçimi; güvenilirliği, uygulama kolaylığı, uluslararası kabul edilebilirliği açısından en çok kullanılan sistemler Munsell ve CIE L*a*b* renk sistemleridir.

2.3.2.1. Munsell Renk Sistemi

Günümüzde pek çok renk ayırma sistemi mevcuttur. Bu sistemlerden ilki 1905 yılında Amerikalı ressam A.H. Munsell tarafından bulunan renk sistemidir. Bu sistem geliştirilerek uzun yıllardan beri kullanılmaktadır (173, 174). Katı bir cismin, fiziksel olarak üç boyutta (boy, genişlik ve derinlik) tanımlandığı gibi, Munsell renk sistemi de, renkleri benzer şekilde tarif etmeye çalışmıştır (175). Munsell renk sisteminde rengin 3 boyutu; rengin kendisi (hue), doygunluğu (kroma), aydınlığı (value) olarak isimlendirilmiştir. Munsell sisteminin parlaklık derecesini temsil eden en üstte beyaz renk ve en altta siyah renk olmak üzere; beyazdan siyaha doğru değişim gösteren dikey bir eksen üzerinde, ana renklerin saat yönünde dizildiği bir daireye benzer (Şekil 8-9). Renk çeşitleri (hue) bu doğrultuda sıralanmıştır. Her renk kendi içinde aydınlık ve koyuluk değerlerine (value) göre sıralanmıştır. Ana rengin yoğunluğu ve gücü (kroma) da burada ifade edilmektedir.



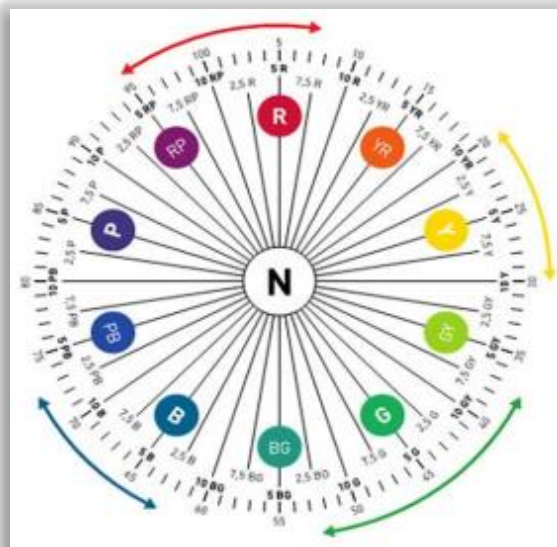
Şekil 8. Munsell'in üç boyutlu renk sisteminde ana ve ara renklerin gösterimi



Şekil 9.Munsell renk küresi

Hue

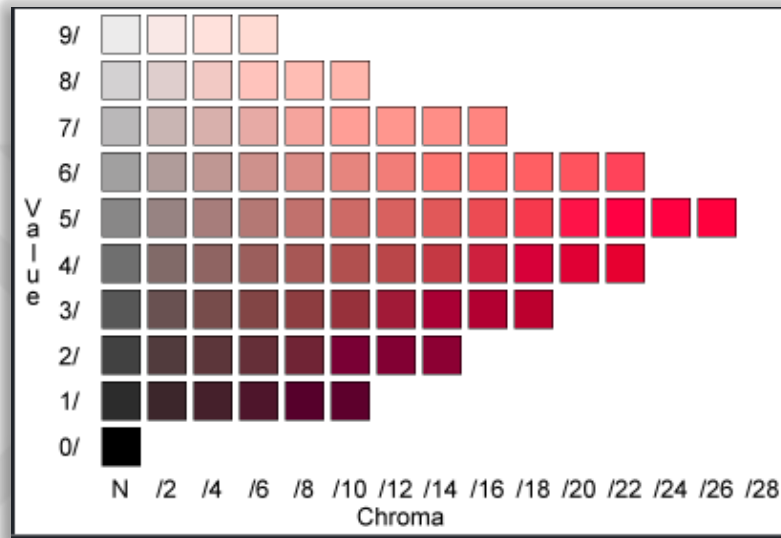
Hue, belirli bir renk çeşidi olarak tanımlanmaktadır. Kırmızı, mavi ve yeşil gibi değişik renk ailelerinin ayrımını sağlar. Munsell renk sisteminde, rengin tonu 10 dereceye ayrılmıştır. Sistemde kırmızı (R), sarı (Y), mavi (B), yeşil (G) ve mor (P) olmak üzere beş ana renk tanımlanmıştır ve sırasıyla R, Y, B, G ve P harfleri ile temsil edilirler. Sistemde ana renklerin kombinasyonu ile oluşturulan diğer renkler de vardır. Ana renklerin kombinasyonu ile oluşturulan renkler iki ana rengin harfi ile gösterilir. Bu renkler, YR, GY, BG, PB, ve RP biçiminde gösterilirler. Bütün renkler ve bu renklerin parlaklık ve doygunluklarından dolayı düzensiz renk küresi elde edilir (Şekil 10) (176–179).



Şekil 10. Hue

Kroma

Renk doygunluğunun bir derecesidir ve bir rengin gücünün, yoğunluğunun ve berraklığının bir ölçüsüdür (Şekil 11) (180). Hue'nin kuvveti olarak da bilinir (162). Munsell bu durumu; kuvvetli bir rengi zayıf bir renkten ayıran özellik olarak tanımlamıştır (173, 180). Örneğin; pembe bir renk, düşük doygunluktaki kırmızıdır (165, 166, 172). Yoğunluk ve parlaklık ters orantılıdır; yoğunluk artarsa parlaklık azalır (162).

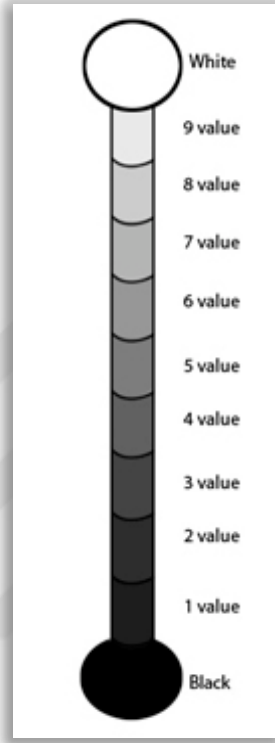


Şekil 11.Value ve Kromanın derecelendirilmesi

Value

Saf siyah renk ve saf beyaz renk arasındaki parlaklık derecesidir veya bir rengin açıklığı ya da koyuluğudur (180). Burada ışık kaynağı ile cisim arasındaki mesafe önem kazanır. Cisim ışık kaynağına yaklaştıkça daha parlak görünür. Bir cismin parlaklığı, yansıttığı ya da ilettiği ışık enerjisinin direkt bir sonucudur. Beyaz bir yüzeyin üzerine gelen ışığı tüm dalga boylarında yansıtır ve en yüksek parlaklık değerine sahip olup bu değer 100 olarak kabul edilir. Siyah yüzeye gelen tüm dalga boylarındaki ışığı ise soğurarak en düşük parlaklık değeri olan 0 kabul edilir (Şekil 12) (162, 181, 182). Siyah-beyaz fotoğraflarda renk yoktur. Ancak cisimlerin görüntüleri aydınlık değerine göre grinin açık ve koyu tonları olarak görünür. Birbirinden tamamen farklı iki renk tam anlamıyla aynı value değerine sahip olabilir (166). Doğal dişler 5.5-8.5 arasında değişen parlaklık değeri gösterirler. Çok yüksek parlaklık değeri gösteren bir restorasyon gözlemci tarafından kolay fark edilir. Value değerinin

doğru bir şekilde yapıldığı restorasyonlarda, hue ve kroma değerlerinin yanlış tespiti sonucu ortaya çıkacak estetik hatalar nispeten daha az fark edilebilir. Diğer yandan hue ve kromadaki yapılan değişiklikler value değerini de düşürerek, restorasyonun daha koyu ve gri görünmesine neden olur (156, 162, 166, 176, 181) .



Şekil 12. Saf siyah ve saf beyaz arasındaki Value derecelendirilmesi

2.3.2.2. CIE L*a*b* Renk Sistemi

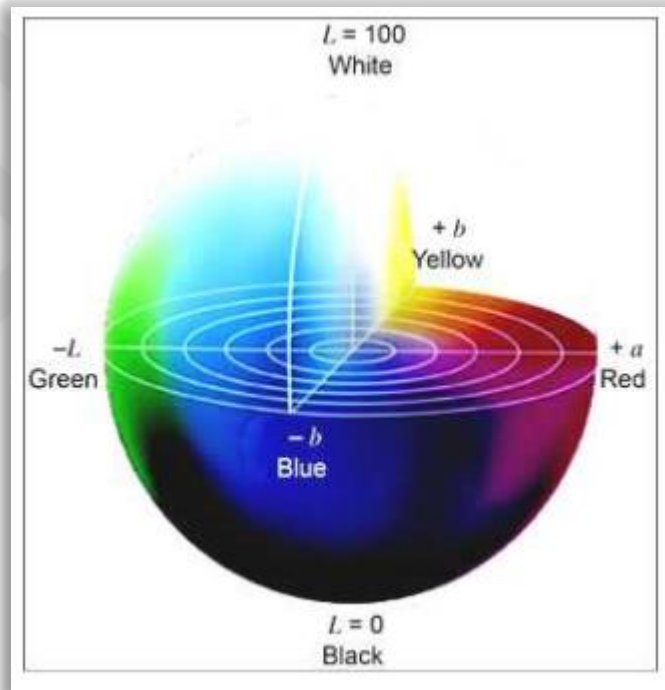
CIE L*a*b* renk sistemi 1931 yılında, CIE (Comission Internationale De L'eclairage) tarafından geliştirilmiş ve renk ölçümlerinde uluslararası standart olarak kabul edilmiştir. CIE renk sistemine göre renk, polikromatik görsel bir algıdır. Bu renk sisteminde L*, a*, b* parametreleri kullanılarak 3 boyutlu olarak yaklaşık renk aralığı hesaplanmaktadır (183). Bu sistemdeki 3 koordinat, rengin açıklığını (L), kırmızı-yeşil (a) yoğunluğunu ve sarı-mavi (b) yoğunluğunu tanımlamaktadır (Şekil 13) (157, 170).

Bu sistemde renk dağılımı, renkle ilgili araştırmalarda daha sık kullanılmaktadır çünkü daha düzgün ve daha anlaşılır bir düzen kullanılır (181, 184).

L^* eksenini, rengin açık ve koyu olduğunu veya rengin parlaklığını belirten bir parametredir. Bir cismin beyaz (+) ve siyah (-) arasındaki açıklık ve koyuluk koordinatlarını verir. Renk skalasında siyaha en yakın 0 L^* , beyaza en yakın ise 100 L^* değerini almaktadır.

Yatay a^* eksenini, herhangi bir cismin kırmızı (+) ve yeşil (-) arasındaki koordinatlarını gösterir. Eğer değer pozitif ise kırmızılığı, negatif ise yeşilliği temsil eder.

Yatay b^* eksenini, bir cismin sarı (+) ve mavi (-) arasındaki koordinat değerlerini gösterir. Değer pozitif yönde artış gösterirse sarı renge, negatif yönde bir düşüş gözlenirse mavi renge yaklaşıyor demektir.



Şekil 13. CIE Lab Sisteminde renk koordinatları

Yatay eksenlerde bulunan a^* ve b^* koordinatlarının 0 değerleri nötral renkleri (beyaz, gri) verirken, bu değerlerin artması rengin daha doygun ve yoğun olduğunu göstergesidir (162, 185–190).

Renk değişiminin klinik olarak fark edilebilmesi için ΔE^* değerinin 1 ΔE^* birimden (191–193), 3 ΔE^* birimden (194, 195) veya 3.7 ΔE^* (194, 196) birimden büyük olması gerektiğini ifade eden renkle ilgili yapılmış birçok farklı çalışma mevcuttur. ΔE^* değeri ma-

teryallerin göreceli renk değişimini gösterir. Bu yüzden ΔE^* değeri; tek tek $L^*a^*b^*$ değerlerinden daha anlamlıdır (197, 198). O'Brien ise renk değişiminin 3.5 ΔE^* birime kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmiştir (171).

CIE Lab renk sistemi ile görsel algıdaki renk farklılıkları sayısal olarak ifade edilebilmektedir. Renk değişimi sayısal olarak aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanır ve ΔE^* ile ifade edilir.

$$\Delta E^* = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

O'Brien'in renk farklılıklarının klinik olarak yorumlanabilmesi için yaptığı sınıflama Tablo 4'de belirtilmiştir (199).

Tablo 4. O'Brien in klinik olarak renk eşleşmesi

ΔE^*	Klinik Renk Eşleşmesi
0-0,5	Mükemmel
0,5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3,5	Uyumsuz

National Bureau of Standards tarafından belirlenmiş NBS kriterleri ile renk değişim miktarının kliniğe uygulanabilmesi amacı ile renk değişimleri standardize edilmiştir (Tablo 5) (200).

Tablo 5. NBS kriterleri

ΔE^*	NBS Birim Renk değişiminin belirtisi
0-0,5	Çok az: oldukça az değişim
0,5-1,5	Az: az değişim
1,5-3	Belirlenebilir: algılanabilir değişim
3-6	Fark edilebilir: belirgin değişim
6-12	Fazla değişim: oldukça belirgin
12 ve üzeri	Çok fazla değişim: başka bir renk
NBS birimi = $\Delta E^* \times 0.92$ olarak belirlenmiştir	

Görsel renk farklılıklarıyla korelasyonu geliştirmek amacıyla yeni gelişmiş CIELAB tabanlı renk farklılıkları formülleri tanıtılmıştır. Eşit bir renk alanı olduğunu CIELAB renk sistemi varsayan CIELAB'ın çeşitli pratik uygulamaları, renk farklılıklarını tahmin etmek için ağırlıklandırma faktörlerini kullanma ihtiyacını göstermiş ve CIEDE2000 formülünü geliştirmiştir.

Bu formüle göre renk değişimi şu şekilde hesaplanmaktadır (201):

$$\Delta E_{00}^* = \left[\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right) \right]^{\frac{1}{2}}$$

$$\Delta L' = L_2' - L_1'$$

$$\Delta C' = C_2' - C_1'$$

$$\Delta H' = 2 \sqrt{C_1' C_2'} \sin(\Delta h'/2)$$

CIEDE 2000 formülünde; $\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$ iki farklı örnek arasındaki renk açıklığını (lightness), yoğunluğunu (chroma) ve renk tonunu (hue) ifade eder. S_L , S_C ve S_H renk yoğunluğu ve renk tonuna ait ağırlık fonksiyonlarıdır (202, 203). CIEDE2000 (K_L : K_C : K_H) gibi renk ağırlık faktörleri hataları düzeltmek için kullanılmaktadır. CIELAB renk aralığının homojen olmaması için, CIEDE2000 renk farkı formülü belirli düzeltmeler içerir. Rotasyon terimi (R mavi bölgedeki renk ve renk tonu farklılıkları arasındaki etkileşimi açıklayan bir dönme terimi (RT) mavi bölgedeki hue ve kroma farklılıkları arasındaki etkileşimi açıklar. CIELAB'ın a^* koordinatında, esas olarak düşük kroma (nötr renkler) renkleri etkileyen parametrelerin değiştirilmesi renk farkı değerlendirilmesinde ışıklandırma ve görme koşullarının etkisini açıklayan parametreler: K_L , K_C , K_H 'dir. Son araştırmalara göre, renk farkının değerlendirilmesinde CIEDE2000 renk farkı formülünün CIELAB formülüne göre daha iyi açıklayabildiği, bu nedenle algılanabilirliği arttırdığı görülmüştür (179, 204, 205). CIEDE2000 formülüne göre algılanabilirlik eşiği ΔE_{00}^* değeri 0.8, klinik kabul edilebilirlik ΔE_{00}^* değeri ise 1.8 olarak belirtilmiştir (Tablo 6) (201).

Tablo 6: ΔE_{00}^* değerlerine göre klinik olarak renk eşleşmesi tablosu

ΔE_{00}^*	Klinik Renk Eşleşmesi
0.8	Algılanabilirlik Eşiği
1.8	Kabul Edilebilirlik Eşiği

2.3.3. Renk Ölçüm Yöntemleri

Dental restorasyonlarda renk ölçümünde kullanılan yöntemler ikiye ayrılır. Porselen veya akrilik rezin esaslı renk skalaları kullanılarak yapılan görsel subjektif seçimleri ve spektrofotometre, kolorimetre ve çeşitli bilgisayarlı görüntü analiz teknikleri kullanılarak yapılan cihazlar yardımlı objektif ölçümleri kapsamaktadır (180).

2.3.3.1. Görsel Renk Ölçümü

Standart renk skalaları ile yapılan görsel renk seçimi diş hekimliğinde en sık tercih edilen yöntemdir. Görsel renk seçimi, ortam koşulları, deneyim, yaş, cinsiyet, insan gözünün yorgunluğu ve renk körlüğü gibi fizyolojik değişkenlerden etkilenen subjektif bir yöntemdir (180, 183). Bu sınırlamalara rağmen, insan gözü iki nesne arasındaki küçük renk farklılıklarını bile tespit etmede çok etkilidir (180).

Renk seçimi yaparken ışık kaynağı, cisim ve gözlemci etkileşimi önemlidir. Bunlardan en önemli faktör ışık kaynağıdır. Bir eşyanın algılanan rengi, eşyanın maruz kaldığı ışığın türü, diğer renkli objelerle olan ilişkisi ve gözlemcinin değerlendirme yeteneğinden etkilenir. Metamerizm bir cismin renginin ışık kaynağına bağlı olarak farklı görünmesi olgusudur. Dolayısıyla bir diş farklı ortamlarda farklı renklerde görülebilir (165, 206).

Diş skalalarındaki renkler doğal diş renklerinin hepsini kapsamamaktadır (173), dolayısıyla hastayı veya hekimi memnun edecek bir renk seçilmesi son derece zordur. Ayrıca bu yöntemin birçok başka dezavantajı vardır. Bunlar; diş hekimi ile diş teknisyeni arasındaki iletişimde kullanılabilecek standardize çeşitliliğin sınırlı olması (191); renklerin karşılaştırılmasında diş hekimleri arasında ve diş hekiminin yapmış olduğu kendi seçimleri arasında farklılıkların olabilmesi (186) ve elde edilen sonuçlar CIE Lab renk skalasına dönüştürülememesi (207) olarak sayılabilir.

Ayrıca skaladaki renkler renk sırasına göre dizilmemişlerdir. Bu yüzden protetik restorasyonların rengi ile uyuşmayabilirler (208). Renk skalaları genel olarak sarı-kırmızı yüksek ve düşük Value değerlerinde yetersiz kalmaktadırlar (173, 209).

Günümüzde Vita Classic renk skalası (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) (V-C) (Resim 12) ve Vita 3D-Master renk skalası (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) (V3D) (Resim 13) en yaygın kullanımı bulunan skalalardır (164). V-C 16 renk tonundan oluşmaktadır (210, 211). Skalada ana renkler, A: kırmızımsı kahverengi, B: kırmızımsı sarı, C: gri, D: kırmızımsı gri olmak üzere harflerle ifade edilir (189). Rakamlar ise rengin yoğunluğunu tanımlar (212). V-C, ana renk göz önüne alınarak sıralama yapılmıştır. V-C ile

renk seçimi yapılırken dişin önce ana rengi, sonra yoğunluğu ve en son açıklık koyuluk değeri seçilir (164).



Resim 12. Vita Classic Renk Skalası

Dişlerin renk seçimi aşamasında, renk aydınlığını değerlendirme ve kaydetme zorluğu sıklıkla görülmektedir. Bu yüzden en zor aşama doğru hue seçme değildir. Aksine doygunluk derecesi ile ilgili olan hue'nun belirlenmesi oldukça kolaydır. Ancak bir rengin içerdiği gri tamamlayıcıların miktarı olan rengin aydınlığı, onu çok daha karmaşık yapmaktadır. Bu nedenle value seçiminin, hue boyutunun belirlenmesinden çok daha önemli olduğu vurgulanmaktadır (213). Bu amaçla 3D Master renk anahtarı sistemi geliştirilirken, Vita Classical renk anahtarından farklı olarak anahtarların sıralaması value değerine göre yapılmış ve bu sistemde ilk önce value değeri seçilmektedir. Böylece renk başarısının elde edilmesindeki en kritik nokta olan value değeri seçimi en başta yapılmaktadır.



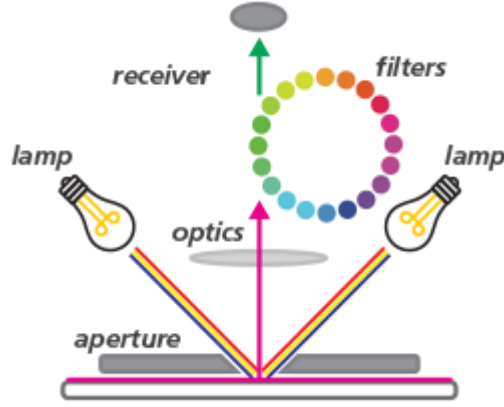
Resim 13. Vita 3D Master Renk Skalası

2.3.3.2. Dış Renginin Cihazlar Yardımı Ölçümü

Renk ölçüm sonuçlarının istatistiksel ve matematiksel olarak değerlendirilebilmesi, daha hızlı, objektif ve tekrarlanabilir seçimler yapılabilmesi amacı ile dijital renk ölçüm yöntemleri geliştirilmiştir (183, 189). Aletli renk analizi, optik aletlerle nesnenin yansıttığı ışık analiz edilerek yapılmaktadır. Nesnelerin rengi hakkında tutarlı, güvenilir ve sayısal veri sağlanır. Rengin homojen olmaması, floresan etki ve metamerizm olasılığı, translusent materyali etkiler. Bu nedenle aletle, translusent materyaller üzerinde çalışırken bu kısıtlamalar göz önünde bulundurulmalıdır. Cihazlar ile yapılan renk ölçümlerinde spektrofotometreler, spektoradyometreler, kolorimetreler ve dijital fotoğraf makineleri kullanılabilir (214, 215).

Spektrofotometreler

Dış hekimliğinde spektrofotometrelerin renk seçiminde daha doğru ve kullanılabilir aletler olduğu belirtilmiştir. Spektrofotometrelerin en yaygın kullanım alanı, yüzey renklerinin ölçülmesidir. Spektrofotometreler, görünür spektrum boyunca 1-25 nm' lik aralıklarla bir cismin yansıttığı ışık miktarını ölçen renk ölçüm cihazlarıdır (216). İnsan gözünün tespit edemeyeceği renkleri bu sensörler sayesinde algılayabilirler. Çalışma prensipleri; örnekten yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesi işlemine dayanmaktadır (217). Spektrofotometreler için sıklıkla kullanılan 2 tasarımı vardır. Geleneksel tasarım, bütün dalga boylarındaki ışık miktarını kaydeden tek bir fotodiyot detektörden oluşur. Işık bir monokromatörden geçerek küçük dalga boyu aralıklarına bölünür. Daha gelişmiş tasarımda ise, her dalga boyu için özel bir element içeren bir diyot dizisi kullanılmaktadır. Bu tasarım, tüm dalga boylarının aynı anda entegrasyonunu sağlar. Her iki tasarım da kolorimetreye göre oldukça yavaştır; ancak kolorimetreden daha doğru renk ölçümü yapabilecek donanıma sahiptirler (157). Kolorimetrede yer alan üç temel RGB filtre kullanmak yerine spektrofotometrelerde renk spektrumunun tamamını ölçmek için 31 adet filtre bulunmaktadır. Görünür bölge (400 nm-700 nm) aralığını filtreler, numunenin rengini belirlemek için 31 farklı dalga boyundaki her bir ışığı ölçer (Şekil 14).



Şekil 14. Spektrofotometre çalışma prensibi

Dental ve klinik uygulamalarında porselenler, restoratif rezinler, yapay dişler, dental materyaller ve renk skalalarındaki renk değişiminin tespitinde kullanılmaktadır (218). Dental araştırmalar ve klinik çalışmalarda spektrofotometrenin in-vivo diş rengi ölçümünün güçlüğü ve maliyetinin fazla olması gerekçeleriyle yaygın kullanımının zor olduğu bildirilmiştir (178). Paul ve ark, spektrofotometrelerin toplam 0.48 ΔE hata payı ile yüksek derecede tekrarlanabilir sonuçlar verdiğini tespit etmişlerdir. Ayrıca, doğal diş renginin belirlenmesinde sonuçların görsel değerlendirme ile uyumlu olduğunu bildirmişlerdir (219). Spektrofotometrelere örnek olarak Vita Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) (Resim 14), Spectroshade Micro (MHT, Niederhasli, İsviçre) (Resim 15), Crystal Eye (Olympus, Center Valley, ABD) (Resim 16), Shade-X (X-Rite Grandville, MI, ABD) cihazları verilebilir (164).



Resim 14. Vita Easyshade Compact spektrofotometre (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya)



Resim 15. Spectroshade Micro spektrofotometre (MHT, Niederhasli, İsviçre)



Resim 16. Crystal Eye spektrofotometre (Olympus, Center Valley, ABD)

Spektroradyometreler

Rengin radyometrik değerlerinin ölçümünde kullanılırlar (Resim 17). Renk ölçümü, insan gözüne benzer şekilde cisme temas etmeden yapılmaktadır. Hedeften gelen ışınları toplayıcı optik toplayarak monokromatör için uygun şekilde bir ışın demeti haline getirmektedir. Monokromatör içerisindeki dağıtıcı bir eleman (ör: prizma) gelen ışın demetini karşılar ve farklı dalga boylarında, farklı açılarda dağıtır. Renk ölçümü gerçekleştirilirken aydınlatma kaynağı kullanılmaktadır. Cihaz ölçüm sonuçlarını gerçek görüş şartlarında sunuyor olması bu aletlerin bir avantajıdır. Ancak ölçüm açısındaki ufak sapmalar bile sonuçlarda büyük bir değişikliğe neden olmaktadır ve kullanım hassasiyeti bu aletlerin dezavantajlarıdır (220). Görsel yolla renk belirlenirken oluşturulan aynı gözlem koşullarında, materyale değmeden hem kendisi hem de yüzeyi parlak olan cisimlerin renk ölçümlerinin yapılabilmesi önemli avantajlarıdır. Ölçüm açısında meydana gelebilecek ufak bir değişiklik sonuçlarda farklılık yaratabileceğinden, ölçümlerin hassasiyetle yapılması önerilmektedir (180, 221).

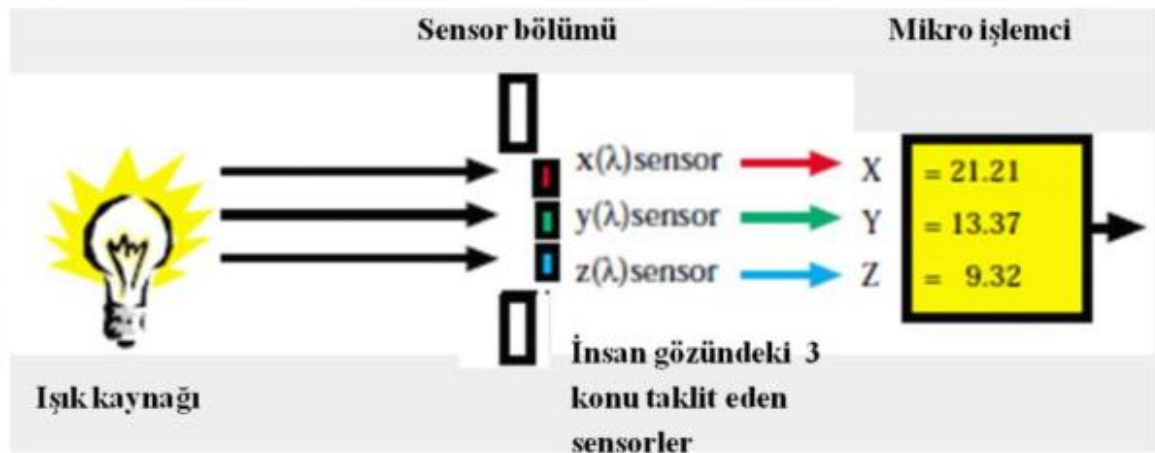
Spektrofotometreler ve spektoradyometreler arasındaki en önemli fark, spektrofotometrelerin kararlı bir ışık kaynağı içermesidir (157).



Resim 17. Spektoradyometre

Kolorimetreler

Herhangi bir matematiksel işlem yapmadan renk koordinatlarını elde edebilen aletlerdir (186). Kolorimetrelerin yapısında insan gözünün retina tabakasına benzer şekilde tasarlanan kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere olarak CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ sistemine yakın sonuç vermek amacıyla yerleştirilen üç farklı sensör bulunmaktadır (222). Işık kaynağından çıkan ışık yüzeyden yansyarak renk ölçüm cihazına geri dönerken kırmızı, yeşil ve mavi üç filtreden geçer. Aynı zamanda bu filtreler gözlerimizin renkleri nasıl algıladığını açıklayan RGB (red-green-blue) değerlerini ayırıştırılmaktadır (Şekil 15).



Şekil 15. Kolorimetrelerin çalışma prensibi

Görünür spektrumda yansıyan ışık kolorimetrenin bu filtrelerinden geçirilerek ölçülür (164, 216). Üç veya dört silikon fotodiod içerirler. Fotodiodlar içerisinde ışığın spektral özelliklerini sınırlayan filtreler bulunmaktadır. Spektrofotometreler kadar detaylı ölçümler yapmadıkları için elde edilen veriler daha anlaşılır ve basittir. Kolorimetrelerle translusent objelerin ölçümünün sonuçları değiştirebileceği düşünülmüştür (191). Kolorimetrelerin translusent olmayan ve düz yüzeylerde kullanılmasının daha uygun olduğu görüşü de savunulmuştur (223). Cihazın kullanımı, spektoradyometre ve spektrofotometrelere göre daha kolay ve daha az maliyetlidir. Ancak cihazın filtrelerinin zamanla eskimesine bağlı olarak tutarlılığı, sürekliliği ve filtrelerin tekrar CIE renk sistemine uyumlu sonuç vermesi olasılığı zayıflar. Cihazın bir diğer dezavantajı da metamerizm miktarının ölçülmesinde kullanılamamasıdır (224). Diş hekimliğinde kullanılan kolorimetreler, in-vivo ve in-vitro çalışmalarda oldukça başarılı bulunmuştur (225). Kolorimetrelerin düz yüzeylerde ölçüm yapmak için tasarlanmış olması, dar açıklığa sahip olan cihazlarda ‘edge loss’ diye tabir edilen renk ölçüm yapılan nesneden yansıyan ışığın cihaza tam olarak dönememesi gibi problemler kullanımını sınırlamaktadır (207, 226).

Chromascan (Sterngold, Stamford, CT, ABD) üretimi yapılan ilk kolorimetredir. Fakat bu alet kullanım açısından çok pratik bulunmamıştır ve duyarlı değildir. Bu kolorimetreden sonra üretilen ise ShadeEye Chromametre (Shofu, Japan)’dir (Resim 18). Işığın yansıma ve saçılma problemlerini ortadan kaldırmak için renk analizi yapılacak objenin özelliklerini belirlemek için opsiyonlar eklenmiştir (186). Spektrofotometrelerin daha uzun çalışma ömrü olduğu bildirilirken, kolorimetreler daha kolay kullanılır ve daha ucuzdur (216). Çalışmalarda kolorimetre ile elde edilen sonuçların yüksek derecede tekrarlanabilir olduğu bildirilmiştir (178, 186).



Resim 18. ShadeEye NCC (Shofu, Japan) kolorimetre (157)

Dijital Kameralar

Renk ölçümünde dijital kameraların kullanımı son yıllarda oldukça popüler hale gelmiştir. Sistemin en önemli avantajı tek bir noktanın değil tüm objenin renk görünümünün elde edilebilmesidir (227). X, Y, Z tristimulus değerleri bir formül ile hesaplanarak Red (R), Green (G), Blue (B) olarak ifade edilir (224). Yöntem; klinikte çekilen fotoğraf görüntüsünün, kameranın bağlı olduğu bilgisayarda analiz edilmesine bağlıdır. İstenilen objenin görüntüsü dijital bir kamera ile alındıktan sonra, kameranın bağlı olduğu bilgisayar bu değerleri sıklıkla kullanılan bir diğer renk tanımlama sistemi olan CIE Lab renk sistemi cinsinden ifade etmektedir. Sistem; dijital kameranın dışında, bağlı olduğu bilgisayar, görüntüyü yakalayan bir sürücü, bilgisayar programı ve renk sensöründen meydana gelmektedir (228). Renk ölçümünde dijital kameraların kullanımı oldukça pratiktir; ancak çevre ışıklandırması, fotoğrafın açısı gibi faktörler renk algısını değiştirebilmektedir (212) .

2.3.4. Renk Seçiminde Dikkat Edilmesi Gereken Genel Prensipler

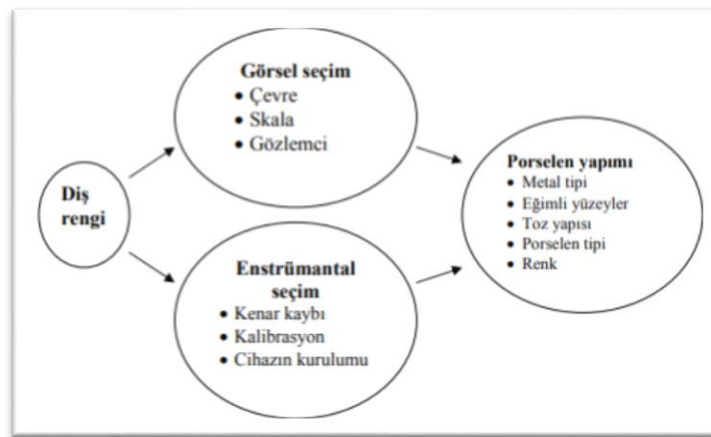
Renk seçiminde kullanılan sistem ne olursa olsun, bazı prensiplere uymak gerekir.

1. Hasta, hekimin göz seviyesinde olmalıdır. Böylelikle retinanın renge en duyarlı kısmı uyarılır.
2. Renk ölçümü yapılacak olan diş yüzeyi temiz olmalı ve yüzeydeki lekeler temizlenmelidir.
3. Renk ölçümünün yapılacağı muayenehane veya laboratuvarın duvar rengi, rengin algılanmasında önemli faktördür ve algılamayı değiştirebilir. Bu durumu önlemek için nötral gri iyi bir renktir ve gözü dinlendirir.
4. Renk seçimi yapılırken skalalardaki renk örneğinin kesici kenarıyla dışın kesici kenarı baş başa yerleştirilir. Böylece, renk örneklerinin etkili bir şekilde dışlardan izole edilmesi sağlanarak birbirlerinin renklerini yansıtma olmaları önlenir.
5. Güneş ışığının değişkenliği sebebiyle pencere güneşlikleri kullanılabilir. Bu durumda aydınlatma 5500 K'lik renk düzenleyici bir ışık kaynağıyla yapılmalıdır. Hastanın elbisesi gri bir önlükle kapatılmalıdır.
6. Parlaklık (value) rengin belirlenmesinde en önemli boyuttur.
7. Renk seçimi asla dental ünit ışığında yapılmamalıdır.
8. Renk seçimi tedavi öncesinde yapılmalıdır. Aksi takdirde tedavi sırasında dehidrasyon meydana gelir ve bu, parlaklığın artmasına sebep olurken yoğunluk ve translusensinin azalmasına sebep olur.

9. Göz yorgunluğu sebebiyle ilk ölçümler daima en iyisidir. Dişlere 5 sn. den fazla bakılması ana renkte sapmalara sebep olur.
10. Vita renk skalasına göre A1 ve B1 renklerinde yoğunluk çok düşüktür ve renk seçimi sırasında bu iki rengi ayırt etmek zordur.
11. Eğer ana rengi belirlemekte kuşkuya düşülüyorsa restorasyon A grubu bir renk seçilerek yapılmalıdır. Çünkü dişlerin %80'i A grubuna aittir.
12. Renk seçimi yapılırken farklı yönlerden bakılarak ışığın farklı açılardan nasıl yansıdığı belirlenmelidir.

Renk şemalarının kullanımı teknisyen ve hekim arasındaki iletişim eksikliğini azaltacaktır. Dişlerin rengi, dentinin rengi ve onun üzerini kaplayan minenin kalınlığıyla belirlenir. Dentinin rengini belirlemek renk seçiminin ilk ve en önemli bölümüdür. Dentinin parlaklık ve yoğunluk değerleri ise minenin kalınlığına bağlıdır. Renk seçiminde ve renklendirmenin yapımı sırasında belli kurallara uyularak çalışıldığında hekim ve teknisyen arasında daha iyi iletişim kurulabilir ve bunun sonucu olarak hastayı tatmin edecek daha estetik sonuçlar alınabilir. Doğal dişin formuna ve rengine uygun çalışma yapılması hastayı mutlu edecektir (210).

Bazı gözlemciler enstrümantal ölçümler ve insan gözlemleri arasında önemli bir korelasyon bulmuşken, diğerleri önemli bir uyuma bulmamıştır (Şekil 16) (229). Yapılan bir çalışmada metal destekli ve tam seramik porselenlerin görsel renk tespiti ile kolorimetrik yöntem ve kamera kullanımı arasında fark olmadığı sonucuna varılırken, metal destekli porselenler ile yapılmış bir diğer çalışmada, ΔE^* değerinin spektrofotometrik yöntemle göre görsel yöntemde daha yüksek tespit edildiği bildirilmiştir (230, 231).



Şekil 16. Porselende renk seçimi ve üretim esnasında karşılaşılabilecek hatalar (229).

3. MATERYAL METHOD

Bu çalışma Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Araştırmamız Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (Proje kodu: TDH-2020-8656).

Çalışmamızda iki farklı translusenside (Multi Translusens ve Low Translusens) monolitik zirkonya bloklar (IPS e-max ZirCAD, Ivoclar Vivadent AG Schaan, Liechtenstein) kullanıldı. Kullanılan tüm materyaller Tablo 7'de belirtildi. Her iki zirkonya türüne ait tüm örnekler, üretici firma tarafından A1 renkte üretilmiş CAD/CAM bloklarından üretildi. MZ bloklar kesim cihazı (Microcut 125 Low Speed Precision Cutter, Metkon, Türkiye) ile kesildi. Her bir zirkonya bloktan dört farklı kalınlıkta (0.5mm, 1 mm, 1.5 mm, 2 mm) örnekler elde edildi. Her bir kalınlık için örnek sayısı n=10 olacak şekilde belirlendi ve örnekler gruplara rastgele dağıtıldı. Toplamda MT ve LT bloklardan 80 adet örnek elde edildi. Elde edilen zirkonya örneklerin ilk renk ölçümleri kolorimetre cihazı (Shade Eye Ncc, Shofu, Japan) ile yapıldı. Daha sonra örneklerin; titanyum, zirkonya, hibrit dayanak, 37 V, 51 V, 59 V ve 67 V anodizasyon uygulanmış titanyum dayanaklar ile birlikte renk ölçümleri yapıldı.

Tablo 7. Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri

Materyal	Üretici Firma	Renk	İçerik
IPS e.max ZirCAD LT	Ivoclar Vivadent AG Schaan, Liechtenstein	A1	ZrO ₂ 87-95 %, 3 % Y ₂ O ₃ HfO ₂ 1-5 %, 0-1 % Al ₂ O ₃ Diğer Oksitler <0.2 %
IPS e.max ZirCAD MT	Ivoclar Vivadent AG Schaan, Liechtenstein	A1	ZrO ₂ 87-95 %, 4 % Y ₂ O ₃ HfO ₂ 1-5 %, 0-1 % Al ₂ O ₃ Diğer Oksitler <0.2 %
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent AG Schaan, Liechtenstein	A1	Lityum disilikat içeren cam seramik
Titanyum	İmplant AGS Medikal		Grade V (Ti-6Al-4V) %88 Ti, %6 Al, %4 V, %0,25 Fe, %0,2 O

3.1. Monolitik Zirkonyum Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan monolitik zirkonyum örnekler, 15.5x14 mm boyutlarında, a1 rengindeki Multi Translusensi-MT (Resim19-20) ve Low Translusensi-LT (Resim 21-22) (Ivoclar E-max ZirCad, Vivadent AG) bloklardan elde edildi. Bloklar 0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm (± 0.05) kalınlıklarında dikdörtgenler prizması şeklinde kesildi. Örneklerin kesilmesi için porselen kesimine uygun üretilmiş elmas kaplı hassas separe disk (Diamond cut-off wheel B100x0,3/10x12,7mm/ ATM Qness GmbH, Mammelzen, Germany) kullanıldı. Kesim işlemi için kesici elmas ile düşük hızlı kesim cihazı (Microcut 125 Low Speed Precision Cutter, Metkon, Türkiye) (Resim 23-24) kullanıldı. Örnekler sinterizasyon büzülmesi hesaplanarak %20 oranında kalın (Resim 25) kesilerek her grupta 10 adet örnek olmak üzere numuneler elde edildi.



Resim 19. IPS e-max ZirCAD MT (A1)



Resim 20. IPS e-max ZirCAD MT Blok (A1)



Resim 21. IPS e-max ZirCAD LT (A1)



Resim 22. IPS e-max ZirCAD LT Blok (A1)



Resim23. Microcut 125 kesim cihazı



Resim 24. Blokların kesilmesi

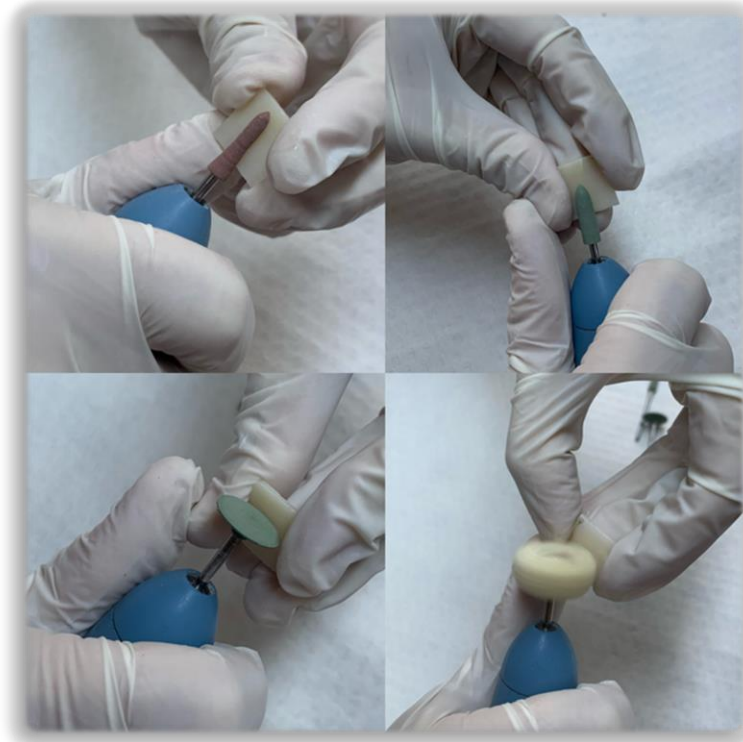


Resim 25. Zirkonya örneklerin sinterizasyon işlemi öncesi kalınlıkları a) 0.8 mm; b) 1.3 mm; c) 1.9 mm; d) 2.5 mm

Daha sonra % 20 oranında kalın hazırlanan örneklerin üretici firmanın önerileri doğrultusunda (Programat S1, Ivoclar) 1500 °C de 7 saat sinterizasyonu yapıldı (Resim 26).



Resim 26. Sinterizasyon fırını

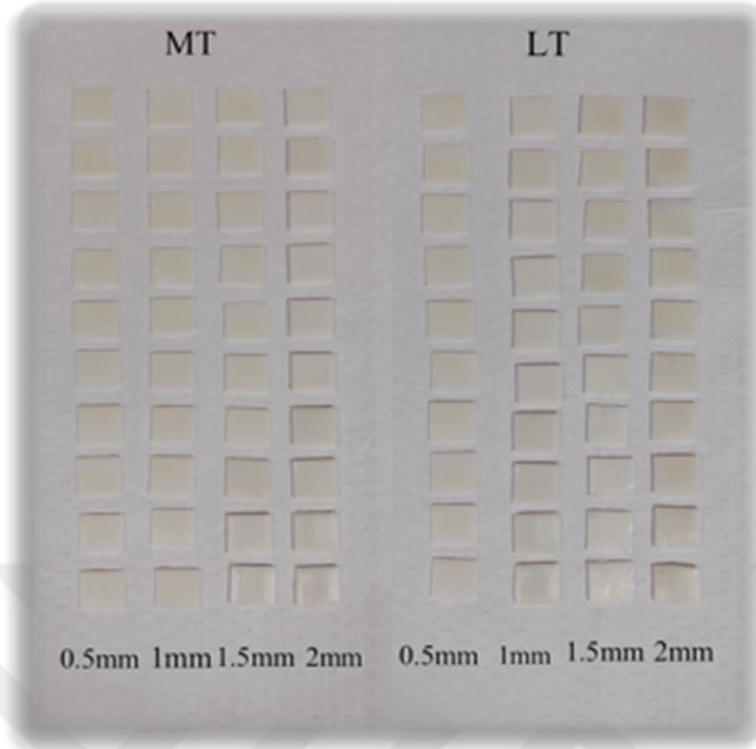


Resim 27. Örneklerin sinterizasyon sonrası düzenlenmesi ve polisajının yapılması

Örneklerin sinterleme işlemlerinin tamamlanması sonrasında, örneklerin oda ısısında soğuması beklendi. Kaba tesfiyeleri yapılan örneklerin, yüzey bitim işlemleri manuel polisaj sistemine uygun bir polisaj seti ile yapıldı (Meisinger Polishing Set, 3M Espe) ve tüm enstrümanlar üreticinin talimatları doğrultusunda, gren boyutu sıralamasına göre kullanıldı (Resim 27). Öncelikle restorasyonun bitim sınırlarındaki düzensizliklerin kaldırılması, sınır konturlarının oluşturulması ve yüzey pürüzlülüğünün giderilmesi için kaba düzeltme ve konturlama işlemleri uygulandı. Bu amaçla 100 μm ya da daha büyük partiküllü aşındırıcılar kullanıldı. Bu işlemde lokal ısı artışlarını önlemek için minimal basınç uygulamaya dikkat edildi. Daha sonra, 100 μm 'den küçük 15-20 μm 'den daha büyük aşındırıcılar tercih edildi. Final parlatma aşamasında ise, restorasyon yüzeyinde meydana gelen küçük çizikleri ve yüzey pürüzlülüğünü azaltmak üzere polisaj işlemi uygulandı. Böylece pürüzsüz bir yüzey elde edilmesi sağlandı. Final parlatma işlemleri için, partikül boyutları 0.3-20 μm olan, uygun enstrümanlar kullanıldı. Örneklerin polisaj işleminin ardından kalınlık kontrolleri tekrar edildi. 0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm (± 0.01) kalınlıklarındaki MT ve LT zirkonya örnekler renk ölçümü için hazır hale getirildi. Toplamda 80 adet örnek elde edildi. Örnekler rastgele gruplara dağıtıldı.



Resim 28. Sinterizasyon ve polisaj işlemleri sonrasında örnek kalınlıklarının dijital kumpas yardımıyla ölçülmesi



Resim 29. Çalışmada kullanılan MT-MZ ve LT-MZ örnekler

3.2. Dayanak Materyallerinin Hazırlanması

Çalışmamızda kullandığımız titanyum diskler 8 mm çapında ve 2 mm kalınlığında olacak şekilde (İmplant, Trabzon, Türkiye) 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. Zirkonya ve hibrit dayanaklar (Lityum disilikat +Ti-base) 1mm kalınlığında 10 mm çapında olacak şekilde CAD/CAM yöntemiyle elde edildi. Kolorimetrik ölçümler öncesi 7 adet dayanak materyali hazırlandı (Resim 30).



Resim 30. Kullanılan dayanak materyalleri soldan sağı sırasıyla; 37 V, 51 V, 59 V ve 67 V anodize titanyumlar, Titanyum, Hibrit dayanak konsepti (Titanyum+Lityum Disilikat), zirkonya

3.2.1. Titanyum Dayanak Disklere Anodizasyon Uygulanması

Titanyum örnekler için anodizasyon işlemi üretici firma prosedürlerine uyarak (İmp-lance AGS Medikal) laboratuvar koşullarında yapıldı. Anadizasyon için 8 gözlü kaplama cihazı kullanıldı (Resim 31).



Resim 31. Anodizasyon uygulama tankı (İmp-lance Medikal AGS, Trabzon, Türkiye)

3.2.1.1. Titanyum Renklendirme Prosedürü

1. Dağlama ve Durulama

Renklendirme öncesi ürünler oda sıcaklığında bulunan dağlama sıvısına daldırıp (Resim 32) ve 10 sn bekletildi. Daha sonra ürünler saf su ile durulama yapılarak (Resim 33) ve kurutuldu (Tablo 8).

Tablo 8. Dağlama ve durulama prosedürü

ADIMLAR	1- Daldırma -Çıkarma	2- Daldırma -Çıkarma
Materyal	Dağlama sıvısı	Saf Su
Isı (°C)	Oda sıcaklığı	Oda sıcaklığı
Süre	10sn	10sn



Resim 32. Örneklerin dağlama sıvısına



Resim 33. Örneklerin saf su ile durulanması daldırılması

2. Renklendirme ve Durulama

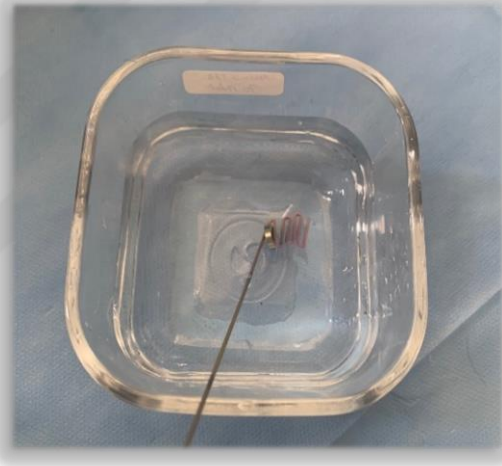
Renklendirme yapılacak ürünler titanyum askı teline asılarak belli bir volt değerinde belli süre boyunca tutuldu (Resim 34) ve sonrasında durulama (Resim 35) yapıldı (Tablo 9).

Tablo 9. Renklendirme ve durulama prosedürü

ADIM-LAR	1- Renklendirme	2- Daldırma -Çıkarma
Materyal	Renklendirme Sıvısı	Saf Su
Isı (°C)	Oda sıcaklığı	Oda sıcaklığı
Süre	20sn	20sn
Akım /volt	19-100 volt	-



Resim 34. Örneklerin renklendirilmesi



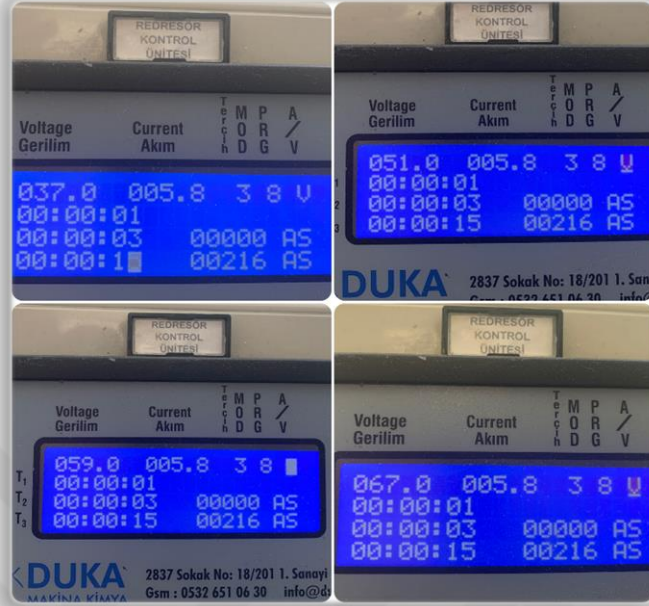
Resim 35. Örneğin durulma suyuna daldırılması

Renklendirme Akım, Volt ve Süre değerleri

Anodizasyon işleminde kullanılan sıvı değişmemektedir. Renklenme prosedüründe akım miktarına bağlı olarak voltaj değişikliği ile yüzeyde oluşturulan oksit tabakası değişmektedir (Tablo 10).

Tablo 10. Voltajlara ve süreye bağlı oluşan ana renk tablosu

Renk	Volt	Akım	Süre
Mavi	19-39 V	20	15 sn
Sarı	47-63 V	20	20 sn
Mor	65-75 V	20	20 sn
Yeşil	87-100 V	20	30 sn



Resim 36. Dayanıklara uygulanan akım miktarları sırasıyla; 37 V, 51 V, 59 V ve 67 V

Kullandığımız dayanıklar için sırasıyla 37 V, 51 V, 59 V ve 67 V akım (Resim 36) 15 saniye süresince uygulandı. Bu işlemler sonucunda 37 V akım ile mavi renk, 51 V akım ile açık sarı renk, 59 V akım ile sarı renk ve 67 V akım ile pembe renk elde edildi (Resim37).



Resim 37. Renklendirme işlemi sonrası elde edilen anodize titanyum dayanıklar

PROSES AÇIKLAMASI: Titanyum ve alaşımlarının anodizasyon işleminden önce yüzeylerinin işlenmiş ve parçaların kullanım şeklini almış olması gereklidir. Malzemelerin polisaj,

kumlama işlemleri tamamlandı. İyi işlenmiş malzemede her zaman uygun, pürüzsüz ve parlak bir renklendirme sağlanır. Renklendirme prosesi öncesi bu işlemler bu dokümanda ‘Yüzey Hazırlama’ olarak adlandırılan prosedür talimatlarına uygun olarak yapıldı. İşlem sonrası da yüzey düzgünlüğü elde etmek için ultrasonik temizleme cihazında (Resim 38) distile su içinde 10-12 dakika bekletildikten sonra (Resim 39) diskler kullanıma hazır hale getirildi.



Resim 38. Renklendirme işlemi sonrasında yüzey bitirme işlemi için kullanılan ultrasonik cihaz



Resim 39. Anodize titanyum disklerin ultrasonik cihazda yüzeyindeki eklentilerin eliminasyonu

3.3. Deney Gruplarının Oluşturulması

Test gruplarının oluşturulması amacıyla, örnekler öncelikle translusensi özelliklerine göre Multi Translusensi ve Low Translusensi olmak üzere 2 gruba ayrıldı. Multi grubu ise kendi içinde servikal, medial ve insizal olmak üzere 3 gruba ayrıldı. Böylelikle 4 adet veneer grubu belirlendi. Hazırlanan örnekler kalınlıklarına göre 0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm olmak üzere 4 alt gruba ayrıldı. Dayanak materyalleri ise; zirkonya, hibrit, titanyum, 37 V, 51 V, 59 V ve 67 V anodize titanyum (AT) olmak üzere 7 alt gruba ayrıldı.

Belirlenen Deney Grupları:

Veneer Grupları;

- 1- LT (Low Translusens)
- 2- MTS (Multi Translusens Servikal)
- 3- MTM (Multi Translusens Medial)
- 4- MTİ (Multi Translusens İnsizal)

Kalınlıklarına göre ;

- 1- 0,5 mm kalınlık grubu (n=20)
- 2- 1 mm kalınlık grubu (n=20)
- 3- 1,5 mm kalınlık grubu (n=20)
- 4- 2 mm kalınlık grubu (n=20)

Dayanak Grupları;

- 1- Grup Zr (Zirkonya dayanak + Veneer)
- 2- Grup T (Titanyum dayanak + Veneer)
- 3- Grup H [Hibrit dayanak (Lityum disilikat + Ti-base) + Veneer]
- 4- Grup M (37 V Mavi kaplanmış AT + Veneer)
- 5- Grup AS (51 V Açık sarı kaplanmış AT + Veneer)
- 6- Grup S (59 V Sarı kaplanmış AT + Veneer)
- 7- Grup P (67 V Pembe kaplanmış AT + Veneer)

3.4. Veneer Grubundaki Örneklerin İlk Renk Ölçümlerinin Yapılması

Örneklerin renk analizleri için Shofu firmasının ShadeEye NCC renk ölçüm cihazı kullanıldı (Resim 40). Bu kolorimetre elle kullanılabilen ve çapı 3 mm olan temas ucundan

oluşmaktadır. Ölçümler öncesi kolorimetre kendi özel kalibrasyon aleti ile üreticinin talimatları doğrultusunda kalibre edildi ve örneklerin tam ortasından ölçüm yapılacak şekilde konumlandırıldı. Tüm ölçümler, 30x30x70 cm boyutlarında üst tarafında gün ışığını taklit eden 5500 K'lık floresan lamba ihtiva eden bir renk ölçüm kutusu (viewing box) içerisinde gerçekleştirildi (Resim 41). Örnek ölçümleri beyaz fon kaplı zemin üzerinde yapıldı. Renk ölçümüne hazır hale getirilen 80 adet örnek tek tek numaralandırıldıktan sonra kolorimetre ile L^* , a^* , b^* değerleri ölçüldü. Her örnek için üç defa aynı noktadan ölçüm yapıldı (Resim42). Renk ölçümü CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminde yapıldı.



Resim 40. ShadeEye NCC kolorimetre cihazı



Resim 41. Ölçümlerin yapıldığı nötral gri fonla kaplı renk ölçüm kutusu



Resim 42. Monolitik zirkonyum örneklerin ilk renk ölçümlerinin yapılması

3.5. Veneer Grubu Örneklerin Dayanak Üzerinde Renk Ölçümlerinin Yapılması

LT veneer grubu örneklerin ilk renk ölçümleri tam orta noktasından 3'er defa yapıp L_0^* , a_0^* , b_0^* değerlerinin ortalaması elde edildi. 0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm, 2 mm kalınlık grupları; dayanak grupları üzerinde yerleştirilerek teker teker sırasıyla ölçümleri yapıldı. Ölçümler aynı noktadan 3'er defa tekrarlanıp ortalamaları alındı. MT veneer grubundaki örnekler ise servikal (MTS), medial (MTM) ve insizal (MTİ) bölgelere ayrıldı. Dayanak üzerine yerleştirilen veneer materyallerinin orta noktalarından 3'er defa ölçüm yapılarak elde edilen L_0^* , a_0^* , b_0^* değerlerinin ortalamaları alındı. Çalışmamızda; veneer ile dayanak arasında her bir örnek için ölçüm öncesinde, birer damla şeffaf renkte gliserin jel damlatılarak parmak basıncı uygulandı. Daha sonra dayanaklar ile birlikte veneerlerin aynı şekilde orta noktalarından 3'er defa ölçüm yapılarak ortalama L_1^* , a_1^* ve b_1^* değerleri kaydedildi.

3.6. Renk Farklarının (ΔE_{00}^*) Hesaplanması

Veneer grubunda 4 farklı kalınlıktaki örneklerin yapılan ilk kolorimetrik ölçümleri ile elde edilen L_0^* , a_0^* , b_0^* değerleri kaydedildi. İkinci kolorimetrik ölçümler veneer grubu örnekleri farklı dayanaklar üzerine yerleştirilerek yapıldı. L_1^* , a_1^* ve b_1^* değerleri kaydedildi. İki ölçüm arasındaki renk farkını (ΔE^*) değerlendirmek için ΔE_{00}^* formülü kullanıldı:

ΔE_{00}^* formülü kullanılarak ortalama renk değişimi hesaplandı.

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

CIEDE2000 formülünde yer alan $\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$ örneklerle eşleşen renk açıklığı, parlaklığı ve renk tonunu ifade eder. R_T rotasyon fonksiyonu ise, mavi bölgedeki renk ve renk tonu arasındaki farklılıkları hesaplamaktadır. Ağırlandırma fonksiyonu (S_L , S_C , S_H) ise L^* , a^* , b^* koordinatındaki çiftlerin total renk farkları arasındaki varyasyonlarını ve parametrik faktörleri (K_L , K_C , K_H) düzenlemektedir.

3.7. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS Windows 17.0 paket programında yapıldı. Analiz için verilerin ortalama ve standart sapma değerleri kaydedildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk Testi ile değerlendirildi. Veriler parametrik dağıldığı için, her bir bağımlı değişken için Üç Yönlü Anova Testi ve Fisher's LSD Test uygulandı. $P < 0.05$ düzeyi için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

Çalışmamızda elde edilen veneer (kontrol) gruplarındaki örneklerin ilk renk ölçüm (L_0^* , a_0^* , b_0^*) değerleri Tablo 11’de belirtilmiştir.

4.1.Veneer Kontrol Gruplarına Ait Renk Bulguları:

Tablo 11. Veneer gruplarının ilk ölçümlerine ait L_0^* , a_0^* , b_0^* değerleri

Veneer	Kalınlık	L_0^*	a_0^*	b_0^*
LT	0,5 mm	94,63	1,22	13,10
	1 mm	90,77	-1,10	14,24
	1,5 mm	89,46	-0,43	13,03
	2 mm	86,89	-1,00	11,60
MTS	0,5 mm	89,33	-0,81	15,29
	1 mm	85,57	-2,02	13,65
	1,5 mm	83,33	-2,03	13,48
	2 mm	81,55	-1,59	13,35
MTM	0,5 mm	88,51	-0,20	13,23
	1 mm	85,45	-1,77	14,97
	1,5 mm	83,31	-2,05	14,21
	2 mm	80,64	-1,41	12,39
MTİ	0,5 mm	88,86	-0,57	14,23
	1 mm	85,98	-1,86	16,06
	1,5 mm	82,85	-1,91	14,38
	2 mm	80,30	-1,33	13,62

4.2. Dayanaklar Üzerindeki Veneerlerin L_1^* Değerleri

L_1^* değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testi sonuçları Tablo 12’de, ortalama değerler Tablo 13-16’da verildi. Veneer grupları, kalınlık ve dayanak tipi değişmesiyle L_1^* değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi. Veneer*kalınlık ve kalınlık*dayanak değişkenlerinin ikili etkileşimleri ($p<0.001$) ve veneer*dayanak etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0.048$). L_1^* değerleri için veneer materyali, dayanak farklılığı ve kalınlık faktörlerinin üçlü etkileşiminde ise anlamlı farklılıklar bulunmadı ($p=0.068$).

Tablo 12. L₁* değerleri için 3-yönlü ANOVA testinin sonuçları

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	p
Düzeltilmiş model	26208,770(a)	111	236,115	129,201	0
Sınır	6496664,297	1	6496664,27	3554942	0
VENEER	17268,846	3	5756,282	3149,809	0
KALINLIK	2229,771	3	743,257	406,707	0
DAYANAK	4934,328	6	822,388	450,007	0
VENEER * KALINLIK	257,073	9	28,564	15,63	0
VENEER * DAYANAK	53,463	18	2,97	1,625	0,048
KALINLIK * DAYANAK	1335,777	18	74,21	40,607	0
VENEER * KALINLIK * DAYANAK	129,511	54	2,398	1,312	0,068
Hata	1842,122	1008	1,828		
Toplam	6524715,189	1120			
Düzeltilmiş toplam	28050,892	1119			

Tablo 13. 0.5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama L₁*değerleri

Dayanak grupları	Veneer Grupları			
	LT	MTS	MTM	MTi
Grup Z	89,37 ±0,46 ^{x(a)}	80,37 ±1,05 ^{y(a)}	79,92 ±0,70 ^{y(a)}	80,65 ±1,74 ^{y(a)}
Grup H	80,69 ±1,02 ^{x(b)}	73,67 ±0,91 ^{y(b)}	73,12 ±0,70 ^{y(b)}	72,79 ±0,96 ^{y(b)}
Grup T	79,04 ±1,10 ^{x(c)}	71,27 ±1,10 ^{y(c)}	70,67 ±1,18 ^{y(c)}	70,88 ±1,17 ^{y(ce)}
Grup M	76,47 ±1,08 ^{x(d)}	69,67 ±3,40 ^{y(d)}	69,93 ±3,38 ^{y(cd)}	71,31 ±3,70 ^{z(ce)}
Grup AS	78,59 ±1,34 ^{x(c)}	69,50 ±0,86 ^{y(d)}	69,23 ±0,55 ^{y(de)}	69,25 ±0,57 ^{y(def)}
Grup S	77,91 ±1,33 ^{x(ce)}	69,57 ±0,56 ^{y^z(d)}	68,96 ±0,73 ^{y(df)}	70,40 ±0,74 ^{z(cde)}
Grup P	77,11 ±1,46 ^{x(de)}	68,75 ±1,14 ^{y(d)}	68,67 ±0,84 ^{y(ef)}	68,48 ±0,88 ^{y(f)}

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı (p<0.05).

Tablo 14. 1 mm kalınlıktaki grupların ortalama L_1^* değerleri

Dayanak grupları	Veneer grupları			
	LT	MTS	MTM	MTi
Grup Z	87,64 $\pm 0,70^{x(a)}$	79,46 $\pm 0,78^{y(a)}$	79,10 $\pm 0,63^{y(a)}$	79,54 $\pm 0,52^{y(a)}$
Grup H	82,87 $\pm 1,04^{x(c)}$	74,98 $\pm 0,39^{y(b)}$	75,06 $\pm 0,68^{y(b)}$	74,66 $\pm 0,77^{y(b)}$
Grup T	81,32 $\pm 1,30^{x(c)}$	73,12 $\pm 0,91^{y(ec)}$	73,49 $\pm 0,80^{y(cef)}$	73,48 $\pm 0,94^{y(bc)}$
Grup M	80,46 $\pm 1,38^{x(c)}$	72,63 $\pm 1,25^{y(c)}$	72,98 $\pm 1,16^{y(cd)}$	72,55 $\pm 1,74^{y(c)}$
Grup AS	81,41 $\pm 1,32^{x(c)}$	74,31 $\pm 1,72^{y(bde)}$	73,92 $\pm 1,20^{y(bd)}$	74,42 $\pm 1,36^{y(b)}$
Grup S	81,55 $\pm 1,10^{x(c)}$	73,55 $\pm 2,85^{y(cde)}$	73,58 $\pm 1,94^{y(de)}$	72,87 $\pm 1,97^{y(c)}$
Grup P	81,28 $\pm 1,73^{x(c)}$	73,83 $\pm 1,08^{y(e)}$	72,90 $\pm 0,85^{y(df)}$	72,83 $\pm 0,99^{y(c)}$

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

Tablo 15. 1.5 mm kalınlıktaki grupların ortalama L_1^* değerleri

Dayanak grupları	Veneer grupları			
	LT	MTS	MTM	MTi
Grup Z	87,99 $\pm 0,42^{x(a)}$	78,14 $\pm 0,42^{y(a)}$	77,83 $\pm 0,62^{y(a)}$	77,93 $\pm 0,45^{y(a)}$
Grup H	85,11 $\pm 0,67^{x(b)}$	74,90 $\pm 0,58^{y(b)}$	74,93 $\pm 0,74^{y(b)}$	74,80 $\pm 0,41^{y(b)}$
Grup T	84,18 $\pm 0,88^{x(b)}$	74,30 $\pm 0,77^{y(cb)}$	73,94 $\pm 0,82^{y(cb)}$	74,15 $\pm 0,58^{y(cb)}$
Grup M	84,12 $\pm 0,88^{x(b)}$	73,65 $\pm 0,47^{y(c)}$	73,14 $\pm 0,70^{y(c)}$	73,62 $\pm 1,01^{y(cb)}$
Grup AS	84,56 $\pm 0,90^{x(b)}$	73,12 $\pm 0,51^{y(c)}$	73,07 $\pm 0,23^{y(c)}$	73,36 $\pm 0,69^{y(c)}$
Grup S	84,66 $\pm 1,28^{x(b)}$	74,05 $\pm 0,81^{y(bc)}$	73,81 $\pm 0,75^{y(bc)}$	73,71 $\pm 0,49^{y(cb)}$
Grup P	83,96 $\pm 0,92^{x(b)}$	73,29 $\pm 0,63^{y(c)}$	73,24 $\pm 0,50^{y(c)}$	73,51 $\pm 0,30^{y(cb)}$

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

Tablo 16. 2 mm kalınlıktaki grupların ortalama L_1^* değerleri

Dayanak grupları	Veneer grupları							
	LT		MTS		MTM		MTİ	
Grup Z	86,45	$\pm 0,67^{x(a)}$	77,36	$\pm 0,91^{y(a)}$	77,29	$\pm 1,09^{y(a)}$	77,56	$\pm 1,14^{y(a)}$
Grup H	83,85	$\pm 2,98^{x(bf)}$	76,27	$\pm 1,68^{y(a)}$	75,59	$\pm 0,95^{y(bc)}$	75,67	$\pm 0,86^{y(b)}$
Grup T	84,72	$\pm 0,71^{x(bd)}$	74,38	$\pm 2,35^{y(a)}$	74,63	$\pm 1,78^{y(bc)}$	74,78	$\pm 2,21^{y(bc)}$
Grup M	83,40	$\pm 2,75^{x(bc)}$	73,47	$\pm 2,53^{y(be)}$	73,76	$\pm 1,70^{y(c)}$	74,24	$\pm 1,00^{y(c)}$
Grup AS	84,80	$\pm 0,57^{x(eb)}$	75,21	$\pm 1,79^{y(b)}$	74,53	$\pm 1,64^{y(bc)}$	74,93	$\pm 1,32^{y(bc)}$
Grup S	84,82	$\pm 0,43^{x(bf)}$	74,94	$\pm 1,61^{y(b)}$	73,73	$\pm 1,81^{z(c)}$	73,79	$\pm 1,52^{yz(c)}$
Grup P	84,60	$\pm 0,60^{x(bf)}$	73,03	$\pm 2,35^{y(e)}$	74,85	$\pm 2,75^{z(bc)}$	74,35	$\pm 1,61^{z(c)}$

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığını, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e

Grup S-MTM ile Grup S-MTS ($p=0.054$), Grup P-MTİ ile Grup P-MTS ($p=0.029$) ve Grup P-MTM ile Grup P-MTS ($p=0.003$) çiftli karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görüldü. Bu grupların dışında MTS, MTM ve MTİ veneer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamadı ($p>0.05$).

L_1^* değerleri için tüm gruplarda LT veneer, MTS, MTM ve MTİ veneerlerden istatistiksel olarak farklı bulundu ($p<0.05$). Multi veneer gruplarında ise 0,5 mm kalınlıktaki Grup S-MTİ ve Grup S-MTM arasında da ($p=0.017$) istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Grup M-MTİ, 0,5 mm kalınlıktaki tüm veneer grupları ile istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gösterdi ($p<0.05$). 2 mm kalınlıktaki örneklerde Grup S-MTM ile Grup S-MTS ($p=0.054$), Grup P-MTİ ile Grup P-MTS ($p=0.029$) ve Grup P-MTM ile Grup P-MTS ($p=0.003$) çiftli karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görüldü. Bu grupların dışında MTS, MTM ve MTİ veneer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamadı ($p>0.05$).

4.3. Dayanaklar Üzerindeki Veneerlerin a_1^* Değerleri

a_1^* değerleri için yapılan 3-yönlü Anova testi sonuçları Tablo 17’de, ortalama değer ve standart sapma Tablo 18-21’de verildi. Veneer*kalınlık*dayanak faktörleri için ortalama a_1^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Veneer*kalınlık, veneer*dayanak ve kalınlık*dayanak etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.001$). a_1^* değerlerinin veneer farklılığı, dayanak farklılığı ve kalınlık faktörlerinin üçlü etkileşimi arasında anlamlı farklılık bulunmadı ($p=0.106$).

Tablo 17. a_1^* değerleri için 3-yönlü ANOVA testinin sonuçları

VARYANSIN KAYNAĞI	KARELER TOPLAMI	SD	KARELER ORTALAMASI	F	P
DÜZELTİLMİŞ MODEL	661,851(a)	111	5,963	50,556	0
SINIR	2487,704	1	2487,704	21092,65	0
VENEER	24,633	3	8,211	69,619	0
KALINLIK	123,141	3	41,047	348,027	0
DAYANAK	357,455	6	59,576	505,129	0
VENEER * KALINLIK	40,662	9	4,518	38,307	0
VENEER * DAYANAK	16,95	18	0,942	7,984	0
KALINLIK * DAYANAK	91,016	18	5,056	42,872	0
VENEER * KALINLIK * DAYANAK	7,995	54	0,148	1,255	0,106
HATA	118,885	1008	0,118		
TOPLAM	3268,44	1120			
DÜZELTİLMİŞ TOPLAM	780,736	1119			

Tablo 18. 0.5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama a_1^* değerleri

Dayanak grupları	Veneer grupları							
	LT		MTS		MTM		MTİ	
Grup Z	-0,82	$\pm 0,10^{xz(a)}$	-1,00	$\pm 0,71^{z(a)}$	-0,56	$\pm 0,49^{xy(a)}$	-0,49	$\pm 0,60^{y(a)}$
Grup H	-1,41	$\pm 0,15^{x(b)}$	-0,79	$\pm 0,49^{y(ab)}$	-0,85	$\pm 0,60^{y(a)}$	-0,90	$\pm 0,56^{y(b)}$
Grup T	-0,98	$\pm 0,23^{x(a)}$	-0,61	$\pm 0,41^{y(b)}$	-0,67	$\pm 0,41^{y(a)}$	-0,46	$\pm 0,49^{y(a)}$
Grup M	-2,30	$\pm 0,20^{x(c)}$	-2,39	$\pm 0,57^{x(c)}$	-2,42	$\pm 0,87^{x(b)}$	-2,25	$\pm 0,78^{x(c)}$
Grup AS	-1,78	$\pm 0,20^{x(d)}$	-1,94	$\pm 0,40^{x(d)}$	-2,08	$\pm 0,44^{x(c)}$	-1,93	$\pm 0,40^{x(d)}$
Grup S	-1,06	$\pm 0,20^{x(a)}$	-0,73	$\pm 0,36^{y(ab)}$	-0,73	$\pm 0,46^{y(a)}$	-0,55	$\pm 0,52^{y(a)}$
Grup P	0,07	$\pm 0,20^{x(e)}$	1,23	$\pm 0,44^{y(e)}$	1,25	$\pm 0,32^{y(d)}$	1,25	$\pm 0,40^{y(e)}$

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığını, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğunu anlamına gelmektedir. x, y, z, dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p<0.05$).

Tablo 19. 1 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama a_1^* değerleri

Dayanak grupları	Veneer grupları			
	LT	MTS	MTM	MTİ
Grup Z	-1,14 ±0,69 ^{x(a)}	-1,34 ±0,23 ^{x(a)}	-1,21 ±0,41 ^{x(a)}	-1,41 ±0,28 ^{x(a)}
Grup H	-1,40 ±0,21 ^{x(ab)}	-1,81 ±0,16 ^{y(b)}	-1,89 ±0,14 ^{y(b)}	-1,78 ±0,17 ^{y(bf)}
Grup T	-1,46 ±0,21 ^{x(bce)}	-1,70 ±0,09 ^{x(b)}	-1,68 ±0,16 ^{x(b)}	-1,68 ±0,14 ^{x(bc)}
Grup M	-2,04 ±0,12 ^{x(d)}	-2,80 ±0,14 ^{y(c)}	-2,89 ±0,17 ^{y(c)}	-2,74 ±0,27 ^{y(e)}
Grup AS	-1,76 ±0,07 ^{x(cde)}	-1,86 ±0,82 ^{x(b)}	-1,93 ±0,71 ^{x(b)}	-1,88 ±0,78 ^{x(cf)}
Grup S	-1,28 ±0,12 ^{x(ac)}	-1,62 ±0,42 ^{y(ab)}	-1,79 ±0,36 ^{y(b)}	-1,69 ±0,14 ^{y(abf)}
Grup P	-0,65 ±0,08 ^{x(f)}	-0,40 ±0,13 ^{x(d)}	-0,57 ±0,10 ^{x(d)}	-0,53 ±0,19 ^{x(d)}

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığını, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı (p<0.05).

Tablo 20. 1.5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama a_1^* değerleri

Dayanak grupları	Veneer grupları			
	LT	MTS	MTM	MTİ
Grup Z	-0,43 ±0,12 ^{x(a)}	-1,26 ±0,19 ^{y(a)}	-1,56 ±0,17 ^{y(a)}	-1,43 ±0,17 ^{y(a)}
Grup H	-1,29 ±0,10 ^{x(b)}	-2,01 ±0,25 ^{y(b)}	-2,08 ±0,04 ^{y(b)}	-2,10 ±0,06 ^{y(bce)}
Grup T	-1,29 ±0,11 ^{x(b)}	-1,91 ±0,20 ^{y(bc)}	-2,07 ±0,18 ^{y(b)}	-2,05 ±0,17 ^{y(bcf)}
Grup M	-1,66 ±0,14 ^{xz(c)}	-2,80 ±0,13 ^{y(d)}	-2,97 ±0,12 ^{z(c)}	-2,61 ±0,22 ^{u(df)}
Grup AS	-1,40 ±0,09 ^{x(bc)}	-2,37 ±0,15 ^{y(e)}	-2,53 ±0,08 ^{y(d)}	-2,35 ±0,22 ^{y(bde)}
Grup S	-1,07 ±0,11 ^{x(b)}	-1,66 ±0,47 ^{y(c)}	-2,00 ±0,17 ^{z(b)}	-1,96 ±0,21 ^{yz(bcf)}
Grup P	-1,04 ±0,20 ^{x(b)}	-1,17 ±0,17 ^{x(a)}	-1,25 ±0,28 ^{x(d)}	-1,26 ±0,28 ^{x(a)}

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığını, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı (p<0.05).

Tablo 21. 2 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama a_1^* değerleri

Dayanak grupları	Veneer grupları							
	LT		MTS		MTM		MTİ	
Grup Z	-0,69	$\pm 0,21^{x(a)}$	-1,29	$\pm 0,24^{y(a)}$	-1,43	$\pm 0,24^{y(a)}$	-1,43	$\pm 0,17^{y(a)}$
Grup H	-1,22	$\pm 0,14^{x(b)}$	-2,03	$\pm 0,23^{y(b)}$	-1,95	$\pm 0,16^{y(bc)}$	-1,97	$\pm 0,16^{y(bc)}$
Grup T	-1,23	$\pm 0,15^{x(b)}$	-1,44	$\pm 0,41^{x(ca)}$	-1,86	$\pm 0,29^{y(c)}$	-1,83	$\pm 0,42^{y(bc)}$
Grup M	-1,57	$\pm 0,13^{x(c)}$	-2,33	$\pm 0,48^{y(b)}$	-2,41	$\pm 0,23^{y(d)}$	-2,47	$\pm 0,28^{y(d)}$
Grup AS	-1,41	$\pm 0,17^{x(bc)}$	-2,17	$\pm 0,19^{y(b)}$	-2,18	$\pm 0,18^{y(bd)}$	-2,21	$\pm 0,30^{y(bd)}$
Grup S	-1,21	$\pm 0,21^{x(b)}$	-1,68	$\pm 0,36^{y(c)}$	-1,81	$\pm 0,25^{y(bc)}$	-1,51	$\pm 0,66^{xy(a)}$
Grup P	-1,20	$\pm 0,21^{x(b)}$	-1,18	$\pm 0,53^{x(c)}$	-1,39	$\pm 0,48^{x(a)}$	-1,37	$\pm 0,45^{x(a)}$

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

Tüm kalınlardaki örnekler arasında en yüksek a_1^* değerine sahip gruplar; 0.5 mm kalınlıktaki örneklerde Grup P-MTİ, 1 mm kalınlıktaki örneklerde Grup P-MTS, 1.5 mm ve 2 mm kalınlıktaki örnekler için ise Grup Z-LT veneer olarak tespit edildi. En düşük a_1^* değerine sahip gruplar; 0.5 mm, 1 mm ve 1.5 mm kalınlıktaki örnekler için Grup M-MTM, 2 mm kalınlıktaki örnekler için Grup M-MTİ olarak tespit edildi.

a_1^* değeri; 0.5 mm kalınlıktaki Grup P-LT’de istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gösterdi ($p < 0.05$), ancak diğer kalınlıktaki örneklerde veneer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmedi ($p > 0.05$). 2 mm kalınlıktaki LT grupları ile Grup S-MTİ, Grup P-MTS, Grup P-MTM, Grup P-MTİ ve Grup T-MTS arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmedi ($p > 0.05$), ancak bu gruplar haricindeki diğer veneer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p < 0.05$).

4.4. Dayanaklar Üzerindeki Veneerlerin b_1^* Değerleri

b_1^* değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testi sonuçları Tablo 22’de, ortalama değer ve standart sapma Tablo 23-26’da belirtildi. Veneer farklılığı, kalınlık ve dayanak tipine göre b_1^* değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdiği bulundu ($p < 0.001$). Veneer*kalınlık, veneer*dayanak ve kalınlık*dayanak etkileşimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.001$). b_1^* değerlerinin veneer materyali, dayanak farklılığı ve kalınlık faktörlerinin üçlü etkileşimi arasında anlamlı farklılıklar bulundu ($p = 0.007$).

Tablo 22. b_1^* değerleri için 3-yönlü ANOVA testinin sonuçları

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	P
Düzeltilmiş model	7765,448(a)	111	69,959	41,866	0
Sınır	58174,702	1	58174,702	34813,85	0
ENEER	130,539	3	43,513	26,04	0
KALINLIK	342,114	3	114,038	68,244	0
DAYANAK	5784,473	6	964,079	576,94	0
ENEER * KALINLIK	309,792	9	34,421	20,599	0
ENEER * DAYANAK	76,735	18	4,263	2,551	0
KALINLIK * DAYANAK	981,243	18	54,514	32,623	0
ENEER * KALINLIK * DAYANAK	140,552	54	2,603	1,558	0,007
Hata	1684,39	1008	1,671		
Toplam	67624,54	1120			
Düzeltilmiş toplam	9449,838	1119			

Tablo 23. 0.5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama b_1^* değerleri

Dayanak grupları	Veneer grupları							
	LT		MTS		MTM		MTi	
Grup Z	13,31	$\pm 0,88^{x(a)}$	13,62	$\pm 1,13^{x(a)}$	14,09	$\pm 1,28^{x(a)}$	13,68	$\pm 1,00^{x(a)}$
Grup H	5,52	$\pm 0,92^{x(b)}$	6,86	$\pm 1,00^{xy(b)}$	6,33	$\pm 0,99^{y(b)}$	6,25	$\pm 1,10^{xy(b)}$
Grup T	3,77	$\pm 1,19^{x(c)}$	5,02	$\pm 0,83^{xy(c)}$	4,85	$\pm 0,51^{y(c)}$	4,58	$\pm 1,05^{xy(c)}$
Grup M	1,29	$\pm 1,14^{xyz(d)}$	1,08	$\pm 0,94^{x(d)}$	1,57	$\pm 1,20^{z(d)}$	1,04	$\pm 1,24^{y(d)}$
Grup AS	5,35	$\pm 0,74^{x(b)}$	7,24	$\pm 1,11^{y(b)}$	6,89	$\pm 1,08^{y(b)}$	6,52	$\pm 1,18^{y(b)}$
Grup S	6,12	$\pm 0,71^{x(b)}$	8,87	$\pm 1,01^{y(e)}$	9,04	$\pm 1,13^{y(e)}$	8,16	$\pm 1,54^{y(e)}$
Grup P	5,17	$\pm 0,81^{xz(b)}$	6,12	$\pm 1,18^{xz(b)}$	6,43	$\pm 0,96^{xz(bc)}$	5,96	$\pm 1,06^{yz(b)}$

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

Tablo 24. 1 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama b_1^* değerleri

Dayanak grupları	Veneer grupları							
	LT		MTS		MTM		MTİ	
Grup Z	12,93	$\pm 0,04^{x(a)}$	13,69	$\pm 0,59^{x(a)}$	12,52	$\pm 1,34^{x(a)}$	12,15	$\pm 0,92^{x(a)}$
Grup H	6,46	$\pm 0,71^{x(b)}$	6,27	$\pm 1,16^{xy(bf)}$	7,77	$\pm 1,48^{yz(b)}$	6,69	$\pm 0,68^{xz(bdf)}$
Grup T	5,45	$\pm 0,27^{x(bd)}$	4,69	$\pm 1,16^{x(cef)}$	5,48	$\pm 0,99^{x(c)}$	5,82	$\pm 0,94^{x(bf)}$
Grup M	3,71	$\pm 0,82^{x(c)}$	0,24	$\pm 1,38^{x(d)}$	4,22	$\pm 0,81^{x(d)}$	3,98	$\pm 3,26^{x(c)}$
Grup AS	6,04	$\pm 0,83^{x(b)}$	6,60	$\pm 0,89^{x(bef)}$	6,39	$\pm 0,89^{x(c)}$	6,89	$\pm 1,25^{x(be)}$
Grup S	6,78	$\pm 0,46^{x(be)}$	8,60	$\pm 1,12^{x(bc)}$	7,65	$\pm 0,95^{x(b)}$	7,20	$\pm 2,44^{x(de)}$
Grup P	5,45	$\pm 1,62^{x(b)}$	6,11	$\pm 0,94^{x(f)}$	5,68	$\pm 1,52^{x(c)}$	5,58	$\pm 1,11^{x(f)}$

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

Tablo 25. 1.5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama b_1^* değerleri

Dayanak grupları	Veneer grupları							
	LT		MTS		MTM		MTİ	
Grup Z	11,31	$\pm 1,05^{x(a)}$	10,34	$\pm 1,23^{xy(a)}$	11,88	$\pm 1,25^{xz(a)}$	11,91	$\pm 1,03^{xz(a)}$
Grup H	8,41	$\pm 1,17^{x(b)}$	7,13	$\pm 1,70^{y(b)}$	8,45	$\pm 0,80^{x(b)}$	8,49	$\pm 0,82^{x(b)}$
Grup T	7,47	$\pm 0,93^{x(bc)}$	4,67	$\pm 1,14^{y(c)}$	6,31	$\pm 0,75^{z(cef)}$	6,21	$\pm 0,53^{z(ce)}$
Grup M	6,58	$\pm 1,17^{x(c)}$	5,01	$\pm 0,46^{y(cd)}$	5,60	$\pm 0,38^{xy(e)}$	4,82	$\pm 1,55^{y(d)}$
Grup AS	8,12	$\pm 1,12^{x(b)}$	6,01	$\pm 0,88^{y(bde)}$	7,37	$\pm 0,23^{xz(bc)}$	6,89	$\pm 1,15^{yz(ce)}$
Grup S	7,06	$\pm 0,23^{x(cd)}$	5,12	$\pm 2,31^{y(ce)}$	7,52	$\pm 0,77^{x(b)}$	7,55	$\pm 0,83^{x(be)}$
Grup P	7,81	$\pm 1,49^{x(bd)}$	4,63	$\pm 1,32^{y(c)}$	5,27	$\pm 1,90^{yz(ef)}$	6,13	$\pm 1,56^{z(ce)}$

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

Tablo 26. 2 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama b_1^* değerleri

Dayanak grupları	Veneer grupları			
	LT	MTS	MTM	MTİ
Grup Z	11,37 $\pm 1,21^{x(a)}$	10,28 $\pm 1,21^{x(a)}$	11,19 $\pm 0,73^{x(a)}$	10,51 $\pm 1,51^{x(a)}$
Grup H	9,53 $\pm 1,00^{x(b)}$	7,67 $\pm 1,61^{y(bd)}$	8,84 $\pm 0,92^{xz(b)}$	8,19 $\pm 1,23^{yz(b)}$
Grup T	8,89 $\pm 1,15^{x(bc)}$	4,50 $\pm 3,61^{y(c)}$	7,42 $\pm 1,04^{z(c)}$	6,85 $\pm 0,34^{z(ce)}$
Grup M	8,35 $\pm 1,29^{x(c)}$	4,33 $\pm 3,34^{y(d)}$	5,88 $\pm 1,37^{z(d)}$	7,15 $\pm 0,73^{u(bce)}$
Grup AS	9,19 $\pm 1,58^{x(bc)}$	7,77 $\pm 1,43^{y(cbe)}$	7,70 $\pm 2,18^{y(c)}$	8,23 $\pm 1,36^{xy(bc)}$
Grup S	9,29 $\pm 1,74^{x(bc)}$	7,64 $\pm 1,58^{y(b)}$	7,79 $\pm 0,97^{y(bc)}$	7,81 $\pm 1,69^{y(bce)}$
Grup P	9,45 $\pm 1,23^{x(bc)}$	6,50 $\pm 0,86^{y(e)}$	6,63 $\pm 2,04^{y(cd)}$	6,86 $\pm 1,84^{y(ce)}$

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

Yapılan ölçümler sonucunda; en yüksek b_1^* değerlerine sahip gruplar; 0.5 mm kalınlıktaki örneklerde Grup Z-MTM, 1 mm kalınlıktaki örneklerde Grup Z-MTS, 1.5 mm kalınlıktaki örneklerde Grup Z-MTİ ve 2 mm kalınlıktaki örneklerde ise Grup Z-LT olarak tespit edildi. En düşük b_1^* değerine sahip gruplar; 0.5 mm ve 2 mm kalınlıktaki örneklerde Grup M-MTİ, 1 mm kalınlıktaki örneklerde Grup M-MTS, 1.5 mm kalınlıktaki örneklerde ise Grup P-MTS olarak tespit edildi.

b_1^* değeri için; veneer grupları için 1 mm kalınlıktaki örneklerde yapılan çiftli karşılaştırmalarda sadece Grup H-LT ile Grup H-MTM arasında istatistiksel olarak farklılık tespit edildi ($p=0,24$), ancak diğer tüm veneer grupları arasında anlamlı bir farklılık tespit edilmedi ($p>0.05$). 2 mm kalınlıktaki örneklerde Grup Z tüm veneer grubu ile istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermedi ($p>0.05$).

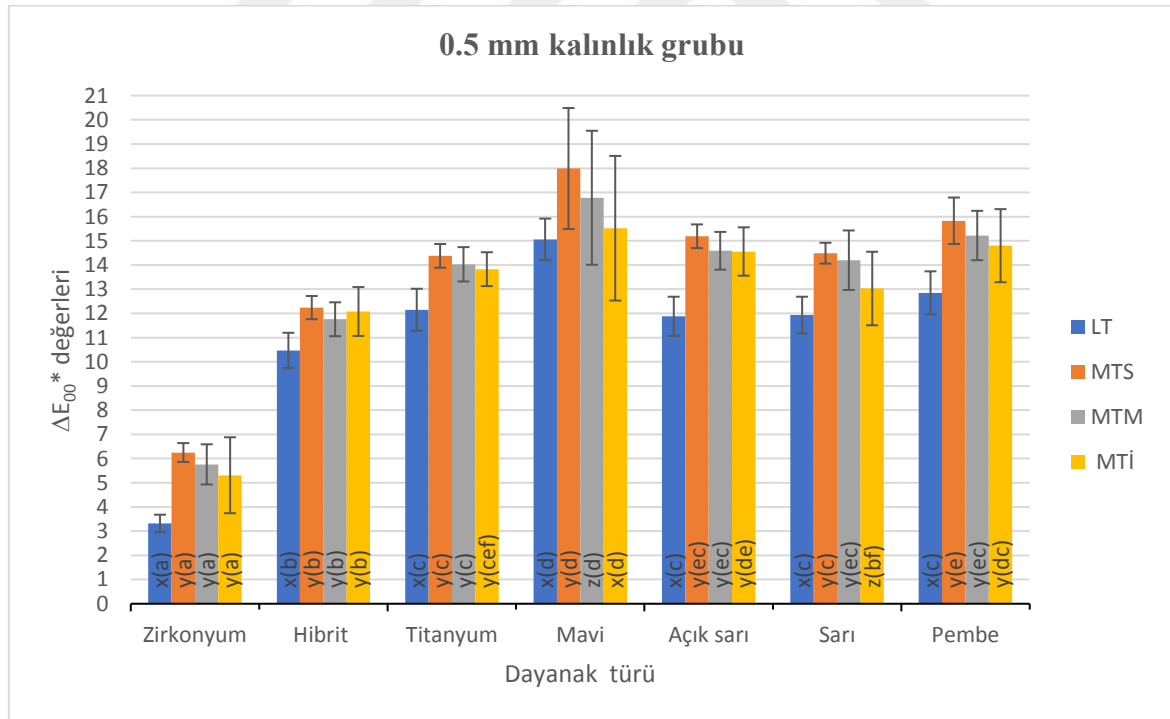
4.5. ΔE_{00}^* değerleri

ΔE_{00}^* değerleri için yapılan 3 yönlü Anova testi sonuçları Tablo 27’de, ortalama değerler ve standart sapma Tablo 28-31’de verildi. Veneer materyali, dayanak tipi ve kalınlık değişkenleri ΔE_{00}^* değerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gösterdi ($p < 0.001$). İkili faktörlerin etkileşiminde; sadece veneer*dayanak eşleşmesi istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0,118$). Veneer*kalınlık ve veneer*dayanak etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ($p < 0.001$). Üç değişkenin birbirleriyle olan etkileşimlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi ($p=0.029$).

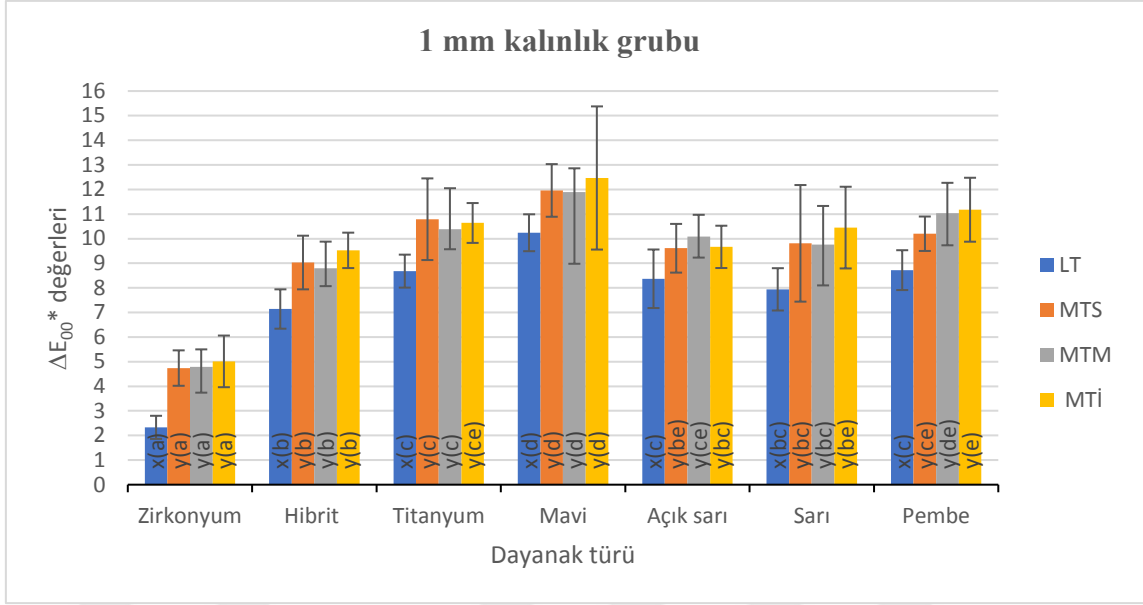
Tablo 27. ΔE_{00}^* değerleri için 3-yönlü ANOVA testinin sonuçları

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	P
Düzeltilmiş model	16022,739(a)	111	144,349	98,426	0
Sınır	81457,409	1	81457,409	55542,56	0
VENEER	1398,194	3	466,065	317,791	0
KALINLIK	8817,774	3	2939,258	2004,163	0
DAYANAK	4745,616	6	790,936	539,308	0
VENEER * KALINLIK	94,257	9	10,473	7,141	0
VENEER * DAYANAK	37,196	18	2,066	1,409	0,118
KALINLIK * DAYANAK	817,858	18	45,437	30,981	0
VENEER * KALINLIK * DAYANAK	111,844	54	2,071	1,412	0,029
Hata	1478,309	1008	1,467		
Toplam	98958,457	1120			
Düzeltilmiş toplam	17501,048	1119			

Zirkonya örneklerde farklı kalınlıklardaki renk değişim değerlerinin (ΔE_{00}^*) grafikleri Şekil 17-20’de gösterilmiştir.

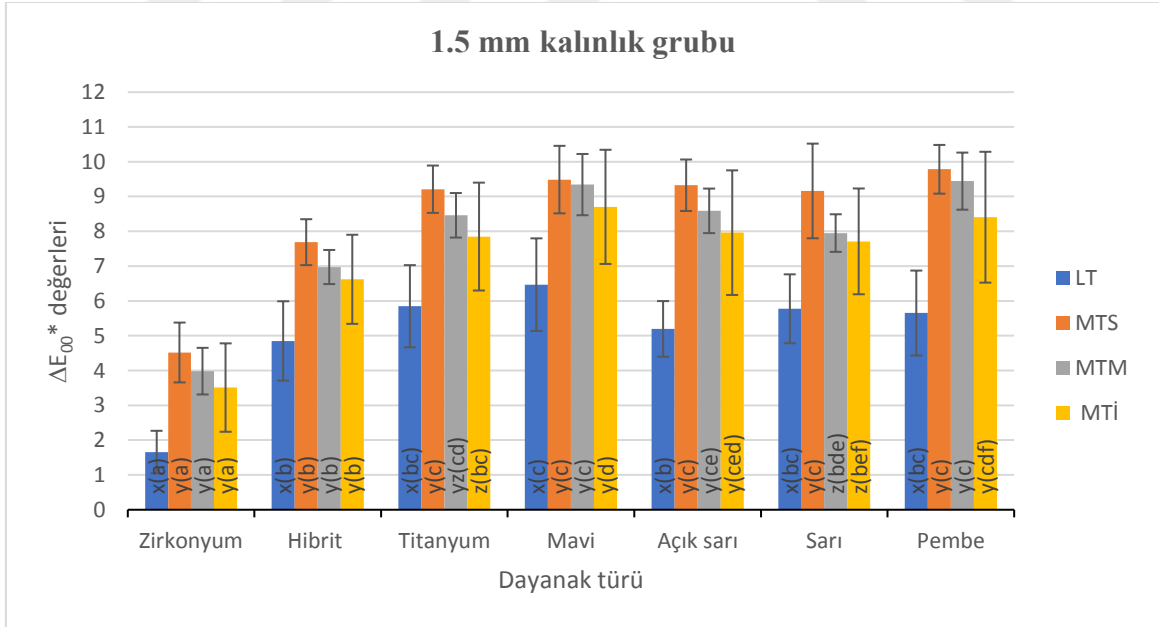
**Şekil 17.** 0.5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama ΔE_{00}^* değerleri

NOT: Farklı harflendirmeler sütunlar arasındaki anlamlı farklılığı belirtmek için kullanıldı. x, y, z harflendirilmesi veneer grupları arasındaki farklılığı, a, b, c, d, e, f harflendirilmesi ise dayanaklar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).



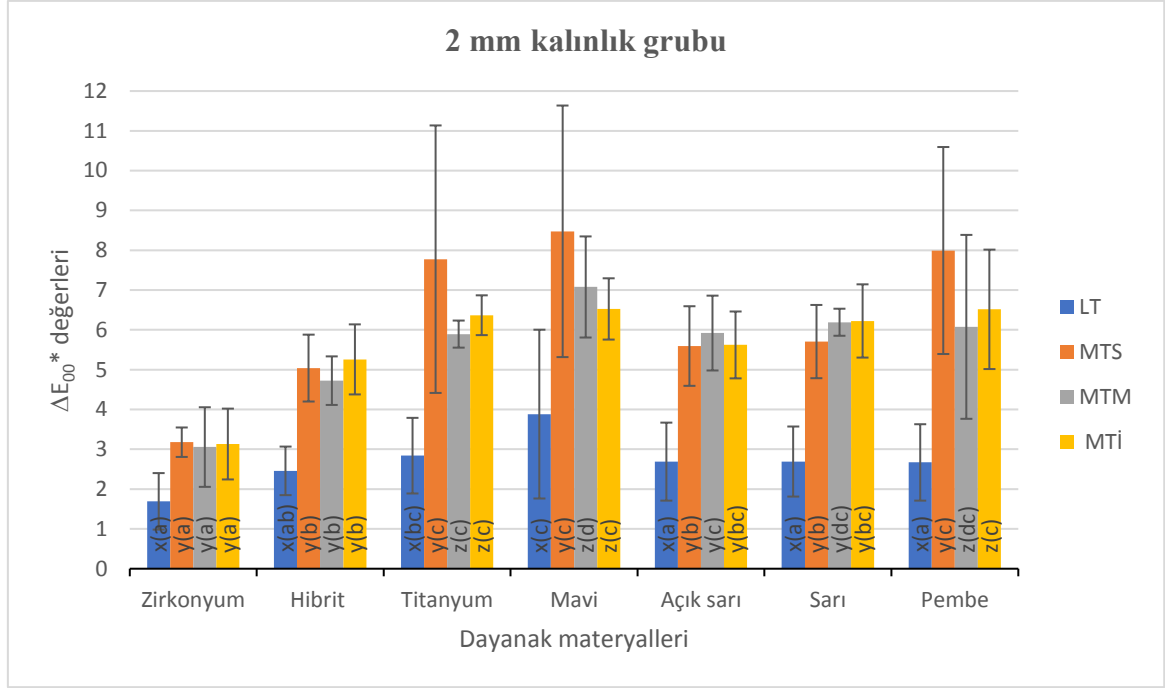
Şekil 18. 1 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama ΔE_{00}^* değerleri

NOT: Farklı harflendirmeler sütunlar arasındaki anlamlı farklılığı belirtmek için kullanıldı. x, y, z harflendirilmesi veneer grupları arasındaki farklılığı, a, b, c, d, e, f harflendirilmesi ise dayanaklar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).



Şekil 19. 1,5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama ΔE^* değerleri.

NOT: Farklı harflendirmeler sütunlar arasındaki anlamlı farklılığı belirtmek için kullanıldı. x, y, z harflendirilmesi veneer grupları arasındaki farklılığı, a, b, c, d, e, f harflendirilmesi ise dayanaklar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).



Şekil 20. 2 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama ΔE_{00}^* değerleri

NOT: Farklı harflendirmeler sütunlar arasındaki anlamlı farklılığı belirtmek için kullanıldı. x, y, z harflendirilmesi veneer grupları arasındaki farklılığı, a, b, c, d, e, f harflendirilmesi ise dayanaklar arası farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

Tablo 28. 0.5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama ΔE_{00}^* değerleri

Dayanak grupları	Veneer grupları							
	LT		MTS		MTM		MTİ	
Grup Z	3,32	$\pm 0,36^{x(a)}$	6,25	$\pm 0,39^{y(a)}$	5,76	$\pm 0,83^{y(a)}$	5,31	$\pm 1,57^{y(a)}$
Grup H	10,47	$\pm 0,73^{x(b)}$	12,24	$\pm 0,48^{y(b)}$	11,76	$\pm 0,70^{y(b)}$	12,08	$\pm 1,01^{y(b)}$
Grup T	12,15	$\pm 0,87^{x(c)}$	14,38	$\pm 0,49^{y(c)}$	14,03	$\pm 0,71^{y(c)}$	13,83	$\pm 0,70^{y(cef)}$
Grup M	15,06	$\pm 0,86^{x(d)}$	17,99	$\pm 2,50^{y(d)}$	16,78	$\pm 2,77^{z(d)}$	15,52	$\pm 2,99^{x(d)}$
Grup AS	11,88	$\pm 0,81^{x(c)}$	15,19	$\pm 0,49^{y(ec)}$	14,59	$\pm 0,78^{y(ec)}$	14,56	$\pm 1,00^{y(de)}$
Grup S	11,93	$\pm 0,76^{x(c)}$	14,49	$\pm 0,43^{y(c)}$	14,20	$\pm 1,23^{y(ec)}$	13,03	$\pm 1,52^{z(bf)}$
Grup P	12,85	$\pm 0,89^{x(c)}$	15,83	$\pm 0,96^{y(e)}$	15,22	$\pm 1,23^{y(ec)}$	14,80	$\pm 1,51^{y(dc)}$

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

Tablo 29. 1 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama ΔE_{00}^* değerleri

Dayanak grupları	Veneer grupları							
	LT		MTS		MTM		MTİ	
Grup Z	2,33	$\pm 0,47^{x(a)}$	4,74	$\pm 0,72^{y(a)}$	4,79	$\pm 0,71^{y(a)}$	5,01	$\pm 1,05^{y(a)}$
Grup H	7,14	$\pm 0,80^{x(b)}$	9,03	$\pm 1,09^{y(b)}$	8,79	$\pm 1,09^{y(b)}$	9,52	$\pm 0,72^{y(b)}$
Grup T	8,68	$\pm 0,67^{x(c)}$	10,79	$\pm 1,66^{y(c)}$	10,38	$\pm 1,67^{y(c)}$	10,64	$\pm 0,81^{y(ce)}$
Grup M	10,24	$\pm 0,75^{x(d)}$	11,96	$\pm 1,07^{y(d)}$	11,89	$\pm 0,97^{y(d)}$	12,47	$\pm 2,91^{y(d)}$
Grup AS	8,37	$\pm 1,19^{x(c)}$	9,61	$\pm 0,99^{y(ce)}$	10,09	$\pm 0,88^{y(ce)}$	9,67	$\pm 0,86^{y(bc)}$
Grup S	7,94	$\pm 0,86^{x(bc)}$	9,81	$\pm 2,37^{y(bc)}$	9,76	$\pm 1,57^{y(bc)}$	10,45	$\pm 1,66^{y(ce)}$
Grup P	8,72	$\pm 0,81^{x(c)}$	10,20	$\pm 0,70^{y(ce)}$	11,03	$\pm 1,24^{y(de)}$	11,18	$\pm 1,30^{y(e)}$

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

Tablo 30. 1,5 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama ΔE_{00}^* değerleri

Dayanak grupları	Veneer grupları							
	LT		MTS		MTM		MTİ	
Grup Z	1,66	$\pm 0,61^{x(a)}$	4,52	$\pm 0,86^{y(a)}$	3,98	$\pm 0,67^{y(a)}$	3,51	$\pm 1,27^{y(a)}$
Grup H	4,85	$\pm 1,14^{x(b)}$	7,69	$\pm 0,66^{y(b)}$	6,97	$\pm 0,49^{y(b)}$	6,62	$\pm 1,28^{y(b)}$
Grup T	5,85	$\pm 1,18^{x(bc)}$	9,21	$\pm 0,68^{y(c)}$	8,46	$\pm 0,64^{yz(dc)}$	7,85	$\pm 1,55^{z(bc)}$
Grup M	6,47	$\pm 1,33^{x(c)}$	9,49	$\pm 0,97^{y(c)}$	9,34	$\pm 0,88^{y(c)}$	8,70	$\pm 1,64^{y(d)}$
Grup AS	5,20	$\pm 0,80^{x(b)}$	9,32	$\pm 0,74^{y(c)}$	8,59	$\pm 0,64^{y(ce)}$	7,96	$\pm 1,79^{y(cde)}$
Grup S	5,77	$\pm 0,99^{x(bc)}$	9,16	$\pm 1,36^{y(c)}$	7,95	$\pm 0,54^{z(bde)}$	7,71	$\pm 1,52^{z(bef)}$
Grup P	5,65	$\pm 1,22^{x(bc)}$	9,78	$\pm 0,70^{y(c)}$	9,44	$\pm 0,82^{y(c)}$	8,41	$\pm 1,88^{y(cdf)}$

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

Tablo 31. 2 mm kalınlıktaki örneklerin ortalama ΔE_{00}^* değerleri

Dayanak grupları	Veneer grupları			
	LT	MTS	MTM	MTİ
Grup Z	1,69 $\pm 0,71^{x(a)}$	3,18 $\pm 0,37^{y(a)}$	3,06 $\pm 1,00^{y(a)}$	3,13 $\pm 0,89^{y(a)}$
Grup H	2,46 $\pm 0,61^{x(ab)}$	5,04 $\pm 0,84^{y(b)}$	4,72 $\pm 0,61^{y(b)}$	5,26 $\pm 0,88^{y(b)}$
Grup T	2,84 $\pm 0,95^{x(bc)}$	7,78 $\pm 3,36^{y(c)}$	5,89 $\pm 0,34^{z(c)}$	6,37 $\pm 0,50^{z(c)}$
Grup M	3,88 $\pm 2,12^{x(c)}$	8,48 $\pm 3,16^{y(c)}$	7,08 $\pm 1,27^{z(d)}$	6,53 $\pm 0,77^{z(c)}$
Grup AS	2,69 $\pm 0,98^{x(a)}$	5,59 $\pm 1,00^{y(b)}$	5,92 $\pm 0,94^{y(c)}$	5,62 $\pm 0,84^{y(c)}$
Grup S	2,69 $\pm 0,88^{x(a)}$	5,71 $\pm 0,92^{y(b)}$	6,19 $\pm 0,34^{y(dc)}$	6,22 $\pm 0,92^{y(bc)}$
Grup P	2,67 $\pm 0,96^{x(a)}$	7,99 $\pm 2,60^{y(c)}$	6,08 $\pm 2,31^{z(dc)}$	6,52 $\pm 1,50^{z(c)}$

Not: Tabloda değerlerin üstünde yer alan harflerin aynı olması gruplar arasında anlamlı fark olmadığı, farklı olması gruplar arasında anlamlı fark olduğu anlamına gelmektedir. x, y, z, dikey sütunlar arasındaki farklılığı belirtmek için kullanıldı. a, b, c, d, e, f ise yatay satırlar arasındaki farklılığı temsil etmek için kullanıldı ($p < 0.05$).

ΔE_{00}^* değerlerini karşılaştırdığımızda en düşük ΔE_{00}^* değerleri Grup Z-LT' de; 0.5 mm, 1mm, 1.5 mm ve 2mm kalınlıktaki örnekler için sırasıyla; $\Delta E_{00}^*=3.32$, $\Delta E_{00}^*=2.33$, $\Delta E_{00}^*=1.66$, $\Delta E_{00}^*=1.69$ olarak belirlendi.

0,5 mm, 1 mm, 2 mm kalınlıktaki örnekler için en yüksek ΔE_{00}^* değerleri sırasıyla $\Delta E_{00}^*=17.99$, $\Delta E_{00}^*=11.96$, $\Delta E_{00}^*=8.48$ ile Grup M-MTS olarak belirlendi. 1.5 mm kalınlıktaki örnekler için en yüksek ΔE_{00}^* değeri ($\Delta E^*=9.78$) Grup P-MTS olarak belirlendi.

Dayanaklar Üzerindeki Farklı Veneer Kalınlıklarının ΔE_{00}^* Değerlerinin Karşılaştırılması

Kalınlık için yapılan ikili karşılaştırmalar ve P değerleri Tablo 32 ve 33'de verildi. İstatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren veriler tablolarda (*) sembolü ile belirtildi ($p < 0,05$).

Tablo 32: LT ve MTS veneer grubuna ait çiftli karşılaştırmalar

LT veneer grubu				MTS Veneer grubu			
Değişken	Çiftli Karşılaş-tırma		p	Değişken	Çiftli Karşılaş-tırma		p
Zirkonyum	0,5 mm	1 mm	0,069	Zirkonyum	0,5 mm	1 mm	0,006*
		1,5 mm	0,002*			1,5 mm	0,001*
		2 mm	0,003*			2 mm	0,000*
	1 mm	0,5 mm	0,069		1 mm	0,5 mm	0,006*
		1,5 mm	0,210			1,5 mm	0,674
		2 mm	0,233			2 mm	0,004*
	1,5 mm	0,5 mm	0,002*		1,5 mm	0,5 mm	0,001*
		1 mm	0,210			1 mm	0,674*
		2 mm	0,950			2 mm	0,014*
	2 mm	0,5 mm	0,003*		2 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,233			1 mm	0,004*
		1,5 mm	0,950			1,5 mm	0,014*
Hibrit	0,5 mm	1 mm	0,000*	Hibrit	0,5 mm	1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1 mm	0,5 mm	0,000*		1 mm	0,5 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,013*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1,5 mm	0,5 mm	0,000*		1,5 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,013*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	2 mm	0,5 mm	0,000*		2 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
Titanyum	0,5 mm	1 mm	0,000*	Titanyum	0,5 mm	1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1 mm	0,5 mm	0,000*		1 mm	0,5 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,004*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1,5 mm	0,5 mm	0,000*		1,5 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,004*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,008*
	2 mm	0,5 mm	0,000*		2 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,008*

Tablo 32. (Devam)

Mavi	0,5 mm	1 mm	0,000*	Mavi	0,5 mm	1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1 mm	0,5 mm	0,000*		1 mm	0,5 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1,5 mm	0,5 mm	0,000*		1,5 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,062
	2 mm	0,5 mm	0,000*		2 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,062
Açık sarı	0,5 mm	1 mm	0,000*	Açık sarı	0,5 mm	1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1 mm	0,5 mm	0,000*		1 mm	0,5 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,587
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1,5 mm	0,5 mm	0,000*		1,5 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,587
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	2 mm	0,5 mm	0,000*		2 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
Sarı	0,5 mm	1 mm	0,000*	Sarı	0,5 mm	1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1 mm	0,5 mm	0,000*		1 mm	0,5 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,226
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1,5 mm	0,5 mm	0,000*		1,5 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,226
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	2 mm	0,5 mm	0,000*		2 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*

Tablo 32. (Devam)

Pembe	0,5 mm	1 mm	0,000*	Pembe	0,5 mm	1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1 mm	0,5 mm	0,000*		1 mm	0,5 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,438
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1,5 mm	0,5 mm	0,000*		1,5 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,438
		2 mm	0,000*			2 mm	0,001*
	2 mm	0,5 mm	0,000*		2 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,001*

ΔE^* değerleri için farklı kalınlıktaki örneklerin çiftli karşılaştırılması sonucu; Grup H-LT, Grup T-LT, Grup M-LT, Grup AS-LT, Grup S-LT ve Grup P-LT’ de istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edildi ($p < 0.05$). Grup Z-LT’ de sadece 0.5 mm-1.5 mm ($p = 0.002$) ve 0.5 mm-2 mm ($p = 0.003$) arasında istatistiksel olarak fark bulundu.

ΔE^* değerleri için farklı kalınlıktaki örneklerin çiftli karşılaştırılması sonucu Grup H-MTS ve Grup T-MTS’ de istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi. 1.5 mm-2 mm kalınlıktaki Grup M-MTS’ de örnekler arasında anlamlılık farklılık bulunmadı ($p > 0.05$). 1 mm-1.5 mm kalınlıktaki örneklerde ise Grup Z-MTS, Grup AS-MTS, Grup S-MTS ve Grup P-MTS için anlamlı farklılık tespit edilmedi.

Tablo 33: MTM ve MTİ veneer grubuna ait çiftli karşılaştırmalar

MTM Veneer Grubu				MTİ Veneer Grubu			
Değişken	Çiftli Karşılaş-tırma		p	Değişken	Çiftli Karşılaş-tırma		p
Zirkonyum	0,5 mm	1 mm	0,074	Zirkonyum	0,5 mm	1 mm	0,577
		1,5 mm	0,001*			1,5 mm	0,008*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1 mm	0,5 mm	0,074		1 mm	0,5 mm	0,577
		1,5 mm	0,134			1,5 mm	0,038*
		2 mm	0,001*			2 mm	0,001*
	1,5 mm	0,5 mm	0,001*		1,5 mm	0,5 mm	0,008*
		1 mm	0,134			1 mm	0,038*
		2 mm	0,088			2 mm	0,165
	2 mm	0,5 mm	0,000*		2 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,001*			1 mm	0,001*
		1,5 mm	0,088			1,5 mm	0,165
Hibrit	0,5 mm	1 mm	0,000*	Hibrit	0,5 mm	1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1 mm	0,5 mm	0,000*		1 mm	0,5 mm	0,000*
		1,5 mm	0,001*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1,5 mm	0,5 mm	0,000*		1,5 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,001*			1 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,002*
	2 mm	0,5 mm	0,000*		2 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,002*
Titanyum	0,5 mm	1 mm	0,000*	Titanyum	0,5 mm	1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1 mm	0,5 mm	0,000*		1 mm	0,5 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1,5 mm	0,5 mm	0,000*		1,5 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,005*
	2 mm	0,5 mm	0,000*		2 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,005*

Tablo 33. (Devam)

Mavi	0,5 mm	1 mm	0,000*	Mavi	0,5 mm	1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1 mm	0,5 mm	0,000*		1 mm	0,5 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1,5 mm	0,5 mm	0,000*		1,5 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	2 mm	0,5 mm	0,000*		2 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
Açık sarı	0,5 mm	1 mm	0,000*	Açık sarı	0,5 mm	1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1 mm	0,5 mm	0,000*		1 mm	0,5 mm	0,000*
		1,5 mm	0,006*			1,5 mm	0,087
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1,5 mm	0,5 mm	0,000*		1,5 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,006*			1 mm	0,087
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	2 mm	0,5 mm	0,000*		2 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
Sarı	0,5 mm	1 mm	0,000*	Sarı	0,5 mm	1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1 mm	0,5 mm	0,000*		1 mm	0,5 mm	0,000*
		1,5 mm	0,001*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1,5 mm	0,5 mm	0,000*		1,5 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,001*			1 mm	0,000*
		2 mm	0,001*			2 mm	0,001*
	2 mm	0,5 mm	0,000*		2 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,001*			1,5 mm	0,001*

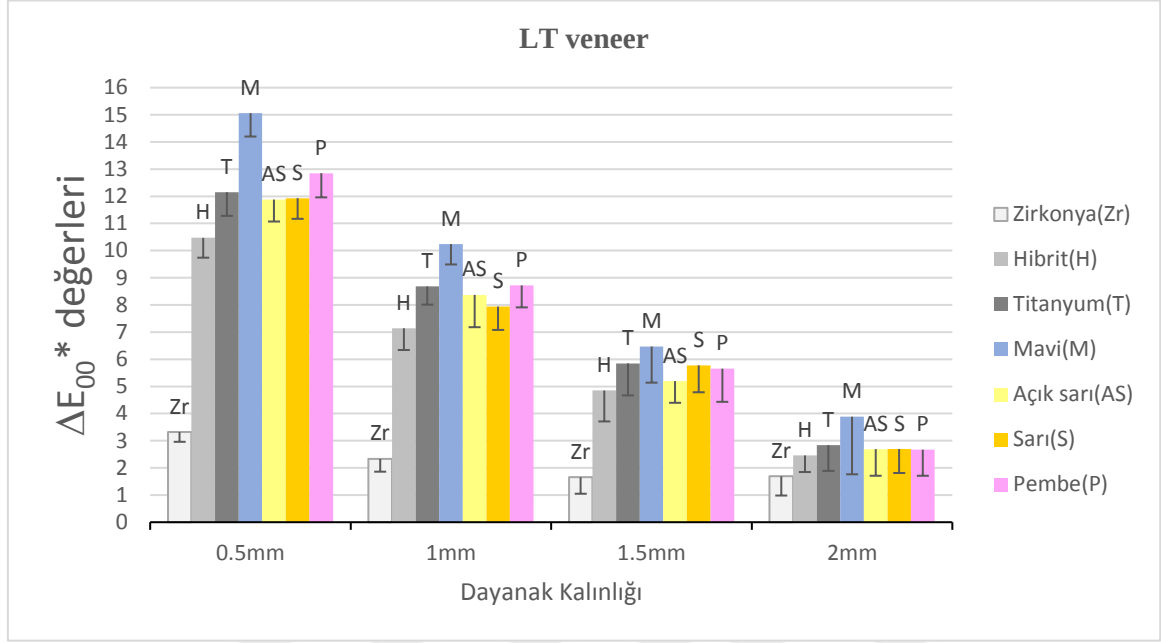
Tablo 33. (Devam)

Pembe	0,5 mm	1 mm	0,000*	Pembe	0,5 mm	1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1 mm	0,5 mm	0,000*		1 mm	0,5 mm	0,000*
		1,5 mm	0,003*			1,5 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	1,5 mm	0,5 mm	0,000*		1,5 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,003*			1 mm	0,000*
		2 mm	0,000*			2 mm	0,000*
	2 mm	0,5 mm	0,000*		2 mm	0,5 mm	0,000*
		1 mm	0,000*			1 mm	0,000*
		1,5 mm	0,000*			1,5 mm	0,000*

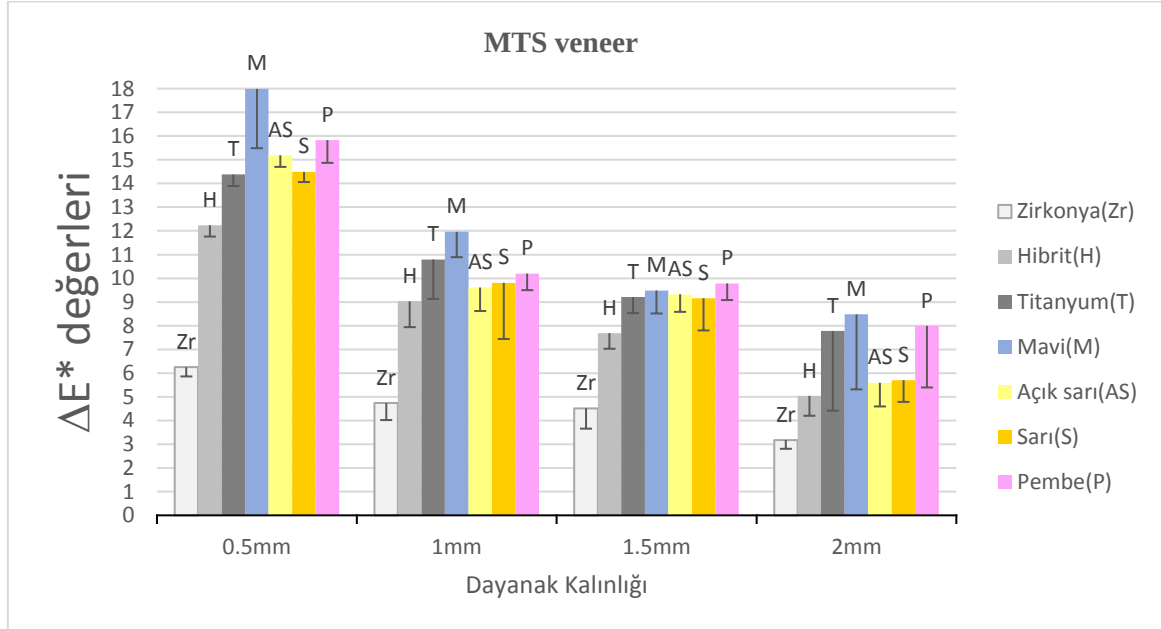
MTM veneer grubunda ΔE^* değerleri için farklı kalınlıktaki örneklerin çiftli karşılaştırmalarında; Grup H-MTM, Grup T-MTM, Grup M-MTM, Grup AS-MTM, Grup S-MTM ve Grup P-MTM’de istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p < 0.05$). Ancak Grup Z-MTM’de 0.5-1 mm, 1-1.5 mm, 1.5-2 mm çiftli karşılaştırması sonucu anlamlı fark olmadığı tespit edildi ($p > 0.05$).

MTİ veneer grubunda ΔE^* değerleri için farklı kalınlıktaki örneklerin çiftli karşılaştırılması sonucu; Grup H-MTİ, Grup T-MTİ, Grup M-MTİ, Grup S-MTİ ve Grup P-MTİ’de istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edildi ($p < 0.05$). Grup AS-MTİ’nin; 1 mm-1.5 mm kalınlıkları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p = 0.087$). Grup Z-MTİ’de 1.5 mm-2 mm kalınlıklar karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmedi ($p = 0.165$).

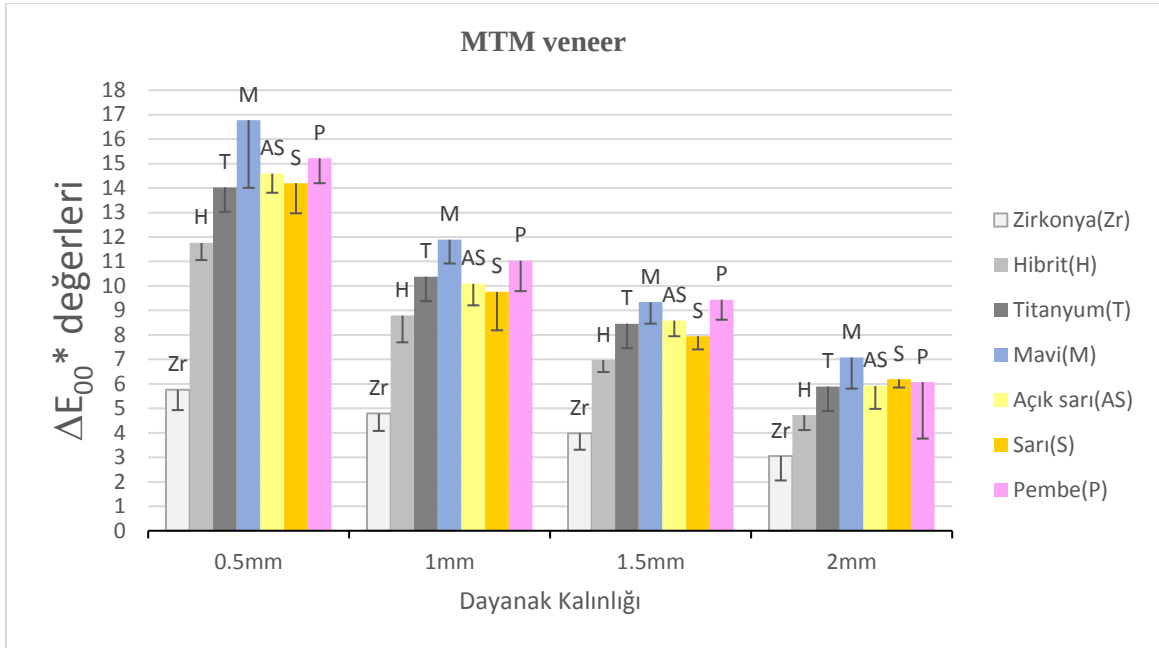
Farklı translusensideki veneer zirkonya örneklerde meydana gelen renk değişim değerleri (ΔE_{00}^*) için oluşturulan grafikler Şekil 21-24’de gösterildi.



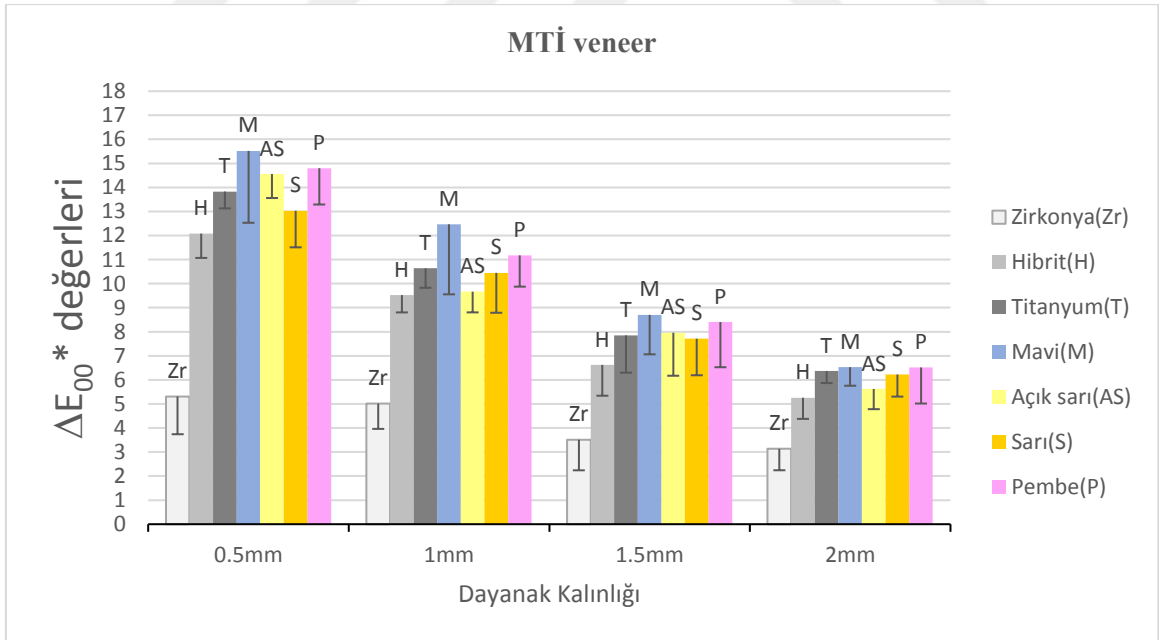
Şekil 21. LT veneer grubunun farklı kalınlıklardaki ΔE_{00}^* değerleri



Şekil 22. MTS veneer grubunun farklı kalınlıklardaki ΔE_{00}^* değerleri



Şekil 23. MTM veneer grubunun farklı kalınlıklardaki ΔE_{00}^* değerleri



Şekil 24. MTİ MZ grubunun farklı kalınlıklardaki ΔE_{00}^* değerleri

Yapılan kolorimetrik ölçümler sonucu elde edilen ΔE_{00}^* değerleri CIEDE2000 formülüne göre hesaplandı ve $0.8 < \Delta E_{00}^* < 1.8$ klinik olarak ‘kabul edilebilir’ eşik olarak değerlendirildi. Bu verilere göre oluşan renk farklılıklarının kliniksel eşleşmesi Tablo 34-37’de verilmiştir.

Tablo 34. LT veneer örneklerin görsel olarak değerlendirilmesi

Veneer	Dayanak	Kalınlık	ΔE_{00}^*	Kliniksel Eşleşme
LT	Grup Z	0,5 mm	3,3	UYUMSUZ
		1 mm	2,3	UYUMSUZ
		1,5 mm	1,7	KABUL EDİLEBİLİR
		2 mm	1,7	KABUL EDİLEBİLİR
LT	Grup H	0,5 mm	10,5	UYUMSUZ
		1 mm	7,1	UYUMSUZ
		1,5 mm	4,9	UYUMSUZ
		2 mm	2,5	UYUMSUZ
LT	Grup T	0,5 mm	12,2	UYUMSUZ
		1 mm	8,7	UYUMSUZ
		1,5 mm	5,9	UYUMSUZ
		2 mm	2,8	UYUMSUZ
LT	Grup M	0,5 mm	15,1	UYUMSUZ
		1 mm	10,2	UYUMSUZ
		1,5 mm	6,5	UYUMSUZ
		2 mm	3,9	UYUMSUZ
LT	Grup AS	0,5 mm	11,9	UYUMSUZ
		1 mm	8,4	UYUMSUZ
		1,5 mm	5,2	UYUMSUZ
		2 mm	2,7	UYUMSUZ
LT	Grup S	0,5 mm	11,9	UYUMSUZ
		1 mm	7,9	UYUMSUZ
		1,5 mm	5,8	UYUMSUZ
		2 mm	2,7	UYUMSUZ
LT	Grup P	0,5 mm	12,9	UYUMSUZ
		1 mm	8,7	UYUMSUZ
		1,5 mm	5,7	UYUMSUZ
		2 mm	2,7	UYUMSUZ

Tablo 35. MTS veneer örneklerin görsel olarak değerlendirilmesi

Veneer	Dayanak	Kalınlık	ΔE^*	Kliniksel Eşleşme
MTS	Grup Z	0,5 mm	6,3	UYUMSUZ
		1 mm	4,7	UYUMSUZ
		1,5 mm	4,5	UYUMSUZ
		2 mm	3,2	UYUMSUZ
MTS	Grup H	0,5 mm	12,2	UYUMSUZ
		1 mm	9,0	UYUMSUZ
		1,5 mm	7,7	UYUMSUZ
		2 mm	5,0	UYUMSUZ
MTS	Grup T	0,5 mm	14,4	UYUMSUZ
		1 mm	10,8	UYUMSUZ
		1,5 mm	9,2	UYUMSUZ
		2 mm	7,8	UYUMSUZ
MTS	Grup M	0,5 mm	18,0	UYUMSUZ
		1 mm	12,0	UYUMSUZ
		1,5 mm	9,5	UYUMSUZ
		2 mm	8,5	UYUMSUZ
MTS	Grup AS	0,5 mm	15,2	UYUMSUZ
		1 mm	9,6	UYUMSUZ
		1,5 mm	9,3	UYUMSUZ
		2 mm	5,6	UYUMSUZ
MTS	Grup S	0,5 mm	14,5	UYUMSUZ
		1 mm	9,8	UYUMSUZ
		1,5 mm	9,2	UYUMSUZ
		2 mm	5,7	UYUMSUZ
MTS	Grup P	0,5 mm	15,8	UYUMSUZ
		1 mm	10,2	UYUMSUZ
		1,5 mm	9,8	UYUMSUZ
		2 mm	8,0	UYUMSUZ

Tablo 36. MTM veneer örneklerin görsel olarak değerlendirilmesi

Veneer	Dayanak	Kalınlık	ΔE^*	Kliniksel Eşleşme
MTM	Grup Z	0,5 mm	5,8	UYUMSUZ
		1 mm	4,8	UYUMSUZ
		1,5 mm	4,0	UYUMSUZ
		2 mm	3,1	UYUMSUZ
MTM	Grup H	0,5 mm	11,8	UYUMSUZ
		1 mm	8,8	UYUMSUZ
		1,5 mm	7,0	UYUMSUZ
		2 mm	4,7	UYUMSUZ
MTM	Grup T	0,5 mm	14,0	UYUMSUZ
		1 mm	10,4	UYUMSUZ
		1,5 mm	8,5	UYUMSUZ
		2 mm	5,9	UYUMSUZ
MTM	Grup M	0,5 mm	16,8	UYUMSUZ
		1 mm	11,9	UYUMSUZ
		1,5 mm	9,3	UYUMSUZ
		2 mm	7,1	UYUMSUZ
MTM	Grup AS	0,5 mm	14,6	UYUMSUZ
		1 mm	10,1	UYUMSUZ
		1,5 mm	8,6	UYUMSUZ
		2 mm	5,9	UYUMSUZ
MTM	Grup S	0,5 mm	14,2	UYUMSUZ
		1 mm	9,8	UYUMSUZ
		1,5 mm	8,0	UYUMSUZ
		2 mm	6,2	UYUMSUZ
MTM	Grup P	0,5 mm	15,2	UYUMSUZ
		1 mm	11,0	UYUMSUZ
		1,5 mm	9,4	UYUMSUZ
		2 mm	6,1	UYUMSUZ

Tablo 37. MTİ veneer örneklerin görsel olarak değerlendirilmesi

Veneer	Dayanak	Kalınlık	ΔE^*	Kliniksel Eşleşme
MTİ	Grup Z	0,5 mm	5,3	UYUMSUZ
		1 mm	5,0	UYUMSUZ
		1,5 mm	3,5	UYUMSUZ
		2 mm	3,1	UYUMSUZ
MTİ	Grup H	0,5 mm	12,1	UYUMSUZ
		1 mm	9,5	UYUMSUZ
		1,5 mm	6,6	UYUMSUZ
		2 mm	5,3	UYUMSUZ
MTİ	Grup T	0,5 mm	13,8	UYUMSUZ
		1 mm	10,6	UYUMSUZ
		1,5 mm	7,9	UYUMSUZ
		2 mm	6,4	UYUMSUZ
MTİ	Grup M	0,5 mm	15,5	UYUMSUZ
		1 mm	12,5	UYUMSUZ
		1,5 mm	8,7	UYUMSUZ
		2 mm	6,5	UYUMSUZ
MTİ	Grup AS	0,5 mm	14,6	UYUMSUZ
		1 mm	9,7	UYUMSUZ
		1,5 mm	8,0	UYUMSUZ
		2 mm	5,6	UYUMSUZ
MTİ	Grup S	0,5 mm	13,0	UYUMSUZ
		1 mm	10,4	UYUMSUZ
		1,5 mm	7,7	UYUMSUZ
		2 mm	6,2	UYUMSUZ
MTİ	Grup P	0,5 mm	14,8	UYUMSUZ
		1 mm	11,1	UYUMSUZ
		1,5 mm	8,4	UYUMSUZ
		2 mm	6,5	UYUMSUZ

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Yaptığımız çalışmada farklı kalınlıklardaki ve translusensideki monolitik zirkonya restorasyonların, implant üstü protezlerde kullanılan titanyum, anodize titanyum, zirkonya ve hibrit dayanaklar ile birlikte renk değerleri ölçülüp in vitro olarak değerlendirilmiştir. Bu çalışma; aynı anda çok yönlü parametreleri değerlendirilerek; yeni nesil monolitik zirkon-yanın ideal translusensi, ideal kalınlık ve uygun dayanak materyali belirlenmesinde hekimlere rehberlik edebilecek veriler elde etmeyi amaçlamıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre; monolitik zirkonya kalınlığı, veneer materyalleri ve dayanak materyali çeşidi, estetik veneerlerin optik özelliklerini anlamlı düzeyde etkilediği görülmüştür ($p < 0,001$).

Elde edilen bulgular doğrultusunda ‘Farklı dayanak tiplerini (implant üstü sabit protezlerde) kullanmak restorasyonun final rengini etkileyecektir’ olarak belirlenen birinci sıfır hipotezi kabul edilmiştir. Yapılan ölçümler sonucunda tüm gruplarda renk değişimi gerçekleşmiştir. 4 farklı kalınlıktaki veneer grubunda en düşük ΔE_{00}^* değerleri Grup Z’de tespit edilmiştir. Klinik olarak ‘kabul edilebilir’ $0.8 < \Delta E_{00}^* < 1.8 \Delta E^*$ renk değişim değerleri sadece 1.5 mm ve 2 mm kalınlıktaki Grup Z-LT’ de tespit edilmiştir.

‘Farklı translusensideki (LT-MTS-MTM-MTİ) monolitik zirkon-yanın, farklı dayanaklar üzerinde kullanılması restorasyonun final rengini etkileyecektir’ olarak belirlenen ikinci sıfır hipotezi kısmen kabul edilmiştir. Düşük ışık geçirgenliğine sahip LT veneer grubunda elde edilen ΔE_{00}^* değerler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş ve MT veneer grubundan elde edilen değerlere kıyasla daha düşük tespit edilmiştir. Ancak MTS, MTM ve MTİ veneer grupları arasında ΔE_{00}^* değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p > 0,05$).

‘Farklı kalınlıktaki monolitik zirkonya kullanılması, farklı dayanaklar üzerindeki restorasyonun final rengini etkileyecektir’ olarak belirlenen üçüncü sıfır hipotezi kabul edilmiştir. Veneer kalınlığı artıkça ΔE_{00}^* değerlerinde azalma olmuştur. Kalınlık azaldıkça farklı veneer materyalleri için ΔE_{00}^* değerlerinde artış tespit edilmiştir. Yani; kalınlığın değişmesi dayanak tipine bağlı olmaksızın final rengini önemli ölçüde etkilemiştir.

İmplant üstü sabit protezlerde uygun estetiğin elde edilebilmesi için kullanılan dayanak materyali ve dişeti çıkış profilinin doğal diş ve implant çevresindeki yumuşak dokularla uyum içerisinde olması gerekmektedir. Estetik bölgedeki bir implant dayanağının seçimi; hastanın gülümseme hattı (dişeti görünürlüğü), implant çevresindeki mukozanın fenotipi

(ince veya kalın oluşu), implantın yerleştirilme açısı, üzerine yerleştirilecek restorasyon materyali seçimi, dişsiz bölgenin interokluzal ve mesio-distal mesafesi, restorasyon tipi (vidalı veya simante), klinisyenin tercihi ve tedavinin maliyeti gibi seçenekler esas alınarak değerlendirilmelidir (232). Günümüzde titanyum dayanaklara alternatif olarak seramik dayanaklar kullanılmaya başlanmıştır. Titanyum dayanaklar ve seramik dayanaklar optik özellik açısından karşılaştırıldığında seramik dayanaklar belirgin bir avantajlara sahiptir. Seramik dayanakların translusensi özellikleri olduğu için doğal diş ile uyumlu optik özelliklere sahip estetik restorasyonların yapılması mümkün kılar (233–235). Ancak bazı dezavantajlarından dolayı zirkonya altyapının veya restorasyonun metal bir ara parçaya simante edilmesi önerilmiş hibrit dayanak konsepti ortaya çıkmıştır. (7, 8). Hibrit dayanak; Ti-base üzerine simante edilen kişiselleştirilmiş bir seramik dayanak olarak tanımlanmaktadır. Titanyum üzerine zirkonya ve LDS gibi tam seramiklerin simantasyonu ile hazırlanmaktadır (147).

Prefabrike olarak piyasada mevcut dayanakların daha çok titanyum alaşımı ile üretilmiş olması, düşük maliyetli, pratik klinik ve laboratuvar aşamasına sahip olması gibi nedenlerden dolayı daha fazla tercih edilmelerine sebep olmaktadır (236, 237). Ancak bazı araştırmacılar, bu dayanakların estetiğin ön planda olduğu bölgede hazırlanan restorasyonlarda kullanılmasının doğal dişin optik özellikleri ile istenilen düzeyde uyumlu olmayacağını bildirmektedir (137, 236).

Titanyum dayanak kullanılmasının bir diğer dezavantajı da, özellikle implant etrafındaki yumuşak doku kalınlığının yetersiz olduğu vakalarda mavimsi-gri bir görüntüye yol açma potansiyelidir (237–239). Jung ve ark. (240); metal dayanak (titanyum ve döküm altın alaşımı) ve alümina dayanaklar çevresindeki mukozadaki renk değişimini, spektrofotometre kullanarak değerlendirmişlerdir. Alümina dayanakların üst yapısında alümina seramikler, metal dayanakların üst yapısında ise metal-seramik restorasyonlar kullanılmıştır. Araştırmacılar alümina dayanakların çevresindeki renk değişiminin ($\Delta E^* = 3.14 \pm 1.4$), metal dayanaklara ($\Delta E^* = 5.2 \pm 2.3$) göre daha az olduğunu belirtmişlerdir.

İmplant ve dayanak materyallerinin yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi ve estetiğe katkı sağlamak amacıyla anodizasyon yöntemi ile renklendirme işlemleri uygulanmaya başlanmıştır. Estetik özelliklerin iyileştirilmesinin yanı sıra anodizasyon uygulanmış yüzeyde oluşan pürüzlülük mekanik özellikler ile birlikte biyouyumluluğun ve optik özelliklerin gelişmesine katkı sağlamaktadır (128). Estetiğin önemli olduğu bölgelerde titanyum dayanak-

lar, anodizasyon yöntemiyle optik özellikleri modifiye edilerek, zirkonya ve hibrit dayanaklarda olduğu gibi tam seramik kullanımı gerektirmeksizin, estetik ve mekanik beklentileri aynı anda karşılayabilmektedir (241).

Çalışmalar değerlendirildiğinde (241–244) estetik bölgedeki implantüstü bir restorasyonda dayanak materyali seçiminin restorasyonun final rengini ve estetik başarısını önemli ölçüde etkilediği görülmektedir. Bu sebeple güncel olarak kullanılan titanyum dayanak ile estetik alternatif oluşturabilecek dayanak materyallerinin restorasyonun optik özelliklere etkisinin araştırıldığı çalışmamızda; titanyum, zirkonyum, hibrit dayanak ve anodizasyon uygulanmış titanyum dayanaklar kullanılmıştır. Hibrit dayanak, titanyum+LDS olarak hazırlanmıştır. Elektrokimyasal yöntemle anodize edilmiş mavi, açık sarı, sarı ve pembe titanyum dayanaklar kullanılmıştır. Yapılan kolorimetrik ölçümler sonucu ΔE_{00}^* değerleri 1.66-17.99 birim arasında değişiklik göstermiştir. Anodize titanyumlar üzerinde hesaplanan en yüksek ΔE_{00}^* değerleri tüm kalınlıktaki örneklerde Grup M' de görülmüştür. En düşük ΔE_{00}^* değerleri ise 2 mm kalınlıktaki Grup AS-LT ($\Delta E_{00}^*=2.69$), Grup S-LT ($\Delta E_{00}^*=2.69$) ve Grup P-LT ($\Delta E_{00}^*=2.67$)' de elde edilmiştir. Ancak bu değerler klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir $0.8 < \Delta E_{00}^* < 1.8$ eşik değerinin üstündedir. MTİ veneer dışındaki 2 mm kalınlıktaki tüm veneerlerde Grup AS, Grup S ve Grup P arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Kılınç ve ark. (241); farklı dayanak materyallerinin implant destekli tam seramik restorasyonların final rengine etkilerini değerlendirdiği çalışmada; 1.5 mm kalınlığındaki monolitik zirkonyanın rezin siman ile birlikte titanyum, opak uygulanmış titanyum, anodize sarı titanyum ve zirkonya dayanak üzerinde spektrofotometre ile ölçümlerini yapmışlardır. Çalışmada anodize sarı ($\Delta E^*=1.75 \pm 0.69$) ve opak uygulanmış titanyum ($\Delta E^*=2.44 \pm 0.78$) dayanak konfigürasyonları ile oluşan restorasyonun final rengi, klinik olarak kabul edilebilir seviyede tespit edilmiştir. Opak uygulanmamış titanyum grubu ise ($\Delta E^*=5.01 \pm 1.06$), en yüksek renk değişimi ile sonuçlanmış ve klinik kabul edilebilirlik eşiğini aşmıştır. Bu çalışmada zirkonya kalınlığı sabit tutulmuş ve örnekler arasında rezin siman kullanılmıştır. Yaptığımız çalışmada ise farklı kalınlık ve farklı veneer materyalini, farklı dayanak üzerinde kullanarak yapılan ölçümlerde daha kapsamlı sonuçlar elde edilmiştir. Klinik olarak estetik restorasyonun optik özelliklerini etkileyebilecek farklı parametreler de değerlendirilmeye çalışılmıştır. Çalışmamızda aynı kalınlıktaki örnek ve dayanaklar için sonuçları karşılaştıracak olursak; 1.5 mm kalınlığındaki Grup AS-LT için $\Delta E_{00}^*=5.20$ ve Grup T-LT için

$\Delta E_{00}^*=5.85$ birim olarak hesaplanmıştır. ΔE_{00}^* değerlerinin yüksek bulunması, kullanılan monolitik zirkonya materyalin kompozisyonu, rengi, translusensi farklılığı ve ölçümler sırasında siman kullanılmadığından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Arif ve ark. (245) yaptığı bir çalışmada; metal opakerin, 3 farklı seramik kron ve 3 farklı dayanak konfigürasyonu üzerinde final renge etkisi değerlendirmiştir. Çalışmamıza benzer olarak renk ölçümler simansız olarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kontrol grubu olarak zirkonyum abutment üzerine yerleştirilmiş lityum disilikat kron kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda titanyum dayanağın opaker ile kaplanmasının final rengini etkilediği ortaya konulmuştur. Tüm kron çeşitlerinde sadece titanyum dayanak kullanıldığında renk farklılıklarının daha yüksek olduğu bildirilmiştir.

Wadhvani ve ark. (127) yaptıkları çalışmada; gingival doku altındaki implant ve implant üstü protetik bileşenlerinin estetiğini iyileştirmede altın, sarı ve pembe rengin en kullanışlı renkler olduğunu açıklamıştır. Anodizasyon uygulanmış titanyum ve zirkonya dayanakların peri implant doku kalınlığına bağlı optik parametrelerini değerlendirildiği Martinez-Rus ve ark. (246) yaptığı bir in-vivo çalışmada, LDS ile güçlendirilmiş cam seramik kronların zirkonya dayanak üzerinde kullanımının en düşük ΔE^* değerlerini gösterdiği tespit edilmiştir.

Çalışmamızda açık sarı, sarı ve pembe dayanakları anodizasyon uygulanmamış titanyum dayanak ile karşılaştırdığımızda daha düşük ΔE^* değerleri tespit edilmiştir. Zirkonya dayanakta ise en düşük ΔE^* değerleri elde edilmiştir. Mavi renk ile anodize edilmiş dayanak ise anodizasyon uygulanmamış titanyum dayanağa göre çok daha yüksek renk değişimi göstermiştir ($p<0.05$).

Wang ve ark. (126); anodik oksidasyon yöntemi ile elde edilmiş titanyum alaşımlı dayanakların estetik, fiziksel ve biyolojik özelliklerindeki değişiklikleri değerlendirmiştir. ΔE^* değerleri sarı ve pembe örneklerde daha düşük bulunmuş, ancak bu değerler zirkonyadan daha yüksek tespit edilmiştir. Zirkonya örneğin en düşük, anodizasyon uygulanmamış titanyum örneğin ise en yüksek ΔE^* değerini gösterdiği bildirilmiştir. Çalışmamızda da en yüksek ΔE^* değerleri; tüm kalınlıktaki örneklerde, Grup M' de tespit edilmiştir.

Çalışmamızda elde ettiğimiz ΔE^* değerlerini karşılaştırdığımızda; farklı kalınlıktaki (0.5 mm, 1mm, 1.5 mm, 2 mm) MZ için sırasıyla $\Delta E_{00}^*=3.32$, $\Delta E_{00}^*=2.33$ $\Delta E_{00}^*=1.66$, $\Delta E_{00}^*=1.69$ en düşük ΔE_{00}^* değerleri Grup Z-LT olarak tespit edilmiştir. Ancak Grup Z-

LT’de, sadece 1.5 mm ve 2 mm kalınlıktaki örneklerde klinik olarak ‘kabul edilebilir’ renk değişimi elde edilmiştir. Bu örnekler dışındaki tüm örneklerde oluşan ΔE_{00}^* değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir eşik değerinin üzerinde olduğu görülmüştür.

Günümüz diş hekimliğinde protetik restorasyonlar ile doğal estetik görüntüyü elde edebilmek için çok çeşitli materyal ve teknikler geliştirilmiştir. Tam seramik restorasyonların estetik başarısı temel olarak; renk, şekil, büyüklük ve yüzey yapısının ağız içi şartlara uyumu ile ilgili çok yönlü bir konudur. Bunlar arasında renk; seramik kalınlığı, restorasyonun yüzey bitimi, materyalin ışık geçirgenlik özelliği, restorasyon altında kalan diş dokusunun rengi, restorasyonun fırınlanma sayısı ve yapıştırma simanın rengi gibi birçok faktör tarafından belirlenen karmaşık bir özelliktir (247). Zirkonya, dental restorasyonlarda altyapı materyali olarak uzun yıllardır kullanılmaktadır (248). Kabul edilebilir estetiğe, basit klinik tekniğe ve döküm altın alaşımlara oranla nispeten düşük maliyete sahip olan monolitik zirkonya restorasyonların diş hekimliğinde kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır.

Bu tez çalışmasında, yüksek translusensi (249), üstün biyouyumluluk ve yüksek mekanik özellikler gibi avantajlara sahip olması nedeniyle monolitik zirkonya materyali (IPS e-max ZirCAD; Ivoclar Vivadent AG) kullanılmıştır. İmplant destekli restorasyonlar için kullanılan başlıca seramik materyalleri iki kategoriye ayrılabilir: zirkonya esaslı seramikler ve cam seramikler. LDS seramiğın implant üstü sabit protezlerde endikasyonu bulunmaktadır. (250–253). Literatüre bakıldığında CAD/CAM ile üretilen tam seramiklerin mekanik ve optik özelliklerini inceleyen çalışmalarda çok çeşitli tam seramik ve zirkonya materyalleri kullanılmıştır. Ancak güncel olarak üretilen, estetik özellikleri iyileştirilmiş ve klinik kullanımı yaygınlaşmakta olan yeni nesil monolitik zirkonyanın farklı translusensi özelliklerini bir arada değerlendiren ve implant üstü restorasyonlarda renk değişimini inceleyen çalışmalar henüz yeterli değildir. Bu sebeple çalışmamızda, monolitik olarak üretilen translusensi özellikleri iyileştirilmiş 3Y-TZP içerikli LT ve 4Y-TZP içerikli MT monolitik zirkonya bloklar kullanılmıştır.

Yüksek mekanik ve fiziksel özelliklere ve çok iyi biyolojik uyumluluğa sahip zirkonyanın en önemli dezavantajı metale yakın opaklık göstermesidir (254). Bu sebeple zirkonya uzun süre altyapı materyali olarak kullanılmış ve üzerine estetik veneer porseleni uygulanarak restorasyona translusensi özelliği sağlanmıştır (63, 255, 256). Ancak translusensi özellikleri iyileştirilmiş monolitik zirkonya, estetik özelliklerinin artmasıyla tercih edilir bir seçenek haline gelmiştir. Transludent zirkonya (%4-5 Y-TZP), LDS veya mineden daha az

translusenttir. Artırılmış translusent özelliği sayesinde anterior bölgelerde daha az tercih edilen monolitik restorasyonların kullanımını daha uygun bir seçenek haline getirmektedir. Çalışmamızda bu dezavantajları ortadan kaldıran mekanik ve fiziksel özellikleri LDS seramikten daha yüksek, optik özellikleri iyileştirilerek translusensi özelliği artırılmış ve implant üzerinde tek üyeden-üç üyeli köprülere endikasyonu bulunan yeni nesil monolitik zirkonya materyali tercih edilmiştir.

Çalışmamızın sonucunda farklı veneer materyali kullanımının aynı renk tercih edilse bile restorasyonun final optik özelliklerini farklı etkilediği tespit edilmiştir. LT veneer grubundaki renk değişimi MTS, MTM ve MTİ gruplarından istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar çıkmıştır ($p<0.001$). Aynı materyalin kullanıldığı MTS, MTM ve MTİ veneer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). 0.5 mm kalınlıktaki tüm gruplarda en yüksek ΔE_{00}^* değerleri elde edilmiştir. 2 mm kalınlıkta ise en düşük ΔE_{00}^* değerleri elde edilmiştir. Yttrium içeriği daha fazla olan monolitik zirkonya kullanıldığında ΔE_{00}^* değerleri de yükselmiştir. LT gruplarında hesaplanan ΔE_{00}^* değerleri MT gruplarından daha düşük bulunmuştur.

Cho ve ark. (257); yttrium içeriğinin zirkonyanın translusensi ve maskeleme özelliğini nasıl etkilediği hakkında yaptıkları çalışmada; 3Y, 4Y, 5Y içerikli monolitik zirkonyaların farklı koping materyalleri üzerinde optik özelliklerini değerlendirmiştir. Elde edilen ΔE^* değerlerine göre en düşük sonuçlar sırasıyla 3Y<4Y<5Y içerikli monolitik zirkonyalarda elde edilmiştir.

Bir restorasyonun translusensliğini etkileyen faktörlerden biri restorasyonun kalınlığıdır (17). Translusensi, seramik materyalin kalınlığı ile ters orantılıdır; materyalin kalınlığı azaldıkça translüsensliği artmaktadır. Seramik materyallerin kalınlıklarının azaltılması ise materyallerin dayanıklılığını azaltmaktadır (80). Monolitik zirkonya materyali ise, minimum kalınlıklarda bile tatminkar mekanik özellikler sergiler. Bu nedenle monolitik zirkonya materyalinin, minimum oklüzal mesafenin olduğu durumlarda tercih edilmesi gereken bir materyal olduğu düşünülmektedir (258). Çalışmamızda LT veneer grubunda, 0.5 mm ve 1 mm kalınlıktaki örneklerde Grup Z üzerinde sırasıyla $\Delta E^*=3.32$, $\Delta E^*=2.33$ elde edilmiştir ancak renk değişimi klinik olarak kabul edilebilir eşiği aşmıştır. Minimal kalınlıkta restorasyon kullanılması gereken durumlarda translusensi özelliği azaltılmış monolitik zirkonya tercih etmek estetik olarak daha kabul edilebilir restorasyonlar üretilmesini sağlayacaktır.

Turgut (259); yaptığı çalışmada yüksek translusensi (5Y-TZP) özelliği olan yeni nesil monolitik zirkonyanın renk değişimini incelemiş ve yüksek translucent monolitik zirkonyumların optik özelliklerinin kalınlığa bağlı olarak değiştiğini, kalınlık arttıkça parlaklığın azalıp restorasyonların daha kırmızı ve mavi olduğunu bildirmiştir.

Şen ve ark. (260); yüksek translusensideki monolitik zirkonyaların, mikroyapısal, fiziksel ve optik özelliklerini araştırdıkları çalışmada; optik özelliklerdeki farklılıkların seramik materyalin kalınlığı, çeşidi, yttria içeriği ve gren büyüklüğünden etkilendiğini bildirmektedir.

Harada ve ark. (91) yapmış oldukları çalışmada; monolitik zirkonya restorasyonların translusensi değerlerinin kalınlıkla doğrudan ilişkili olduğunu bulmuşlardır. Zirkonya seramiklerin kalınlıkları 0,5 mm'den 1 mm'ye yükseldiğinde translusensi değerlerinin azaldığını bildirmişlerdir.

Church ve ark. (261); 4 farklı translusensideki monolitik zirkonyayı, 4 farklı kalınlıkta (0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm, 2 mm) karşılaştırmışlar ve kalınlığın materyalin translusensi özelliğini önemli ölçüde değiştirdiğini bildirmişlerdir.

Materyallerin kalınlığı arttıkça ışığın materyal içinde aldığı yol artmaktadır. Bunun sonucunda ışık daha fazla absorbe edilmekte ve yayılmakta, materyalden geçen ışık miktarı azalmaktadır (262). Böylece, opak tabakadan daha az ışık yansır (263). Bir cisimden geri dönen ışık miktarı azaldıkça L* değeri de azalmaktadır (264). Daha önce yapılan çalışmalarda farklı kalınlıktaki tam seramik sistemlerinin ışık geçirgenliği incelenmiş, sonuç olarak materyal kalınlığının, optik parametreleri direkt olarak etkilediği bildirilmiştir (77, 262, 265–267).

Prapatsorn ve ark (268); yaptıkları çalışmada yüksek translusensideki CAD/CAM restorasyonların kalınlığını ve siman rengini; titanyum, sarı zirkonya ve beyaz zirkonya dayanaklar üzerinde final rengine etkisini incelemişlerdir. Minimum 1.5 mm kalınlıktaki restorasyonlarda rezin siman ile birlikte kabul edilebilir renk değişimi olduğunu tespit etmişlerdir. Sadece A1 ve A3 rengindeki Empress örneklerde ise 2 mm kalınlıktaki seramik materyalin, sarı zirkonya dayanağı maskeleyişini ve bu kalınlıkta siman renginin final rengini etkilemediğini bildirmişlerdir.

Bayındır F ve ark. (267) yaptığı bir çalışmada monolitik zirkonyumun farklı kalınlıklardaki (0.5 mm, 1 mm, 1.5 mm, 2 mm) optik özelliklerini ölçmüşlerdir. Kalınlığı 0.5 mm

olan örnekler en yüksek TP, L* ve b* değerlerine ve en düşük a* değerlerine sahip olduğu tespit edilmiştir. 2 mm kalınlıktaki örneklerde ise en düşük TP, L* ve b* değerleri ve en yüksek a* değerleri bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçlarını ile yaptığımız çalışmanın sonuçlarını karşılaştıracak olursak sadece kontrol grubu ve zirkonya dayanak grubunda benzer şekilde L₁* ve b₁* değerlerinin kalınlık değişimi ile yükseldiği görülmektedir. Ancak diğer dayanak gruplarında ise kalınlık artışına bağlı L₁* ve b₁* değerlerinin de arttığı görülmektedir.

Monolitik zirkonya kalınlığının final renge etkisini araştıran Tabatabaian ve ark. (2018) (265); iki farklı markada ve 3 farklı kalınlıkta (0.7 mm, 0.9 mm ve 1.1 mm) örnekler hazırlanmıştır. Ortalama ΔE^* değerleri 2.4 ile 4.1 arasında değişmiştir. Zirkonya kalınlığının ΔE^* değerini etkilediği; ancak zirkonya markasının ΔE^* değerini etkilemediği ortaya konulmuştur. Bu in vitro çalışmanın sınırlamaları dahilinde monolitik zirkonya seramiğinin kalınlığı final rengini etkilediği ve kabul edilebilir bir final rengi elde etmek için monolitik zirkonya seramiğinin minimum 0.9 mm kalınlıkta olması gerektiği sonucuna ulaşılmıştır. Tabatabaian ve ark. (2020) (269) yaptıkları başka bir çalışmada ise; yüksek translusenside farklı kalınlıktaki monolitik zirkonyanın, farklı arka planlardaki renk uyumunu incelemişlerdir. 0.5 mm, 0.7 mm, 1.1 mm, 1.4 mm ve 1.6 mm kalınlıktaki monolitik zirkonyanın; A1, A2, A3, A3.5, B1 ve B2 renk kompozit rezin, A3 renk zirkonya, altın rengi alaşım, nikel-krom alaşımı, amalgam ve A2 ve A3 rengindeki dişler üzerinde renk ölçümleri yapılmıştır. Çalışma sonucuna göre 1.1 mm ≤ kalınlığındaki monolitik zirkonya örneklerde yalnızca A2 ve A3 rengindeki dentin üzerinde klinik olarak kabul edilebilir ΔE_{00}^* değerler tespit edilmiştir.

Jirajariyavej ve ark. (270); implant dayanak materyali ve seramik kalınlığının optik özelliklere etkisi hakkında yaptıkları araştırmada; 3 farklı seramik materyali (e-max CAD, Empress CAD, Vita Suprinity) 4 farklı kalınlık (1mm, 1.5 mm, 2 mm, 2.5 mm) ve 3 farklı dayanak materyali (Titanyum, Beyaz Zirkonyum, Sarı Zirkonyum) kullanmıştır. Seramik kalınlığı ve dayanak materyali çeşitleri ΔE^* değerlerini önemli ölçüde etkilemiştir. Üç farklı dayanak materyali ile yapılan ölçümlerde, restorasyon kalınlığının artmasının ΔE^* değerini azalttığı sonucuna varılmıştır. Sonuç olarak 2.5 mm kalınlığındaki cam seramik, sarı zirkonya dayanak üzerinde klinik olarak kabul edilebilir bulunmuştur.

Dede ve ark. (237); yaptığı bir çalışmada; 1.5 mm kalınlığındaki LDS örneklerin (IPS e-max; Ivoclar Vivadent), üç farklı renk siman çeşidi (transludent, universal ve beyaz-opak)

ve üç farklı dayanak (titanyum, altın palladyum ve zirkonya) üzerinde ölçümler yapılmıştır. ΔE^* değerleri sırasıyla titanyum dayanak ($\Delta E^*=4.11$), altın paladyum ($\Delta E^*=3.29$) ve zirkonya ($\Delta E^*=2.26$) şeklinde sonuçlanmıştır. Titanyum dayanağın, altın paladyum ve zirkonya dayanaklara göre anlamlı derecede yüksek ve klinik olarak kabul edilemez seviyede renk farklılığı oluşturduğu raporlanmıştır.

Oh ve ark (271); 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 Zirkonzah) alt yapı örnekler kullanılmıştır. Seramik kalınlığı, dayanak rengi ve koping çeşitliliğinin; üç farklı zirkonya restorasyonda oluşan final rengi üzerinde önemli etkileri olduğu gösterilmiştir.

Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde; farklı zirkonya kalınlıklarının L_1^* , a_1^* ve b_1^* değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar oluşturduğu gözlenmektedir ($p<0.001$). Veneer kalınlığı azaldıkça, renk farklılıklarının daha da arttığı bulunmuştur. 0.5 mm kalınlığındaki bütün veneer örneklerde en yüksek ΔE_{00}^* değerleri tespit edilirken, 2 mm kalınlıktaki tüm gruplarda bu değerler azalmaktadır. 2 mm kalınlıktaki ΔE_{00}^* değerlerinde LT veneerlerde Grup Z ve Grup M dışındaki gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Kalınlık artıkça zirkonyanın, altındaki dayanak materyalinden etkilenmesi ve renk değişim miktarı azalmaktadır.

Tüm yapılan çalışmalar genel olarak değerlendirildiğinde; monolitik zirkonya restorasyonun final renginin restorasyonun kalınlığı, rengi, opasitesi, alttaki dayanak materyali rengi gibi pek çok faktörden etkilendiği görülmektedir. Ancak bu değişimin hangi yönde olduğu konusunda çok açık bilgiler mevcut değildir.

Ölçümler sonucu elde edilen L_1^* değerlerini karşılaştırdığımızda gruplar arası anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir ($p<0.001$). Tüm veneer gruplarında; Grup Z’de ölçülen L_1^* değerleri kalınlık artıkça azalmaktadır. Ancak 1 mm ve 1.5 mm kalınlıktaki örneklerde Grup Z-LT’ de elde edilen L_1^* değerleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır. LT veneer ile yapılan ölçümlerde Grup T, Grup AS, Grup P’de kalınlık artıkça L_1^* değerleri artmaktadır. Grup H, Grup M ve Grup S’ de L_1^* değerleri kalınlık ile artarken 1.5 mm ve 2 mm arasında anlamlı farklılıklar bulunamamıştır. Zirkonya dayanak üzerinde kalınlık artışına bağlı parlaklık azalmaktadır. Ancak diğer dayanak gruplarında kalınlık artıkça parlaklık artmaktadır. Zirkonya dayanak haricindeki dayanak gruplarında parlaklığın artmasına rağmen ΔE_{00}^* değer-

lerinde aynı azalma gözlenmemiştir. Doğal dişlerin parlaklık değerlerinin seramik materyallerden düşük olduğu bilinmektedir (180). İmplantüstü sabit bir protez ile restore edilecek bölgenin komşuluğunda doğal diş mevcut ise düşük L_1^* değeri elde edilen gruplar değerlendirilerek, dişin parlaklığı ile uyumlu restorasyon yapılmasına imkan verebilir.

a_1^* değerleri LT veneer için Grup Z' de kontrol grubu ile kıyaslandığında 1.5 mm kalınlıkta değişmemiştir. Ancak 0.5 mm kalınlıktaki veneer grupları için en yüksek a^* değerleri sadece Grup P üzerinde pozitif yönde çıkmıştır. Anodize pembe titanyum üzerinde a^* eksenini kırmızı yönde pozitif çıkmıştır. Grup P dışındaki değerlerin hepsi negatif yönde ölçülmüş, yani daha yeşil hale gelmiştir. 1, 1.5 ve 2 mm kalınlıktaki tüm veneer gruplarında ise; a_1^* değerleri negatif yönde tespit edilmiştir. a_1^* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunsa da sayısal değerler birbirine çok yakın çıkmıştır.

b_1^* değerleri, Grup Z' de tüm örneklerde kalınlık artıkça azalmaktadır. Ancak 1.5 mm ve 2 mm kalınlıktaki MTM örneklerde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. LT veneer grubunda tüm kalınlıklarda Grup Z' de b_1^* değerleri azalırken, diğer dayanak gruplarında artmıştır. 2 mm kalınlıktaki LT veneer örneklerde ise; Grup Z dışındaki dayanak grupları arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). 1 mm kalınlıkta Grup M-MTM' de mavi bölgeye yakın en düşük b_1^* değeri ölçülmüştür. 0.5 mm kalınlıktaki tüm veneerlerde Grup M de ölçülen değerler daha mavimsi çıkmıştır. Grup T de ölçülen b_1^* değerleri de düşük çıkmıştır ancak Grup M' den yüksektir. Elde ettiğimiz sonuçlara göre Grup T ve Grup M' de mavimsi yansıma ortaya çıkmıştır. Bulgularımız, önceki yapılan çalışmalar (242, 245, 270) ile yakın sonuçlar vermektedir.

Limitasyon dahilinde çalışmada kullanılan örnekler pre-sinterize olarak üretilen bloklardan elde edilmiştir. Tam sinterlenmiş zirkonya çok serttir ve frezelenmesi çok zordur. Ayrıca frezeleme aşamasında mekanik özellikleri olumsuz etkilenebilir. İlaveten bu tür parsiyel stabilize zirkonya gibi materyaller, stres ile indüklenen faz dönüşümü gösterebilirler (272). Bu nedenle daha yumuşak ve frezelenmesi daha kolay parsiyel sinterize blokların frezelenmesi, ardından sinterizasyonun tamamlanması daha doğru bir yaklaşım olarak görülmektedir (24, 44). Y-TZP kor materyalinin tam sinterlendikten sonra ilave fırınlamalar sonucunda optik özelliklerinin değişmediği bildirilmiştir (273). Bu sebeple bu çalışmada yarı sinterize Y-TZP esaslı IPS e.max ZirCAD A1 renginde bloklar kullanılmıştır. Literatür taraması yaptığımızda daha önceki birçok çalışmada diş rengiyle uyumlu olan A1 renginin

kullanıldığı görülmektedir (201, 274–280). Translusensi özelliğinin yanı sıra seramiğin kromasının da final rengi üzerinde önemli bir faktördür. Al Ben Ali ve ark (280); kroma artışının (HO özellikteki seramiklerde) alttaki diş yapısının etkisini azalttığını bildirmişler.

Tam seramik dental restorasyonların şekillendirilmesi CAD/CAM sistemleri ile yapılmaktadır. Dental restorasyonların, CAD/CAM freze sistemi ile üretimi sonrası yüzeylerinde bir miktar pürüzlülük bulunmaktadır. Ancak in vitro çalışmalarda, örnekler CAD/CAM cihazına alternatif bir yöntemle hazırlandığında, bu mikroyapının replikasyonu amacıyla çeşitli yüzey bitirme işlemleri yapılmaktadır. Fasbinder ve Neiva'ya göre, CAD/CAM cihazları ile elde edilen restorasyon yüzeylerinin taklit edilmesi amacıyla, silikon karbit aşındırıcı kağıtlar belirli bir düzen doğrultusunda uygulanmış olsa da, bu teknik ile tam olarak CAD/CAM freze ünitesinde elde edilen pürüzlülük değeri elde edilememektedir (281). Yaptığımız çalışmada örneklerin hazırlanması için su soğutması altında 0.3 mm kalınlığındaki elmas grenli separe diski kullanılarak, Microcut 125 hassas kesim cihazı ile yapılmıştır. Bu faktör klinik uygulamayı yansıtmadığı için çalışmanın bir limitasyonu olarak kabul edilebilir. Ancak aynı boyutlara sahip örneklerin, CAD/CAM sistemleri ile elde edilmesi oldukça fazla materyal ve zaman sarfiyatına yol açacaktır. Bu tez çalışmasında, daha önce birçok araştırmada da (282–287) tercih edilmiş olan düşük hızlı kesme cihazı kullanılmış ve ekonomik açıdan bir avantaj elde edilmiştir.

CAD/CAM ile üretilen monolitik zirkonyum restorasyonların hassas bir şekilde hazırlanması ağız içinde uyumlama gereksinimini ortadan kaldırmaz (288). Oklüzal uyumlamalar sonrası elde edilen pürüzlü yüzeylerin tekrar pürüzsüz hale getirilmesi için reglaze ya da polisaj işlemlerinin yapılması gerekmektedir (289, 290).

Yaptığımız çalışmada zirkonya örneklerle sadece yüzey bitim işlemi ve polisajı yapılmıştır, glaze işlemi uygulanmamıştır. Glaze işlemi, standardizasyonu sağlamak amacıyla yalnızca hibrit dayanak hazırlanmasında kullanılan LSD seramiğe uygulanmıştır. Bu konu ile ilgili son yapılan çalışmalarda elde edilen veriler doğrultusunda, manuel olarak polisaj yapılan ve glaze uygulanan yüzeyler birbiri karşılaştırılabilir özelliklere sahip olduğu belirtilmektedir (281, 291). Sonuç olarak, farklı materyal sistemleri için, malzemenin yapısal özellikleri dikkate alınarak en uygun yüzey bitirme tekniği tercih edilmelidir.

Manziuc ve ark (292); glaze işleminin 4-YTZP içerikli zirkonyaların translusensi, renk ve yüzey pürüzlülüğüne etkisini inceledikleri çalışmada; glaze işlemi sonrası translusensi

özelliği anlamlı olarak değişmediği ancak renk değişiminin istatistiksel ve klinik olarak farke dilediği bulunduğunu tespit etmiştir.

Literatür taraması yapıldığında glaze işleminin restorasyonun rengini etkilediği ortaya konulmuştur. Zirkonya destekli tam seramik restorasyonların final rengine, kor-veneer kalınlığının ve glaze işleminin etkisinin incelendiği Sınmazışık ve ark. çalışmada (293); kalınlığın renge etki etmediğini ancak glaze işleminin algılanabilir renk farkına sebep olduğunu rapor edilmiştir. Tam seramik sistemlerin optik özelliklerinin incelendiği bazı çalışmalarda (274, 294, 295) glaze işlemi yapılırken, pek çok çalışmada glaze işlemi uygulanmamıştır (62, 296–303).

Akar ve ark. (304); tam seramik restorasyonlarda yüzey bitim işlemlerinin renk ve translusensiye etkisini incelemiş ve çalışmalarındaki zirkonya altyapılı seramiklerin renginin ve translusensi özelliğinin yüzey işleminden etkilenmediğini bildirmişlerdir. Gruplar arasında yüksek miktarda değişkenlik yaratan glaze tabakasının miktarının kontrolü zordur. Glaze uygulanmasıyla yüzeydeki pürüzler kapatılır ve daha düz bir yüzey elde edilir. Ancak bu işlemle birlikte aynasal yansıma artmaktadır (305). Yapılan bir çalışmada glaze tabakasının yüksek yansıtıcı özelliği nedeniyle renk ölçüm değerlerini değiştirdiği bildirilmiştir (306).

Heffernan ve ark. (307); yaptığı bir çalışma sonucu, glaze tabakası kalınlığının her örnekte kontrol edilememesinin translusensi değerlerini etkileyeceğini ve yanıltıcı sonuçlara sebep olabileceğini belirtmişlerdir. Tüm bu çalışmalar değerlendirildiğinde glaze işleminin restorasyonun final rengini etkilediği açıkça ortaya konulmaktadır. Bu yüzden çalışmamızda standardizasyonun sağlanması için örneklerle sadece polisaj işlemi uygulanmıştır. Glaze işlemi uygulanmamıştır.

Çalışmamızda zirkonya örnekler ve dayanak materyalleri arasında siman renginin sonuçları etkilememesi için her bir örneğe ölçüm öncesi şeffaf renkte gliserin jel damlatılmıştır. Literatür incelendiğinde yapılan deneysel çalışmalarda örneklerin optik özellikleri incelenirken örneği oluşturan katmanlar arasında optik bağlantının sağlanması için optik jel (242, 243, 308, 309), tip A optik yağ (297, 310), gliserin (311), sükröz solüsyonu (312, 313) ve distile su (314) gibi materyallerin kullanıldığı görülmektedir. Bu tez çalışmasında ise Jirajariyavej ve ark (270) tarafından yapılan çalışmaya benzer şekilde, gliserin jeli tercih edilmiştir.

Bu tez çalışmasında monolitik zirkonyumların renk ölçümleri; yüksek doğruluk göstermesi (315), güvenilir (315, 316) ve tekrarlanabilir sonuçlar vermesi (219, 317) nedeniyle kolorimetre cihazı ile yapılmıştır. Yaptığımız çalışmadaki renk ölçümleri ShadeEye NCC (Shofu, Japan) model kolorimetre cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Shade Eye NCC' nin güvenilir ölçümler verdiği ve oldukça yararlı bir cihaz olduğu belirtmiş ve bir çok güncel çalışmada kullanılmıştır (197, 271, 301, 318–322). Kolorimetrik ölçümlerin doğru sonuçlar vermesinde, örnek çapı önem taşımaktadır. Yapılan çalışmalarda örnek çapının, ölçüm cihazının optik ucuna uygun olarak hazırlanması gerektiği belirtilmiştir. Örnek çapı, ölçüm ucuna göre yeterli büyüklükte belirlenmediği takdirde, renk ölçümlerinde kenar ışıma kaybı (edge loss) meydana gelebilmektedir. Bu etkilenmeler, spektrofotometrik ve kolorimetrik ölçümler gibi küçük pencere renk ölçümünde açığa çıkan ışıma kaybına bağlı dalga boyu ile açıklanabilmektedir. Spektrofotometre ve kolorimetre cihazının okuma alanı 8 mm olarak belirlenmiştir (226). Kolorimetrelerdeki ışığın dağılma ve yansıma sorunlarına ilişkin problemleri elimine etmek amacı ile ShadeEye sisteminde rengi ölçülecek olan materyalin cinsinin seçilebileceği seçenekler olmalıdır. Ölçüm yapılacak materyale göre kalibrasyon yapıp, cihaz ona göre programlandığında, matematiksel algoritmalar o cisme göre ölçüm yapmaktadır (323). Yaptığımız tüm ölçümler öncesinde ShadeEye NCC kolorimetre cihazının kalibrasyonu yapılmış ve ard arda 3'er kez ölçüm yapıp ortalaması alınmıştır.

Bu çalışmada örneklerin çapları kullanılan kolorimetrenin optik okuma ucunun çapından büyük olarak hazırlanmıştır. Veneer materyali büyüklüğü 15.5x14 mm; dayanak materyali çapları ise 8 mm olarak hazırlanmıştır. Kullanılan kolorimetrenin optik okuma ucu 3 mm'dir. Optik ucun örneğin merkezinde daha rahat konumlandırılması ve lateral ışık geçişlerinin engellenmesi için örnek çapları daha büyük hazırlanmıştır. Literatürde birçok çalışmada da örnek çapları benzer boyutlarda hazırlanmış ve ΔE^* değerini hesaplamak için CIELAB kullanılmıştır. (274, 294, 324, 325).

ΔE^* değerinin kliniğe yansımaları araştıran birçok farklı araştırma mevcuttur. Renk değişiminin klinik olarak fark edilebilmesi için CIE $L^*a^*b^*$ 96'ya göre; ΔE^* değerinin 1 ΔE^* birimden (191, 193, 229), 3 ΔE^* birimden (195, 326) veya 3.7 ΔE (194, 196) birimden büyük olması gerektiğini ifade eden renkle ilgili yapılmış birçok farklı çalışma mevcuttur. ΔE^* değeri materyallerin göreceli renk değişimini gösterir. Bu yüzden ΔE^* değeri; tek tek $L^*a^*b^*$ değerlerinden daha anlamlıdır (197, 198). Çalışmamızda renk farklılığının değerlendirilmesi için L^* , a^* , b^* ve ΔE^* değerleri kullanılmıştır. ΔE^* değerleri renk farklılıklarını

temsil etse de, bu değerleri bir gözlemcinin gözüyle fark etmesi ve klinik ortama veya renk değişimiyle eşleştirmesi zordur (200). ΔE^* değerleri için farklı dental materyaller üzerinde renk farklılıklarının algılanabilirliği ve kabul edilebilirliği için in vivo ve in vitro bir çalışma vardır (194, 327–329). Ancak bu araştırmacılar içinde bu araştırmayı klinik olarak yapan iki çalışma mevcuttur. (196, 328). Yapılan in vivo çalışmaların ilki kabul edilebilir eşleşme sınırını $6.8 \Delta E^*$ olarak belirlemiştir, ancak ikinci çalışmada bu sınır $3.7 \Delta E^*$ olarak kabul edilmiştir. Kuehni (177) 'ye göre iki renk ölçümü arasında $\Delta E^* > 1$ bulgusu, renkte farklılık olduğu anlamına gelmektedir. Yapay dişlerin görsel değerlendirilmesi üzerine yapılan bir çalışmada ΔE^* için algılanabilir eşik değeri 2,6 iken klinik olarak kabul edilebilir eşik değeri 5,5 olarak bildirilmiştir (328). Açıkça daha yüksek eşik değerler, görsel ve aletsel ölçüm ortamlarındaki farklılıklardan ve diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında optimal olmayan renk değerlendirme koşullarından kaynaklanmaktadır (330).

Gözün farklı renkleri birbirinden ayırt edebilme yeteneği; materyalin parlaklık (value), doygunluk (chroma) ve tonuna (hue) bağlıdır. Ton farkından dolayı oluşan renk değişikliği insan gözü tarafından parlaklık farkı nedeniyle oluşan renk değişikliğine kıyasla daha kolay ayırt edilebilir. Bu nedenle tüm değişkenleri CIE Lab formülünde olduğu gibi eşit değerlendirmek yerine, gözün algısını daha baskın biçimde etkileyen faktörün katsayısını ona göre belirleyerek kabul edilebilirliği ve algılanabilirliği daha doğru bir biçimde saptayabilmek amacıyla 2000 yılında uluslararası renk bilimciler tarafından CIEDE2000 formülü geliştirilmiştir (331, 332). CIEDE 2000 renk sistemi CIE L^*a^*b sisteminden kaynaklı istikrarsızlıkları düzelterek ölçümlenen ve algılanan renk değişim miktarı arasında daha iyi bir korelasyon sağlamaktadır (331, 333, 334). Böylece CIE L^*a^*b sistemine göre insan gözünün renk farkları ile ilgili algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerlerini daha iyi göstermektedir (332, 333, 335). Bu tez çalışmasında güncel bir renk değerlendirme sistemi olan ve düşük renk farklılıklarını değerlendirmede daha başarılı olduğu bildirilen CIEDE2000 formülü kullanılmıştır.

CIEDE2000 formülünde renk eşleşmeleri farklıdır. Paravina ve ark'na göre gözlemcilerin %50'si tarafından gözle farkedilebilir renk değişim değeri %50:%50 algılanabilir eşik değeri (perceptibility threshold=PT) olarak tanımlanır. ΔE_{00}^* 'nin %50:%50 algılanabilir eşik değeri; 0.8 olarak belirlenmiştir. Gözlemcilerin %50'si tarafından kabul edilebilir renk değişim değeri ise %50:%50 kabul edilebilir eşik değeri (acceptability threshold=AT) olarak tanımlanır. ΔE_{00}^* için %50:%50 kabul edilebilir eşik değeri; 1.8 olarak belirlenmiştir. Bu tez

çalışmasında; $\Delta E_{00}^* > 0.8$ değerleri gözle algılanabilir renk değişimi, $\Delta E_{00}^* > 1.8$ değerleri, klinik olarak kabul edilemeyen renk değişimleri olarak kabul edilmiştir (201).

İmplant üstü sabit bir protez planlamasında kullanılacak restoratif materyalin çeşidi, kalınlığı ve kullanılacak ideal dayanak materyalini kapsayan çalışmalar yeterli gibi gözükse de yeni güncel materyaller ile birlikte bu çalışmaların tekrar desteklenmesi gerekmektedir. Bu in-vitro çalışmanın amacı; güncel olarak geliştirilen farklı dayanak malzemeleri, monolitik zirkonya çeşitleri ve veneer kalınlığının restorasyonların final optik özelliklerine etkisini değerlendirmektir. Çalışmamızın sonucunda, monolitik zirkonya kalınlığının, translusensinin ve dayanak materyalinin, final rengini etkilediği belirlenmiştir ($p < 0.001$). Estetik bölgede başarılı bir implant üstü sabit protetik restorasyon yapılması için vakaya göre doğru dayanak seçimi, ideal materyal kalınlığının ve ideal translusensideki veneer materyali ile mümkün olabilecektir. Klinisyenlerin özellikle estetik beklentinin yüksek olduğu vakalarda pek çok faktörü aynı anda değerlendirmesi daha başarılı sonuçlar verecektir.

Literatüre bakıldığında, araştırmaların titanyum ve zirkonya dayanakları kapsadığı görülmektedir. Daha güncel olan anodize titanyum dayanakların, estetiği, implant çevresi sert ve yumuşak dokuların sağlığa etkileri hakkında, zirkonya, alümina ve altın dayanaklara olan üstünlüğünden bahsedilememektedir. Son yıllarda kullanımı artan ve estetik özellikleriyle ön plana çıkan zirkonya dayanakların estetik özellikleri değerlendirildiğinde, başarılı sonuçlar alındığı gözlenmektedir. Ancak 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 veneer, kalınlık ve dayanak materyalleri değerlendirildi. Optik özellikleri etkileyebilen farklı veneer tipleri, veneer rengi, siman tipi, siman rengi ve siman kalınlığı gibi faktörlerin de incelendiği in vivo çalışmalara da ihtiyaç vardır.

SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Çalışmamızda kullandığımız farklı dayanak materyalleri; farklı translusensi ve kalınlıklardaki veneer örneklerde anlamlı renk değişiklikleri meydana geldi.

2. 0.5 mm, 1mm 1.5 mm ve 2 mm kalınlıklardaki örneklerde meydana gelen renk değişimleri birbirinden farklı bulundu. Monolitik zirkonya kalınlığı arttıkça elde edilen ΔE_{00}^* değerleri azaldı.

Zirkonya materyalinin kalınlığını artırmak alttaki dayanak materyalinin maskelenmesini sağlayıp istenilen estetik sonuca ulaşılmasını kolaylaştıracaktır.

3. Her iki translusensideki zirkonya örneklerin tüm kalınlıkları göz önüne alındığında; en düşük ΔE_{00}^* değerleri; Grup Z-LT’de tespit edildi. En yüksek ΔE_{00}^* değerleri ise Grup M-MTS’de tespit edildi.

4. Grupların ΔE_{00}^* değerleri incelendiğinde sadece 1.5 ve 2 mm kalınlığındaki Grup Z-LT’de ‘klinik olarak kabul edilir’ sonuçlar elde edilmiştir. 0.5 ve 1 mm kalınlıktaki Grup Z-LT’ nin ΔE_{00}^* değeri diğer gruplara kıyasla düşük bulunsada; ‘klinik olarak kabul edilebilir’ şeklinde renk değişimi göstermedi.

Öyle ise rengin değişmemesi istendiği durumlarda düşük translusensideki LT veneer materyali en az 1.5 mm kalınlıkta seçmek daha akılcı olacaktır.

5. Farklı dayanak materyalleri kullanmak restorasyonun final rengini etkiledi. Zirkonya dayanak haricindeki dayanaklarda en düşük ΔE_{00}^* değerleri 2 mm kalınlıktaki Grup H-LT ($\Delta E_{00}^*=2.46$), Grup AS-LT ($\Delta E_{00}^*=2.69$), Grup S-LT ($\Delta E_{00}^*=2.69$) ve Grup P-LT ($\Delta E_{00}^*=2.67$)’ de elde edildi.

Hibrit dayanak ve anodize dayanak gruplarında elde edilen ΔE_{00}^* değerleri ‘klinik kabul edilebilir’ eşiğin üzerinde çıktı. Dayanak materyali seçiminde; restore edilecek bölgede kullanılacak olan tam seramik materyali göz önünde bulundurularak, vakaya göre seçim yapılması doğru bir yaklaşım olacaktır.

6. Çalışmamızda kullanılan düşük ve multi translusensi monolitik zirkonya değerlendirildiğinde; materyalin translusensi özelliğinin azalmasıyla restorasyon altındaki dayanak materyalin renginden etkilenmesinin azaldığı görüldü.

Estetiğin önemli olduğu restorasyonlarda seramik dayanak kullanılmıyorsa translusensi özelliği düşük seramik materyalleri seçilerek dayanağın maskelenmesi sağlanabilir.

6. KAYNAKLAR

1. Bidra AS, Rungruanganunt P (2013). Clinical Outcomes of Implant Abutments in the Anterior Region: A Systematic Review 25: 159–176.
2. Ajlouni K, Elshahawy W, Ajlouni R, Sadakah A (2018). Color masking measurement for ceramic coating of titanium used for dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry* 119: 426–431.
3. Qutub OA, Basunbul GI, Binmahfooz AM (2019). Influence of abutment material on the shade of dental implant restorations in the esthetic zone: a single case report. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry* 11: 73–80.
4. Zembic A, Philipp AOH, Hämmerle CHF, Wohlwend A, Sailer I (2015). Eleven-year follow-up of a prospective study of zirconia implant abutments supporting single all-ceramic crowns in anterior and premolar regions. *Clinical implant dentistry and related research* 17: e417–e426.
5. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M (2018). Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clinical oral implants research* 29: 20–27.
6. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Beuer F (2012). Wear at the titanium–titanium and the titanium–zirconia implant–abutment interface: A comparative in vitro study. *Dental materials* 28: 1215–1220.
7. Chang J-S, Ji W, Choi C-H, Kim S (2015). Catastrophic failure of a monolithic zirconia prosthesis. *The Journal of prosthetic dentistry* 113: 86–90.
8. 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: 501–508.
9. Elshiyab SH, Nawafleh N, Walsh L, George R (2018). Fracture resistance and survival of implant-supported, zirconia-based hybrid-abutment crowns: Influence of aging and crown structure. *Journal of investigative and clinical dentistry* 9: e12355.
10. Zeller S, Guichet D, Kontogiorgos E, Nagy WW (2019). Accuracy of three digital workflows for implant abutment and crown fabrication using a digital measuring technique. *The Journal of prosthetic dentistry* 121: 276–284.
11. Utku FS, Seckin E, Goller G, Tamerler C, Urgan M (2014). Carbonated hydroxyapatite deposition at physiological temperature on ordered titanium oxide nanotubes using pulsed electrochemistry. *Ceramics International* 40: 15479–15487.
12. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN (2011). Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry* 106: 145–152.
13. Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M (2011). Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dental materials* 27: 97–108.

14. Brodbelt RHW, O'Brien WJ, Fan PL (1980). Translucency of Dental Porcelains. *Journal of Dental Research* 59: 70–75.
15. Watts DC, Cash AJ (1994). Analysis of optical transmission by 400-500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. *Journal of Dentistry* 22: 112–117.
16. Ten Bosch JJ, Coops JC (1995). Tooth Color and Reflectance as Related to Light Scattering and Enamel Hardness. *Journal of Dental Research* 74: 374–380.
17. Pecho OE, Ghinea R, Ionescu AM, Cardona JC, Della Bona A, Del Mar Pérez M (2015). Optical behavior of dental zirconia and dentin analyzed by Kubelka-Munk theory. *Dental Materials* 31: 60–67.
18. Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, Chevalier J (2018). Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials* 34: 879–890.
19. Piconi C, Maccauro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. doi:10.1016/S0142-9612(98)00010-6.
20. Christel PS (1989). Zirconia: the second generation of ceramics for total hip replacement. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases Orthopaedic Institute* 49: 170–177.
21. Chevalier J (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 27: 535–543.
22. 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.
23. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of prosthetic dentistry* 91: 136–143.
24. Kelly JR, Denry I (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental materials* 24: 289–298.
25. Kelly JR (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics* 48: 513–530.
26. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B (1999). Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry* 7: 113–119.
27. Meyenberg KH, LÜTHY H, SCHÄRER P (1995). Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 7: 73–80.
28. Catledge SA, Cook M, Vohra YK, Santos EM, McClenny MD, Moore KD (2003).

- Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 14: 863–867.
29. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT (1975). Ceramic steel? *Nature* 258: 703–704.
 30. Ardlin BI (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental materials* 18: 590–595.
 31. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry* 98: 389–404.
 32. Silva NRFA, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, Kohal RJ (2010). Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials* 3: 863–896.
 33. Green DJ (2018). *Transformation toughening of ceramics* CRC press.
 34. Ruiz L, Readey MJ (1996). Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y-TZP. *Journal of the American Ceramic Society* 79: 2331–2340.
 35. Fabris S, Paxton AT, Finnis MW (2002). A stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta Materialia* 50: 5171–5178.
 36. Scott HG (1975). Phase relationships in the zirconia-yttria system. *Journal of Materials Science* 10: 1527–1535.
 37. BULTAN Ö, ÖNGÜL D, TÜRKOĞLU P (2010). ZİRKONYANIN MİKROYAPILARINA VE ÜRETİM ŞEKİLLERİNE GÖRE SINIFLANDIRILMASI. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry* 44: 197–204.
 38. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F (2004). Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials* 25: 5539–5545.
 39. EC S (1981). Heuer AH, Hobbs LW, editors. Zirconia-an overview. *Advances in Ceramics The American Ceramic Society, Westerville* 1–24.
 40. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials* 20: 449–456.
 41. ULU H, BAYINDIR F (2015). MONOLİTİK ZİRKONYUM RESTORASYONLAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi; 2015: Yayına kabul edilenler.*
 42. Huang S, Binner JGP, Vaidhyanathan B, Todd RI (2014). Quantitative analysis of the residual stress and dislocation density distributions around indentations in alumina and zirconia toughened alumina (ZTA) ceramics. *Journal of the European*

Ceramic Society 34: 753–763.

43. Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolomé JF, Requena J, Moya JS, Torrecillas R, Díaz LA (2003). Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *Journal of the European Ceramic Society* 23: 2975–2982.
44. Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials* 24: 299–307.
45. Raigrodski AJ (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental clinics of north america* 48: viii, 531–44.
46. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International journal of computerized dentistry* 7: 25–45.
47. Sundh A, Molin M, Sjögren G (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental materials* 21: 476–482.
48. Yin L, Huang H (2004). Ceramic response to high speed grinding. *Machining Science and Technology* 8: 21–37.
49. Yin L, Jahanmir S, Ives LK (2003). Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear* 255: 975–989.
50. KARAKOCA DS, YILMAZ H (n.d.). ZİRKONYUM VE SABİT PROTEZLERDE KULLANIMI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2006.
51. Wohlwend A (1997). The zirconium oxide abutment: an all-ceramic abutment for the esthetic improvement of implant superstructures. *Quintessence Dent Technol (1997 Yearbook)* 63–74.
52. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (2012). *Phillips' science of dental materials* Elsevier Health Sciences.
53. Wassell RW, Walls AWG, Steele JG (2002). Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. *British dental journal* 192: 199–211.
54. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş (2008). Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi* 32: 58–72.
55. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN (1989). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of biomedical materials research* 23: 45–61.
56. Lin J-D, Duh J-G (2003). Fracture toughness and hardness of ceria-and yttria-doped tetragonal zirconia ceramics. *Materials chemistry and physics* 78: 253–261.
57. Chevalier J, Gremillard L, Virkar A V., Clarke DR (2009). The tetragonal-

- monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *Journal of the American Ceramic Society* 92: 1901–1920.
58. Chevalier J, Gremillard L, Deville S (2007). Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu Rev Mater Res* 37: 1–32.
 59. Lawson S (1995). Environmental degradation of zirconia ceramics. *Journal of the European Ceramic Society* 15: 485–502.
 60. Siarampi E, Kontonasaki E, Andrikopoulos KS, Kantiranis N, Voyiatzis GA, Zorba T, Paraskevopoulos KM, Koidis P (2014). Effect of in vitro aging on the flexural strength and probability to fracture of Y-TZP zirconia ceramics for all-ceramic restorations. *Dental materials* 30: e306–e316.
 61. Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco Jr EA (2010). The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *The Journal of prosthetic dentistry* 103: 210–220.
 62. Lee YK, Cha HS, Ahn JS (2007). Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 97: 279–286.
 63. 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.
 64. CHRISTENSEN GJ (2001). Computerized restorative dentistry: state of the art. *The Journal of the American Dental Association* 132: 1301–1303.
 65. Griffin Jr JD (2013). Tooth in a bag: same-day monolithic zirconia crown. *Dentistry today* 32: 124,126.
 66. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials* 29: 1201–1208.
 67. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC (2018). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry* 119: 36–46.
 68. Zhang Y, Kim JW (2010). Graded zirconia glass for resistance to veneer fracture. *Journal of Dental Research* 89: 1057–1062.
 69. Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC (2013). Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium–disilicate versus metal–ceramic fixed dental prostheses: Comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clinical oral investigations* 17: 1407–1413.
 70. Zhang Y (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental materials* 30: 1195–1203.
 71. Yamashita I, Tsukuma K (2011). Light scattering by residual pores in transparent zirconia ceramics. *Journal of the Ceramic Society of Japan* 119: 133–135.

72. Farhad Tabatabaian, DDS M (2019). Color Aspect of Monolithic Zirconia Restorations: A Review of the Literature. *Journal of prosthodontics* 28: 276–278.
73. Hjerpe J, Närhi T, Fröberg K, Vallittu PK, Lassila LVJ (2008). Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontologica Scandinavica* 66: 262–267.
74. Zhao K, Pan Y, Guess PC, Zhang X-P, Swain M V (2012). Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dental materials* 28: 653–660.
75. 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: 114–121.
76. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M (2014). Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental materials* 30: e419–e424.
77. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter A V, Vallittu PK, Närhi TO, Lassila L V (2015). Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental materials* 31: 1180–1187.
78. Kim H-K, Kim S-H, Lee J-B, Ha S-R (2016). Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry* 115: 773–779.
79. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T (2016). Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 59: 128–138.
80. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 88: 10–15.
81. Zhang F, Vanmeensel K, Batuk M, Hadermann J, Inokoshi M, Van Meerbeek B, Naert I, Vleugels J (2015). Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta biomaterialia* 16: 215–222.
82. Chang YY (2011). Maximizing esthetic results on zirconia-based restorations. *General Dentistry* 59: 440–445.
83. Zhang Y, Lawn BR (2018). Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of Dental Research* 97: 140–147.
84. M Le 1, E Papia CL (n.d.). The clinical success of tooth- and implant-supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. *Oral Rehabil* 42: 467–80.

85. Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., & Lümkmann N (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence international*, 48.
86. Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerlet CHF (2013). The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinical Oral Investigations* 17: 269–274.
87. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T (2016). Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 59: 128–138.
88. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, Vleugels J (2016). Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials*. doi:10.1016/j.dental.2016.09.025.
89. John O. Burgess, DDS M (2018). Zirconia: The Material, Its Evolution, and Composition. *Compend Contin Educ Dent* 39: 4–8.
90. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, Örtengren U (2015). Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica* 73: 602–608.
91. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA (2016). A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 116: 257–263.
92. Nakamura K, Mouhat M, Nergård JM, Lægreid SJ, Kanno T, Milleding P, Örtengren U (2016). Effect of cements on fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *Acta biomaterialia odontologica scandinavica* 2: 12–19.
93. Esquivel-Upshaw JF, Kim MJ, Hsu SM, Abdulhameed N, Jenkins R, Neal D, Ren F, Clark AE (2018). Randomized clinical study of wear of enamel antagonists against polished monolithic zirconia crowns. *Journal of dentistry* 68: 19–27.
94. Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M (1994). Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 106: 273–278.
95. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ (1994). Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 106: 605–614.
96. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP (2001). Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *International journal of computerized dentistry* 4: 243–262.
97. 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: 195–206.

98. Blatz MB, Sadan A, Kern M (2003). Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry* 89: 268–274.
99. Venezia P, Torsello F, Cavalcanti R, D'Amato S (2015). Retrospective analysis of 26 complete-arch implant-supported monolithic zirconia prostheses with feldspathic porcelain veneering limited to the facial surface 114: 506–512.
100. Kakehashi Y, Lüthy H, Naef R, Wohlwend A, Schärer P (1998). A new all-ceramic post and core system: clinical, technical, and in vitro results. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 18.
101. Paul SJ, Werder P (2004). Clinical success of zirconium oxide posts with resin composite or glass-ceramic cores in endodontically treated teeth: a 4-year retrospective study. *International Journal of Prosthodontics* 17.
102. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K (1998). Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *The Journal of prosthetic dentistry* 80: 551–558.
103. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CHF (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: 802–808.
104. Yılmaz HG, Kurtulmuş Yılmaz S (2011). Farklı abutment materyallerinin implant çevresi dokuların sağlığına etkileri. *Ege Üniv Diş Hek Fak Derg* 32: 69–75.
105. 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.
106. Cardaropoli G, Lekholm U, Wennström JL (2006). Tissue alterations at implant-supported single-tooth replacements: A 1-year prospective clinical study. *Clinical Oral Implants Research* 17: 165–171.
107. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Örtengren U (2010). Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics* 23.
108. Christensen GJ (2008). Selecting the best abutment for a single implant. *The Journal of the American Dental Association* 139: 484.
109. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME (2002). Evolution and Use of Aluminum Oxide Single-Tooth Implant Abutments: A Short Review and Presentation of Two Cases. *International Journal of Prosthodontics*.
110. Holst S, Blatz MB, 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: 89–96.

111. Giglio GD (1999). Abutment selection in implant-supported fixed prosthodontics. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 19.
112. Conejo J, Kobayashi T, Anadioti E, Blatz MB (2017). Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: A systematic review. *Eur J Oral Implantol* 10: 139–146.
113. Linkevicius T, Apse P (2008). Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 23.
114. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal R-J (2009). Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clinical oral implants research* 20: 32–47.
115. Andersson B, Ödman P, Lindvall A-M, Lithner B (1995). Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 10.
116. Şen N, Us YÖ (2019). İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonlar için Dayanak Seçimi. *Türkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri Dergisi* 25: 104–112.
117. Wang RR, Fenton A (1996). Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence International* 27.
118. Nakajima H, Okabe T (1996). Titanium in dentistry. *Dental Materials Journal* 15: 77-90,249.
119. Stavenga DG (2014). Thin Film and Multilayer Optics Cause Structural Colors of Many Insects and Birds 1: 109–121.
120. Karim MA (1992). *Electro-optical displays* (Vol. 33), CRC Press.
121. Kern P, Schwaller P, Michler J (2006). Electrolytic deposition of titania films as interference coatings on biomedical implants: Microstructure, chemistry and nano-mechanical properties. *Thin Solid Films* 494: 279–286.
122. Paschalis EI, Chodosh J, Spurr-Michaud S, Cruzat A, Tauber A, Behlau I, Gipson I, Dohlman CH (2013). In Vitro and In Vivo Assessment of Titanium Surface Modification for Coloring the Backplate of the Boston Keratoprosthesis 54: 3863.
123. Jaeggi C, Kern P, Michler J, Zehnder T, Siegenthaler H (2005). Anodic thin films on titanium used as masks for surface micropatterning of biomedical devices. *Surface and Coatings Technology* 200: 1913–1919.
124. Yang C, Chen F, Chen S (2006). Anodization of the dental arch wires. *Materials chemistry and physics* 100: 268–274.
125. Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P (n.d.). Titanium in medicine. 2001.

126. Wang T, Wang L, Lu Q, Fan Z (2019). Changes in the esthetic, physical, and biological properties of a titanium alloy abutment treated by anodic oxidation. *The Journal of prosthetic dentistry* 121: 156–165.
127. Wadhvani C, Brindis M, Kattadiyil MT, 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: 26–28.
128. Volinsky AA, Vella JB, Gerberich WW (2003). Fracture toughness, adhesion and mechanical properties of low-K dielectric thin films measured by nanoindentation. *Thin Solid Films* 429: 201–210.
129. Firidinoğlu K, Toksavul S, Toman M (2007). İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutmant kullanımı. *EÜ Diş Hek Fak Derg* 28: 145–150.
130. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY (2009). Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 18: 17–22.
131. Nakamura K (2009). Zirconia as a Dental Implant Abutment Material : *The International journal of prosthodontics*.
132. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CHF, 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.
133. Lekholm ULF, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, Van Steenberghe D (1999). Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 14: 639–645.
134. Quinn JB, Quinn GD (2010). A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dental materials* 26: 135–147.
135. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR (2005). Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *Journal of oral rehabilitation* 32: 838–843.
136. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torriceni P (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 17.
137. Protopapadaki M, Monaco EA, Kim H Il, Davis EL (2013). Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. *Journal of Prosthetic Dentistry* 110: 389–396.
138. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M (2015). Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical oral implants research* 26: 1297–1301.

139. Brodbeck U (2003). The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 15: 10–24.
140. Taylor TD, Klotz MW, Lawton RA (2014). Titanium tattooing associated with zirconia implant abutments: a clinical report of two cases. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 29.
141. Priest G (2005). Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 63: 22–32.
142. Gehrke P, Johansson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F (2015). In vitro fatigue and fracture resistance of one-and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 30.
143. Kelly JR, Rungruanganunt P (2016). Fatigue Behavior of Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Ceramic Abutments as a Function of Design and Ceramics Processing. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 31.
144. Kim E-S, Shin S-Y (2013). Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *The journal of advanced prosthodontics* 5: 21–28.
145. Fadanelli MA, Amaral FLB Do, Basting RT, Turssi CP, Sotto-Maior BS, França FMG (2017). Effect of Steam Autoclaving on the Tensile Strength of Resin Cements Used for Bonding Two-Piece Zirconia Abutments. *Journal of Oral Implantology* 43: 87–93.
146. Ferrari M, Tricarico MG, Cagidiaco MC, Vichi A, Gherlone EF, Zarone F, Sorrentino R (2016). 3-year randomized controlled prospective clinical trial on different CAD-CAM implant abutments. *Clinical implant dentistry and related research* 18: 1134–1141.
147. Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Cury AADB, Henriques GEP (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: 1096–1102.
148. Kim JS, Raigrodski AJ, Flinn BD, Rubenstein JE, Chung K-H, Mancl LA (2013). In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *The Journal of prosthetic dentistry* 109: 255–263.
149. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CH (2009). In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24: 850–858.
150. Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F (2013). In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 28.

151. Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JI (2009). Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 24.
152. Gehrke P, Alius J, Fischer C, Erdelt KJ, Beuer F (2014). Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 16: 920–925.
153. Martínez-Rus F, Ferreiroa A, Özcan M, Bartolomé JF PG (2012). Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 27: 1448–55.
154. Beuer F, Groesser J, Schweiger J, Hey J, Güth JF, Stimmelmayer M (2015). The Digital One-Abutment/One-Time Concept. A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics* 24: 580–585.
155. Kurbad A KS (n.d.). CAD/CAM-based implant abutments. *Int J Comput Dent* 16: 125–41.
156. Paravina RD PJ (2004). *Esthetic Color Training in Dentistry*, 1th ed. (St. Louis; Elsevier, editor) (Vol. 1), Mosby.
157. Brewer JD, Wee A, Seghi R (2004). Advances in color matching. *Dental clinics of north america* 48: v, 341–58.
158. Craig RG (1989). Restorative dental materials.
159. Ulusoy M, Toksavul S (1992). Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Dişhek Fak Derg* 13: 29-.
160. Shammam M, Alla RK (2011). Color and shade matching in dentistry. *Trends Biomater Artif Organs* 25: 172–175.
161. Çal E, Güneri P, Bıçakçı A (2005). Dişhekimliğindeki Estetik İkilem: Diş Rengi. *EÜ Dişhek Fak Derg* 26: 117–125.
162. Fondriest J (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 23: 467–480.
163. Jahangiri L, Reinhardt SB, Mehra R V, Matheson PB (2002). Relationship between tooth shade value and skin color: an observational study. *The Journal of prosthetic dentistry* 87: 149–152.
164. ÖNAL B, RECEN D, TÜRKÜN LŞ (2015). Restoratif Diş Hekimliğinde Renk Seçimi. *Türkiye Klinikleri Restorative Dentistry-Special Topics* 1: 21–27.
165. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J (2006). Contemporary Fixed Prosthodontics, 4th edition. *St Louis: Mosby Elsevier* 940.

166. Chu SJ, Devigus A, Mieleszko AJ (2004). *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry* Quintessence Publishing Company Illinois.
167. Fischer J (1999). *Esthetics and prosthetics: an interdisciplinary consideration of the state of the art* Quintessence Publishing Company.
168. O'Brien WJ (1985). Double layer effect and other optical phenomena related to esthetics. *Dental clinics of north america* 29: 667–672.
169. Vadher R, Parmar G, Kanodia S, Chaudhary A, Kaur M, Savadhariya T (2014). Basics of Color in Dentistry: A Review. *Journal of dental and medical Sciences* Septmeber 13.
170. Kahramanoğlu E, Özkan YK (2013). Diş hekimliğinde estetik ve renk. *Cumhuriyet Dental Journal* 16: 339–347.
171. Seghi RR, Johnston WM, O'brien WJ (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 56: 35–40.
172. Mayekar SM (2001). Shades of a color. Illusion or reality? *Dental clinics of north america* 45: 155–72, vii.
173. Sproull RC (1973). Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *Journal of Prosthetic Dentistry* 29: 556–566.
174. Hammad IA, Stein RS (1991). A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part II. *The Journal of prosthetic dentistry* 65: 169–179.
175. Wee AG (2006). Description of color, color replication process and esthetics. *Contemporary fixed prosthodontics* 4: 712.
176. Billmeyer FW, Saltzman M (1981). *Principles of color technology*, 2th ed. Wiley New York.
177. Kuehni RG (2002). The early development of the Munsell system. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Soc* 27: 20–27.
178. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of prosthetic dentistry* 88: 585–590.
179. Yap AU (1998). Color attributes and accuracy of Vita-based manufacturers' shade guides. *Operative dentistry* 23: 266–271.
180. Joiner A (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of dentistry* 32: 3–12.
181. Rosenstiel SF, Porter SS, Johnston WM (1989). Colour measurements of all ceramic crown systems. *Journal of oral rehabilitation* 16: 491–501.

182. Nohl FSA, Steele JG, Wassell RW (2002). Crowns and other extra-coronal restorations: aesthetic control. *British dental journal* 192: 443–450.
183. Recen D, Önal B, Türkün LŞ (2016). Deneyimin kompozit rezinlerin renk seçimi üzerine etkisinin bir spektrofotometre kullanılarak değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica* 33.
184. Nayatani Y (2005). Why two kinds of color order systems are necessary? *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 Soc* 30: 295–303.
185. Mulla FA, Weiner S (1991). Effects of temperature on color stability of porcelain stains. *The Journal of prosthetic dentistry* 65: 507–512.
186. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childressd S (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of prosthetic dentistry* 80: 642–648.
187. Guler AU, Kurt S, Kulunk T (2005). Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 93: 453–458.
188. Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S (2005). Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 94: 118–124.
189. Bayındır F, AG W (2006). Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 30: 40–46.
190. Kucukesmen HC, Usume A, Ozturk N, Eroglu E (2008). Change of shade by light polymerization in a resin cement polymerized beneath a ceramic restoration. *Journal of dentistry* 36: 219–223.
191. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ (1989). Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *Journal of Dental Research* 68: 1755–1759.
192. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM (2002). Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *Journal of Prosthetic Dentistry* 87: 657–666.
193. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J (1989). Visual and Instrumental Colorimetric Assessments of Small Color Differences on Translucent Dental Porcelain. *Journal of Dental Research* 68: 1760–1764.
194. Douglas RD (2000). Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *Journal of Prosthetic Dentistry* 83: 166–170.
195. Douglas RD, Przybylska M (1999). Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *The Journal of prosthetic dentistry* 82: 143–149.

196. Johnston WM, Kao EC (1989). Assessment of Appearance Match by Visual Observation and Clinical Colorimetry. *Journal of Dental Research* 68: 819–822.
197. Yannikakis SA, Zissis AJ, Polyzois GL, Caroni C (1998). Color stability of provisional resin restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 80: 533–539.
198. da Silva PMB, Acosta EJTR, Matheus J, Pinto L de R, Porto VC (2011). Effect of repeated immersion solution cycles on the color stability of denture tooth acrylic resins. *Journal of Applied Oral Science* 19: 623–627.
199. O'Brien WJ, Kay K-S, Boenke KM, Groh CL (1991). Sources of color variation on firing porcelain. *Dental materials* 7: 170–173.
200. Razzoog ME, Lang BR, Russell MM, May KB (1994). A comparison of the color stability of conventional and titanium dental porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry* 72: 453–456.
201. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, Sakai M, Takahashi H, Tashkandi E, Del Mar Perez M (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 27: S1–S9.
202. Sharma G, Wu W, Dalal EN (2005). The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research & Application* 30: 21–30.
203. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry* (Vol. 38), Elsevier, pp e57–e64.
204. Perez MDM, Ghinea R, Herrera LJ, Ionescu AM, Pomares H, Pulgar R, Paravina RD (2011). Dental ceramics: A CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of Dentistry* 39.
205. Ishikawa-Nagai S, Ishibashi K, Tsuruta O, Weber HP (2005). Reproducibility of tooth color gradation using a computer color-matching technique applied to ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 93: 129–137.
206. Magne P, Belser U (2002). *Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach* (Vol. 28), Quintessence publishing company.
207. Van der Burgt TP, Ten Bosch JJ, Borsboom PCF, Kortsmit W (1990). A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *The Journal of prosthetic dentistry* 63: 155–162.
208. Gil MS, Ishikawa-Nagai S, Elani HW, Da Silva JD, Kim DM, Tarnow D, Schulze-Späte U, Bittner N (2017). A prospective clinical trial to assess the optical efficacy of pink neck implants and pink abutments on soft tissue esthetics. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 29: 409–415.
209. White JM, O'Brien WJ (1989). The colors of mixtures of dental opaque porcelains.

Journal of Dental Research 68: 1319–1322.

210. Keyf F, Uzun G, Altunsoy S (2009). Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg* 33: 52–58.
211. Öngül D, Çelik B, Ilbey D, Sermet B (2013). Investigation of tooth color distribution of young patients of Turkish society. *European Oral Research* 47: 30.
212. DOĞAN DA, YÜZÜGÜLLÜ B (n.d.). Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2011: 65–72.
213. Lund TW, Schwabacher WB, Goodkind RJ (1985). Spectrophotometric study of the relationship between body porcelain color and applied metallic oxide pigments. *Journal of Prosthetic Dentistry* 53: 790–796.
214. Lichter JA, Solomowitz BH, Sher M (2000). Shade selection: Communicating with a laboratory technician. *New York State Dental Journal* 66: 42.
215. Keyf F, Etikan İ (2004). Evaluation of gloss changes of two denture acrylic resin materials in four different beverages. *Dental materials* 20: 244–251.
216. Chen H, Huang J, Dong X, Qian J, He J, Qu X, Lu E (2012). A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching. *Quintessence International* 43.
217. Wee AG, Rang EY, Johnston WM, Seghi RR (2000). Evaluating porcelain color match of different porcelain shade-matching systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 12: 271–280.
218. SARIKAYA I, GÜLER AU (2009). Diş Hekimliği Uygulamalarında Renk Kavramı. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences* 15: 118–129.
219. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CHF (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of Dental Research* 81: 578–582.
220. Paravina RD, Powers JM (2004). Color, other appearance attributes. *Esthetic Color Training in Dentistry, 1st ed China* 3–47.
221. Lee Y-K, Yu B, Lim H-N (2010). Lightness, chroma, and hue distributions of a shade guide as measured by a spectroradiometer. *The Journal of prosthetic dentistry* 104: 173–181.
222. LEE Y, LIM B, KIM C, Powers JM (2001). Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 13: 179–186.
223. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J (1989). Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *Journal of Dental Research* 68: 1760–1764.

224. Sakaguchi RL, Powers JM (2006). *Craig's restorative dental materials*, 13th ed. Elsevier Health Sciences.
225. Hassel AJ, Nitschke I, Rammelsberg P (2009). Comparing L ab Color Coordinates for Natural Teeth Shades and Corresponding Shade Tabs Using a Spectrophotometer. *International Journal of Prosthodontics* 22.
226. Bolt RA, Ten Bosch JJ, Coops JC (1994). Influence of window size in small-window colour measurement, particularly of teeth. *Physics in Medicine & Biology* 39: 1133.
227. Lath DL, Wildgoose DG, Guan YH, Lilley TH, Smith RN, Brook AH (2007). A digital image analysis system for the assessment of tooth whiteness compared to visual shade matching. *The Journal of clinical dentistry* 18: 17–20.
228. Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM (2006). Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dental materials* 22: 553–559.
229. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM (2002). Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry* 87: 657–666.
230. Paul SJ, 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: 577.
231. Dancy WK, Yaman P, Dennison JB, O'BRIEN WJ, Razzoog ME (2003). Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 15: 114–122.
232. Bidra AS, Rungruanganunt P (2013, June). Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: A systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 25.
233. Boudrias P, Shoghikian E, Morin E PH (2001). Esthetic Option for The Implant-Supported Single-Tooth Restoration Treatment Sequence with A Ceramic Abutment. *J Can Dent Ass*, 508-514.
234. Magne P, Magne M, Jovanovic SA (2008). An esthetic solution for single-implant restorations - type III porcelain veneer bonded to a screw-retained custom abutment: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry* 99: 2–7.
235. Bernt Andersson , Roland Glauser, Michele Maglione AT (2003). Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 16: 640–6.
236. Kohal R, Att W, Bächle M, Butz F (2008). Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000* 47: 224–243.
237. Dede DÖ, Armaganci A, Ceylan G, Çankaya S, Çelk E (2013). Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics. *Acta*

Odontologica Scandinavica 71: 1570–1578.

238. 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. *Clinical oral implants research* 22: 631–637.
239. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CHF (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: 802–808.
240. Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hämmerle CHF (2008). The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *The International journal of periodontics & restorative dentistry* 28: 357–65.
241. KILINÇ H, ŞANAL FA, TURGUT S (2020). Farklı Dayanak Materyallerinin İmplant Destekli Tam Seramik Restorasyonların Final Rengine Etkilerinin Değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi* 26: 426–433.
242. Dede DÖ, Armağancı A, Ceylan G, Celik E, Cankaya S, Yilmaz B (2016). Influence of implant abutment material on the color of different ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* (Vol. 116), Mosby Inc., pp 764–769.
243. Ömür Dede D, Armağancı A, Ceylan G, Çankaya S, Çelık E (2013). Acta Odontologica Scandinavica Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics. doi:10.3109/00016357.2013.777114.
244. Thoma DS, Brandenburg F, Fehmer V, Knechtel N, Hämmerle CHF, Sailer I (2016). The Esthetic Effect of Veneered Zirconia Abutments for Single-Tooth Implant Reconstructions: A Randomized Controlled Clinical Trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 18: 1210–1217.
245. Arif R, Yilmaz B, Mortazavi A, Ozcelik TB, Johnston WM (2018). Effect of metal opaquer on the final color of 3 ceramic crown types on 3 abutment configurations. *The Journal of prosthetic dentistry* 120: 375–381.
246. Martínez-Rus F, Prieto M, Salido M, Madrigal C, Özcan M, Pradies 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. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 32: 156–163.
247. Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U (2014). Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dental Materials* 30: 424–432.
248. Uludamar A, Akalin B, Ozkan YK (2011). Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dental Journal*

- 14: 140–153.
249. Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, Schmitter M (2014). Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *Journal of Oral Rehabilitation* 41: 314–322.
 250. Pyo SW, Kim DJ, Han JS, Yeo ISL (2020, April 1). Ceramic materials and technologies applied to digital works in implant-supported restorative dentistry. *Materials* 13.
 251. Joda T, Bürki A, Bethge S, Brägger U, Zysset P (2015). Stiffness, Strength, and Failure Modes of Implant-Supported Monolithic Lithium Disilicate Crowns: Influence of Titanium and Zirconia Abutments. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 30: 1272–1279.
 252. Mobilio N, Catapano S (2017). The use of monolithic lithium disilicate for posterior screw-retained implant crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 118: 703–705.
 253. De Angelis P, Passarelli PC, Gasparini G, Boniello R, D’Amato G, De Angelis S (2020). Monolithic CAD-CAM lithium disilicate versus monolithic CAD-CAM zirconia for single implant-supported posterior crowns using a digital workflow: A 3-year cross-sectional retrospective study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 123: 252–256.
 254. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M (2012). In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials* 28: 449–456.
 255. Rinke S, Gersdorff N, Lange K, Roediger M (2013). Prospective Evaluation of Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures: 7-Year Clinical Results. *The International Journal of Prosthodontics* 26: 164–171.
 256. Sadid-Zadeh R, Liu PR, Aponte-Wesson R, O’Neal SJ (2013). Maxillary cement retained implant supported monolithic zirconia prosthesis in a full mouth rehabilitation: A clinical report. *Journal of Advanced Prosthodontics* 5: 209–217.
 257. Cho YE, Lim YJ, Han JS, Yeo ISL, Yoon HI (2020). Effect of yttria content on the translucency and masking ability of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal. *Materials* 13: 1–10.
 258. Zesewitz TF, Dent M, Knauber AW, Nothdurft FP, Doz P (2014). Fracture Resistance of a Selection of Full-Contour All-Ceramic Crowns: An In Vitro Study. *The International Journal of Prosthodontics Int J Prosthodont* 27: 264–266.
 259. Turgut S (2020). Farklı kalınlıktaki yeni nesil yüksek translusent monolitik zirkonyanın renk özelliklerinin UV yaşlandırma işlemi ile birlikte değerlendirilmesi. *EÜ Dişhek Fak Derg* 41: 39–45.
 260. Sen N, Isler S (2020). Microstructural, physical, and optical characterization of high-translucency zirconia ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 123: 761–768.
 261. Todd D Church, Jeffrey P Jessup, Villa L Guillory KSV (2017). Translucency and

- strength of high-translucency monolithic zirconium oxide materials. *Gen Dent* 65: 48–52.
262. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS, Ha SR (2016). Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *Journal of Advanced Prosthodontics* 8: 37–42.
 263. Peixoto RTRC, Paulinelli VMF, Sander HH, Lanza MD, Cury LA, Poletto LTA (2007). Light transmission through porcelain. *Dental Materials* 23: 1363–1368.
 264. Boscocevic D. Cerasmart Scientific Documentation. 2014. Available from: www.gcamerica.com. (n.d.). .
 265. 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*, 2018/02/21 120: 257–262.
 266. Tabatabaian F, Javadi Sharif M, 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: 7–13.
 267. 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: 149–154.
 268. Chongkavinit P, Anunmana C (2020). Optical effect of resin cement, abutment material, and ceramic thickness on the final shade of CAD-CAM ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. doi:10.1016/j.prosdent.2020.09.029.
 269. 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: 615–621.
 270. Jirajariyavej B, Wanapirom P, Anunmana C (2018). Influence of implant abutment material and ceramic thickness on optical properties. *Journal of Prosthetic Dentistry* 119: 819–825.
 271. Oh SH, Kim SG (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. *Journal of Advanced Prosthodontics* 7: 368–374.
 272. Denry I (2013, January). How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dental Materials* 29.
 273. MCLEAN JW (1995). New Dental Ceramics and Esthetics. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 7: 141–149.
 274. Bagis B, Turgut S (2013). Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *Journal of Dentistry* 41.
 275. Pires LA, Novais PMR, Araújo VD, Pegoraro LF (2017). Effects of the type and

- thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry* 117: 144–149.
276. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL (2000). Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *The Journal of prosthetic dentistry* 83: 412–417.
 277. Dozic A, Tsagkari M, Khashayar G AM (2010). Color management of porcelain veneers: influence of dentin and resin cement colors. *Quintessence Int* 41: 567–73.
 278. Kürklü D, Azer SS, Yilmaz B, Johnston WM (2013). Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *Journal of Dentistry* 41: 1043–1050.
 279. Tuncel I, Turp I, Üsümez A (2016). Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *Journal of Advanced Prosthodontics* 8: 181–186.
 280. Al Ben Ali A, Kang K, Finkelman MD, Zandparsa R, Hirayama H (2014). The effect of variations in translucency and background on color differences in CAD/CAM lithium disilicate glass ceramics. *Journal of Prosthodontics* 23: 213–220.
 281. Fasbinder DJ, Neiva GF (2016). Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 28: 56–66.
 282. Lawson NC, Burgess JO (2016). Gloss and Stain Resistance of Ceramic-Polymer CAD/CAM Restorative Blocks. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 28: S40–S45.
 283. Elsaka SE, Elnaghy AM (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials* 32: 908–914.
 284. Pop-Ciutrla IS, Dudea D, Eugenia Badea M, Moldovan M, Cîmpean SI, Ghinea R (2016). Shade correspondence, color, and translucency differences between human dentine and a CAD/CAM hybrid ceramic system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 28: S46–S55.
 285. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *Journal of Prosthetic Dentistry* 113: 534–540.
 286. Turgut S (2020). Optical properties of currently used zirconia-based esthetic restorations fabricated with different techniques. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 32: 26–33.
 287. Kilinc H, Turgut S (2018). Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 120: 107–113.

288. Park C, Vang MS, Park SW, Lim HP (2017). Effect of various polishing systems on the surface roughness and phase transformation of zirconia and the durability of the polishing systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 117: 430–437.
289. Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO (2013). The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry* 109: 22–29.
290. Preis V, Schmalzbauer M, Bougeard D, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M (2015). Surface properties of monolithic zirconia after dental adjustment treatments and in vitro wear simulation. *Journal of Dentistry* 43: 133–139.
291. Mulay G, Dugal R, Buhranpurwala M (2015). An evaluation of wear of human enamel opposed by ceramics of different surface finishes. *Journal of Indian Prosthodontist Society* 15: 111–118.
292. Manziuc MM, Gasparik C, Burde A V., Colosi HA, Negucioiu M, Dudea D (2019). Effect of glazing on translucency, color, and surface roughness of monolithic zirconia materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 31: 478–485.
293. Sinmazisik G, Demirbas B, Tarcin B (2014). Influence of dentin and core porcelain thickness on the color of fully sintered zirconia ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry* 111: 142–149.
294. Wang, H., Xiong, F., & Zhenhua L (2011). Influence of varied surface texture of dentin porcelain on optical properties of porcelain specimens. *Journal of prosthetic dentistry* 105: 242–248.
295. Turgut S, Bagis B, Ayaz EA (2014). Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based cad-cam laminate Systems. *J Dent*, 42: 68–74.
296. Shiraishi T, Wood DJ, Shinozaki N, Van Noort R (2011). Optical properties of base dentin ceramics for all-ceramic restorations. *Dental Materials* 27: 165–172.
297. Niu E, Agustin M, Douglas RD (2013). Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of foundation restoration. *Journal of Prosthetic Dentistry* 110: 501–509.
298. Nogueira AD, Della Bona A (2013). The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry* 41.
299. Spink LS, Rungruanganut P, Megremis S, Kelly JR (2013). Comparison of an absolute and surrogate measure of relative translucency in dental ceramics. *Dental Materials* 29: 702–707.
300. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N (2013). Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *Journal of Prosthetic Dentistry* 110: 14–20.
301. Barizon KTL, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, Geraldeli S (2014). Ceramic materials for porcelain veneers: Part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 864–870.

302. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE (2014). Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry* 42: 1202–1209.
303. Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 26: 224–231.
304. Coşkun Akar G, Pekkan G, Çal E, Eskitaşcioğlu G, Özcan M (2014). Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 314–321.
305. Liu MC, Aquilino SA, Lund PS, Vargas MA, Diaz-Arnold AM, Gratton DG, Qian F (2010). Human perception of dental porcelain translucency correlated to spectrophotometric measurements. *Journal of Prosthodontics* 19: 187–193.
306. Aboushelib MN, Dozic A LJ (2010). Influence of framework color and layering technique on the final color of zirconia veneered restorations. 41, 5, 84-9. *Quintessence Int*, 41: 84–9.
307. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 88: 10–15.
308. Dede DÖ, Sahin O, Özdemir OS, Yilmaz B, Celik E, Köroğlu AS (2017). Influence of the color of composite resin foundation and luting cement on the final color of lithium disilicate ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 117: 138–143.
309. Dede DÖ, Ceylan G, Yilmaz B (2017). Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry* 117: 539–544.
310. Sari T, Ural C, Yüzbasioğlu E, Duran I, Cengiz S, Kavut I (2018). Color match of a feldspathic ceramic CAD-CAM material for ultrathin laminate veneers as a function of substrate shade, restoration color, and thickness. *Journal of Prosthetic Dentistry* 119: 455–460.
311. Chang J, Da Silva JD, Sakai M, Kristiansen J, Ishikawa-Nagai S (2009). The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *Journal of Dentistry* 37: 937–943.
312. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 115: 71–75.
313. Subaşı MG, Alp G, Johnston WM, Yilmaz B (2018). Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry* 71: 38–42.
314. Kang W, Park JK, Kim SR, Kim WC, Kim JH (2018). Effects of core and veneer thicknesses on the color of CAD-CAM lithium disilicate ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 119: 461–466.

315. Dozić A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G (2007). Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *Journal of Prosthodontics* 16: 93–100.
316. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *Journal of Prosthetic Dentistry* 101: 193–199.
317. Khurana R, Tredwin CJ, Weisbloom M, Moles DR (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British Dental Journal* 203: 675–680.
318. Klemetti E, Matela AM, Haag P, Kononen M (2006). Shade selection performed by novice dental professionals and colorimeter. *Journal of Oral Rehabilitation* 33: 31–35.
319. Seghi RR, Johnston WM, O'brien WJ (1989). Performance Assessment of Colorimetric Devices on Dental Porcelains. *Journal of Dental Research* 68: 1755–1759.
320. Beatriz de Azevedo Cubas Guilherme Brião Camacho Flávio Fernando Demarco Tatiana Pereira-Cenci G, Professor A, Pereira-Cenci T (2011). *European Journal of Dentistry The Effect of Luting Agents and Ceramic Thickness on the Color Variation of Different Ceramics against a Chromatic Background* (Vol. 5).
321. Cubas GB de A, Camacho GB, Demarco FF, Pereira-Cenci T (2011). The effect of luting agents and ceramic thickness on the color variation of different ceramics against a chromatic background. *European Journal of Dentistry* 5: 245–252.
322. Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E (2007). The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 97: 25–31.
323. Kanoy BE (2005). Esthetic Color Training in Dentistry. *Journal of Prosthodontics* 14: 146–147.
324. Yu B, Lee Y-K (2008). Differences in color, translucency and fluorescence between flowable and universal resin composites. *Journal of Dentistry* 36: 840–846.
325. Luo XP, Zhang L (2010). Effect of veneering techniques on color and translucency of Y-TZP. . *J Prosthodont*, 19: 465–70.
326. Zhang F, Heydecke G, Razzoog ME (2000). Double-layer porcelain veneers: Effect of layering on resulting veneer color. *Journal of Prosthetic Dentistry* 84: 425–431.
327. Alghazali N, Burnside G, Moallem M, Smith P, Preston A, Jarad FD (2012). Assessment of perceptibility and acceptability of color difference of denture teeth. *Journal of Dentistry* 40.
328. Douglas RD, Steinhauer TJ, Wee AG (2007). Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *Journal of Prosthetic Dentistry* 97: 200–208.

329. Ragain JC JW (2000). *Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers*. *Color Res Appl*.
330. Paravina RD, Swift EJ (2009). COLOR IN DENTISTRY: MATCH ME, MATCH ME NOT. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 21: 133–139.
331. Del Mar Pérez M, Saleh A, Yebra A, Pulgar R (2007). Study of the variation between CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color-differences of resin composites. *Dental Materials Journal* 26: 21–28.
332. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry* (Vol. 38), J Dent.
333. Gómez-Polo C, Muñoz MP, Lorenzo Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martín Casado AM (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *Journal of Prosthetic Dentistry* 115: 65–70.
334. Lee YK (2005). Comparison of CIELAB Δe^* and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dental Materials* 21: 678–682.
335. Pecho OE, Ghinea R, Alessandretti R, Pérez MM, Della Bona A (2016). Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. *Dental Materials* 32: 82–92.



