



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**AĞIZ İÇİ YAĞ ÇEKME (OIL PULLING)
İŞLEMİNİN DOĞAL DİŞ VE FARKLI ESTETİK
MATERYALLERİN OPTİK ÖZELLİKLERİNE
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

NESİM ŞAHİN

UZMANLIK TEZİ

PROF. DR. SEDANUR TURGUT

TRABZON 2024



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**AĞIZ İÇİ YAĞ ÇEKME (OIL PULLING)
İŞLEMİNİN DOĞAL DİŞ VE FARKLI ESTETİK
MATERYALLERİN OPTİK ÖZELLİKLERİNE
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

NESİM ŞAHİN
ORCID: 0000-0002-2594-3959

UZMANLIK TEZİ

PROF. DR. SEDANUR TURGUT
ORCID: 0000-0003-2534-9279

TRABZON 2024

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yapıldığını ve 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 kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

17.10.2024

Nesim ŞAHİN

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime başladığım günden, bitirdiğim güne kadar bana her zaman destek olan, bilgi birikimi ve tecrübelerini benimle paylaşarak yoluma ışık tutan, tüm bu süreci benim için kolaylaştıran ve yetkinleşmemi sağlayan, değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Sedanur TURGUT'a kıymetli yol göstericiliği için çok teşekkür ederim.

Bilgi ve tecrübelerini her daim sabırla aktaran ve en iyiye ulaşmam için bana destek olan değerli hocalarım Prof. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ'a, Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ'a ve Doç. Dr. Mehmet UĞUR'a, tez araştırmam sırasında desteğini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve birikimlerinden faydalandığım, yardımlarını ve desteklerini hep yanımda hissettiğim Halil SINDIRAÇ'a, Oğuzhan GÖMLEKSİZ'e Muhammet Safa TAŞAN'a, Khalid HAMZA'ya ve uzmanlık eğitimim süresince çok güzel anılar paylaştığım değerli arkadaşlarım Halil Emre UYGUN'a, Mücahit GÜNER'e, M. Fatih BULUT'a, Aslıhan TÜREDİ'ye, Güzin ŞAHİN'e ve diğer tüm asistan arkadaşlarıma,

Yaptığım her işte olduğu gibi tez çalışmam boyunca da beni koşulsuz destekleyen ve yanımda olan eşim Av. Elif KESKİN ŞAHİN'e,

Tüm içtenliğimle sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK SAYFASI	
BEYAN	5
TEŞEKKÜR	6
İÇİNDEKİLER	v
TABLolar DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
RESİMLER DİZİNİ	xi
KISALTMALAR, FORMÜLLER VE SİMGELER DİZİNİ	xii
ÖZET	xiv
ABSTRACT	xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. CAD/CAM Sistemleri	4
2.1.1. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları	4
2.1.2. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	5
2.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Güncel CAD/CAM Sistemleri	5
2.2.1. Dental CAD/CAM Sistemleri İle Kullanılanlabilen Estetik Materyaller	6
2.2.1.1. Feldspatik Seramikler	6
2.2.1.2. Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler	7
2.2.1.3. Lityum Disilikat İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler	8
2.2.1.4. Oksit Seramikler	10
2.2.1.5. Nanoseramikler	13
2.2.1.6. Hibrit Seramikler	16
2.2.1.7. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler	17
2.2.1.8. Kompozitler	17
2.2.1.9. Polimerler	18
2.2.1.10. Metaller	20
2.3. Diş Hekimliğinde Renk ve Işık	20
2.3.1. Diş Hekimliğinde Renk	20
2.3.1.1. Rengin Algılanması	21
2.3.2. Işık	21

2.3.2.1. Işığın Emilimi	22
2.3.2.2. Işığın Yansıması	22
2.3.2.3. Işığın Kırınımı	23
2.3.3. Cisim	23
2.3.4. Gözlemci	23
2.3.5. Renk Sistemleri	24
2.3.5.1. MUNSELL Renk Sistemi	24
2.3.5.2. CIE Renk Sistemi	27
2.3.6. Renk Ölçüm Yöntemleri	31
2.3.6.1. Görsel Renk Ölçümü	31
2.3.6.2. Dijital Renk Ölçümü	32
2.3.7. Günümüzde Kullanılan Renk Ölçüm Cihazları	32
2.3.7.1. Kolorimetre	32
2.3.7.2. Spektoradyometreler	34
2.3.7.3. Spektrofotometre	34
2.3.7.4. Dijital Kameralar ve Görüntü Sistemleri	36
2.4. Yağ Çekme Terapisi	36
2.4.1. Yağ Çekme Prosedürü	37
2.4.2. Yağ Çekme İşleminin Etki Mekanizması	38
2.4.3. Yağ Çekme İşleminin Avantajları	38
2.4.4. Yağ Çekme Terapisine Bağlı Görülen Yan Etkiler	39
2.4.5. Yağ Çekme İşlemi İçin Kullanılabilir Yağlar	39
2.4.5.1. Hindistan Cevizi Yağı	40
2.4.5.2. Hindistan Cevizi Yağının Ağız Sağlığına Etkisi	41
2.4.5.3. Hindistan Cevizi Yağının Diş Beyazlatma Üzerine Etkisi	42
3. MATERYAL METOD	44
3.1. Örneklerin Hazırlanması	44
3.1.1. Lava Ultimate Gruplarının Oluşturulması	46
3.1.1.1. Lava Ultimate Bloklara Yüzey İşlemi Uygulanması	47
3.1.2. Cerasmart Gruplarının Oluşturulması	49
3.1.2.1. Cerasmart Bloklara Yüzey İşlemi Uygulanması	49
3.1.3. IPS e.max ZirCAD Grupların Oluşturulması	49
3.1.3.1. IPS e.max ZirCAD Bloklara Yüzey İşlemi Uygulanması	50

3.1.4. Telio CAD Gruplarının Oluşturulması	50
3.1.4.1. Telio CAD Bloklara Yüzey İşlemi Uygulanması	51
3.1.5. Tetric CAD Gruplarının Oluşturulması	51
3.1.5.1. Tetric CAD Bloklara Yüzey İşlemi Uygulanması	52
3.1.6. Daimi Diş Gruplarının Oluşturulması	52
3.2. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması	53
3.3. Örneklerin Kahve ile Renklendirilme İşlemi	54
3.4. Ağız İçi Yağ Çekme (Oil Pulling) İşleminin Uygulanması	56
3.5. İstatistiksel Değerlendirme	57
4. BULGULAR	58
4.1. Deneysel İşlemler Sonrasında Optik Parametrelerin Değerlendirilmesi	58
4.1.1. Grupların Zamana Bağlı L* Değerlerine Ait Bulgular	58
4.1.2. Grupların Zamana Bağlı a* Değerlerine Ait Bulgular	62
4.1.3. Grupların Zamana Bağlı b* Değerlerine Ait Bulgular	65
4.2. Yağ Çekme İşleminin Grupların Optik Özelliklerine Etkisinin Değerlendirilmesi	69
4.2.1. Yağ Çekme İşleminin Etkisinin Değerlendirilmesi	70
4.3. Deneysel İşlemler Sonrası Grupların Renk Değişim (ΔE_{00}^*) Miktarlarının Değerlendirilmesi	76
4.4. Ekstrinsik Renklendirme ve Yağ Çekme İşlemi Uygulanması Sonrası Meydana Gelen Renk Değişimlerinin Görsel Olarak Değerlendirilmesi	85
5. TARTIşMA	87
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	105
7. KAYNAKÇA	107
8. EKLER	132
Ek 1. Etik Kurul	133
ÖZGEÇMİş	136

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No	Sayfa
Tablo 1. Diş hekimliğinde kullanılan güncel CAD/CAM sistemleri	5
Tablo 2. O'Brien'in klinik olarak renk eşleşmesi	30
Tablo 3. Çalışmada kullanılan estetik restoratif materyaller	44
Tablo 4. Grupların zamana bağlı L* verileri [n, (Ortalama $\pm$ SS;(min – max)]	58
Tablo 5. Grupların zamana bağlı a* verileri [n, (Ortalama $\pm$ SS;(min-max)]	62
Tablo 6. Grupların zamana bağlı b* verileri [n, (Ortalama $\pm$ SS;(min-max)]	66
Tablo 7. Grupların ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası renk değerlerinin aynı zaman dilimi içinde ikili karşılaştırma sonuçları	70
Tablo 8. Grupların ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası elde edilen ΔE_{00}^* verileri [n, (Ortalama $\pm$ SS;(min-max)]	77
Tablo 9. Grupların ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası elde edilen ΔE_{00}^* verilerine ait p değerleri	78
Tablo 10. Grupların ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası renk değişim değerlerinin (ΔE_{00}^*) aynı zaman dilimi içinde ikili karşılaştırma sonuçları	83
Tablo 11. Ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası renk değişikliklerinin görsel olarak değerlendirilmesi	86

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa
Şekil 1. Elektromanyetik spektrum	21
Şekil 2. Munsell renk sistemi	25
Şekil 3. Hue (renk tonu)	26
Şekil 4. Value (parlaklık)	26
Şekil 5. Chroma (renk yoğunluğu)	27
Şekil 6. CIE Tristimulus değerleri eğrisi ve XYZ sistemi	28
Şekil 7. CIE $L^*a^*b^*$ üç boyutlu renk sistemi	29
Şekil 8. Shofu Shade NCC Kolorimetre renk ölçüm cihazı	33
Şekil 9. Spektroradyometre renk ölçüm cihazı	34
Şekil 10. Spektrofometre renk ölçüm cihazı (Vita, Germany)	35
Şekil 11. Grupların ekstrinsik renklendirme sonrası zamana bağlı L^* değerleri	60
Şekil 12. Grupların yağ çekme işlemi sonrası zamana bağlı L^* değerleri	61
Şekil 13. Grupların ekstrinsik renklendirme sonrası zamana bağlı a^* değerleri	64
Şekil 14. Grupların yağ çekme işlemi sonrası zamana bağlı a^* değerleri	65
Şekil 15. Grupların ekstrinsik renklendirme sonrası zamana bağlı b^* değerleri	68
Şekil 16. Grupların yağ çekme işlemi sonrası zamana bağlı b^* değerleri	69
Şekil 17. Grupların 7. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası L^* değerlerinin karşılaştırılması	71
Şekil 18. Grupların 7. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası L^* değerlerinin karşılaştırılması	71
Şekil 19. Grupların 14. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası L^* değerlerinin karşılaştırılması	72
Şekil 20. Grupların 7. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası a^* değerlerinin karşılaştırılması	73
Şekil 21. Grupların 14. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası a^* değerlerinin karşılaştırılması	73
Şekil 22. Grupların 21. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası a^* değerlerinin karşılaştırılması	74
Şekil 23. Grupların 7. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası b^* değerlerinin karşılaştırılması	75

Şekil 24. Grupların 14. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası b^* değerlerinin karşılaştırılması	75
Şekil 25. Grupların 21. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası b^* değerlerinin karşılaştırılması	77
Şekil 26. Grupların ekstrinsik renklendirme sonrası ΔE_{00}^* miktarlarının değerlendirilmesi	79
Şekil 27. Grupların yağ çekme işlemi sonrası ΔE_{00}^* miktarlarının değerlendirilmesi	81
Şekil 28. Grupların 7. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası ΔE_{00}^* değerlerinin karşılaştırılması	84
Şekil 29. Grupların 14. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası ΔE_{00}^* değerlerinin karşılaştırılması	84
Şekil 30. Grupların 21. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası ΔE_{00}^* değerlerinin karşılaştırılması	85

RESİMLER DİZİNİ

Resim No	Sayfa
Resim 1. a. Düşük hızlı kesme cihazı ile örneklerin elde edilmesi, b. kesici elmas disk	45
Resim 2. a, b. Örnek kenarlarının düzeltilmesi	45
Resim 3. Örneklerin ultrasonik temizleyicide temizlenmesi	46
Resim 4. Dijital kumpas ile örnek kalınlıklarının ölçülmesi	46
Resim 5. Lava Ultimate blok	47
Resim 6. Lava Ultimate örnekler	47
Resim 7. Meisinger polisaj seti	48
Resim 8. a-f. Tetric CAD örneklerin manuel polisajının yapılması ve pamuk fırçanın kullanılması	48
Resim 9. Cerasmart blok	49
Resim 10. Cerasmart örnekler	49
Resim 11. IPS e.max ZirCAD blok	50
Resim 12. IPS e.max ZirCAD örnekler	50
Resim 13. Telio CAD blok	51
Resim 14. Telio CAD örnekler	51
Resim 15. Tetric CAD blok	52
Resim 16. Tetric CAD örnekler	52
Resim 17. Pomza ile artıkların temizlenmesi	53
Resim 18. Dişlere polisaj uygulanması	53
Resim 19. Daimî diş örnekleri	53
Resim 20. Renk ölçümünde kullanılan spektrofotometre	54
Resim 21. Nötral gri zemin üzerinde ölçümlerinin yapılması	54
Resim 22. Kahve solüsyonlu plastik konik tüplere yerleştirilmiş örnekler	55
Resim 23. Kahve solüsyonun plastik tüplere konulması	55
Resim 24. Hindistan cevizi yağı içeren plastik konik tüplere yerleştirilmiş örnekler	56
Resim 25. a. 15 ml Hindistan cevizi yağı, b. 15 ml fosfat tamponlu salin, c. hindistan cevizi yağının plastik tüpe konulması	56
Resim 26. Tüplerin ultrasonik cihaz yardımıyla çalkalanması	57

KISALTMALAR, FORMÜLLER VE SİMGELER DİZİNİ

Kısaltmalar

Ark.	: Arkadaşları
Bis–GMA	: Bisfenol A Glisidil Metakrilat
Bis–MEPP	: Bis metakriloksipolietoksifenil propan
Bis–EMA	: Ethoksilenmiş bisfenol A glikol dimetakrilat
CAD	: Computer Aided Design
CAM	: Computer Aided Manufacturing
CE	: Cerasmart
CHX	: Klorheksidin
CS	: Cerasmat
DD	: Doğal diş
EN	: Enamic
FDA	: Food And Drug Administration (Gıda ve İlaç Dairesi)
G	: Glaze
GPA	: Cigapaskal
H	: Hibrit
KTÜ	: Karadeniz Teknik Üniversitesi
L	: Başlangıç değeri
LT	: Low Translucency
LTD	: Düşük Isı Bozunması
LU	: Lava Ultimate
M	: Monolitik
Max	: Maksimum
Min	: Minimum
MZ	: Monolitik Zirkonya
PAEK	: Poliarileterketon
PEEK	: Polietereter–keton
PPMA	: Telio CAD
RBDCO	: Kopra yağı
SEM	: Scanning Electron Microscope
sn	: Saniye
SP	: Suprinty

SS	: Standart sapma
TC	: Tetric CAD
TEG-DMA	: Trietilenglikol Dimetakrilat
T	: Telio CAD
T-M	: Tetragonal – Monolitik Faz Dönüşümü
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
Y-TZP	: Yttrium-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri
ZC	: ZirCAD

Simgeler

™	: Ticari Marka
°C	: Santigrat derece
Al	: Alüminyum
g	: Gram
HP	: Hidrojen peroksit
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
nm	: Nanometre
n	: Örnek sayısı
O	: Oksijen
p	: Anlamlılık
Y	: Yttrium
Zr	: Zirkonyum

Formüller

Al₂O₃	: Alüminyum oksit
CaO	: Kalsiyum oksit
CoCr	: Kobalt – krom alaşımları
K₂O	: Potasyum oksit
Li₂O	: Lityum oksit
Mg	: Magnezyum
SiO₂	: Silisyum dioksit
YZ	: Zirkonyum
ZrO₂	: Zirkonyum oksit

ÖZET

Ağız İçi Yağ Çekme (Oil Pulling) İşleminin Doğal Diş ve Farklı Estetik Materyallerin Optik Özelliklerine Etkisinin Değerlendirilmesi

Çalışmanın amacı, kahve solüsyonunda ekstrinsik renklendirilen farklı yapıdaki estetik materyallere ve doğal dişlere yağ çekme işlemi uygulayarak, yağ çekme işleminin optik özelliklere etkisinin değerlendirilmesidir.

Doğal daimî diş ve estetik CAD/CAM materyallerinden (Tetric CAD (TC), Telio CAD (T), Cerasmart (CS), Lava Ultimate (LU) ve IPS E.max ZirCAD (ZC); (5x5x1 mm boyutlarında)) oluşan toplam 70 adet örnek incelendi (n=10). Örneklerin L^* , a^* , b^* değerleri başlangıç aşamasında (L_0^* , a_0^* , b_0^*) spektrofotometre (VITA Easyshade, Germany) ile ölçüldü. Ekstrinsik renklenme için kahve solüsyonuna bırakılan örneklerin 7., 14. ve 21. günlerde L^* , a^* , b^* değerleri (L_{7k}^* , a_{7k}^* , b_{7k}^* , L_{14k}^* , a_{14k}^* , b_{14k}^* , L_{21k}^* , a_{21k}^* , b_{21k}^*) kaydedildi. Renklendirme işlemi sonrası 7., 14., 21., günlerde örnekler yağ çekme işlemi (hindistan cevizi yağı ile) uygulandı. Yağ çekme işlemi sonrası 7., 14. ve 21. günlerde L^* , a^* , b^* değerleri (L_{7op}^* , a_{7op}^* , b_{7op}^* , L_{14op}^* , a_{14op}^* , b_{14op}^* , L_{21op}^* , a_{21op}^* , b_{21op}^*) kaydedildi. Renk değişim miktarları (ΔE_{00}^*) hesaplandı. İstatistiksel analiz için Tek Yönlü ANOVA ve Tukey's Post-hoc Testleri; ve Eşleştirilmiş Örneklem T-testi kullanıldı ($p<0.05$).

Tüm gruplarda ekstrinsik renkleme maruz kalan örnekler yağ çekme işlemi, optik parametrelerde anlamlı fark oluşturdu ($p<0.05$). Yağ çekme işlemi, L^* değerlerini; 7. gün TC, DD, ZC gruplarında; 14. gün LU, CE, TC, T, ZC, DD gruplarında; 21. gün LU, TC, T, ZC, DD gruplarında arttırdı ($p<0.05$). a^* değerleri 7. gün ve 14. günde LU, CE, T gruplarında; 21. gün LU, T ve ZC gruplarında arttı ($p<0.05$). b^* değerleri ise; 7. ve 14. günlerde LU, CE, TC, T gruplarında; 21. gün LU, CE, TC, T, DD ve ZC gruplarında azaldı ($p<0.05$). Yağ çekme işlemi 7., 14., ve 21. gün sonunda grupların tamamında ΔE_{00}^* değerlerinde azalmaya neden oldu ($p<0.05$) (T grubu 7. Gün hariç $p=0.462$). LU, TC, DD gruplarının ΔE_{00}^* değerleri tüm zaman dilimlerinde klinik olarak 'uyumsuz' ($1.8<\Delta E_{00}^*$) düzeyde bulundu. En iyi renk stabilitesini tüm zaman dilimlerinde, yağ çekme işlemi sonrası ZC grubu 'klinik kabul edilebilir' düzeyde gösterdi. Ekstrinsik renkleme maruz kalan doğal diş/ estetik restoratif materyallerde yağ çekme metodunu uygulamak, parlaklığı artırıp daha mavi ve kırmızı yönünde renk değişimine neden oldu. Sonuç olarak, yağ çekme metodunun optik değerleri olumlu etkilediğini söyleyebiliriz.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, oil pulling, hindistan cevizi yağı, renk, doğal diş.

ABSTRACT

Evaluation of the Effect of Oil Pulling on the Optical Properties of Natural Teeth and Various Aesthetic Materials

This study aims to evaluate the effect of oil pulling on the optical properties of various aesthetic materials and natural teeth that were extrinsically stained using a coffee solution.

A total of 70 samples, including natural permanent teeth and aesthetic CAD/CAM materials (Tetric CAD (TC), Telio CAD (T), Cerasmart (CS), Lava Ultimate (LU), and IPS E.max ZirCAD (ZC); each measuring 5x5x1 mm), were examined (n=10). The L^* , a^* , and b^* values of the samples were measured at baseline (L_0^* , a_0^* , b_0^*) using a spectrophotometer (VITA Easyshade, Germany). The L^* , a^* , and b^* values of the samples, which were immersed in a coffee solution for extrinsic staining, were recorded on the 7th, 14th, and 21st days (L_{7k}^* , a_{7k}^* , b_{7k}^* ; L_{14k}^* , a_{14k}^* , b_{14k}^* ; L_{21k}^* , a_{21k}^* , b_{21k}^*). After staining, oil pulling (with coconut oil) was applied on the 7th, 14th, and 21st days, and the L^* , a^* , and b^* values were again recorded (L_{7op}^* , a_{7op}^* , b_{7op}^* ; L_{14op}^* , a_{14op}^* , b_{14op}^* ; L_{21op}^* , a_{21op}^* , b_{21op}^*). The total color change (ΔE_{00}^*) was calculated. Statistical analysis was performed using One-Way ANOVA, Tukey's Post-hoc Tests, and Paired Sample T-tests ($p<0.05$).

Oil pulling significantly affected the optical parameters of all groups exposed to extrinsic staining ($p<0.05$). Oil pulling increased L^* values in the TC, DD, and ZC groups on the 7th day; in the LU, CE, TC, T, ZC, and DD groups on the 14th day; and in the LU, TC, T, ZC, and DD groups on the 21st day ($p<0.05$). a^* values increased in the LU, CE, and T groups on the 7th and 14th days, and in the LU, T, and ZC groups on the 21st day ($p<0.05$). b^* values decreased in the LU, CE, TC, and T groups on the 7th and 14th days, and in the LU, CE, TC, T, DD, and ZC groups on the 21st day ($p<0.05$). Oil pulling reduced ΔE_{00}^* values in all groups on the 7th, 14th, and 21st days ($p<0.05$), except for the T group on the 7th day. The ΔE_{00}^* values of the LU, TC, and DD groups were found to be clinically unacceptable ($\Delta E_{00}^*>1.8$) at all time points, whereas the ZC group demonstrated the best color stability, maintaining clinically acceptable levels after oil pulling across all time points. In conclusion, applying the oil pulling method to extrinsically stained natural teeth and aesthetic restorative materials increased brightness and led to color changes towards the blue and red spectrums. Overall, oil pulling positively affected the optical properties of the tested materials.

Keywords: CAD/CAM, oil pulling, coconut oil, colour, natural tooth.

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüz diş hekimliğinde restoratif uygulamalarda gerek hekimin gerekse hastaların en önemli beklentilerinden birisi yapılan restorasyonun estetik olmasıdır (1).

Estetik, Grekçe “aisthesis” (duyum, duyulur algı) ya da “aisthanesthai” (duyu ile algılamak) kelimelerinden gelir. Alman filozof Alexander Gottlieb Baumgarten estetiği, konusu duyuşal yetkinlik olan duyuşal bilgi bilimi olarak tanımlanmıştır. Baumgarten’a göre estetik, güzel üzerine düşünmek, gerçekleştirilmek isteneni incelemek ve güzel olanı aramak gibi anlamlarına gelir (2).

Güzellik, eski zamanlardan beri insanoğlunun ulaşmak istediği bir kavram olmuştur. Dişlerin güzelliğinin yüz güzelliğine etkisi yadsınamaz; bu nedenle, güzelliğe ulaşmak için diş güzelliğine önem verilmesi birbirinden bağımsız düşünülemez. Her ne kadar güzellik göreceli bir kavram olsa da açık renkli dişler toplumun genelinde daha güzel olarak kabul edilirler (3).

Günümüzde sosyal medyanın da etkisi ile hastaların görsel ve estetik taleplerinde artışlar olmuştur. Estetik restoratif materyallerde gelişmeler olmasına rağmen, dişlerde ve restorasyonlarda renk değişiklikleri olabilir. Bu renk değişiklikleri hastalar için önemli bir sorun teşkil eder (4).

Protetik diş hekimliğinin geçmişten günümüze kadar en önemli amacı; eksik diş ve doku bütünlüğü fonksiyonunu, fonasyon ve estetik ile birlikte geri kazandırmaktır (5, 6).

Diş hekimliğinde bir yandan dijital teknolojilerin kullanılmaya başlanmasının sinerjik etkisi, diğer yandan da uygun mekanik ve estetik özelliklere sahip malzemelerin gelişmesi, protetik diş tedavisi alanında köklü bir değişime yol açmıştır. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisi, gitgide daha fazla diş hekimi tarafından tercih edilmeye başlanmıştır (7, 8). Protetik restorasyonların üretim aşamalarını hızlandırıp kolaylaştırmak ve ürünün kalitesini arttırmak için geliştirilen CAD/CAM teknolojisinin popülerliği gün geçtikçe artmaktadır (9).

CAD/CAM sistemlerinde farklı yapılar da çeşitli materyaller kullanılabilirler (10, 11). Bu materyallere feldspatik seramikler, lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler, oksit seramikler, hibrit seramikler, polimerler ve kompozitler örnek olarak verilebilir (12). Bu malzemelerden CAD/CAM teknolojisi

kullanılarak üretilen estetik materyallerde en sık kullanılan iki ana malzeme türü, cam seramik/seramik ve polimer yapılı kompozit rezinlerdir (13).

Estetik restorasyonların amacı, diş rengini simüle ederek estetik beklentiyi karşılamaktır. Ancak ağız ortamında tükürüğe, çiğneme kuvvetlerine, okluzal alışkanlıklara, yiyecek ve içeceklerde bulunan kimyasal ajanlara, nem ve sıcaklık değişimlerine aralıklı veya sürekli olarak maruz kalan restoratif materyallerin yüzeyleri ve orijinal renkleri bozulabilir (14, 15). Dişlerde meydana gelen renklenmeler çeşitli etyolojik faktörlere bağlıdır. Renklenmenin konumuna göre, iç kaynaklı renklenmeler ve dış kaynaklı renklenmeler olarak sınıflandırmak mümkündür (16). İç kaynaklı (intrinsik), diş sert dokularının yapısal bileşiminde veya kalınlığındaki bir değişikliğin ardından meydana gelir (17). Genetik, yaş (minenin zamanla aşınması sebebiyle dentinin görünürlüğünün artması), ilaç kullanımı, konjenital hastalıklar, florozis gibi faktörler sebebiyle diş oluşumu sırasında veya sonrasında meydana gelmesi mümkündür (18). Dış kaynaklı (ekstrinsik) lekeler, dış etkenler tarafından oluşturulur ve dişlerin dış yüzeyinde yer alır (19, 20). Genellikle çay, kahve, kola gibi renklendirici içeceklerin ve renklendirici gıdaların sık tüketilmesi, tütün ürünlerinin kullanımı ve ağız hijyeninin yetersizliği nedeniyle meydana gelirler (21).

Estetik beklentilerin bir sonucu olarak diş beyazlatma işlemleri, hastaların en çok ilgi duydukları dental estetik tedavilerden biri haline gelmiştir (22). Diş beyazlatma, non-invaziv yaklaşımı ve diğer kozmetik diş hekimliği prosedürlerine kıyasla düşük maliyeti nedeniyle diş renginin beyazlatılması açısından hasta memnuniyetini artırmak için tercih edilen bir tedavi yöntemi olarak kabul edilir (23, 24).

Renklenmiş dişlerin tedavisinde sıklıkla kullanılmakta olan beyazlatma ajanlarının ve ağız hijyeni ürünlerinin yan etkilerinin ortaya çıkması nedeniyle insanlar giderek daha fazla tamamlayıcı ve geleneksel uygulamalara yönelmeye başlamışlardır (25).

Daha beyaz dişlere sahip olmak için uygulanan doğal ve geleneksel yöntemlerden birisi, yağ çekme (oil pulling) işlemidir (26). Yağ çekme veya yağ sürme olarak adlandırılan oil pulling işlemi, çeşitli hastalıkları önlemek ve tedavi etmek için geleneksel bir hint halk ilacı olarak yüzyıllardır kullanılmaktadır. Geçmişten günümüze kadar yapılan çalışmalarla yağ çekme işleminin, diş çürüklerinin, ağız kokusunun ve diş eti kanamasının önlenmesinde etkili olduğu kanıtlanmıştır. Ayrıca ağız hijyeninin mükemmel bir şekilde sağlanmasına verdiği katkı ile daha beyaz dişlere sahip olunabileceği de bildirilmiştir (26).

Yağ çekme işlemi için sıklıkla hindistan cevizi yağı, ayçiçeği yağı veya susam yağı gibi organik yağlar kullanılmaktadır. Hindistan cevizi yağı yenilebilir bir yağdır ve birçok tropik ülkede temel beslenmenin bir parçası olarak tüketilir (31).

Yağ çekme işlemi, sosyal medyanın da etkisi ile diş beyazlatma konusunda günümüzde popüler hale gelmiştir. Geleneksel ve doğal bir yöntem ile daha beyaz dişlere sahip olmak isteyen insanlar, yağ çekme işlemine başvurmaktadır (27). Bir dönem fazlaca önerilen ve uygulanan bir yöntem olmasına rağmen yağ çekme işlemine ilişkin elde edilen veriler, tam anlamıyla yeterli değildir. Diş beyazlatma potansiyeli ve etkinliği, birkaç çalışmada ele alınmıştır; ancak kapsamlı literatür taraması yapıldığında bu işlemin doğal veya estetik restorasyonlar üzerine etkisi hakkında yeterli veri olmadığı görülmüştür (28).

Bu çalışmanın amacı, kahve solüsyonunda bekletilerek ekstrinsik renklendirilen farklı yapıdaki estetik materyallere ve doğal dişlere yağ çekme işlemi uygulayarak, yağ çekme işleminin optik özelliklere etkisini incelemektir.

Çalışmanın sıfır hipotezleri;

Hipotez 1: Renklendirilmiş farklı yapıdaki estetik CAD/CAM materyallerine ve doğal dişlere yağ çekme uygulanmasının optik özelliklerin değişimine etkisi yoktur.

Hipotez 2: Ekstrinsik renklenmeye maruz kalmış farklı yapıdaki estetik restoratif materyallerin optik özellikleri yağ çekme işleminden farklı etkilenmez.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. CAD/CAM Sistemleri

Computer-aided design (CAD) bilgisayar destekli tasarım, computer-aided manufacturing (CAM) ise bilgisayar destekli üretim anlamına gelir. CAD/CAM sistemleri, yüksek hassasiyete sahip bir frezenin bilgisayar yazılımıyla kontrol edilmesiyle çalışır. Bu sistemler, seramik, metal, kompozit ve son zamanlarda eklenen hibrit bloklardan köprüler, kronlar ve sabit protezler üretirler. CAD/CAM sistemlerinin değişik tipleri ilk etapta 1960'lı yıllarda uçak ve otomotiv endüstrisinde kullanılmak üzere geliştirilmişlerdir. Yaklaşık on yıl kadar sonra da CAD/CAM sistemi diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğinde kullanılmasındaki amaç, geleneksel ölçü yöntemlerinin elimine edilerek, restorasyonların daha kısa sürede ve daha yüksek kalitede elde edilebilmesidir (29–31).

CAD/CAM teknolojisi, diş hekimliğinde birçok farklı alanda uygulanmaktadır. Bu teknoloji, inley, onley, veneer kron, köprü, implant abutment yapımı, tam ağız restorasyonu, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, hibrit protez alt yapı tasarımı ve cerrahi kılavuz işlemlerinde kullanılır. CAD/CAM sistemlerinin periodontoloji, ortodonti, implantoloji ve maksillofasiyel cerrahi gibi çeşitli diş hekimliği alanlarındaki uygulamaları, bu teknolojinin zaman içinde nasıl evrildiğini ve geniş bir yelpazede kullanıldığını gösterir (19, 32).

2.1.1. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

CAD/CAM uygulamaları, diş hekimliğinde pek çok avantaj sağlar. Bu sistemler, uygulama sırasında yapılan hataları en aza indirerek, ölçü alımı işlemini ortadan kaldırır ve geleneksel çok aşamalı indirekt restorasyon üretiminde görülebilen çapraz kontaminasyon riskini azaltır. Ayrıca estetik özellikleri geliştirilmiş materyallerin kullanılmasıyla doğala yakın ve daha estetik restorasyonlar elde edilebilir (33).

Bekleme süresini kısaltan bu teknolojiler, daha kullanışlı restoratif materyallerin daha kısa sürede elde edilmesini sağlar (34). Tek seansta uygulama imkânı sunarak, hem hastalar hem de hekimler için zaman tasarrufu sağlar; böylece çeşitli klinik problemlere yol açabilecek ölçü almanın yanı sıra, geçici kron hazırlama gibi zorunluluklar da ortadan kalkar. Ayrıca CAD yazılımları sayesinde laboratuvar teknisyenlerinin işleri kolaylaşmış, alt yapılar ve restorasyonlar daha verimli bir şekilde tasarlanabilir hale gelmiştir (16).

2.1.2. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

CAD/CAM restorasyonlarının yaygın kullanımını engelleyen temel faktörlerden birisi, yüksek üretim maliyetleridir. Birçok yeni sistem geliştirilmiş olmasına rağmen, CAD/CAM sistemlerinin ekonomik olmaması hala büyük bir sorun teşkil eder. Ayrıca, monokromatik blokların kullanılması, ideal estetik beklentilerini karşılamada yetersiz kalır. Bu sorunu gidermek amacıyla yeni materyaller geliştirilmiştir (35).

Derin subgingival marjinlere sahip restorasyonlarda, ağız içi optik tarayıcıların sadece görünür bölgeleri algılayabilmesi nedeniyle üretilen restorasyonlarda marjinal uyumsuzluklar ortaya çıkabilir. Ağız içindeki amalgam, metal kron ve abutmentler, dijital kamera ile ölçü alımı sırasında ışık yansıması nedeniyle görüntü alımını zorlaştırır. Ayrıca, ağız ortamında tarama işlemi yapılırken ağız sıvıları ve çevredeki yumuşak dokuların alınan kaydı etkileyerek restorasyon kenarlarındaki uyumu azaltabilmesi, subgingival restorasyon bitiş kenarına sahip dişlerde retraksiyon yapılmasını gerektirir (36).

Son olarak, bu sistemlerin kullanıcılarının eğitimi için gereken zaman ve para da kullanımını kısıtlayan önemli faktörlerdir. Bu zorluklar, CAD/CAM teknolojisinin geniş çapta benimsenmesini engelleyen başlıca unsurlar arasında yer alırlar (19, 35).

2.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Güncel CAD/CAM Sistemleri

Günümüzde CAD/CAM sistemleri, üretim yöntemlerine göre, doğrudan klinikte kullanılan sistemler, laboratuvar da kullanılan sistemler ve üretim merkezli CAD/CAM sistemleri olmak üzere üç ana gruba ayrılır (Tablo 1) (22).

Tablo 1. Diş hekimliğinde kullanılan güncel CAD/CAM sistemleri

Direkt Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	CEREC E4D Dentist
Laboratuvar da Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	CEREC inLab DCS Preci-fit Cercon Everest Zeno Tec System Katana Sistem
Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri	Procera Lava

2.2.1. Dental CAD/CAM Sistemleri İle Kullanılanlabilen Estetik Materyaller

CAD/CAM teknolojisinin yaygınlaşmasıyla birlikte, indirekt restorasyonların üretim süreci daha kolay hale gelmiş ve üniform kalitede estetik restorasyonlar elde edilebilmiştir. Bu artan popülerite ile birlikte, farklı bileşimlere ve çeşitli fiziksel ve yapısal özelliklere sahip yeni materyaller geliştirilmiştir. Bloklardan frezelenmiş restorasyonlar, standart üretim süreci sayesinde geleneksel yöntemlerle üretilen restorasyonlara kıyasla daha fazla yoğunluğa ve mekanik özelliklere sahip olma eğilimindedirler. Geleneksel üretim tekniklerinde görülen homojenite, mikroporözite ve yüksek ısıdaki fırınlama işlemleri sonrası oluşan boyutsal problemler, CAD/CAM sisteminde restorasyonlarda kullanılan blokların geliştirilmesiyle elimine edilmiştir (23, 24).

Kullanılacak blok materyalleri, restorasyonun türüne, ağızdaki yerine, hastanın beklentilerine, sosyoekonomik durumuna ve hekimin tercihine göre değişiklik gösterir (37, 38).

Bu materyaller şu şekilde sınıflandırılabilir: (39)

1. Feldspatik seramikler
2. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler
3. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler
4. Oksit seramikler
 - a. Cam infiltre oksit seramikler
 - b. Sinterlenen oksit seramikler
5. Nanoseramikler
6. Hibrit seramikler
7. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler
8. Kompozitler
9. Polimerler
10. Metaller

2.2.1.1. Feldspatik Seramikler

Feldspatik seramik bloklar, diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerinde kullanılan ilk materyaller arasında yer alırlar (38). Bu bloklar, cam matriks içinde %30 oranında ve homojen dağılım gösteren 3–4 mikrometre büyüklüğünde feldspat partikülleri içerirler. Kırılma dirençleri, 150 MPa, elastik modülleri ise 45–63 GPa arasında değişir. Feldspatik

seramiklerin en belirgin avantajlarından biri, cilalanmalarının kolay olması ve tek seansta uygulanabilmeleridir (40).

Feldspatik seramik bloklar, monokromatik, dikromatik ve polikromatik olarak üç ana kategoriye ayrılmaktadırlar. Monokromatik bloklar, tek renk içerirken, dikromatik blokların ortasında küresel bir dentin çekirdeği ve çevresinde translusent mine tabakası mevcuttur. Bu tasarım, renk geçişlerinin dentin ve mineyi taklit etmesini sağlamak amacıyla üç boyutlu bir yay şeklinde düzenlenmiştir. Polikromatik bloklar ise farklı renk doygunlukları ve ışık geçirgenlikleri sayesinde doğal diş dokusunu taklit etme yeteneğine sahiptir. Renk geçişleri, insizal yüzeyden koleye doğru artarak doğal diş yapısını başarıyla simüle eder (25).

Feldspatik seramik bloklar, inley, onlay, laminate veneer, parsiyel kron ve tam kron gibi çeşitli restorasyonlarda yaygın olarak kullanılır ancak bunlar, yeterli dayanıma sahip olmadığından tek başına köprü yapımında önerilmezler (26). Yüksek cam içerikleri, hidroflorik asitle pürüzlendirilerek oksit seramiklere kıyasla daha başarılı adeziv simantasyon sonuçları elde edilmesine olanak tanır. Bu bloklar, mekanik olarak cilalanabilme özellikleri sayesinde estetik ve dayanıklılık açısından üst düzey performans gösterirler. Bu özellikler, feldspatik seramik blokları tek seanslık hasta başı uygulamalar için ideal hale getirirler (26, 41).

Sirona CEREC Blocs (Bensheim, Almanya) ve Vita Mark II (Zahnfabrik, Almanya) gibi ürünler, feldspatik seramik blokların diş hekimliğinde kullanımının en iyi örneklerindendir.

Vita firmasının ürün yelpazesinde, monokromatik Vita Blocks Mark II, dikromatik Vita Block Reallife ve polikromatik Vita Block Triluxe gibi çeşitli bloklar bulunur. Ayrıca Vita Triluxe Forte, servikal bölgede renk doygunluğunu ve floresan özellikleri artırarak, restorasyonların doğal dişlerle uyum içinde olmasını sağlar (42).

2.2.1.2. Lössit ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Lössit esaslı cam seramikler, W. Höland ve arkadaşları tarafından geliştirilen bir teknoloji ile cam matriks içerisinde kontrollü kristalizasyon yoluyla üretilmiştir. Bu seramikler, başlıca silisyum oksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve potasyum oksit (K_2O) bileşenlerinden oluşur. Üretim sürecinde cam partikülleri, 720°C 'de fırınlanır ve ardından tekrar fırınlama işlemi ile tek çekirdek ikili ve dörtlü çekirdeklere dönüşen lössit

kristallerine evrilir. Bu kristalizasyon süreci, yapı içerisinde bulunan çatlakların ilerlemesini durdurur ve seramiğin bükülme direncini 160 MPa'ya kadar çıkartır (43).

Lösit kristallerinin seramiğin direncine katkısı iki temel mekanizma ile açıklanır. İlk olarak, bu kristaller çatlakların yönünü değiştirerek çatlak ilerlemesini durdurur. İkinci olarak, seramiğin soğuması sırasında cam matriks içinde oluşan artık baskı gerilimi, lösit kristallerinin genleşme katsayısının cam matriksten yüksek olması nedeniyle meydana gelir. Seramik ısıtılıp soğutuldukça, lösit kristalleri büzülür ve cam matriksi kendisine çeker; bu da, mikro çatlakların ilerlemesini engeller (44).

Lösit içeren seramikler, translüsensi, renk, floresans, opalesans, aşınma ve abrazyona direnç gibi estetik ve fiziksel özellikleri ile doğal dişe benzerlik gösterirler. Bu özellikler, lösit bazlı seramikleri özellikle anterior bölge kronlar ve laminate veneer uygulamalarında tercih edilen materyaller haline getirirler. Bununla birlikte, bu materyallerin başarısı, diş dokusuna olan başarılı adezyona bağlıdır ve bu nedenle adeziv simantasyon gerektirir. PS Empress CAD, IPS Procad ve IPS Empress Estetik materyalleri bu grupta yer alırlar (45, 46).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere geliştirilen ilk bloklardan biri olan ProCAD, 1998 yılında Ivoclar Vivadent tarafından tanıtılmıştır. ProCAD, %45 oranında ve 1-5 µm boyutunda lösit kristalleri içerir ve yüksek bükülme dayanımı ile dikkat çeker. Bu seramikler, laboratuvar ortamında önce toz bloklara preslenir ve ardından sinterleme işlemine tabi tutulur. İnley, onley, veneer ve anterior tek kuron restorasyonlarında kullanımları yaygındır (47).

Bu gruptaki bloklar, translüsensi özelliklerine göre üç kategoriye ayrılırlar: HT (High Translucency), LT (Low Translucency) ve MT (Medium Translucency). HT bloklar, yüksek ışık geçirgenliğine sahip olup düşük parlaklık değerleri gösterirler. LT bloklar, düşük ışık geçirgenliğine sahip olmakla birlikte yüksek parlaklık değerleri sergilerler. MT bloklar ise birkaç renk tonunu içeren polikromatik multibloklardır. Bu blokların amacı, doğal dişin servikal bölgesinden insizal bölgesine doğru olan renk ve ışık geçirgenliğini taklit etmektir (31, 48).

2.2.1.3. Lityum Disilikat İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler, diş hekimliğinde kullanılan cam seramik restorasyonların dayanıklılığını ve kullanım alanlarını genişletmek amacıyla

geliştirilmiştir. Bu materyaller, yüksek mukavemet ve kırılma direncine sahip olmaları nedeniyle diğer seramiklere göre daha üstün performans gösterirler. Lityum disilikat içeren seramikler, %70 oranında lityum disilikat kristalleri (Li, Si, O) içerir ve üst yapı seramiğinde florapatit kristalleri bulunur (49, 50).

Lityum disilikatın freze edilmesi oldukça zordur ve kırılgan bir yapıya sahiptir. Bu nedenle, CAD/CAM sistemlerinde kullanılan lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin üretim aşamasında seramik parsiyel olarak kristalize edilir. Bu kristalizasyon işlemi, seramiğin kolayca freze edilmesini sağlarken frezeleme sırasında mekanik direncini artırır (45). Parsiyel kristalize blokların temel kristal fazı, lityum metasilikattır (Li, Si, O) (51). Bu materyal, düşük kimyasal ve mekanik dayanıklılığa sahipken, 850°C’de kristalizasyon işlemi uygulanır ve lityum metasilikat, dayanıklı ve diş renginde lityum disilikata dönüşür. Menekşe renkteki bloklar, seçilen diş rengine dönüşür ve ince gren partiküllerinin cam matriks içerisinde hacimsel olarak %70 oranına ulaşmasını sağlar. Restorasyon dayanımını da 320 MPa’a ulaştırır. Bu değer, diğer cam seramik blokların 2–3 katıdır (49,52).

Altyapı 0.8 mm kalınlıkta hazırlandığında, lityum disilikat bloklarının kırılma direnci 400±40 MPa’ya kadar artırılmıştır. Bu yüksek dayanıklılık, yalnızca tek kron restorasyonlarında değil, aynı zamanda üç üyeli köprü protezlerinin yapımında da kullanılmasını mümkün kılar. Ancak köprü protezlerinin endikasyon alanı ikinci premolar dişlerden itibaren anterior bölge ile sınırlıdır (53,54).

Lityum disilikat CAD blokları, üç farklı ışık geçirgenliğine sahiptir. Yüksek translüsenansiye sahip HT (High Translucency) bloklar, çevre dokuların rengini absorbe etme özelliğine (bukalemun etkisi) sahiptir ve inley ve onley restorasyonlarda estetik sonuçlar elde etmek amacıyla kullanılırlar. Düşük ışık geçirgenliğine sahip LT (Low Translucency) bloklar, çeşitli renk seçenekleri ile tam kron restorasyonlarında kullanılabilirler. MO (Medium Opacity) bloklar ise renklenmiş dişlerin tedavisinde tabakalama tekniği ile kullanılmakta olup, estetik beklentinin yüksek olduğu bölgelerde cut–back tekniği ile üst yapı porseleni olarak uygulanabilirler (53, 55).

2.2.1.4. Oksit Seramikler

Cam İnfiltrate Oksit Seramikler

Cam infiltrate CAD/CAM bloklar, alumina veya alumina–zirkonya karışımlarının kristal yapıları arasında frezeleme işlemi sonrası ortaya çıkan boşluklara lantan oksit camın doldurulmasıyla üretilirler. Bu işlem, malzemenin dayanıklılığını yaklaşık 20 kat artırır. Bu blokların, In–Ceram Spinell, In–Ceram Alumina ve In–Ceram Zirconia olmak üzere üç farklı çeşidi bulunur (56).

In–Ceram teknolojisi, Dr. Mickael Sadoun tarafından 1985 yılında geliştirilmiştir. İlk cam infiltrate seramik olan In-Ceram Alumina, 1989 yılında piyasaya sürülmüştür. Bu seramikler, %45–85 oranında alüminyum ve %15 oranında silika içerirler ve yüksek kırılma dayanıklılığına sahiptirler (57, 58).

1989 yılında tanıtılan In–Ceram Alumina, düşük viskoziteli sodyum lantan oksit camın yüksek yoğunluklu gözenekli alümina altyapısına nüfuz etmesiyle oluşturulmuştur. Bu malzeme, 236–600 MPa arasında değişen bükülme direncine sahiptir ve ön ile arka bölge kronlarında ve üç üyeli ön bölge köprülerinde alt yapı materyali olarak kullanılabilir (59). In–Ceram Alumina, Al_2O_3 , SiO_2 , CaO ve diğer oksitleri içerir ve 446 MPa yatay bükülme direncine sahiptir. Opak yapısı nedeniyle, üzerine porselen kaplama yapılması gerekir (60).

In–Ceram Spinell (Vita, Almanya), 1994 yılında opak altyapıya sahip In–Ceram Alumina’ya estetik olarak daha üstün bir alternatif olarak geliştirilmiştir. Bu malzeme, %78 oranında magnezyum alüminyum oksit ($MgAl_2O_4$) içerir. Sinterleme işlemi sonrası oluşan ve spinell adı verilen gözenekli yapı, lantan oksit camın infiltrate edilmesiyle ışık geçirgenliğini artırır. Sonuç olarak, 350 MPa dayanıklılığa ve yüksek ışık geçirgenliğine sahip bloklar elde edilir. Bu bloklar, ön ve arka bölge tek kronlar ile üç üyeli ön bölge köprülerde altyapı materyali olarak kullanılabilir (48). In–Ceram Spinell, estetik ve şeffaflık açısından üstün olup, In–Ceram Alumina’ya göre yaklaşık %25 daha düşük bükülme direncine (283–377 MPa) sahiptir. Ancak translüsensi değeri, iki kat daha fazladır ve bu nedenle yüksek estetik beklentilerin olduğu ön bölge restorasyonlarında tercih edilir (61–63).

In–Ceram Zirconia (Vita, Almanya), %62 oranında alüminyum oksit ve %20 oranında zirkonyum oksit içerir ve 700 MPa dayanıklılığa sahiptir. Zirkonyum oksit

içeriği, bu materyalin yüksek dayanıklılık ve düşük ışık geçirgenliği özelliklerine sahip olmasını sağlar. Ön ve arka bölge kronlar ile köprülerde altyapı materyali olarak kullanılır (64, 65). In-Ceram Zirconia, alüminyum oksit içeriğine %33 oranında seryum stabilize zirkonyum eklenerek geliştirilmiştir. Bu materyal, 1100°C’de iki saat süreyle sinterlendikten sonra cam infiltre edilerek son halini alır ve yapısının yaklaşık %23’ünü cam fazı oluşturur. Bükülme direnci açısından en yüksek değere (700 MPa) sahiptir ve zirkonyumun stres bağımlı transformasyon özelliği ile alümina matriksin birleşimini sağlar (41, 61, 62).

Sinterlenen Oksit Seramikler

Alüminyumoksit (Al_2O_3)

Alüminyum oksit seramikler, restorasyon üretimi sırasında pre-sinterize fazdayken frezelenir ve ardından 1520°C’de sinterlenirler. Bu seramik bloklar, %100 Al_2O_3 kristalleri içerir ve yarı sinterize halde yüksek dayanıklılığa sahiptirler. Kırılma dayanımları, 500 MPa’nın üzerinde olup, bükülme dayanımları ortalama 610 MPa ve elastik modülleri 380 GPa’dır. Bu işlemler sonrasında cam infiltrasyonu gerektirmezler. Başlangıçta tek renkli olan bu bloklar, üzerine uygulanacak porselenin rengine uyum sağlamak amacıyla renklendirme likiti ile renklendirilebilirler (61, 62).

Dayanıklılık ve uzun ömürlülük açısından ideal olan bu seramikler, özellikle anterior ve posterior kuron alt yapılarında, tek kuron restorasyonlarında ve üç üyeli sabit protezlerde alt yapı malzemesi olarak kullanılırlar. Estetik özellikleri cam seramiklerle karşılaştırıldığında daha düşük olabilir, ancak sağlamlık ve dayanıklılık açısından üstün performans gösterirler (66). Örnek olarak, In-Ceram Al Blok (Vita) ve inCoris Al (Sirona) (Color F 0.7) verilebilir (78).

Zirkonyum Oksit (ZrO_2)

Zirkonyum, yüksek mekanik direnci, kimyasal ve boyutsal stabilitesi nedeniyle günümüzde tam porselen restorasyonların alt yapılarında sıklıkla kullanılan bir materyaldir (26). Üretim biçimine göre zirkonyum dioksit bloklar, sinterlenmemiş, yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş olmak üzere üç gruba ayrılırlar. Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar, zirkonyum dioksit tozuna sinterleme işlemi uygulanmadan basınçsız presleme ile elde edilirler. Bu bloklar kolayca aşındırılır ve sonrasında sinterlenerek kullanıma hazır hale getirilirler (68).

Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar, zirkonyum dioksit tozuna bağlayıcı madde eklenip preslenerek blok haline getirilir. Üretici firma, zirkonyum dioksit tozunu basınçla sıkıştırarak 1350–1550°C sıcaklıkta ön sinterleme işlemi yapar (69). Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar ise 1300°C sıcaklıkta sinterlenerek %95 yoğunluğa ulaşırlar. Ancak bu yapı çok sert olduğundan, aşındırma süreci oldukça uzun zaman alır (79).

IPS e.max ZirCAD

IPS e.max ZirCAD, yttrium-stabilize zirkonyum oksit içeren bloklardan oluşur ve hem anterior hem de posterior bölgelerde kullanılabilen uzun köprülere uygundur. Bu bloklar, ayrıca teleskop ve implant üstü kronlar ile koping yapımında da kullanılırlar. IPS e.max ZirCAD altyapıları, CAD/CAM sistemiyle frezelenir ve ardından yüksek sıcaklıkta porselen fırınında sinterlenirler. Sinterleme sırasında altyapı küçülerek nihai boyutuna ulaşır ve maksimum kırılma sertliğine erişir. Bu aşamadan sonra altyapılar, IPS e.max Ceram yığma seramik kullanılarak veya IPS e.max ZirPress ile preslenerek kaplanırlar.

IPS e.max ZirCAD, dokuz farklı blok boyutunda ve üç renkte (MO0, MO1, MO2) mevcuttur. Küçük boyuttaki bloklar kopingler için, daha büyük boyuttaki bloklar ise uzun köprü altyapıları ve grup çalışmalarında kullanım için uygundur.

Avantajları:

- Yüksek güç ve biyouyumluluk
- 900 MPa'dan yüksek güç ve kırılma sertliği sayesinde uzun gövdeli köprülerin üretimi
- Renklendirilmiş bloklar sayesinde esnek çalışma
- IPS e.max Ceram ile kaplama veya IPS e.max ZirPress ile presleme imkanı
- Programat S1'de koordine hızlı sinterleme işlemi
- IPS e.max CAD-on tekniği ile IPS e.max CAD ile kombinasyon imkanı

Endikasyonları:

- Anterior ve posterior restorasyonlar için kron altyapıları
- Anterior ve posterior bölgeler için 3–12 üyeli köprü yapıları
- İnley köprü yapıları
- Primer teleskop kronlar

- İmplant üst yapıları (tek diş ve köprü yapıları)
- Teleskop kron yapıları (70).

2.2.1.5. Nanoseramikler

Nanoteknoloji, endüstriyel alanlardan diş hekimliğine adapte edilerek bu alana önemli yenilikler getirmiştir. Nanoseramikler, nano boyutlu seramik partikülleri ve UDMA (üretan dimetakrilat) içeren bir reçine matriksinden oluşurlar. Bu yapı, hem kompozit hem de seramik materyallerin fiziksel ve estetik özelliklerini bir araya getirir (Fradeani ve ark., 2005). Üretim aşamasında yapıya eklenen silan, reçine matriks ve nanomer partiküller arasında kimyasal bağlanmayı sağlar (74, 82, 83).

Nanoseramiklerin yapısının %80'i, polimerik bir matriks içinde yer alan 20 nm çapında silika ve 4–11 nm çapında zirkonyum dioksit nanopartiküllerinden oluşur. Bu malzemelerin elastiklik modülü, 10–20 GPa arasında olup, dentine benzer özellikler gösterir ve cam seramiklere kıyasla stresi daha fazla absorbe eder (73). Kırılma direnci 204 MPa olan nanoseramikler, feldspatik, lösit ve kompozit bloklardan daha dayanıklıdır ve lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklara daha yakındır. Ayrıca nanoseramikler, şok absorbe etme özelliklerine sahip olup, implant üstü restorasyonlarda seramiklere göre daha başarılı sonuçlar verirler ve karşıt dişlerde daha az aşınmaya neden olurlar (73).

Bu bloklar, yüksek ısı ve basınç altında üretildiğinden, kompozit rezinlere göre daha fazla dolgu maddesi içerirler ve %85'e varan yüksek dönüşüm oranlarına sahiptirler. Bu özellikler, mekanik dayanıklılığı önemli ölçüde artırır (13, 74–76). CAD/CAM ile hazırlanan kompozit rezin nanoseramik restorasyonlar, direkt kompozit restorasyonlara kıyasla daha iyi polimerizasyon, daha az gözenekli ve daha homojen bir yapı sunarlar ve polimerizasyon büzülmesi yaşamazlar (37).

Nanoseramikler, translusentlik derecelerine göre LT (Low Translucency) ve HT (High Translucency) olarak ikiye ayrılırlar ve çeşitli renk seçenekleri mevcuttur. Bu materyallerin, kompozitlerle tamir edilebilme avantajı da bulunur (77).

Bu özellikler, nanoseramiklerin diş hekimliğinde hem estetik hem de işlevsellik açısından tercih edilmesinin başlıca nedenlerindendir. Yüksek kırılma direnci ve elastik modül değerleri, bu materyalin dayanıklılığını artırırken, stres absorpsiyonu ve düşük karşı diş aşınması gibi avantajları da vardır; bunlar da tercih edilmesinde önemli rol oynarlar. Bu nedenle, nanoseramikler modern dental uygulamalarda sıklıkla kullanılırlar.

Lava Ultimate

Lava Ultimate (3M ESPE, St. Paul, Minneapolis, ABD), nanoseramik teknolojisi kullanılarak üretilen ve rezin nano seramik (RNC) olarak bilinen yenilikçi bir malzemedir. Bu malzeme, %80 seramik ve %20 kompozit içeriğiyle, hem seramiğin hem de kompozitin avantajlarını bir araya getirir. Seramik yapısı, zirkonya ve silika nanomerlerden oluşur (83).

Lava Ultimate, kompozitin esneklik ve kırılma dayanımı ile seramiğin estetik özelliklerini birleştirmek amacıyla tasarlanmıştır. Üretim sonrası fırınlama gerektirmeyen bu malzeme, kolayca parlatılabilir ve gerektiğinde ışıkla sertleşen restoratif materyallerle minimal adaptasyonlar sağlayabilir (90, 91). CAD/CAM bloklarının cam seramikler ve kompozitlerle karşılaştırıldığında benzer veya daha üstün performans bir sergilediği bildirilmiştir (83, 84).

Bu materyal, tek seansta muayenehane ortamında uygulanabilen bloklar (örneğin CEREC ve E4D) ve laboratuvar kullanımına yönelik bloklar (örneğin Straumann CARES) olarak iki türde sunulur (72). RNC blokları, Vitapan skalasına göre düşük translüsensi (LT) ve yüksek translüsensi (HT) olmak üzere iki farklı translüsensi seçeneği ve sekiz farklı renkte (A1, A2, A3, A3.5, B1, C2, D2, Bleach) üretilmiştir (83).

Lava Ultimate, inley, onley ve laminate restorasyonlarında kullanılmak üzere tasarlanmış olup, tam kron yapımı için önerilmez (80). Üretim sırasında gerçekleştirilen ısı işlemleri sayesinde restorasyon sürecinde ek işlem gerektirmez. Nanomer yapısı, yüksek aşınma ve kırılma dayanıklılığı sunar ve mekanik cilalama işlemleri kolaydır. Elastik modülü, dentin dokusuna benzer ve diş ile birlikte gelen kuvvetleri tolere eder. Kompozitlerle kolayca tamir edilebilir ve dişe benzer floresans özelliği sayesinde estetik gerektiren alanlarda tercih edilebilir (83, 93).

Simantasyon aşamasında restorasyona 50 µm Al₂O₃ ile 2 bar basınç altında kumlama yapılması ve asit uygulanmaması önerilir. Adeziv siman ile simantasyon ise tavsiye edilir (92).

Cerasmart

Cerasmart (GC, A.B.D.), esnek nanoseramik olarak bilinen ve hem fiziksel hem de estetik özellikleri bir arada sunan bir materyaldir. %71 oranında silika ve baryum cam nanopartiküllerinden oluşur, geri kalan %29'luk kısmı ise rezin içerir. Nanopartiküllerin

büyüklüğü, 20–300 nm arasında değişir. İçeriğinde Bis–MEPP (2,2–Bis 4–metakriloksipolietoksifenil propan), DMA (dimetakrilat) ve UDMA (üretan dimetakrilat) bulunur (78, 82). Bu yapı Cerasmart’a yüksek kırılma ve aşınma dayanıklılığı, yüksek radyoopasite ve diş dokusuna benzer fiziksel özellikler sağlar (12).

Cerasmart materyalinin diğer sistemlere göre avantajları:

- Yüksek esneklik ve kırılma dayanımı,
- Diş dokusuna benzer fiziksel özellikler,
- Yüksek radyoopasite,
- Yüksek aşınma direnci,
- Kolay frezeleme işlemleri,
- Chipping görülmez,
- Sinterleme işlemlerine gerek yoktur,
- İntraoral tamir yapılabilir (12).

Cerasmart, inley, onley, veneer restorasyonlar, kron restorasyonları ve implant üstü restorasyonların yapımında kullanılır. Yüksek translüsensi (HT) ve düşük translüsensi (LT) özelliklerinde çeşitli renklerde bloklar piyasada mevcuttur. HT bloklar, mine dokusunu taklit etmek için kullanılırken, LT bloklar dentin içeren preperasyonlarda ve renklenmiş dişlerin maskelenmesi gerektiğinde tercih edilir (12, 95).

Cerasmart ile restorasyon yapılırken, derin chamfer veya yuvarlatılmış shoulder tipi basamak preperasyonu önerilir. İnley veya onley restorasyonlarda, diş ile restorasyonun birleşim yerlerinin karşıt diş ile direkt oklüzal temasta olmaması gerekir. Glaze ve eksternal boyama işlemleri için sistemin içinde yer alan ‘Optiglaze color’ kullanılır ve uygulama sonrası ışıqla sertleştirilir. Bu sayede estetik ve parlak yüzeyler elde edilir. Ayrıca, tamir kiti ile intraoral tamir yapılabilir (78).

Simantasyon sırasında, üretici firma 25–50 µm Al₂O₃ ile kumlama veya %5 hidroflorik asit ile pürüzlendirme işlemi yapılabileceğini belirtir. Ancak yapılan bir çalışmada Al₂O₃ ile kumlamanın daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür (84). Adeziv simantasyon prosedürü ise bu aşamadan sonra uygulanır (85).

Günümüz diş hekimliğinde kullanılan çeşitli seramik ve kompozit materyallerin avantaj ve dezavantajları, yeni materyal arayışlarını teşvik eder. Dental seramiklerin yüksek esneme direnci ve renk stabilitesi gibi avantajlarına rağmen, antagonist diş

aşındırması ve dişte minimum 1,5–2 mm düzeyinde preparasyon gerektirmesi gibi büyük dezavantajları da bulunur. Öte yandan, kompozit materyallerde doğal diş/kuron kontağı karşısında aşınma gözlenmekte olup, bu da ideal aşınma değerlerine sahip materyallerin aranmasına sebep olur (86).

2.2.1.6. Hibrit Seramikler

Son dönemde, seramik ve kompozitlerin birleştirilmesiyle oluşturulan hibrit malzemeler piyasaya sunulmuştur. Bu hibrit malzemeler, geleneksel seramiklere kıyasla daha yüksek kırılma dayanımına sahip olup intraoral ve ekstraoral olarak tamir edilebilir özellik gösterirler (86). Bu materyallerin yapısında baskın olan seramik ağ, polimer bir ağ ile güçlendirilmiştir. Yapının ağırlıkça %86'sı ve hacimce %75'i seramikten oluşur. Polimer ağı ise yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilat (PMMA) içerir. Bu polimer ağ yapısı, seramiklerde sık gözlenen çatlak ilerlemesini azaltır. Ayrıca, daha az preparasyon gerektirir ve yüksek yük taşıma kapasiteleri sayesinde posterior bölge restorasyonlarında kullanılabilirler (84, 98).

Hibrit malzemeler, kuron, inley/onley ve veneer restorasyonlarında kullanılabilir. Ancak üretici firma talimatlarına göre bu malzemeler parafonksiyonel alışkanlıkları olan bireylerde ve köprü endikasyonlarında kullanılmamalıdır (87). Yüksek translüsensiye sahip bloklar daha çok anterior bölge ve veneer restorasyonlarında kullanılırken, düşük translüsensiye sahip bloklar renklenmiş dişlerin restorasyonlarında tercih edilirler (100).

Vita Enamic gibi polimer–infiltrate–seramik–ağı içerikli hibrit malzemeler, seramiklerin dayanıklılık ve renk stabilitesini, kompozitlerin esnekliği ve düşük aşındırıcı özellikleriyle birleştirmek amacıyla geliştirilmiştir (60).

Vita Enamic

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), CAD/CAM sistemleriyle kullanılabilen hibrit bir malzemedir. Ağırlıkça %86 oranında inorganik içerik, yani seramik, ve %14 oranında organik içerik, yani polimer yapıdan oluşur. Bu kombinasyon, kullanıcıya çeşitli avantajlar sağlar. Örneğin, kırılma dayanımı tam seramiklere göre daha yüksektir ve CAD/CAM sistemleri ile hazırlanma prosedürü daha kolaydır (89).

Hibrit yapısı, pöröz bir seramik altyapı üzerine infiltrate edilen polimer yapının ışıkla sertleştirilmesiyle elde edilmiştir (90). Seramik kısmı, ağırlıkça %58–63 silikon dioksit, %20–23 alüminyum oksit, %9–11 sodyum oksit, %4–6 potasyum oksit, %0.5–2 boron

trioksit, <%1 zirkonya ve <%1 kalsiyum oksitten oluşur (82). Polimer kısmı ise Üretan Dimetakrilat (UDMA) ve Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA) içerir (91). Vita Enamic'in elastisite modülü dentine benzer ve kırılma dayanımı tam seramiklerden daha yüksektir (104, 105).

Bu malzemenin genel mekanik özellikleri değerlendirildiğinde, seramik ile kompozit reçineler arasında yer aldığı görülür. Bükülme dayanımı, 150–220 MPa arasında değişmekte olup, aşınma özellikleri ve elastikiyeti dentine yakındır. Materyalin aşınması diğer seramiklerle benzerdir, ancak karışit dişte daha az aşınmaya yol açar (83, 94, 95). Vita enamic tüm tek diş restorasyonlarında ve implant üstü restorasyonlarda (İmplant destekli anterior ve posterior kuronlar, anterior ve posterior kuronlar, inley/onley/parsiyel kuronlar, vener restorasyonlar) kullanılabilir (104). Hidroflorik asit ve silan uygulaması bu materyallerin simantasyon protokolünde önerilir. Ayrıca, ışıkla polimerize olan staining ve glazür ajanları mevcut olup, gerektiğinde restorasyona veneer kompoziti ile ilaveler yapılabilir (108).

2.2.1.7. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Zirkonya infiltre lityum silikat (ZLS) seramik blokları, diş hekimliğinde tanıtılan yeni bir materyal grubudur. Lityum silikat ile güçlendirilmiş cam seramikler, mekanik açıdan geliştirilmiş ve bu bloklar üretilmiştir. Üretici firmaların verilerine göre bu materyallerin kırılma direnci, 370–420 MPa arasında değişir (41, 89). Bu değerlere bakıldığında, ZLS seramiklerin kırılma direncinin, lōsit ile güçlendirilmiş cam seramiklerden üç kat daha yüksek olduğu ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler ile karşılaştırılabilir düzeyde olduğu söylenebilir (97).

ZLS materyalleri, LS₂ seramiklerinden, daha küçük lityum metasilikat ve lityum disilikat kristalleri ve yapısında zirkonyum oksit içermesi nedeniyle farklıdır. Materyal, işlem öncesinde prekristalize haldedir ve yalnızca lityum metasilikat içerir. Bu aşamada, freze işlemleri kolaylıkla yapılabilir. Restorasyon üretildikten sonra, 840°C'de 8 dakika süren bir kristalizasyon fırınlaması uygulanır (41, 83, 98).

2.2.1.8. Kompozitler

Kompozit CAD/CAM materyalleri, 2000'li yılların başında Paradigm MZ100 blokların piyasaya sürülmesi ile kullanılmaya başlanmıştır; ancak bu materyal, başlangıçta pek popüler olmamıştır (52). Bununla birlikte, CAD/CAM teknolojisindeki gelişmelerle

birlikte kullanımları, kullanım kolaylığı ve başarılı sonuçlardaki artış ile birlikte 2016 yılından itibaren de Brilliant Crios (Coltene-Whaledent, İsviçre), Tetric CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Grandio (VOCO GmbH), LuxaCam kompozit (DMG) gibi çeşitli bloklar tanıtılmıştır (8, 99, 100).

Bu materyaller, organik reçine matrisi içerisinde hem inorganik hem de organik dolgu maddeleri, başlatıcılar, stabilizatörler ve pigmentler içerirler. İçerdikleri bileşenlere bağlı olarak, mekanik ve estetik özellikleri değişiklik gösterir (99, 100).

Kompozit bloklar, direkt kompozit uygulamalarda karşılaşılan polimerizasyon büzülmesi, artık monomerler ve düşük mekanik dayanım gibi sorunları ortadan kaldırır. Ayrıca bu blokların hızlı hazırlanabilmesi, mükemmel marjinal uyum sağlaması, yüzeyin kolayca bitirilebilmesi ve karakterizasyon yapılabilmesi gibi pek çok avantajı da vardır (100–102).

Kompozit bloklar, veneer, inley, onley ve tek kron restorasyonların yapımında kullanılırlar (99). Dentin benzeri elastik modülleri sayesinde, restorasyonlarda stres birikimi azalır ve kırılma riski düşer (38, 100, 103).

Tetric CAD

Estetik bir kompozit blok olan Tetric CAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn), Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, UDMA nano dolgulu %70 baryum cam ve silisyum dioksitten oluşan reçine matrisli estetik bir kompozittir. Üretim şirketinin sağladığı verilere göre, bükülme direnci 273.8 MPa, elastik modülü 10.2 GPa'dır (8).

Bu bloklar, MT ve HT şeffaflık seviyelerinde, sırasıyla 5 (BL, A1, A2, A3, A3.5) ve 4 (A1, A2, A3, A3.5) renk tonuna sahiptirler. Ayrıca 12 ve C14 olmak üzere iki farklı boyut seçeneği sunarlar. Tetric CAD bloklar, inleyler, onleyler (örneğin oklüzal kaplamalar, parsiyel kronlar) ile birlikte anterior ve posterior bölgede tek üye restorasyonlarda kullanılırken, geçici kron veya köprü tip restorasyonlarda önerilmezler (104).

2.2.1.9. Polimerler

Günümüzde CAD/CAM teknolojisi ile kullanılmak üzere geliştirilen ve sıklıkla geçici restorasyon ve dayanaklarda kullanılan yüksek yoğunluklu polimerler de piyasada sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır (105).

PMMA (polimetilmetakrilat), metil metakrilat polimerlerinden oluşan ve doldurucu içermeyen termoplastik bir polimerdir. Kullanım amacına uygun olarak farklı pigmentlerle renklendirilebilirler (101). Estetik özellikleri ve renk stabilitesi geleneksel geçici restorasyonlardan yüksek olan PMMA ile, dayanıklı ancak gerektiğinde tamiri kolay olarak gerçekleştirilebilen geçici restorasyonlar üretilebilir (106). Bunlar, her tür sabit geçici restorasyonun yapımında kullanılabilirler ve 6 ay ila 1 yıl gibi uzun sürelerle hasta ağzında kalabilirler.

PMMA ile oluşturulan geçici restorasyonlar, hastalara uzun süreli kullanılır ve böylece pahalı seramik bloklarla tedavi tamamlanmadan önce estetik, çiğneme fonksiyonu, fonetik ve marjin adaptasyonu klinik olarak değerlendirilme imkânı bulur (107).

Kazıma cihazında üretimi kolay olan PMMA restorasyonların yüzey bitirme işlemlerinin de rahatlıkla uygulanabilmesi, estetik bölgelerde uzun süreli kullanımda avantaj sağlar (37, 100, 108).

CAD/CAM sistemi ile kullanılabilen polimerlerden bir diğeri de polikarbonat ve poliakrileterketon ailesine ait sentetik olarak üretilen bir polimer olan polietereter-keton (PEEK)'dur. PEEK, poliakrileterketon (PAEK) ailesinin yüksek ısı polimeridir. PEEK materyali opaktır ve genellikle beyaz ya da gri renge sahiptir. Renginden dolayı estetik bölgede monolitik olarak kullanılamaz ve veneerlenmesi gerekir. Diş hekimliğinde, sabit ve hareketli protezlerde alt yapı malzemesi, geçici dayanak, iyileşme başlıkları ve dental implantlar gibi pek çok alanda kullanılırlar (109–111).

Telio CAD

Bu bloklar, yüksek oranda çapraz bağlı PMMA ve az miktarda pigment içeren malzemelerden üretilmiştir. İçerikleri %99.5 PMMA ve %0.5 pigmentten oluşur. Yüksek derecede homojen bir yapıya sahiptirler ve endüstriyel üretim sürecinde elde edildiklerinden, polimerizasyon sırasında büzülme göstermezler. Restorasyonların polisajı hızlı ve etkin bir şekilde yapılabilir ve ayrıca boya maddeleri ile karakter özellikleri verilebilir.

Telio CAD bloklar, B40L ve B55 olmak üzere iki farklı boyut seçeneği sunarlar. Ayrıca, BL3, A1, A2, A3, A3.5 ve B1 olmak üzere altı farklı renk tonu da mevcuttur. Bu bloklar, reçine bazlı simanlarla sabitlenerek kullanılabilirler.

Telio CAD bloklarının kullanım alanları arasında,

- 12 aya kadar dayanıklı tek kronlar,
- 2 ara üyeli geçici anterior ve posterior köprüler,
- implant üstü geçici kronlar,
- temporomandibular eklem (TME) rehabilitasyonu için geçici restorasyonlar bulunur (112).

2.2.1.10. Metaller

Sabit protezlerde (FPD'ler), en yaygın kullanılan frezelenmiş metaller: kobalt-krom alaşımları (CoCr) ve titanyumdur. Değerli metal alaşımlarının işlenmesi, maliyet gibi çeşitli nedenlerden ötürü genellikle tercih edilmez. Günümüzde üreticiler, özellikle titanyum bloklar üzerinde çalışmalarını sürdürmektedirler. Mevcut durumda kullanılan bloklar, önceden sinterlenmiş formda ve oldukça yumuşak CoCr'dir. Bu ön sinterlenmiş metaller hakkında bilgi ve araştırmalar hala sınırlıdır. Bu bloklar, izostatik basınçla metal tozunun sıkıştırılması sonucu elde edilir; bu da katı, fakat yumuşak bir malzeme oluşumuna yol açar. Üretilen protez parçalarının gerekli mekanik özelliklere sahip olabilmesi için son bir işlemde geçmesi gereklidir. Sinterleme işlemi, harici basınç uygulansın ya da uygulanmasın, bir dizi parçacık ya da gözenekli bir yapının, maksimum yoğunluk durumuna ulaşmak üzere bazı özelliklerini değiştirdiği ısı bir işlemdir. Özellikle implant üstü restorasyonlarda bar yapımı sırasında veya metal destekli seramik restorasyonlar üretilirken dökümden kaynaklanan büzölmeleri önlemek ve pasif uyumu sağlamak için saf titanyum, titanyum alaşımları ve krom-kobalt alaşımlarından üretilmiş bloklar kullanılır (101).

2.3. Diş Hekimliğinde Renk ve Işık

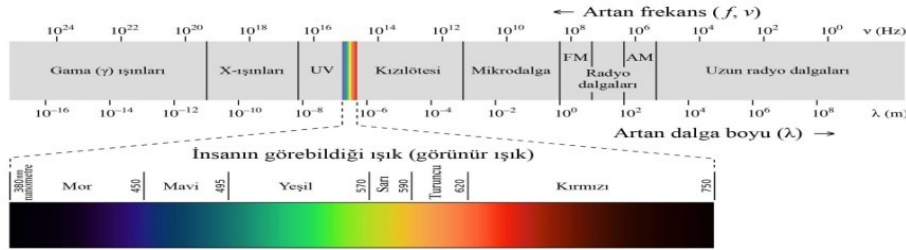
2.3.1. Diş Hekimliğinde Renk

Estetik diş hekimliğindeki ilerlemeler, hastaların restorasyonlara yönelik beklentilerini ciddi ölçüde değiştirmiş ve yükseltmiştir. Estetik açıdan başarılı bir sonuç elde etmek için sadece doğru anatomik formun sağlanması yeterli olmayıp, aynı zamanda doğal renk uyumunu destekleyen bir renk harmonisinin de sağlanması gereklidir. Dişlerin formu belirli kurallara göre hazırlanabilse de, renk konusunda standart kurallar ve ortak bir terminoloji mevcut değildir. Renk seçimi subjektif olup, diş hekimleri arasında farklılık gösterebilir; hatta aynı diş hekimi bile farklı zamanlarda farklı seçimler yapabilir (146).

Renk olgusu, cismin ışık enerjisiyle fiziksel etkileşimi sonucu ortaya çıkan psiko-fiziksel bir cevaptır. Renk, görünür ışığın çeşitli dalga boylarının absorpsiyonu ve yansımalarıyla algılanır (147).

Commission Internationale de l'Eclairage (CIE)'a göre renk, kromatik ve akromatik komponentlerin kombinasyonundan oluşan görsel bir algıdır. Renk, ışık enerjisinin bir cisim ile fiziksel etkileşimi ve bu etkileşimin bir gözlemci tarafından psiko-fiziksel olarak algılanması sonucu meydana gelir (115). Rengin oluşumu ve algılanması tamamen ışıkla ilgilidir. Bir nesneden yansıyan ışığın, gözdeki nöral sensörleri uyarması ve bu uyarının beyin korteksindeki görme merkezine iletilmesiyle görüntü oluşur (149–151).

Bilimsel olarak ışık, görülebilir elektromanyetik enerji olarak tanımlanabilir. Görünür spektrumun kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere üç ana banda ayrıldığını düşünürsek, herhangi bir ışık kaynağının verdiği ışığın renk kalitesi, bu ışık içindeki kırmızı, yeşil ve mavi ışınların yüzde oranı ile ifade edilebilir (119, 120).



Şekil 1. Elektromanyetik spektrum (121)

2.3.1.1. Rengin Algılanması

Algılanan renk, bireysel renk algılama yeteneği, aydınlatma koşulları, zeminin etkisi, renk körlüğü, gözler arasındaki farklılıklar, göz yorgunluğu ve çeşitli psikolojik faktörler gibi birçok değişkenden etkilenir. Bu fiziksel koşulların yanı sıra her gözlemci, kendi deneyimlerine ve renk referanslarına dayanarak rengi farklı yorumlar. Rengin algılanması için ışık, nesne ve gözlemci olmak üzere üç unsur arasında bir etkileşim olması gerekir (155).

2.3.2. Işık

Rengin algılanmasındaki en temel faktör ışıktır ve ışık olmadığında renk algısı da oluşmaz. Işık, nanometre cinsinden dalga boylarıyla ifade edilen ve kırıldığında spektrum

oluşturan görünür elektromanyetik enerjidir (118, 123). Elektromanyetik spektrumda radyo dalgaları, x-ışınları, ultraviyole ve kızılötesi ışınlar gibi çeşitli bileşenler yer alır ve her biri farklı dalga boylarına sahiptir. Ancak insan gözü, bu spektrumun yalnızca 360 ile 780 nanometre arasındaki dar bir aralığını algılayabilir; bu aralık, görünür ışık spektrumu olarak adlandırılır (156).

Görünür ışık spektrumunda renkler, kısa dalga boyundan uzun dalga boyuna doğru mor, mavi, yeşil, sarı, turuncu ve kırmızı şeklinde sıralanır. Beyaz renk, tüm dalga boylarının karışımından meydana gelir ve ışık kaynağının içerdiği farklı dalga boyları miktarları, nesnenin rengini algılama şeklimizi etkiler (147, 151, 156).

Farklı dalga boylarına sahip bu uyaranların retinada yarattığı etki, gözlemcinin farklı renkleri algılamasını sağlar (124). Rengin algılanmasında en temel faktör ışıktır ve ışık olmadığında renk algısı da oluşmaz (114, 118, 123).

Rengin algılanması, kaynağından gelen ışığın obje yüzeyinden yansımaları, kırılması veya emilmesi sonucunda göze ulaşarak beyinde algılanması ile gerçekleşir (125).

2.3.2.1. Işığın Emilimi

Bir obje, üzerine düşen ışıktan sadece kendi rengini yansıtır, diğer tüm renklerini ise emer. Örneğin, kırmızı bir cisim, kırmızı dışındaki tüm dalga boylarını emer ve sadece kırmızı dalga boyundaki ışığı yansıtarak kırmızı görünür (119, 126). Tüm dalga boylarını emen bir cisim siyah olarak, hepsini yansıtan bir cisim ise beyaz olarak algılanır. Ayrıca, objenin hangi ışığı emeceğini belirleyen önemli bir faktör, ışık kaynağının yaydığı dalga boylarıdır. Bu nedenle, homojen spektrumlu ışık kaynaklarının bulunmadığı bir ortamda, bir objenin gerçek rengini doğru bir şekilde görmek mümkün olmayabilir (149, 160).

2.3.2.2. Işığın Yansımaları

Işık ışınlarının bir yüzeye çarparak geri dönmesine yansıma adı verilir. Işık kaynağından çıkıp bir objeye ulaşan ve ardından yansıyan ışık, objenin emmediği ve objenin rengiyle uyumlu dalga boylarını taşır. Bu yansıyan ışık, objenin renginin algılanmasını sağlar ve bu ışığın dalga boyu, gözlemlenen rengi belirler. Düzgün bir yüzeye çarpan ışık, geldiği açıya eşit bir açıyla geri yansır ve bu olaya düzgün yansıma denir. Buna karşılık, pürüzlü bir yüzeye çarpan ışık, çeşitli açılarda birçok yöne dağılır, bu da dağınık yansıma olarak adlandırılır. Doğal dişlerin prizmatik ve interprizmatik yapıları

arasında dağınık yansıma gerçekleştiği için, restoratif materyallerin de bu özelliği taşıması beklenir (128, 129).

2.3.2.3. Işığın Kırınımı

Işık, saydam bir ortamdan farklı yoğunluktaki başka bir saydam ortama geçtiğinde hem hızı hem de yönü değişir. Bu değişime kırılma denir ve ışığın farklı ortamlardaki hız oranları, bu ortamların kırılma indisini (n) belirler. Kırılma indisi, bir malzemenin kendine özgü bir özelliğidir ve malzemenin tanımlanmasında kullanılır. Işık, yoğunluğu daha az olan bir saydam ortamdan daha yoğun bir ortama geçtiğinde hızı azalır ve normal çizgisine yaklaşır; tersi durumda, yani yoğun bir ortamdan daha az yoğun bir ortama geçerken, hızı artar ve normal çizgisinden uzaklaşır (128–130). Örneğin, havadaki ışığın kırılma indisi 1 olarak kabul edilir.

Doğal dişler, birden fazla tabakadan oluşan ve prizmatik ile interprizmatik yapılar içeren karmaşık bir yapıya sahiptir. Bu karmaşık yapı nedeniyle ışık, dişlerin prizmatik kristal yapıları arasında geçerken kırılmaya uğrar ve bir kısmı da yansyıp dışarı yönlenir. Restoratif materyallerin, doğal dişlerle aynı optik özelliklere sahip olabilmesi için benzer kristal yapıda olmaları gerekir (131).

2.3.3. Cisim

Bir cismin ışığı yansıtma veya soğurma kapasitesi, cismin renk özelliklerini belirlemede önemli bir rol oynar. Cismin spektral yansıtma veya soğurma eğrisi, grafiksel bir şekilde gösterilerek o rengi sayısal olarak tanımlamanın bir yolu olarak kullanılır (132, 133). Transparan objeler, ışığın bir kısmını emip geri kalanını geçirerek algılanan rengi oluştururlar. Bu tür materyaller, ışığın tamamen geçmesine izin verir ve arka plandaki nesneler görünürler ve bu sebeple beyaz olarak algılanırlar. Opak materyaller ise ışığın geçişine izin vermezler; gelen ışığın bir kısmını emer ve bir kısmını yansıtarak siyah olarak algılanırlar. Transludent materyaller, ışığın kısmen geçişine izin vererek ve ışığı dağıtarak ardındaki nesnelerin görünmesini engellerler (134).

2.3.4. Gözlemci

Renk algısı, gözün ışık dalgalarındaki titreşimleri, retina üzerindeki reseptörlerle algılaması ve bu sinyalleri renk sınırları aracılığıyla beyne ilemesiyle oluşur. Yansıyan ışık retinaya ulaştığında, ışığa duyarlı çubuk ve koni hücreleri uyarılır. Çubuk hücreleri, nesnelerin biçimini siyah–beyaz olarak algılayan hücrelerdir. Renk algısından sorumlu

koni hücreleri ise üç tiptir ve her biri belirli bir rengin algılanmasına yardımcı olur (kırmızı, yeşil ve mavi). Beyinde renk oluşumu, çubuk ve koni hücrelerinden gelen uyarıların bir araya getirilmesiyle gerçekleşir. Retina, renk spektrumundaki tüm renklere eşit derecede hassas değildir; özellikle spektrumun orta bölgesindeki renklere daha fazla duyarlıdır. Gözün en hassas olduğu dalga boyu, 550–570 nm aralığındaki sarımsı yeşil renktir (134).

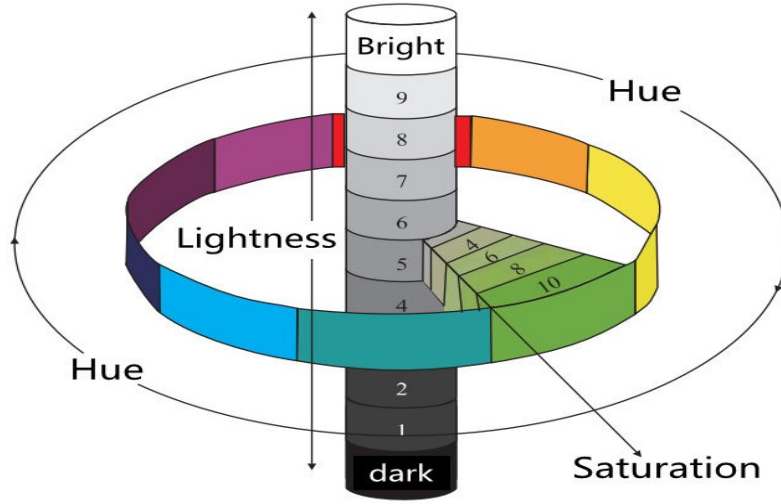
2.3.5. Renk Sistemleri

Renk düzenleme sistemleri, renklerin üç boyutlu uzayda sistematik olarak yerleştirilmesi için kullanılırlar. Bu sistemler, eğitimde renklerin tanımlanması ve endüstride renk belirleme süreçlerinde önemli rol oynarlar. Diş hekimliğinde ise doğal diş ve restorasyonların objektif renk değerlendirmelerinde genellikle iki ana renk sistemi tercih edilmektedir: Munsell renk sistemi ve CIE L*a*b* renk sistemi (164, 178).

2.3.5.1. MUNSELL Renk Sistemi

Munsell renk sistemi, Amerikan bilim adamı Albert H. Munsell tarafından 1905 yılında geliştirilmiş ve 1945'te son halini almıştır. Bu, ilk geliştirilen renk sistemi olup, daha sonraki sistemler için temel oluşturmuştur. Munsell, rengi üç ana boyutta tanımlamıştır: ton (hue), parlaklık (value) ve doygunluk (chroma) (136).

Sistem, parlaklık derecesini temsil eden ve siyahtan beyaza doğru değişen bir eksen üzerinde, ana renklerin saat yönünde sıralandığı bir daire şeklindedir. Munsell, bu üç boyutu bir küre modeli ile göstermiştir. Kürenin dikey eksen, parlaklık boyutunu ifade eder ve 10 basamağa ayrılmıştır: 0 siyah (en koyu), 10 beyaz ve 5 nötr gridir. Dikey eksen etrafında ise 10 basamağa ayrılmış ton (hue) çıkıntıları bulunur. Parlaklık değeri, silindirin ortasından geçen dikey eksen üzerinde belirtilir ve bu eksenin en üstünde saf beyaz, en altında ise siyah renk yer alır. Renk tonları, bu dikey eksenin etrafında bulunur ve silindirin en dış kısmında en saf renk tonları yer alır. Her renk tonu, yoğunluğuna göre yatay olarak periferden merkeze doğru azalacak şekilde sıralanır. Merkeze doğru gidildikçe renkler daha gri hale gelir. Silindirin üst kısmında açık renkler, alt kısmında ise koyu renkler bulunur (137–140).



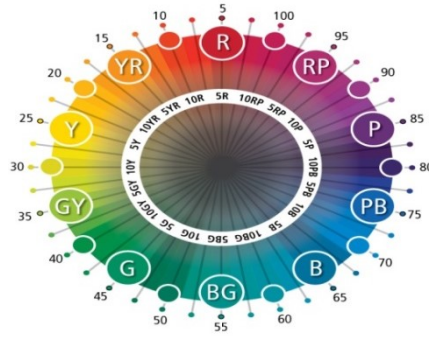
Şekil 2. Munsell renk sistemi (141)

Hue (Renk Tonu)

Renk tonu (hue), renk veya renk çeşidini tanımlayan temel bir kavram olarak, bir rengin diğerlerinden ayrılmasını sağlayan bir özelliktir. Bu terim, belirli bir dalga boyundaki ışığın retina üzerindeki etkisiyle ortaya çıkan mavi, yeşil veya kırmızı gibi renk algılarını ifade eder (142). Renk tonu, bir nesnenin kırmızı, yeşil veya sarı olarak tanımlanmasını mümkün kılar ve bu tanımlama, nesneden yansıyan veya nesnenin içinden geçen ışığın dalga boyuna dayanır (123, 142).

Munsell renk sistemi, renk tonlarını belirli bir düzen içinde sınıflandıran bir model sunar. Bu sistemde, beş ana renk tonu tanımlanmıştır: kırmızı (R), sarı (Y), yeşil (G), mavi (B) ve mor (P). Bu ana renklerin kombinasyonlarıyla beş ara renk tonu daha oluşur: sarı-kırmızı (YR), yeşil-sarı (GY), mavi-yeşil (BG), mor-mavi (PB) ve kırmızı-mor (131, 143). Böylece, Munsell sistemi on temel renk tonu içerir ve her bir ton, farklı value (açıklık-koyuluk) seviyeleriyle yüzlerce varyasyona dönüşebilir (169, 185).

Renk tonu, dalga boyu kısalıdıkça spektrumun mor kısmına, uzadııkça ise kırmızı kısmına yaklaşır; bu durum, renklerin bilimsel sınıflandırılmasında önemli bir kriterdir (131). Diş hekimliğinde bu kavram, özellikle Vita renk skalası gibi sistemlerde önem taşır; burada renk tonları A, B, C ve D harfleriyle gösterilir ve diş estetiğinde standart renk uyumunu sağlamak için kullanılır (142).

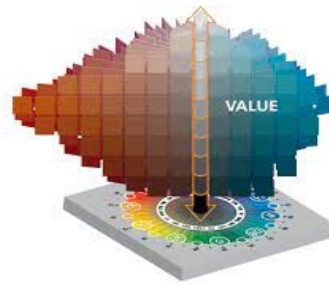


Şekil 3. Hue (renk tonu)(145)

Value (Renk Değeri)

Bir cismin açık, koyu veya parlak olma özelliği, onun ışığı ne kadar yansıtıp yansıtmadığıyla ilgilidir. Cismin parlaklığı, üzerinden yansıyan ya da geçen ışık miktarına bağlıdır ve bu miktarla doğru orantılıdır. Munsell renk sisteminde, parlaklık (value) değerleri 0'dan 10'a kadar sıralanmıştır; bu skalada en düşük noktada siyah, en yüksek noktada ise beyaz yer alır. Siyah ve beyaz arasındaki gri tonlar, bu value değerlerini oluşturur. Saf beyaz 10, saf siyah ise 0 olarak belirlenmiştir ve bu uç noktalar ulaşılmaz kabul edilirler.

Araştırmacılar, diş hekimliğinde renk seçiminin en kritik aşamasının value değerinin doğru belirlenmesi olduğunu belirtirler. Yanlış belirlenmiş bir value değeri, restorasyonun daha parlak ve opak (yüksek value) ya da daha gri ve cansız (düşük value) görünmesine yol açar. Özellikle yüksek value değerine sahip restorasyonlar, doğal dişlerden daha kolay ayırt edilebilir ve estetik hatalara neden olabilir. Diğer yandan, value değeri doğru belirlendiğinde, hue ve chroma değerlerindeki hatalar görece daha az fark edilebilir. Ancak hue ve chroma değerlerindeki aşırı sapmalar, value değerini de düşürerek restorasyonun daha koyu ve gri görünmesine neden olabilir (144, 146).



Şekil 4. Value (parlaklık) (145)

Yoğunluk (Chroma)

Chroma, bir rengin doygunluğu, yoğunluğu ve gücünü ifade eder. Kuvvetli bir renk, zayıf bir renkten bu özellikleri sayesinde ayırt edilir. Bir rengin, ana rengini oluşturan pigmenti yüksek oranda barındırması, o rengin doygun olduğunu gösterir. Chroma, aynı zamanda bir rengin içindeki hue miktarını belirleyen bir unsurdur. Renk yoğunluğu arttıkça, parlaklık ters orantılı olarak azalır. Vita renk skalasında ise, numaralar büyüdükçe chroma değeri artış gösterir (142, 147).



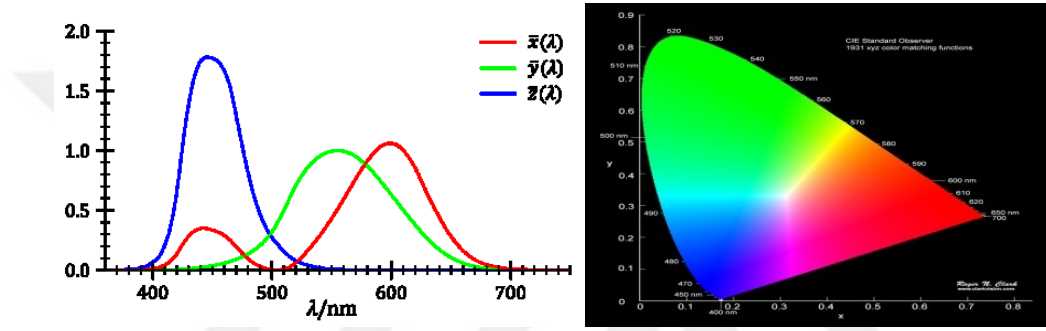
Şekil 5. Chroma (renk yoğunluğu) (148)

2.3.5.2. CIE Renk Sistemi

1986 yılında kurulan Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE “Commision de l’Eclairage” veya “International Commission on Illumination”), renk ve görünüm gibi alanlarda standart bir ışık kaynağı ve standart bir gözlemciye dayalı olarak, insan görme sisteminin verdiği cevabı gösteren tristimulus değerlerinin hesaplanmasında yetkili bir organizasyondur. CIE, 1931 yılında tristimuluslu ilk standart gözlemci eğrisini açıklamış ve belirli bir rengin tristimulus değerlerini bu eğri üzerinden elde etmeye başlamıştır (136, 149).

CIE’nin geliştirdiği üçlü uyaran değerler sistemi, insan gözünün retinasında bulunan ve üç ana rengin (X=kırmızı, Y=yeşil, Z=mavi) algılanmasını sağlayan sensörlerle çalışır. X, Y ve Z şeklinde adlandırılan bu değerler, sinirlerin beyne yolladığı uyarımların toplamını ifade eder. Her üç uyarımın toplam miktarına oranı rengi tanımlar ve X, Y, Z değerlerinin toplamı, rengin görsel duyulanma toplamına eşittir (169).

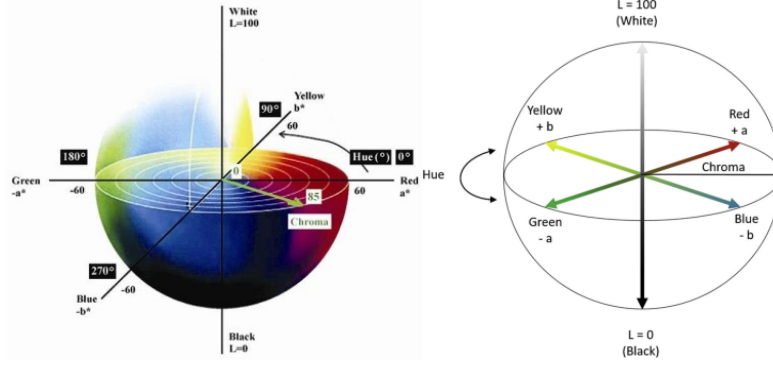
Örneğin, kırmızının algılanma oranı $X=X/(X+Y+Z)$, yeşilin algılanma oranı $Y=Y/(X+Y+Z)$ ve mavinin algılanma oranı $Z=Z/(X+Y+Z)$ olarak hesaplanır. Bu sistemde, X, Y ve Z değerleri 0 ile 1 arasında olup, $x=y=z=1/3$ noktası teorik olarak beyaz rengi temsil eder. Bu noktadan uzaklaştıkça renklerin doygunluğu artar, ancak CIE XYZ renk koordinat sistemi algısal olmadığı için, bu sistemdeki renk farkları her zaman eşit olarak algılanamayabilir. Bunun sonucunda 1976'da şu anda yaygın olarak kullanılmakta olan L^* , a^* , b^* renk değerlerinden oluşan CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemi geliştirilmiştir (136, 142, 149, 150).



Şekil 6. CIE Tristimulus değerleri eğrisi ve XYZ sistemi (151)

CIE $L^*a^*b^*$ Renk Sistemi

CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemi, 1976 yılında CIE (Commision de l'Eclairage) tarafından geliştirilmiş ve standart bir gözlemci ile insan gözünün renge verdiği psiko-fiziksel cevabın koordinat değerlerinin hesaplanmasıyla ortaya çıkmıştır. Bu sistemde renkler, Munsell renk sisteminde olduğu gibi üç koordinatta verilir ve tüm renkler, bu koordinatların oluşturduğu eksenlerin kesiştiği merkez etrafında bulunan bir küre üzerinde yer alırlar (130, 136). CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminin en önemli özelliklerinden birisi, renklerin L^* , a^* ve b^* koordinatlarına göre dağılımlarının lineer olmasıdır, bu da renklerin daha düzgün bir sıralama göstermesini ve farklı renkler arasındaki uzaklıkların eşit olmasını sağlar (130, 136). Bu özellikler, özellikle diş hekimliği araştırmaları ve literatürde CIE $L^*a^*b^*$ sistemini, en yaygın kullanılan renk sistemi haline getirmiştir (156, 195, 196).



Şekil 7. CIE L*a*b* üç boyutlu renk sistemi (152, 153)

CIE L*a*b* sisteminde L* değeri, Munsell sistemindeki value değeri ile orantılı olup, rengin açıklık, koyuluk veya siyah-beyaz karakterini gösterir. L* parametreleri dikey ekseninde yer alır; açık renkler L* dikey ekseninde daha yukarıda ve daha yüksek değere sahipken, koyu renkler eksenin daha altında ve daha düşük değerdedirler. Saf siyahın L* değeri 0 iken, saf beyazın L* değeri 100'dür (130, 136). a* ve b* değerleri ise Munsell sistemindeki Hue ve Chroma değerleri ile orantılıdır; a* değeri, bir cismin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterirken, b* değeri sarı (+) ile mavi (-) arasındaki koordinatları gösterir. a* ve b* koordinatlarının 0 değerleri nötral renkleri (beyaz, gri) ifade ederken, bu değerlerin artması rengin daha yoğun ve doygun olduğunu gösterir (156, 196).

CIE L*a*b* renk sisteminin en büyük avantajı, renk farklılıklarının algılayıcı tarafından kolayca fark edilebilmesi ve klinik olarak anlamlı olmasıdır. Ayrıca bu sistem, tüm ışık kaynaklarının standardizasyonunu sağlayarak insan görsel algılamasındaki varyasyonları elimine eder. CIE L*a*b* renk sisteminde renkler, geometrik olarak dizildiğinden, iki renk arasındaki farklılıklar matematiksel olarak hesaplanabilir. İki renk arasındaki renk farklılığı (ΔE^*), bu renklerin L*, a*, b* değerlerinin formül kullanılarak hesaplanması ile elde edilir. ΔE^* formülü şu şekildedir: $\Delta E^* = [(L1^* - L2^*)^2 + (a1^* - a2^*)^2 + (b1^* - b2^*)^2]^{1/2}$ (161, 163, 169).

ΔE^* değeri, aynı ya da farklı örneklerin zaman içindeki L*, a*, b* koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını ifade eder. ΔE^* değeri sıfır olduğunda, bu iki rengin aynı olduğu anlaşılır; ΔE^* değerinin sıfırdan farklı olması ise renk farklılığı olduğunu gösterir. ΔE^* değeri arttıkça, renk farklılığı da belirginleşir ve gözle algılanabilir hale gelir. Ancak, klinik olarak insan gözünün renk farklılığını tespit edebileceği ΔE^*

değeri konusunda kesin bir görüş birliği bulunmamaktadır. Araştırmacılarından bazıları, bu değerin 1 ΔE^* birim, bazıları 3 ΔE^* birim, bazıları ise 3.7 ΔE^* birimden fazla olması gerektiğini ifade etmektedir (156–160). O'Brien ise renk değişiminin 3.5 ΔE^* birime kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmiştir (161). O'Brien'in klinik olarak renk eşlemesi yaptığı çizelge, Tablo 2'de verilmiştir (162).

Tablo 2. 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

CIEDE2000 Renk Sistemi

CIE, renk farklılıklarının hesaplanmasında kullanılmak üzere daha gelişmiş bir formül olan CIEDE2000'i geliştirmiştir. Bu yeni formül, önceki formüle göre daha karmaşık olmasına rağmen, özellikle diş renkleri arasındaki algılanabilir ve kabul edilebilir renk farklılıkları için daha doğru sonuçlar verdiğinden, renk farkı hesaplamalarında daha uygun bir araç olarak kabul edilir. CIEDE2000 formülü, klinik renk analizlerinde CIE $L^*a^*b^*$ formülüne kıyasla daha fazla önem taşır. CIEDE renk formülü hesaplamaları aşağıdaki denkleme göre yapılmaktadır:

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

CIEDE2000 formülü hesaplamalarında; $\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$ terimleri, iki örnek arasındaki renk açıklığını (lightness), yoğunluğunu (chroma) ve renk tonunu (hue) ifade ederken, S_L , S_C ve S_H , bu renk özelliklerine ait ağırlık fonksiyonlarını gösterir. Ayrıca, k_L , k_C ve k_H gibi renk ağırlık faktörleri, hesaplamadaki hataları düzeltmek amacıyla kullanılır. CIEDE2000 formülü, CIE $L^*a^*b^*$ renk aralığının homojen olmaması nedeniyle belirli düzeltmeler içerir. Bu düzeltmelerden biri olan rotasyon terimi (R), mavi bölgede renk ve renk tonu farklılıkları arasındaki etkileşimi açıklarken, R_T terimi hue ve kroma

farklılıkları arasındaki etkileşimleri açıklar. Özellikle düşük kroma değerlerine sahip nötr renklerin etkilenmesi durumunda, bu formülün sağladığı düzeltmeler ışıktandırma ve görme koşullarının etkilerini daha doğru bir şekilde değerlendirmeye olanak tanır.

Yapılan araştırmalar, CIEDE2000 formülünün renk farklarını değerlendirme konusunda CIE L*a*b* formülünden daha üstün olduğunu ve bu nedenle algılanabilirliği artırdığını göstermektedir. Bu formüle göre, algılanabilirlik eşiği ΔE_{00}^* değeri 0.8 olarak belirlenirken, klinik kabul edilebilirlik sınırı ise ΔE_{00}^* değeri 1.8 olarak ifade edilir (149).

2.3.6. Renk Ölçüm Yöntemleri

Günümüze kadar diş rengini belirlemek için birçok farklı sistem geliştirilmiştir. Bunlar, görsel renk seçimi ve dijital sistemlerin kullanımı olmak üzere iki ana gruba ayrılır (203).

2.3.6.1. Görsel Renk Ölçümü

Diş hekimliğinde en sık kullanılan renk belirleme yöntemi, görsel renk ölçümüdür. Bu yöntem, ölçüm yapan kişinin görme duyusuna dayanır ve genellikle Munsell renk sistemi kullanılır. Bu yöntemde dişin rengi, sabit diş rengi skalalarıyla karşılaştırılarak belirlenir. Ancak kullanılan skaladaki materyalin yapısı ile restoratif materyalin yapısının farklı olması, doğru renk seçimini zorlaştırabilir. Diş ve renk kılavuzunun aynı ışık koşulları altında aynı anda gözlenmesi subjektif bir işlem olup, bireylerin diş rengi ayırt etme yetenekleri, eğitim ve deneyimle zamanla gelişebilir (156, 184, 204).

Görsel renk tayini sırasında dış ışık koşulları, göz yorgunluğu, yaş ve renk körlüğü gibi fizyolojik faktörler tutarsızlıklara yol açabilir. Ayrıca görsel olarak değerlendirilen renklerin iletişimi için standartlaştırılmış sözel araçların sınırlı olması ve kullanılan renk tablalarının doğal dişlerin tüm renklerini kapsayacak yeterlilikte olmaması, bu yöntemin dezavantajları arasında yer alır (123, 130, 143). Buna rağmen insan gözü, iki nesne arasındaki küçük renk farklılıklarını tespit etmede oldukça etkilidir ve diş hekimliğinde görsel olarak diş tonlarını belirlemek için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Genellikle bir dişin temel rengi, dişin orta bölgesinde belirlenir; çünkü renk aralığı insizal ve servikal bölgelerde değişiklik gösterebilir. Bu nedenle gözlemcinin bu alana odaklanması önemlidir. Renk seçimi sırasında önce value (açıklık) belirlenmeli, ardından temel renk tonu ve kroma (doygunluk) değişimleri saptanmalıdır (205, 206).

Klinik çalışmalarda en sık kullanılan skalalar, Vitapan Classic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), Vita 3D Master (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) renk skalaları olarak sayılabilir. Vita Classic renk skalasında renk örnekleri, hue göz önüne alınarak dizilmiştir. Vita 3D Master renk skalasında ise renk örnekleri value değerlerine göre net olarak 5 ana gruba ayrılmıştır (118).

Her ne kadar diş protezlerinin doğal dişlerle uyumlu renk seçimi için önerilen renk skalaları, bir renk standardı olarak işlev görse de mevcut renk aralığının yetersiz olması ve doğal diş renklerinin tüm spektrumunu kapsayamaması gibi sorunlar yaşanabilir. Elde edilen sonuçların CIE L*a*b renk skalasına dönüştürülememesi ve ticari olarak temin edilebilen renk tonlarının hiçbirinin aynı olmaması, diş hekimleri arasında ve hatta aynı bireyin günün farklı saatlerinde yaptığı renk seçimlerinde dahi tutarsızlıklara neden olabilir. Bu sınırlamalara rağmen, renk skalalarının kullanımı diş rengini ölçmek için hızlı ve maliyet açısından uygun bir yöntem olmaya devam eder. Bu skalalar, diş beyazlatma çalışmalarında diş rengindeki değişikliklerin ölçülmesinde başarıyla kullanılırlar. Ayrıca, bireylerin diş rengi ayırt etme yetenekleri, eğitim ve deneyimle geliştirilebilir (207–209).

2.3.6.2. Dijital Renk Ölçümü

Restorasyon renginin belirlenmesi sırasında, hekimin ve çevredeki renk, ışık gibi değişkenlerin etkisi, görsel renk belirlemenin subjektif bir süreç olmasına yol açar (170). Renk algısında kişiler arasında farklılıkların bulunması ve görsel renk belirleme sürecindeki standardizasyon eksiklikleri, renk ölçüm cihazlarının kullanımını gerekli kılmıştır (171). Günümüzde renk ölçümü için kolorimetreler, spektoradyometreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleri kullanılmaktadır. Bu cihazlar, daha objektif, sayısal olarak ifade edilebilen ve hızlı ölçümler yapabilme olanağına sahip oldukları için, görsel renk belirleme yöntemlerine kıyasla önemli avantajlar sağlarlar (211).

2.3.7. Günümüzde Kullanılan Renk Ölçüm Cihazları

2.3.7.1. Kolorimetre

Kolorimetreler, sabit bir ışık kaynağı ve belirli bir görme açısı kullanarak, objeden yansıyan ışığı üç veya dört görünür spektrumda filtreleyip ölçen cihazlardır. Standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak, kolorimetreler, doğal dişlerin (diş modu) ve metal–seramik restorasyonların (porselen mod) renklerini ölçmek için tasarlanmıştır. Bu cihazlar, Munsell renk sistemindeki hue, value ve chroma özelliklerini kullanarak, üç uyaranlı x, y,

z değerlerini temsil eder. Chroma x eksenini, value y eksenini ve hue z eksenini olarak temsil edilir. CIE L*a*b* sistemini kullanan kolorimetreler, belirli bir açıyla gönderilen ışığın sabit bir açıyla geri dönen yansıma değerlerini ölçerek çalışır (212, 213).

Kolorimetreler, yüzey rengi ve yarı parlak renklerin ölçümü olmak üzere iki ana kategoride kullanılır. Yüzey rengi ölçümünde, kolorimetrelerin temel bileşenleri arasında bir ışık kaynağı, bir bütünleştirici küre ve bir algılayıcı bulunur. Algılayıcılar, insan gözündeki koni hücrelerine benzer sensörler içerir ve bu sensörler, CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ sistemine yakın sonuçlar elde edilmesini sağlar (175). Kolorimetreler, spektrodadyometre ve spektrofotometrelere kıyasla daha kolay kullanılmakta ve daha düşük maliyetli olmaları nedeniyle avantajlıdır. Ayrıca özel başlık ve uçlar takılarak ağız içinde kullanılabilmesi, diş hekimliği uygulamalarında başarıyla kullanılmalarını sağlamaktadır (215).

Bununla birlikte, kolorimetrelerin bazı dezavantajları da vardır. Bu cihazlar genellikle düz yüzeylerde ölçüm yapmak üzere tasarlanmıştır; bu nedenle, dişlerin düzensiz yüzeyleri üzerinde ölçüm yaparken “edge-loss” olarak adlandırılan, yansıyan ışığın cihaza tam olarak dönmemesi gibi sorunlarla karşılaşılabilir. Ayrıca cihazın filtrelerinin zamanla eskimesi, sonuçların tutarlılığını ve sürekli kullanılabilirliğini olumsuz etkileyebilir. Kolorimetrelerin bir diğer dezavantajı, metamerizmi değerlendirme yeteneğinin olmamasıdır; bu durum, farklı ışık koşullarında renk algısında sapmalara neden olabilir. Transludent materyallerin renk ölçümünde de ışığın kırılması ve dağılması nedeniyle bazı zorluklar yaşanabilir. Bu da spektrofotometrelere kıyasla kolorimetrelerin güvenilirliğini azaltır (123, 136, 177).



Şekil 8. Shofu Shade NCC kolorimetre renk ölçüm cihazı

2.3.7.2. Spektroradyometreler

Spektroradyometreler, öncelikle rengin radyometrik değerlerini ölçmek için tasarlanmış cihazlardır. Bu cihazlar, insan gözüne benzer şekilde, nesneye temas etmeden renk ölçümü yapma yeteneğine sahiptir. Renk belirleme işlemi sırasında bir aydınlatma kaynağı kullanılır ve spektroradyometreler, ölçüm sonuçlarını gerçek görüş koşullarında yapabilirler. Ancak ölçüm açısındaki küçük değişiklikler bile sonuçlarda büyük hatalara yol açabileceğinden, bu cihazların kullanımı sırasında yüksek hassasiyet gösterilmesi gereklidir (169).

Diş hekimliğinde de son yıllarda çeşitli nedenlerle spektroradyometreler tercih edilmektedir. Bu cihazlar, adli tıp çalışmalarında, diş renginden yaş tespiti amacıyla da kullanılmış ve bu alanda oldukça başarılı bulunmuştur (178). Bu cihazların önemli avantajlarından biri de görsel yöntemle renk seçimi yapılırken karşılaşılan temas gerekliliğini ortadan kaldırarak, materyale temas etmeden renk ölçümü yapabilmeleridir. Ayrıca spektroradyometreler ile yapılan ölçümlerde ışık kaynağı, cihaz ve obje arasında bir açıklık bulunmadığından, “edge-loss” etkisi görülmez ve bu sayede yüzey ve yarı aydınlık tüm renk formlarını ölçebilirler.



Şekil 9. Spektroradyometre renk ölçüm cihazı (179)

2.3.7.3. Spektrofotometre

Spektrofotometreler, yüzey renklerinin belirlenmesinde kullanılan cihazlardır ve insan gözünün algılayamayacağı renkleri de tespit edebilen birden fazla sensör sistemi ile donatılmışlardır. Bu cihazlar, cisimden yansıyan ışığın beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranlanması ile ölçüm yapar. Ancak gün ışığı, ampul ışığı ve floresan ışık altında farklı

ölçüm sonuçları gösterebileceği için daha çok bilimsel araştırmalarda, profesyonel çalışmalarda ve kalite kontrolde tercih edilmektedir (128).

Spektrofotometreler, dental çalışmalar ve klinik araştırmalarda porselenler, restoratif rezinler, yapay dişler ve diğer dental materyallerdeki renk değişimlerinin tespiti için yaygın olarak kullanılırlar (180). Metamerizmi tespit edebilmeleri ve üçten fazla dalga boyunda ölçüm yapabilmeleri sayesinde, insan gözünün algılayamayacağı renkleri dahi tespit edebildikleri için klinik kullanımlarda kolorimetreler yerine daha çok tercih edilirler. Kolorimetreler, genellikle düz yüzeyler için tasarlanmış olup, klinik uygulamalarda spektrofotometrelere göre daha az tercih edilirler (161, 196).

Spektrofotometrelerin pek çok dental ve klinik araştırmada kullanılması, bu cihazların pahalı ve karmaşık olmalarına rağmen tercih edilmelerinin bir göstergesidir. Bilimsel araştırmalar için geliştirilmiş küresel optik uçlu spektrofotometrelerde, örnek alet, ışığı pek çok farklı yön ve açıdan gönderen bir optik yuvaya yerleştirebilir. Bu sayede, örneğin yansıma özelliklerinin spektral analizi daha güvenilir ve tutarlı bir şekilde yapılabilir. Ancak dental spektrofotometrelerde ışık yalnızca dış yüzeyine tek bir açıyla verilebilir (128, 155).

Spektrofotometreler, yüzey renginin ölçülmesinde oldukça kullanışlıdır. Cihaz, bir prizma aracılığıyla tungsten–filaman bir ampulden beyaz ışığı 10 ve 20 nm'lik dalga boyu bantlarında yayar. Görsel spektrumdaki her dalga boyu için, örnekten yansıyan ışığın miktarı ölçülerek analiz edilir (161).



Şekil 10. Spektrofotometre renk ölçüm cihazı (Vita, Germany) (181)

2.3.7.4. Dijital Kameralar ve Görüntü Sistemleri

Son yıllarda dijital kameraların renk ölçümünde kullanımı giderek popüler hale gelmiştir. Bu sistem, bir objenin yalnızca tek bir noktasının yerine, tamamının renk bilgisini ölçmeyi mümkün kılar. Dijital kamera teknolojisi, kolorimetrik ve multispektral açıdan incelenir ve kullanıcıların fotoğrafçılık ve bilgisayar becerilerini geliştirmesi ile bu yöntem renk ölçümü için oldukça basit ve kullanışlı hale gelir. Dijital kameralar, rengin araştırıldığı klinik çalışmalar dâhil olmak üzere, hekimin laboratuvarla iletişimini sağlamak amacıyla da yaygın olarak kullanılırlar. Ticari dijital kameraların dental uygulamalarda tercih edilme sebepleri arasında, bu kameraların ulaşılabilirliği, nispeten düşük maliyeti ve kolay kalibrasyon özellikleri bulunur. Sistemin en büyük avantajı, ölçümün tek noktadan değil, tüm yapının renk görünümünün elde edilmesini sağlamasıdır (221).

Dijital kameralar, RGB (kırmızı, yeşil, mavi) değerlerini kullanarak renk ölçümü yapar; bu değerler, X, Y, Z tristimulus değerlerinin hesaplanmasına benzer bir formül ile hesaplanır. Ancak kamera sensörleri, CIE'nin standart gözlemcilerinin spektral hassasiyetine sahip olmadığından, kameranın RGB değerleri ile CIE'nin XYZ değerleri doğrudan örtüşmez. Doğru renk ölçümü için, bu değerlerin "kamera karakterizasyonu" adı verilen bir yöntemle eşleştirilmesi gerekir (128, 155, 182). Objenin görüntüsü alındıktan sonra, bağlı olunan bilgisayarda CIE L*a*b sistemine göre sonuçlar elde edilir (221).

Dijital fotoğrafların kullanımı, hekim ve teknisyenin aynı ortamda hastayı görme ihtimali olmayan durumlarda, iletişimi kolaylaştırmak için etkili bir yöntem olarak kabul edilir (183). Ancak dijital fotoğraflarla yapılan renk değerlendirmelerinin yalnızca uygun koşullarda ve uygun cihazlarla yapıldığında yararlı olabileceği, aksi takdirde değerlendirmelerin subjektif olabileceği ve yeterli olmayabileceği görüşü de bulunur. Bununla birlikte, dijital fotoğraf makineleriyle yapılan renk analizlerinin, görsel yöntemlere kıyasla daha başarılı olduğu tespit edilmiştir (184).

2.4. Yağ Çekme Terapisi

Ağız, insan vücudunun genel sağlığının aynası olarak kabul edilir. Ağız boşluğu, milyarlarca mikroorganizmayı içinde barındırır ve bunlardan bazıları kardiyovasküler hastalıklar veya diyabet gibi sistemik hastalıkların oluşmasına veya ilerlemesine sebep olur. Yağ çekme, ağız hijyenini korumak için kullanılan eski bir ayurveda terapisi olup; Eski Hindistan'da uygulanan geleneksel bir halk ilacıdır (224). Yüzyıllardır ayçiçeği, susam ve hindistan cevizinden elde edilen yenilebilir yağlar kullanılarak çeşitli ağız ve

sistemik hastalıkların tedavisi ve önlenmesi için kullanılmıştır. Yağ çekme işleminin baş ağrısı, migren, astım ve diyabet gibi kronik hastalıklar da dâhil olmak üzere 30 farklı sistemik hastalığı iyileştirdiği veya kontrol altına aldığı ve aynı zamanda yaşlanma sürecini yavaşlattığı düşünülmektedir (185, 186).

Yağ çekme işleminin oral etkilerine bakıldığında diş çürüklerini ve ağız kokusunu azalttığı, dişlerde beyazlatma etkisi yarattığı ileri sürülmektedir (187).

Ayçiçeği yağı, susam yağı ve hindistan cevizi yağı gibi organik yağlar özellikle soğuk preslenmişse faydalıdır; çünkü ticari yağlar güçlü petrol bazlı çözücülerle çıkarılır ve 450°F'ye kadar ısıtılır. Bu tür bir ısı, mükemmel tekli doymamış (oleik asit) yağları vücuda zararlı olan trans yağlara dönüştürür (188). Soğuk preslenmiş yağlar, güçlü petrol bazlı çözücülerden çıkarılan ticari yağlarla karşılaştırıldığında trans yağ içermediği görülmüştür. Dolayısıyla yağ çekme işlemi, ideal olarak soğuk preslenmiş yağlarla gerçekleştirilir.

2.4.1. Yağ Çekme Prosedürü

1. Adım: Sabahları aç karnına ve herhangi bir sıvı (su dâhil) içmeden önce, ağza bir çorba kaşığı hindistan cevizi yağı veya susam yağı alınır.
2. Adım: Yağ yudumlanır ve gargara yapar gibi ağızda ve dişlerin arasında emme hareketi ile gezdirilir. (Gargara yapmak için başın geriye doğru eğilmemesi gerekir). Tükürük karışıkça viskoz yağ, süt beyazı bir renge dönüşür ve daha ince hale gelir. Çalkalarken çene kaslarında ağrı oluşur ise çene kasları gevşetilir ve sıvının ağzın içinde hareket etmesine yardımcı olmak için dil kullanılır (189).
3. Adım: Yağ, daha sonra tükürülür. Genel sağlığa zararlı toksinler ve bakteriler içerebileceğinden yağın yutulmasından kaçınılmalıdır.
4. Adım: Ağız, temiz ılık tuzlu su veya musluk suyu ile iyice yıkanır; ardından dişler, parmaklarla temizlenir veya rutin diş fırçalama işlemi gerçekleştirilir (190).

İyileştirici etkileri hızlandırmak için yemeklerden önce günde üç kez aç karnına uygulanabilir (191).

2.4.2. Yağ Çekme İşleminin Etki Mekanizması

Yağ çekme işleminin ağız içerisindeki etki mekanizması günümüzde tam olarak belirlenememiştir (192).

Yağ hakkındaki genel görüş, bir temizleyici gibi davrandığı ve ağıza konulup dişler ve diş etleri üzerinde gezdirildiğinde, tıpkı bir araba motorundaki motor yağı gibi bakterileri ve diğer kalıntıları çekip çıkardığı yönündedir. Motor yağı, kiri ve pisliği çeker ve boşaltıldığında kiri de beraberinde çekerek motoru nispeten temiz bırakır. Yani ağızda yağ çalkalandığında, zararlı maddelerin ağız boşluğundan atıldığına düşünülür.

Yenilebilir yağlar, çoğunlukla trigliseritlerdir ve her bir molekülü bir gliserol çekirdeği ve üç yağ asidi yan zincirinden oluşur (193). Yağ sindirimindeki ilk adım, yağ küreciklerini fiziksel olarak çok küçük boyutlara parçalamak ve böylece suda çözünen sindirim enzimlerinin kürecik yüzeyleri üzerinde etki edebilmesidir (193, 194). Bu işleme yağ emülsifikasyonu denir ve yağ ağızda çalkalandıkça mekanik kesme kuvvetleri başlar. Yağ küreciklerinin çapları önemli ölçüde azaldığında, yağın toplam yüzey alanı kat kat artar. Emülsifikasyon sürecinin bir sonucu olarak toplam yüzey alanında 1000 kata kadar bir artış meydana gelir (193, 195). Dişlerin ve diş etinin yüzeyinde oluşan yağ filmi plak yapışmasını ve bakteri kümelenmesini azaltabilir.

Diğer olası mekanizma, yağın alkali hidrolizinin bir sonucu olarak oluşan sabunlaşma veya sabun yapma süreci olabilir (195). Sabunlar etkili emülsifiye edici maddeler oldukları için iyi temizleme maddeleridir (192). Yağ çekme işlemi sırasında oluşan emülsifikasyon ve sabunlaşma sürecinin sonucu olarak yağların, mikropların veya plak materyallerinin uzaklaştırılmasındaki etkinliğinin arttığı gözlenlenmiştir (196).

Yağ çekme işleminin etki mekanizması için kabul edilen bir başka görüş ise, yağda bulunan antioksidanların lipid peroksidasyonunu önleyerek detoksifikasyona neden olduğunu, bu durumun da antibiyotik benzeri bir etki yaratarak mikroorganizmaların yok edilmesine yardımcı olduğunu iddia etmektedir (197–199).

2.4.3. Yağ Çekme İşleminin Avantajları

Modern ilaçların ve ağız hijyeni ürünlerinin yan etkilerinin ortaya çıkması nedeniyle insanlar gittikçe daha çok tamamlayıcı ve geleneksel uygulamalara yönelirler (189).

Bu yöntemin en büyük avantajlarından birkaçı, karmaşık prosedürleri ve adımları takip etmeye gerek kalmadan evde kullanımının son derece basit olması ve doğal yağların yüksek oranda mevcut ve elde edilmesinin kolay olmasıdır. Ayrıca dişleri güçlendirdiği ve çürümeyi önlediği düşünülür.

Son birkaç yılda, ağız sağlığında yağ çekmenin kullanımı, maliyet etkinliği ve zararsızlığı nedeniyle artmıştır. Bunun en yaygın kullanımlardan biri, evde diş beyazlatmadır.

Doğal yağların piyasada bulunan diğer ürünlere göre diğer avantajları ise lekelenmeye neden olmamaları, alerjik reaksiyona veya hoş olmayan bir tada sebebiyet verme ihtimallerinin daha düşük olmasıdır (198).

Yağ çekme işlemi ucuzdur. Tek masraf kullanılan yağ içindir. Çok kolaydır, sadece yağı ağızda çalkalamak gerekir. Diğer detoksifikasyon yöntemleriyle karşılaştırıldığında nispeten zahmetsizdir. Diyet yapmayı, oruç tutmayı ya da hoş olmayan ve genellikle bağırsakları gevşeten bitki ve hap karışımlarını tüketmeyi gerektirmez. Tamamen zararsızdır. Lekelenmeye neden olmadığı, ağızda kalıcı bir tat bırakmadığı, alerjik reaksiyonlara yol açmadığı ve evlerde kolayca bulunabildiği için ticari gargaralara göre daha avantajlı ve tercih edilebilir bir konumda oldukları muhakkaktır (239, 240).

2.4.4. Yağ Çekme Terapisine Bağlı Görülen Yan Etkiler

Yağ çekme terapisinde kullanılan yağların çoğunun, tatla ilgili veya alerji gibi yan etkileri yoktur (202). Tek yan etki olarak, lipid pnömonisi gösterilebilir. Yağ çekme terapisi uygulayan birkaç hastada lipid pnömonisi vakaları bildirilmiştir (242).

2.4.5. Yağ Çekme İşlemi İçin Kullanılabilir Yağlar

1. Hindistan cevizi yağı,
2. Mısır yağı,
3. Pirinç kepeği yağı,
4. Palmiye yağı,
5. Susam yağı,
6. Ayçiçek yağı,
7. Soya fasulyesi yağı (186, 204).

Ayrıca süt, altın çilek özü ve mango özü kullanılarak da yağ çekme terapisi yapıldığı belgelenmiştir (186, 205).

2.4.5.1. Hindistan Cevizi Yağı

Hindistan cevizi, bazı tropikal ve subtropikal ülkelerde en önemli besin kaynaklarından biridir. Öyle ki, bu bölgelerde hindistan cevizi ağacı, hayat ağacı olarak da anılır. Bu tür yerlerde hindistan cevizi ve hindistan cevizi ürünleri, özellikle diğer yağların yanı sıra süt ve yağı, halk tarafından yemek pişirme, saç ve cilt bakımı, gıda malzemesi ve halk hekimliği gibi çeşitli amaçlarla günlük hayatta kullanılırlar (205).

Hindistan cevizi yağı veya copra yağı, hindistan cevizi palmyesinde yetişen olgun hindistan cevizlerinin çekirdeğinden elde edilen yenilebilir bir yağdır (206). Hindistan cevizi çekirdeği, aynı zamanda hindistan cevizinin eti olarak da bilinir (207).

Yaklaşık %50 nem içeriğine sahip olan çekirdekler, sıklıkla yağ çıkarma işlemi için %6-%8 nem içeriğine kadar kurutulur; kurutulmuş çekirdek kopra olarak adlandırılır. Hindistan cevizi yağı, iki başlık altında incelenir. Bunlar:

Rafine edilmiş, ağartılmış ve kokusu giderilmiş kopra yağı (RBDCO) ve saf (işlenmemiş) hindistan cevizi yağıdır (VCO).

Rafine edilmiş hindistan cevizi yağının üretimi için sıklıkla kuru ekstraksiyon işlemi uygulanırken, saf hindistan cevizi yağı üretimi için ıslak ekstraksiyon işlemi tercih edilir (208). Hem rafine hindistan cevizi yağı hem de saf hindistan cevizi yağı, benzer yağ asitleri ve trigliserit profiline sahiptir. Buna rağmen rafinasyon işlemi E vitamini, steroller ve polifenoller gibi bileşiklerin bir kısmını ortadan kaldırdığı için saf hindistan cevizi yağı, daha yüksek düzeyde biyoaktif bileşikler içerir (209).

Saf hindistan cevizi yağının neredeyse renksiz olduğu; buna karşın rafine hindistan cevizi yağının ise belirgin bir sarı renge sahip olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca rafine yağın herhangi bir aroması veya tadı yokken, saf hindistan cevizi yağının tatlı ve fındıksı bir tada sahip olduğu görülmüştür.

Fenolik bileşikler, antioksidan aktivite de dâhil olmak üzere çeşitli biyoaktif özellikler gösteren önemli fitokimyasallardır (210). Birkaç bitkisel yağın vücudumuzda üretilen serbest radikalleri temizleyebilen mükemmel fenolik kaynakları olduğu bilinir. Saf hindistan cevizi yağının rafine edilmiş hindistan cevizi yağına kıyasla daha yüksek toplam fenolik içeriğe sahip olduğu kanıtlanmıştır. Bu durum aynı zamanda, saf hindistan cevizi yağının yüksek antioksidan aktiviteye sahip olduğunu da gösterir (211).

Hindistan cevizi yağı, toplam yağın %64'üne karşılık gelen ve onun eşsiz ve dikkat çekici olmasını sağlayan orta zincirli yağ asitlerinden (MCFA'lar) oluşur (210). Hindistan cevizi yağı, MCFA'lara ek olarak fosfolipitler, tokoferol ve diğer küçük bileşenler içerir. Hindistan cevizi yağı, toplam yağ asidi (FA) bileşiminin yaklaşık %40-%50'si laurik asit içerdiğinden laurik yağ olarak da adlandırılır (212). Anne sütü, bu kadar yüksek konsantrasyonda laurik asit içeren, doğal olarak oluşan tek maddedir (213).

Laurik asit, gram pozitif bakterilere ve bir dizi mantar ve virüse karşı önemli derecede antimikrobiyal aktiviteye sahiptir (214).

İnsan vücudunda laurik asit, antiviral, antibakteriyel ve antiprotozoal özelliklere sahip bir monogliserit bileşiği olan monolaurine dönüştürülür. Bu özellikleri sayesinde monolaurin, HIV, herpes simpleks virüs-1 (HSV-1), veziküler stomatit virüsü (VSV), visna virüsü, sitomegalovirüs (CMV), influenza ve listeria monocytogenes ve helicobacter pylori gibi çeşitli patojenik bakteriler ve giardia lamblia gibi protozoalara karşı etkili olabilir. Laurik asit içermesinin yanı sıra, hindistancevizi yağı ayrıca %6 oranında kaprik asit de içerir; bu madde de sağlık için oldukça faydalıdır. Vücudumuzda on karbonlu bu orta zincirli yağ, cinsel yolla bulaşan hastalıkların üstesinden gelmek için faydalı olan monokaprine dönüştürülür; örneğin, HSV-2 ve HIV-1 virüsleri ve neisseria gonorrhoeae bakterisi gibi (215).

Hindistan cevizi yağının yukarıda belirtilen yararlarına ek olarak, diyabetle ilişkili semptomları hafifletmeye ve sağlık risklerini azaltmaya yardımcı olduğu, osteoporoz hastalığına karşı korunmaya yardımcı olduğu, karaciğer hastalıklarını önlemeye yardımcı olduğu, kalp ve damar sağlığını koruduğu, kanser hastalıklarını önlemeye yardımcı olduğu, yüksek tansiyonu önlemeye yardımcı olduğu, kilo vermeye yardımcı olduğu, vücut dayanıklılığını koruduğu ve cilt ve saç sağlığını koruduğu belirtilmiştir (216).

Hindistan cevizi yağının kullanımına bağlı çeşitli faydaları tespit edilmesine rağmen şimdiye kadar herhangi bir zararlı etkisi olduğu saptanmamıştır (215).

2.4.5.2. Hindistan Cevizi Yağının Ağız Sağlığına Etkisi

Ağız sağlığı, sistemik sağlıkla ilişkilidir ve ağız boşluğu, insan vücudunun genel sağlığının bir yansıması olarak kabul edildiğinden ağız sağlığının korunması çok önemlidir. Gereksiz antibiyotik kullanımı, artan mikrobiyal direnç ve toksisite, modern ilaçların ve ağız hijyeni ürünlerinin yan etkilerinin ortaya çıkması gibi nedenler, insanların

giderek daha fazla tamamlayıcı ve geleneksel uygulamalara yönelmesine sebep olmaktadır (189). Hindistan cevizi yağı ile yapılan Yağ çekme işlemi de geleneksel uygulamalar içerisinde ön plana çıkan seçeneklerden birisidir (189, 198).

Hindistan cevizi yağı, yüksek sabunlaşma indeksine sahiptir. Tükürükte bulunan sodyum hidroksit ve bikarbonatlar gibi alkalilerle reaksiyona girerek, sodyum laureat-sabun benzeri bir madde oluştururlar. Bu madde laurik asit içerir ki bu da temizleme etkisi göstererek dişlere plak yapışmasını engeller ve plak birikimini azaltır (188, 213, 217).

Hindistan cevizi yağı, içeriğindeki laurik asitten kaynaklı antimikrobiyal aktiviteye sahiptir ve in-vitro biyofilm modelinde, Streptococcus mutans ve Candida albicans'a karşı etkilidir. Bu sayede diş çürüklerinde azalmaya neden olduğu belirtilmiştir (213).

Peedikayil ve arkadaşları, yaptıkları bir çalışma ile hindistan cevizi ile yağ çekme terapisi uygulamasının plak oluşumunu ve plağa bağlı gingivitis azalttığını ve diş eti iltihabına bağlı durumların bu tedavi yöntemi ile azaltılabileceğini vurgulamışlardır (213).

Hindistan cevizi yağı, ayrıca antiseptik özelliklere sahiptir; yumuşatıcı ve nemlendirici olarak ağız/boğaz kuruluğu ve çatlamış dudak semptomları olan hastalarda güvenle kullanılabilir (218).

2.4.5.3. Hindistan Cevizi Yağının Diş Beyazlatma Üzerine Etkisi

Diş rengi, güzel bir gülüş oluşturmak ve kişinin kendine olan güvenini artırmak için çok önemlidir. Her bireyin mine ve dentin tabakasında farklı renk özellikleri vardır. Dişleri daha parlak ve beyaz hale getirmek için pek çok yöntem kullanılır. Yaygın olarak kullanılan yöntemlerden biri, kimyasal maddelerle yapılan diş beyazlatma (bleaching) işlemidir; ancak bleaching işlemi için harcanan yüksek maliyet ve tedavi sonrası birçok kişinin hassasiyet yaşaması nedeniyle daha ucuz ve güvenli alternatif beyazlatma maddeleri bulmak için pek çok araştırma yapılmaktadır. İnsanlar, doğal malzemelerin kimyasal malzemelere göre daha ucuz, güvenli ve günlük yaşamda daha kolay elde edilebilir olduğunu fark ettiklerinden, giderek daha fazla tamamlayıcı ve geleneksel uygulamalara yönelmektedirler (189, 219).

Daha beyaz dişlere sahip olmak için uygulanan doğal ve geleneksel yöntemlerden biri de yukarıda bahsettiğimiz gibi yağ çekme yöntemidir. Bu yöntem, onlarca yıldır kullanılır ve ağız hijyeninin genel bakımı için önerilen son derece basit bir yöntemdir (220).

Birçok internet kaynağında da dişleri beyazlatmak için doğal bir yöntem olarak yağ çekme kullanımı hakkında kanıtlanmamış çeşitli bilgiler sunulmakta ve kişisel deneyimlerden bahsedilmektedir. Hatta bazı diş hekimleri, yağ çekmeyi düzenli diş bakımına ek olarak önermektedirler (27).

Wheather ve arkadaşları, 2016 yılında yaptıkları bir çalışmada, yağ çekmenin dişleri beyazlatabileceğine dair çeşitli internet kaynaklarının iddialarına rağmen, hindistan cevizi yağının, diş beyazlatma üzerinde etkisi olacağına dair bir kanıt bulamamışlardır (27).

Ancak Saravanan ve arkadaşları, 2018 yılında yaptıkları bir çalışma ile çeşitli doğal yağ türlerinin dişler ve restoratif materyal üzerindeki etkilerini araştırmayı amaçlamışlardır. Çalışmanın sonucunda hindistancevizi yağı, diş üzerinde beyazlatıcı etkiye sahip olduğunu göstermiştir. Ayrıca restoratif materyal üzerinde de herhangi bir negatif etki ile karşılaşılmamıştır (220).

Shahad tarafından 2020 yılında hindistan cevizi yağı içerikli bir diş macunu ile %1.5 hidrojen peroksit içerikli beyazlatıcı ajanın dişler üzerindeki beyazlatma etkisini karşılaştıran bir çalışma yapılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, hindistan cevizi yağı sadece iki haftalık kullanımdan sonra açıklık (L^*) ve renk farklılığında (ΔE^*) önemli bir artış göstermiştir (198).

Ayrıca Yauri, 2020 yılında yaptığı araştırmasında, kahve solüsyonunda bekleterek renklendirdiği daimî dişlere hindistan cevizi yağı uygulamıştır. Hindistan cevizi yağı, içeriğindeki laurik asit kaynaklı temizleyici bir ajan görevi görerek, dişlerdeki lekeleri gidermiş ve bunun sonucunda hindistan cevizi yağının diş beyazlatma için faydalı olacağı kanıtlanmıştır (221).

3. MATERYAL METOD

Bu in-vitro çalışmanın amacı, ekstrinsik renklendirmeye maruz bırakılan farklı tip estetik restoratif materyaller ve doğal dişlere yağ çekme işlemi uygulayarak, optik özelliklerine yağ çekme işleminin etkisini değerlendirmektir.

Araştırmanın Etik Kurul onayı, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulundan 2024/5 protokol numarası ile alındı (Ek – 1). Çalışmanın tüm aşamaları Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalında gerçekleştirildi.

Çalışmada, farklı marka ve içeriklere sahip 5 adet CAD/CAM ile üretilen restoratif materyal ve çekilmiş daimî santral dişler kullanıldı (Tablo 3). Her grupta 10’ar adet olmak üzere toplam 60 adet örnek elde edildi (n=10). Çalışmada, estetik restorasyonlar için sıklıkla tercih edilen A1 veya ona eşdeğer renkteki bloklar tercih edildi. Lava Ultimate, Cerasmart, IPS e.max ZirCAD ve Telio CAD materyalleri için A1–LT rengi; Tetric CAD materyali için sadece HT ve MT translüsensi özelliğindeki bloklar bulunduğundan A1–MT rengi kullanıldı. Tüm örnekler eşit kalınlıkta (1 ± 0.05 mm) hazırlandı.

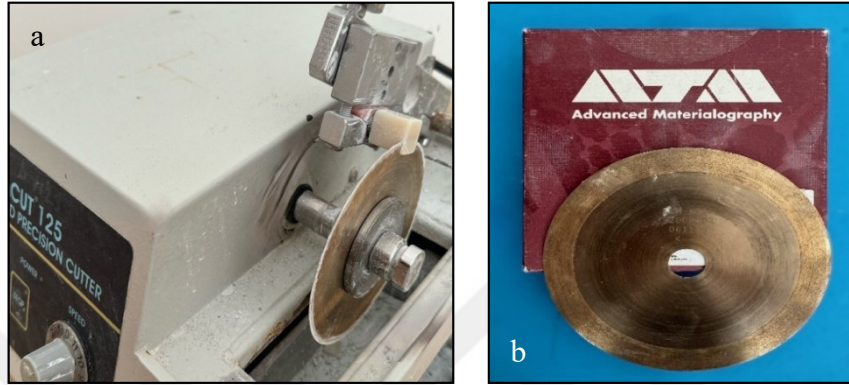
Tablo 3. Çalışmada kullanılan estetik restoratif materyaller

Marka	Materyal Tipi	Renk	Üretici Firma
Cerasmart	Nanoseramik	A1–LT	GC Dental Products, A.B.D.
Lava Ultimate	Rezin nanoseramik	A1–LT	3M Espe, St. Paul Minneapolis, A.B.D.
IPS e.max ZirCAD	Yttrium-stabilize zirkonyum oksit	A1–LT	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Telio CAD	Polimetil metakrilat	A1–LT	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Tetric CAD	Rezin kompozit	A1–HT	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

3.1. Örneklerin Hazırlanması

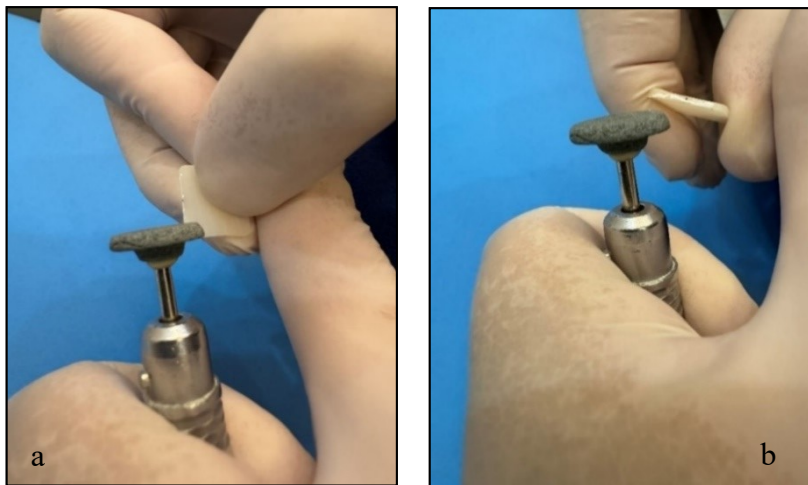
Çalışmada kullanılan estetik CAD/CAM materyalleri (Tetric CAD (TC), Telio CAD (T), Cerasmart (CS), Lava Ultimate (LU) ve IPS E.max ZirCAD (ZC); (5x5x1 mm boyutlarında)), elmas kaplı hassas separe disk kullanılarak (Diamond cut-off wheel B100x0.3/10x12.7mm/ ATM Qness GmbH, Mammelzen, Almanya) düşük devirde hassas kesme cihazı (Microcut 125 Low Speed Precision Cutter, Metkon, Türkiye) ile su

soğutması altında final kalınlığı 1 ± 0.05 mm olacak şekilde kesildi (Resim 1.a,b). IPS e.max ZirCAD CAD/CAM bloklarında sinterizasyon sonrası %20 oranında büzülme olacağı hesaba katılarak, bu bloklar daha büyük elde edildi ve sinterizasyon sonrası diğer gruplarla benzer boyutlar elde edilerek (1 mm) standartizasyonu sağlandı.



Resim 1. a. Düşük hızlı kesme cihazı ile örneklerin elde edilmesi b. Kesici elmas disk

Daha sonra örneklerin kenar kısımlarında kalan çentikler porselen frezi ile düzeltilerek, yüzeyleri düzgün hale getirildi (Resim 2). Örnek yüzeylerinin standartizasyonu için sırasıyla 300, 500, 600, 800, 1200 grit silikon karbit aşındırma kağıtları kullanıldı. Tüm örnekler buhar makinesi (Triton SLA, Bego, Almanya) ile yıkandı ve 10 dakika süreyle ultrasonik temizleyicide (TPC Advanced Technology, Model UC-450, Los Angeles, A.B.D.) distile su ile temizlendi (Resim 3).

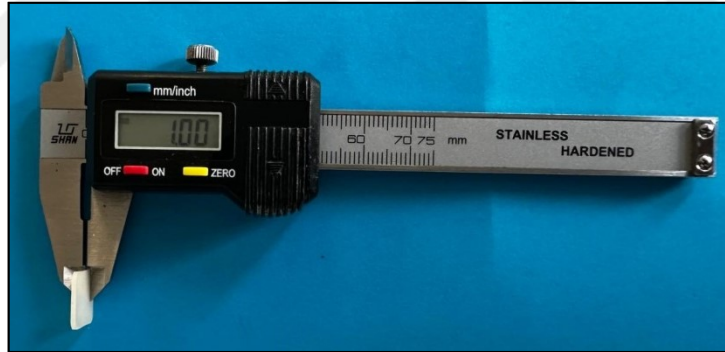


Resim 2. a, b. Örnek kenarlarının düzeltilmesi



Resim 3. Örneklerin ultrasonik temizleyicide temizlenmesi

Hazırlanan örnekler, boyutsal standardizasyonun kontrolü amacı ile dijital bir kumpas (Shan, Çin Halk Cumhuriyeti) ile ölçüldü ve final kalınlıkları $1.0 (\pm 0.02)$ mm olacak şekilde ayarlandı (Resim 4).



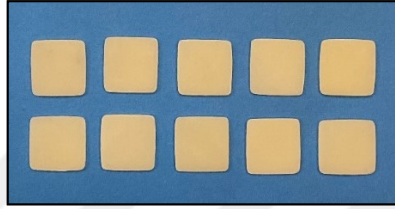
Resim 4. Dijital kumpas ile örnek kalınlıklarının ölçülmesi

3.1.1. Lava Ultimate Gruplarının Oluşturulması

Lava Ultimate blokların yüzey bitirme işlemi öncesi düşük hızlı kesme cihazında hazırlığı bölüm 3.1’de belirtilen şekilde tamamlandı (Resim 5, 6).



Resim 5. Lava ultimate blok



Resim 6. Lava ultimate örnekler

3.1.1.1. Lava Ultimate Bloklara Yüzey İşlemi Uygulanması

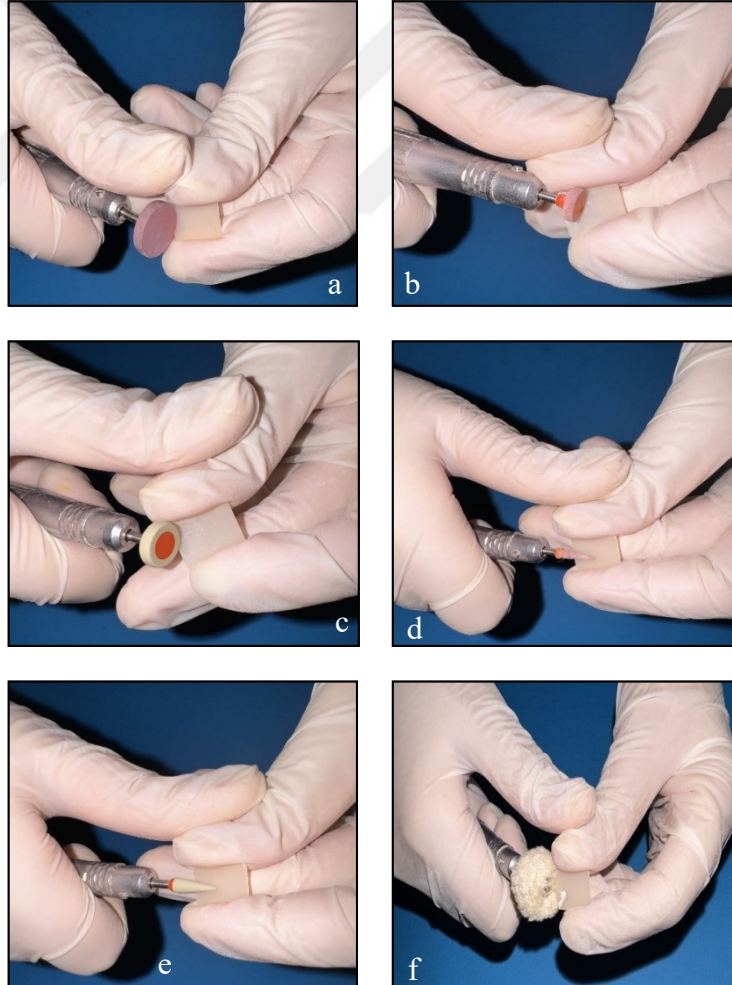
Örneklerin manuel polisaj işlemleri için, üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygun bir polisaj seti seçildi (Meisinger Polishing Set, 3M Espe) (Resim 7) ve farklı gren boyutları talimatlara uygun olarak örneklerin tüm yüzeyine uygulandı. Bu amaçla 100 μm ve daha büyük partiküllü aşındırıcılar kullanıldı. Bu işlemde lokal ısı artışlarını önlemek için minimal basınç uygulanmaya özen gösterildi ve sonrasında ara bitirme aşamasına geçildi. Bu aşamada, 100 μm 'den küçük, 15–20 μm 'den daha büyük aşındırıcılar kullanıldı. Final parlatma aşamasında ise restorasyon yüzeyinde meydana gelen küçük çizikleri ve yüzey pürüzlülüğünü azaltmak amacıyla polisaj işlemi uygulandı ve pürüzsüz bir yüzey elde edildi (Resim 8).

Final parlatma işlemleri için, partikül boyutları 0.3–20 μm olan uygun enstrümanlar kullanıldı. Yüksek parlaklıkta materyal yüzeyi elde edebilmek için polisaj patı (GC diapolisher paste), kıl fırça ve pamuk fırça yardımıyla uygulandı (Resim 8). Her bir enstrüman 60 saniye süreyle kullanıldı. Tüm işlemler, aynı klinisyen tarafından, mikromotor ve klinik piyasemen vasıtasıyla ve minimal basınç uygulanarak gerçekleştirildi. İşlemler öncesi aşındırıcıların partikül boyutları detaylı olarak incelendi ve

gerekli görüldüğünde enstrümanlar yenilendi. Manuel polisaj işlemleri tamamlanan örnekler, ultrasonik temizleyicide 10 dakika süreyle temizlendi.



Resim 7. Meisinger polisaj seti



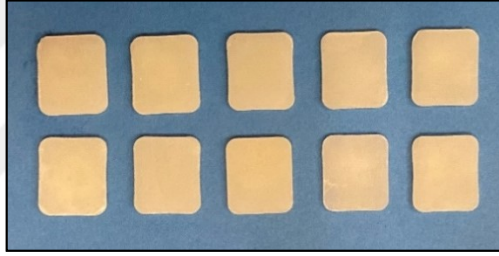
Resim 8. a-f. Tetric cad örneklerin manuel polisajının yapılması ve pamuk fırçanın kullanılması

3.1.2. Cerasmart Gruplarının Oluşturulması

Cerasmart blokların yüzey bitirme işlemleri öncesi düşük hızlı kesme cihazında hazırlığı, bölüm 3.1.'de belirtilen şekilde tamamlandı (Resim 9 ,10).



Resim 9. Cerasmart blok



Resim 10. Cerasmart örnekler

3.1.2.1. Cerasmart Bloklara Yüzey İşlemleri Uygulanması

Bu gruptaki örneklere, bölüm 3.1'de belirtilen prosedürler uygulanarak, manuel polisaj seti (Meisinger Polishing Set, 3M Espe) ile daha önceden anlatılan prosedür ile polisaj işlemleri uygulandı.

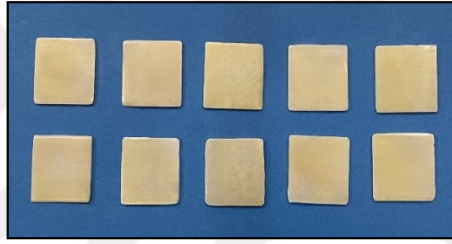
3.1.3. IPS e.max ZirCAD Gruplarının Oluşturulması

Çalışmada yarı sinterize MZ bloklar (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivaden) kullanıldı (Resim 11). Bu gruptaki örnekler, bölüm 3.1'de belirtilen şekilde hazırlandı ve (Resim 11, 12) örnekler sinterizasyon fırınında (Programat S1 1600, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) 1600°C derecede 75 dakika süreyle sinterize edildi. Sinterizasyon sonrası örneklerin kalınlıkları dijital kumpas (Shan, Çin Halk Cumhuriyeti) ile ölçüldü ve final kalınlıkları 1.0 (± 0.02) mm olacak şekilde ayarlandı. Örneklerin sinterleme

işlemlerinin tamamlanması sonrasında, oda ısısında soğumaları beklendi. Örneklere yüzey işlemi uygulandı.



Resim 11. IPS e.max ZirCAD blok



Resim 12. IPS e.max ZirCAD örnekler

3.1.3.1. IPS e.max ZirCAD Bloklara Yüzey İşlemi Uygulanması

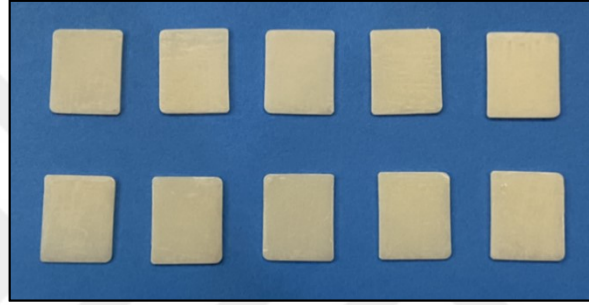
Bu gruptaki örneklere, bölüm 3.1’de belirtilen prosedürler uygulanarak, manuel polisaj seti (Meisinger Polishing Set, 3M Espe) ile daha önceden anlatılan prosedür ile polisaj işlemleri uygulandı.

3.1.4. Telio CAD Gruplarının Oluşturulması

Telio CAD blokların yüzey bitirme işlemi öncesi düşük hızlı kesme cihazında hazırlığı, bölüm 3.1’de belirtilen şekilde tamamlandı (Resim 13 ,14).



Resim 13. Telio CAD blok



Resim 14. Telio CAD örnekler

3.1.4.1. Telio CAD Bloklara Yüzey İşlemi Uygulanması

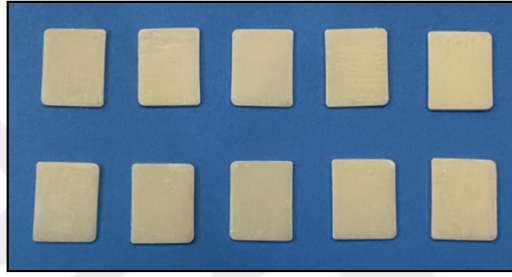
Bu gruptaki örneklere, bölüm 3.1’de belirtilen prosedürler uygulanarak, manuel polisaj seti (Meisinger Polishing Set, 3M Espe) ile daha önceden anlatılan prosedür ile polisaj işlemleri uygulandı.

3.1.5. Tetric CAD Gruplarının Oluşturulması

Tetric CAD blokların yüzey bitirme işlemi öncesi düşük hızlı kesme cihazında hazırlığı bölüm 3.1’de belirtilen şekilde tamamlandı (Resim 15, 16).



Resim 15. Tetric CAD blok



Resim 16. Tetric CAD örnekler

3.1.5.1. Tetric CAD Bloklara Yüzey İşlemi Uygulanması

Bu gruptaki örneklere, bölüm 3.1’de belirtilen prosedürler uygulanarak, manuel polisaj seti (Meisinger Polishing Set, 3M Espe) ile daha önceden anlatılan prosedür ile polisaj işlemleri uygulandı.

3.1.6. Daimî Diş Gruplarının Oluşturulması

Maksilla anterior bölgeden çekilen (periodontal hastalıklara bağlı çekilmiş, çürüksüz; herhangi bir restorasyonu, renklenmesi, rezorpsiyonu olmayan) daimî dişler, pomza yardımı ile artıklardan temizlendi ve 60 sn detertraj patı ile (Clinpropo Prophecy Paste, 3M Espe, ABD) polisaj işlemi uygulandı (Resim 17-19). Daha sonra bir hafta boyunca %0.1’lik timol solüsyonunda bekletildi.



Resim 17. Pomza ile artıkların temizlenmesi



Resim 18. Dişlere polisaj uygulanması



Resim 19. Daimî diş örnekleri

3.2. Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması

Renk ölçümüne hazır hale getirilen örnekler, tek tek numaralandırıldıktan sonra spektrofotometre cihazı ile (VITA Easyshade® V, Vita Zahnfabrik) renk ölçüm kutusu içerisinde gerçekleştirildi (Resim 20, 21).

Çevre koşullarının ve ortam ışığının renk ölçümünde hataya neden olmaması için ölçümler, renk ölçüm kutusu içerisinde gerçekleştirildi. Renk ölçüm kutusu, 30x30x70 cm boyutlarında hazırlanıp, içerisi nötral gri fon ($L^*=64.1$, $a^*=0.3$, $b^*=-3.4$) kartonu ile

kaplandı. Kutunun içersine gün ışığını taklit eden, 5500 K renk ısısına sahip flouresan lamba takıldı.

Ölçümler öncesi spektrofotometre kalibre edildi. Örnekler, her ölçümün aynı noktadan yapılabilmesi için sabit kalem ile 9 eşit parçaya bölünecek şekilde çizildi. Ölçümler örneklerin 1/3 orta kısmından yapıldı. Örnekler renk değerlerinin tespiti için ayrı ayrı 3'er kez ölçülerek, ortalama değerleri kaydedildi. Tüm ölçümler tek bir klinisyen tarafından yapıldı ve CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemine göre ölçülen bu değerler kayıt altına alındı. İlk ölçümler sonrası örneklerin başlangıç zamanı L_0^* , a_0^* , b^* değerleri elde edildi.



Resim 20. Renk ölçümünde kullanılan spektrofotometre



Resim 21. Nötral gri zemin üzerinde ölçümlerinin yapılması

3.3. Örneklerin Kahve ile Renklendirilme İşlemi

Başlangıç renk ölçümü yapıldıktan sonra her bir tüpte bir örnek olacak şekilde, içerisinde kahve solüsyonu (Nescafe Classic, Nestle Gıda, Bursa, Türkiye) olan 50

ml'lik steril plastik konik tüplere örnekler daldırıldı (Resim 22). Bakteri kontaminasyonunu önlemek için kahve solüsyonları her gün yenilendi.



Resim 22. Kahve solüsyonlu plastik konik tüplere yerleştirilmiş örnekler

Kahve solüsyonu, üretici firmasının talimatları doğrultusunda 3.6 g kahveye, 200 ml kaynatılmış su eklenerek hazırlandı ve solüsyon 10 saniye kadar karıştırıldıktan sonra filtre kağıdından geçirildi. Hazırlanan kahve solüsyonları plastik konik tüplere her bir örnek için 30 ml olacak şekilde enjektör yardımıyla konuldu.



Resim 23. Kahve solüsyonun plastik tüplere konulması

7. günden sonra örnekler tüplerden çıkarılıp distile su ile 10 sn temizlendi. Sonrasında aynı bölgeden, spektrofotometre (VITA Easyshade® V) kullanılarak ölçüm yapıldı ve L^*_{7k} , a^*_{7k} , b^*_{7k} ölçüm değerleri kaydedildi.

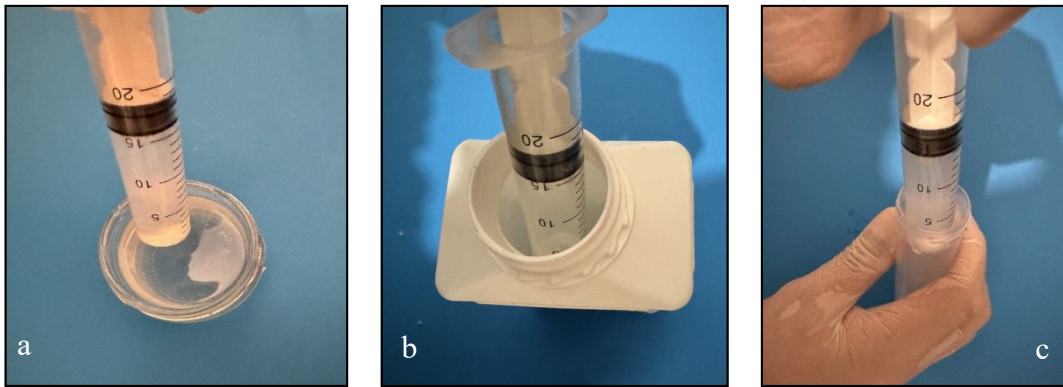
3.4. Ağız İçi Yağ Çekme (Oil Pulling) İşleminin Uygulanması

7 gün boyunca kahve solüsyonunda renklendirilen örnekler, renk ölçümleri kaydedildikten sonra her bir tüpte bir örnek olacak şekilde, 15 ml fosfat tamponlu salin (İzmir Teknik Kimya, İzmir, Türkiye) ve 15 ml ticari olarak temin edilebilen hindistan cevizi yağı (Avofarm, İzmir, Türkiye) içeren 50 ml'lik steril bir plastik konik tüpe yerleştirildi (Resim 24).



Resim 24. Hindistan cevizi yağı içeren plastik konik tüplere yerleştirilmiş örnekler

Hindistan cevizi yağı, salinle karıştırılabilmesi için eriyene kadar 37°C'de ısıtıldı. Ardından salin ve hindistan cevizi yağı enjektör yardımı ile her birinden 15'er ml olacak şekilde plastik tüpe konuldu (Resim 25).



Resim 25. a-b-c. 15 ml Hindistan cevizi yağı, 15 ml fosfat tamponlu salin, hindistan cevizi yağının plastik tüpe konulması

Tüpler, bir ultrasonik cihaz yardımıyla (TPC Advanced Technology, Model UC-450, Los Angeles, A.B.D.) 20 dakika boyunca kuvvetlice çalkalandı (Resim 26). Ardından boşaltıldı; örnekler, 10 dakika süreyle ultrasonik temizleyicide (TPC Advanced Technology, Model UC-450, Los Angeles, A.B.D.) distile su ile temizlendi. 7. gün için oil pulling uygulaması sonrası örneklerin aynı bölgelerinden spektrofotometre (VITA Easyshade® V) yardımı ile ölçüm yapıp L^*_{7op} , a^*_{7op} , b^*_{7oop} ölçüm değerleri kaydedildi.



Resim 26. Tüplerin ultrasonik cihaz yardımıyla çalkalanması

3.3 ve 3.4’te belirtilen prosedürlere göre deneysel işlemler tekrarlanarak 14. ve 21. gün ölçümleri spektrofotometre (VITA Easyshade® V) yardımı ile yapıp değerler kaydedildi.

3.5. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analizlerde SPSS (Statistical Package for the Social Sciences v22.0, SPSS Inc. Chicago, IL, ABD) programı kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu, Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. Gruplar arası karşılaştırmalarda ve her bir grup içerisinde zamana bağlı değişiklikleri değerlendirmede, Tek Yönlü ANOVA ve Tukey’s pos-hoc testleri; örneklerin aynı zamandaki değerlerini analiz etmek için ise Eşleştirilmiş Örneklem T-testi kullanıldı. $P < 0.05$ düzeyindeki farklılıklar, istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

Lava Ultimate (LU), Cerasmart (CE), Tetric CAD (TC), Telio CAD (T), IPS e.max ve ZirCAD (ZC) ve doğal dişlere (DD) uygulanan yağ çekme işleminin optik özelliklerin değişimine etkisini incelenildiği bu deneysel işlemler sonrasında, optik özellikleri değerlendirmek için CIE $L^*a^*b^*$ ve ΔE_{00}^* parametreleri kullanılmıştır.

4.1. Deneysel İşlemler Sonrasında Optik Parametrelerin Değerlendirilmesi

4.1.1. Grupların Zamana Bağlı L^* Değerlerine Ait Bulgular

Zamana bağlı değişen L^* değerlerinin ortalama değerleri, standart sapması (SS), maksimum (max) ve minimum (min) değerleri Tablo 4'te gösterilmiştir.

L_0^* = Başlangıç L^* değeri (mekanik polisaj sonrası)

L_{7k}^* = 7. gün ekstrinsik renklendirme sonrası L^* değeri

L_{7op}^* = 7. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası L^* değeri

L_{14k}^* = 14. gün ekstrinsik renklendirme sonrası L^* değeri

L_{14op}^* = 14.gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası L^* değeri

L_{21k}^* = 21. gün ekstrinsik renklendirme sonrası L^* değeri

L_{21op}^* = 21. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası L^* değeri

Tablo 4. Grupların zamana bağlı L^* verileri [n. (Ortalama $\pm$ SS;(min – max)]

	L_0^*	L_{7k}^*	L_{7op}^*	L_{14k}^*	L_{14op}^*	L_{21k}^*	L_{21op}^*
LU (n=10)	88.66 $\pm$ 0.37 (88-89.20)	83.25 $\pm$ 1.28 (80.5-84.9)	84.35 $\pm$ 0.65 (79.2-82.3)	80.65 $\pm$ 0.85 (79.2-82.3)	83.46 $\pm$ 0.88 (82.5-85.1)	80.55 $\pm$ 1.09 (79.3-83.1)	81.13 $\pm$ 1.13 (80.1-83.3)
CE (n=10)	81.73 $\pm$ 0.79 (81-83.2)	80.33 $\pm$ 0.84 (79-81.5)	80.7 $\pm$ 0.47 (80.1-81.7)	78.54 $\pm$ 1.04 (76.7-79.8)	82.84 $\pm$ 1.56 (81-85.6)	77.78 $\pm$ 1.06 (76.3-79.8)	78.58 $\pm$ 1.17 (77-80.8)
TC (n=10)	84.7 $\pm$ 0.44 (84.2-85.3)	80.23 $\pm$ 0.49 (79.6-81)	81.14 $\pm$ 0.41 (80.6-82.1)	78.19 $\pm$ 0.9 (76.3-79.3)	80.53 $\pm$ 0.81 (79.6-81.7)	77.36 $\pm$ 1.18 (75.5-79.4)	78.13 $\pm$ 0.97 (76.4-79.3)
T (n=10)	89.45 $\pm$ 0.36 (88.6-89.9)	87.93 $\pm$ 0.41 (87.3-88.7)	88.05 $\pm$ 0.27 (87.6-88.5)	84.96 $\pm$ 1.2 (83.4-86.9)	87.51 $\pm$ 0.55 (86.3-88.3)	85.55 $\pm$ 0.66 (84.5-86.3)	86.51 $\pm$ 0.41 (86.1-87.4)
ZC (n=10)	85.57 $\pm$ 0.45 (85-86.2)	84.66 $\pm$ 0.9 (83-86.4)	85.28 $\pm$ 0.82 (83.8-86.8)	84.54 $\pm$ 0.87 (82.7-85.6)	85 $\pm$ 0.79 (83.2-85.8)	84.15 $\pm$ 0.7 (83-85.2)	84.73 $\pm$ 0.75 (83.8-86.1)
DD (n=10)	81.36 $\pm$ 3.14 (85.2-85.2)	78.34 $\pm$ 4.01 (71.1-84.7)	82.94 $\pm$ 3.19 (78.3-88.3)	80.67 $\pm$ 3.68 (76.3-88.3)	82.56 $\pm$ 3.73 (78.2-91.2)	79.71 $\pm$ 1.86 (77.2-83.3)	81.05 $\pm$ 1.98 (78.8-84.2)

Lava Ultimate, LU; Cerasmart, CE; Tetric Cad, TC; Telio Cad, T; IPA e.max ZirCAD, ZC; Daimî Diş, DD olarak temsil edilmiştir.

Ortalama veriler değerlendirildiğinde, tüm gruplar için ekstrinsik renklendirme işlemi örneklerin L^* değerlerini azaltırken; renklendirme sonrası uygulanan oil pulling işlemi, örneklerin L^* değerlerini arttırmıştır.

En yüksek L^* değeri, T grubunda ($L_0^*=89.45$), en düşük L^* değeri ise TC grubunda ($L_{21k}^*=77.36$) elde edilmiştir.

Her bir grup içerisinde ekstrinsik renklendirme sonrası L^* değerlerinin zamana bağlı değişimleri incelendiğinde:

LU grubunda, L_0^* başlangıç değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen L_k değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir. L_{7k}^* değeri, L_{14k}^* ve L_{21k}^* değerleri ile karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). L_{14k}^* ile L_{21k}^* değerleri arasında ise anlamlı bir fark yoktur ($p=0.680$) (Şekil 11).

CE grubunda, L_0^* başlangıç değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen L_k değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir. L_{7k}^* değeri, L_{14k}^* ve L_{21k}^* değerleri ile karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). L_{14k}^* ile L_{21k}^* değerleri arasında ise anlamlı bir fark yoktur ($p=0.064$) (Şekil 11).

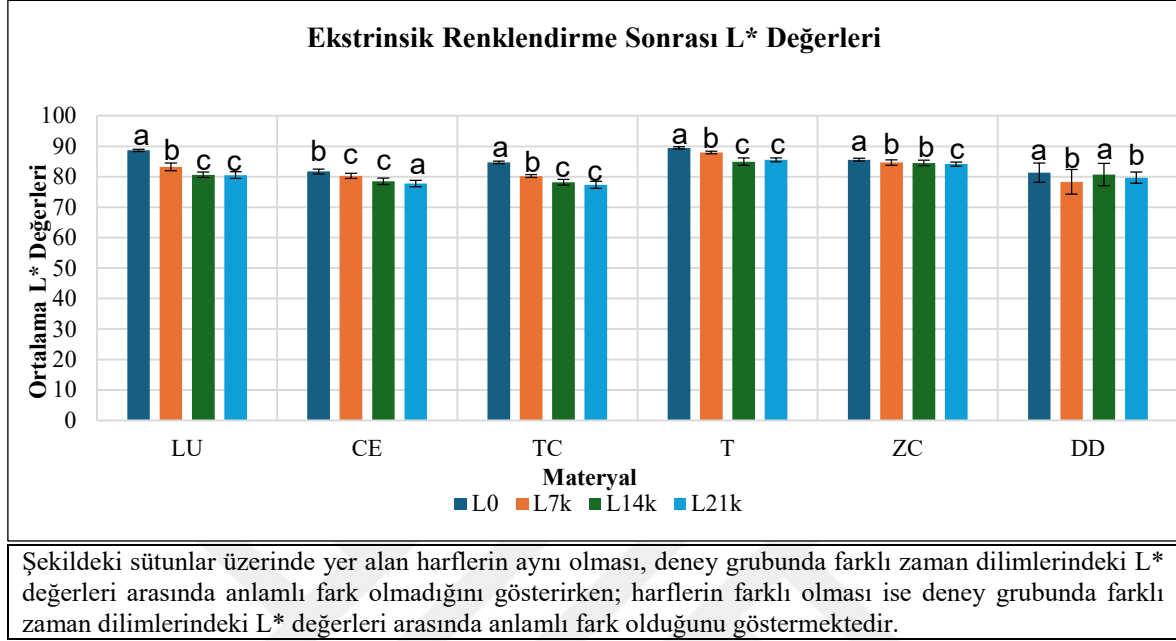
TC grubunda, L_0^* başlangıç değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen L_k değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir. L_{7k}^* değeri, L_{14k}^* ve L_{21k}^* değerleri ile karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). L_{14k}^* ile L_{21k}^* değerleri arasında ise anlamlı bir fark yoktur ($p=0.053$) (Şekil 11).

T grubunda, L_0^* başlangıç değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen L_k değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir. L_{7k}^* değeri, L_{14k}^* ve L_{21k}^* değerleri ile karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). L_{14k}^* ile L_{21k}^* değerleri arasında ise anlamlı bir fark yoktur ($p=0.135$) (Şekil 11).

ZR grubunda, L_0^* başlangıç değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen L_k değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir. L_{7k}^* ile L_{14k}^* değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0.494$), aynı ölçüm değerleri, L_{21k}^* değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 11).

DD grubunda, L_0^* başlangıç değeri, L_{7k}^* değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). L_0^* değeri, L_{14k}^* ve L_{21k}^* ile karşılaştırıldığında, aralarında anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$). L_{14k}^* değeri, L_{7k}^* ile karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). L_{14k}^* değeri ile L_{21k}^* değeri arasında ise anlamlı

bir fark yoktur ($p=0.412$). Yine L_{7k}^* değeri, L_{21k}^* ile karşılaştırıldığında aralarında anlamlı bir fark yoktur ($p=0.305$) (Şekil 11).



Şekil 11. Grupların ekstrinsik renklendirme sonrası zamana bağlı L^* değerleri

Her bir grup içerisinde yağ çekme işlemi sonrası L^* değerlerinin zamana bağlı değişimleri incelendiğinde:

LU grubunda, L_0^* başlangıç değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen L_{op} değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir. L_{7op}^* değeri, L_{14op}^* ve L_{21op}^* değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). Yine L_{14op}^* değeri, L_{21op}^* değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 12).

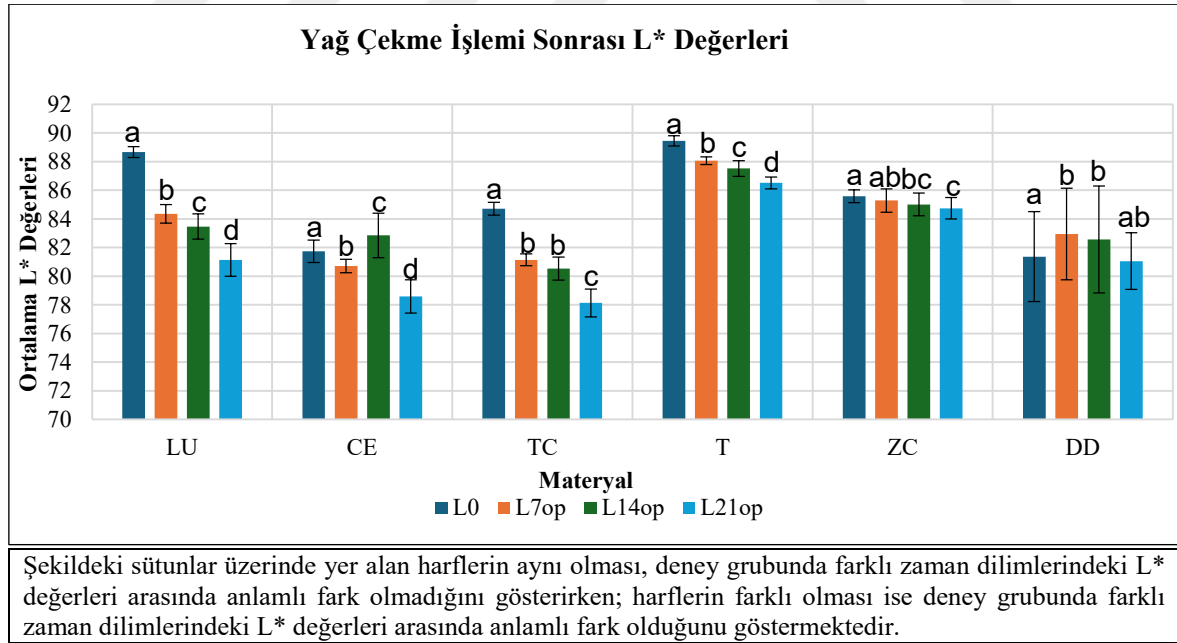
CE grubunda, L_{14op}^* değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen L_{op}^* değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir. Başlangıç L_0^* değeri, L_{7op}^* ve L_{21op}^* değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). Yine L_{7op}^* değeri, L_{21op}^* değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 12).

TC grubunda, L_0^* başlangıç değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen L_{op}^* değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir. L_{7op}^* ile L_{14op}^* değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($p<0.052$), aynı ölçüm değerleri, L_{21op}^* değeri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 12).

T grubunda, L_0^* başlangıç değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen L_{op}^* değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir. L_{7op}^* değeri, L_{14op}^* ve L_{21op}^* değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). Yine L_{14op}^* değeri, L_{21op}^* değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 12).

ZC grubunda, L_0^* başlangıç değeri, L_{7op}^* değeri ile karşılaştırıldığında aralarında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0.118$); L_{14op}^* ve L_{21op}^* değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). Yine L_{7op}^* değeri, L_{14op}^* değeri ile karşılaştırıldığında aralarında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0.113$); L_{21op}^* değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). L_{14op}^* ve L_{21op}^* değerleri karşılaştırıldığında ise aralarında anlamlı bir fark yoktur ($p=0.249$) (Şekil 12).

DD grubunda, L_0^* başlangıç değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen L_{op}^* değerleri ile karşılaştırıldığında, L_{21op}^* değeri ile aralarında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0.445$); L_{7op}^* ve L_{21op}^* değerlerinden anlamlı olarak düşüktür ($p<0.05$). L_{7op}^* , L_{14op}^* ve L_{21op}^* değerleri ikili olarak karşılaştırıldığında aralarında anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$) (Şekil 12).



Şekil 12. Grupların yağ çekme işlemi sonrası zamana bağlı L^* değerleri

4.1.2. Grupların Zamana Bağlı a* Değerlerine Ait Bulgular

Zamana bağlı değişen a* değerlerinin ortalama değerleri, standart sapması (SS), maksimum (max) ve minimum (min) değerleri Tablo 5'te gösterilmiştir.

a_0^* =Başlangıç a* değeri (mekanik polisaj sonrası)

a_{7k}^* = 7. gün ekstrinsik renklendirme sonrası a* değeri

a_{7op}^* =7. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası a* değeri

a_{14k}^* =14. gün ekstrinsik renklendirme sonrası a* değeri

a_{14op}^* =14. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası a* değeri

a_{21k}^* =21. gün ekstrinsik renklendirme sonrası a* değeri

a_{21op}^* =21. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası a* değeri

Tablo 5. Grupların zamana bağlı a* verileri [n, (Ortalama $\pm$ SS;(min-max)]

	a_0^*	a_{7k}^*	a_{7op}^*	a_{14k}^*	a_{14op}^*	a_{21k}^*	a_{21op}^*
LU (n=10)	3.26 $\pm$ 0.15 (3.1-3.5)	2.48 $\pm$ 0.14 (2.2-2.7)	2.67 $\pm$ 0.23 (2.3-3)	1.46 $\pm$ 0.5 (0.8-2.50)	2.43 $\pm$ 0.13 (2.2-2.6)	1.94 $\pm$ 0.31 (1.3-2.4)	2.3 $\pm$ 0.16 (2-2.5)
CE (n=10)	3.78 $\pm$ 0.25 (3.2-4.1)	3.44 $\pm$ 0.23 (3.2-3.9)	3.67 $\pm$ 0.09 (3.5-3.8)	3.17 $\pm$ 0.17 (3-3.4)	3.5 $\pm$ 0.22 (3.2-3.9)	3.11 $\pm$ 0.21 (2.7-3-5)	3.21 $\pm$ 0.11 (3-3.4)
TC (n=10)	2.09 $\pm$ 0.13 (1.9-2.3)	1.66 $\pm$ 0.14 (1.4-1.8)	1.67 $\pm$ 0.14 (1.5-2)	1.24 $\pm$ 0.34 (0.5-1.7)	1.4 $\pm$ 0.18 (1.1-1.6)	1.06 $\pm$ 0.37 (0.1-1.4)	1.12 $\pm$ 0.26 (0.5-1.42)
T (n=10)	2.55 $\pm$ 0.24 (2.20-3)	2.48 $\pm$ 0.14 (2.2-2.7)	2.65 $\pm$ 0.21 (2.3-3)	1.46 $\pm$ 0.5 (0.8-2.5)	2.43 $\pm$ 0.13 (2.2-2.6)	1.94 $\pm$ 0.31 (1.3-2.4)	2.3 $\pm$ 0.16 (2-2.5)
ZC (n=10)	2.2 $\pm$ 0.88 (0.8-3)	2.14 $\pm$ 0.96 (0.4-2.9)	2.16 $\pm$ 0.95 (0.6-2.9)	2.08 $\pm$ 1.03 (0.4-2.9)	2.1 $\pm$ 0.88 (0.7-2.8)	1.56 $\pm$ 1.11 (0.1-2.6)	1.79 $\pm$ 0.96 (0.3-2.7)
DD (n=10)	1.09 $\pm$ 0.76 (0-2.9)	0.56 $\pm$ 0.47 (0-1.2)	0.71 $\pm$ 0.35 (0.2-1.2)	0.53 $\pm$ 0.39 (0-1.4)	0.76 $\pm$ 0.2 (0-0.6)	0.62 $\pm$ 0.34 (0.3-1.2)	0.66 $\pm$ 0.41 (0.3-1.4)

Lava Ultimate, LU; Cerasmart, CE; Tetric Cad, TC; Telio Cad, T; IPA e.max ZirCAD, ZC; Daimî Diş, DD olarak temsil edilmiştir.

Ortalama veriler değerlendirildiğinde, tüm gruplar için ekstrinsik renklendirme işlemi örneklerin a* değerlerini azaltırken; renklendirme sonrası uygulanan yağ çekme işlemi, örneklerin a* değerlerini arttırmıştır.

En yüksek a^* değeri, CE grubunda ($a_0^*=3.78$), en düşük a^* değeri ise DD grubunda ($a_{14k}^*=0.53$) elde edilmiştir.

Her bir grup içerisinde ekstrasik renklendirme sonrası a^* değerlerinin zamana bağlı değişimleri incelendiğinde:

LU grubunda, a_0^* başlangıç değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen a_k değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). a_{7k}^* değeri, a_{14k}^* ve a_{21k}^* değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). a_{14k}^* değeri, a_{21k}^* değeri ile karşılaştırıldığında ise anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 13).

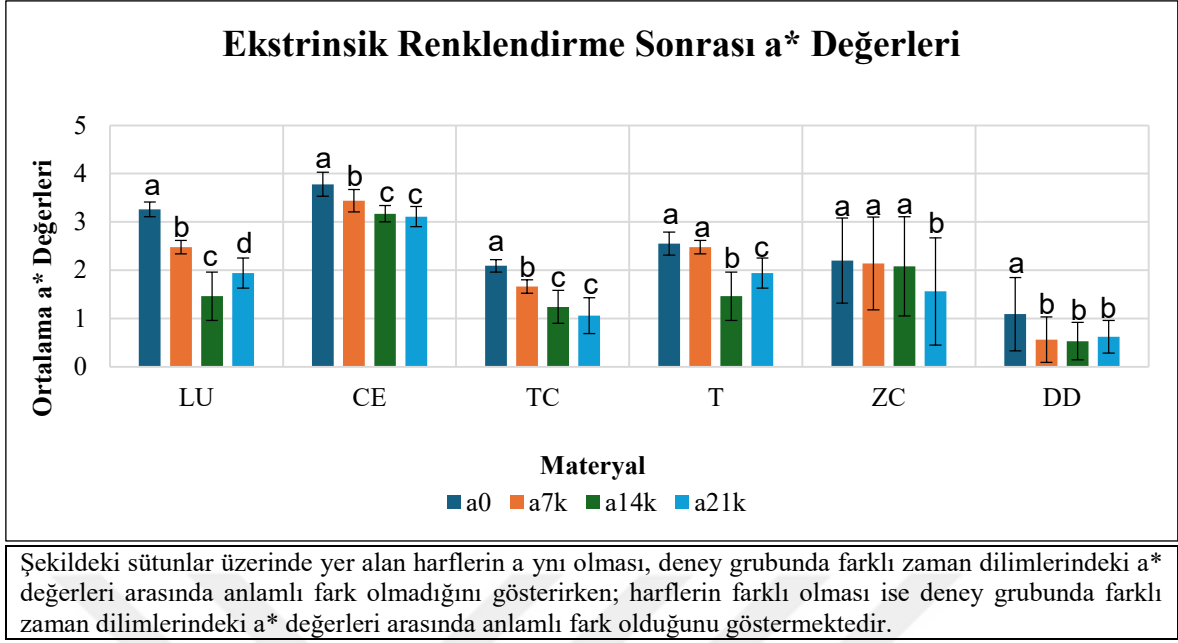
CE grubunda, a_0 başlangıç değeri diğer tüm zamanlarda ölçülen a_k değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). a_{7k}^* değeri, a_{14k}^* ve a_{21k}^* değerleri ile karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). a_{14k}^* ile a_{21k}^* değerleri arasında ise anlamlı bir fark yoktur. ($p=0.572$) (Şekil 13).

TC grubunda, a_0 başlangıç değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen a_k değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). a_{7k}^* değeri, a_{14k}^* ve a_{21k}^* değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). a_{14k}^* ile a_{21k}^* değerleri arasında ise anlamlı bir fark yoktur ($p=0.572$) (Şekil 13).

T grubunda, a_0^* başlangıç ile a_{7k}^* değerleri arasında anlamlı fark bulunmazken (0.209); aynı değerler, a_{14k}^* ve a_{21k}^* değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). a_{14k}^* değeri, a_{21k}^* değeri ile karşılaştırıldığında ise anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 13).

ZC grubunda, a_0^* , a_{7k}^* ve a_{14k}^* değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0.05$); aynı değerler, a_{21k}^* değeri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 13).

DD grubunda, a_0^* başlangıç değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen a_k değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). a_{7k}^* , a_{14k}^* ve a_{21k}^* değerleri ikili karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$) (Şekil 13).



Şekil 13. Grupların ekstrinsik renklendirme sonrası zamana bağlı a* değerleri

Her bir grup içerisinde yağ çekme işlemi sonrası a* değerlerinin zamana bağlı değişimleri incelendiğinde:

LU grubunda, a_0^* başlangıç değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen a_{op} değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). a_{7op}^* değeri, a_{14op}^* ve a_{21op}^* değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). a_{14op}^* değeri, a_{21op}^* değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$) (Şekil 14).

CE grubunda, a_0^* başlangıç ile a_{7op}^* değerleri arasında anlamlı fark bulunmazken (0.276); aynı değerler, a_{14op}^* ve a_{21op}^* değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). a_{14op}^* değeri, a_{21op}^* değeri ile karşılaştırıldığında ise anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$) (Şekil 14).

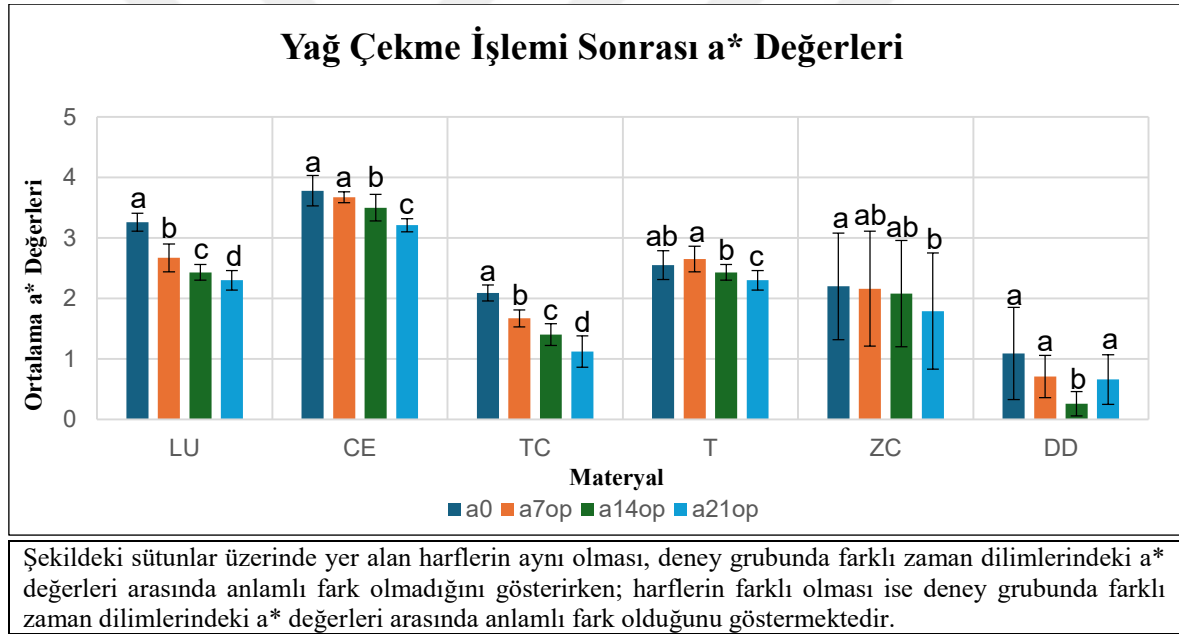
TC grubunda, a_0^* başlangıç değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen a_{op} değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). a_{7op}^* değeri, a_{14op}^* ve a_{21op}^* değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). a_{14op}^* değeri, a_{21op}^* değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$) (Şekil 14).

T grubunda, a_{7op}^* değeri, a_0^* değeri ile karşılaştırıldığında aralarında anlamlı bir fark bulunmazken ($p = 0.158$); a_{14op}^* ve a_{21op}^* değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). a_0^* başlangıç ile a_{14op}^* değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken

($p=0.133$); aynı değerler, a_{21op}^* değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 14).

ZC grubunda, a_0^* başlangıç değeri, a_{7k}^* ve a_{14k}^* değerleri ile karşılaştırıldığında aralarında anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0.05$); a_{21k}^* değeri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). a_{21k}^* değeri, a_{7k}^* ve a_{14k}^* değerleri ile karşılaştırıldığında aralarında anlamlı fark bulunmazken ($p>0.05$); a_0^* başlangıç değeri ile karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşüktür ($p<0.05$) (Şekil 14).

DD grubunda, a_0^* başlangıç ile a_{7op}^* ve a_{21op}^* değerleri arasında anlamlı fark bulunmazken ($p>0.05$); aynı değerler, a_{14op}^* değeri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 14).



Şekil 14. Grupların yağ çekme işlemi sonrası zamana bağlı a^* değerleri

4.1.3. Grupların Zamana Bağlı b^* Değerlerine Ait Bulgular

Zamana bağlı değişen b^* değerlerinin ortalama değerleri, standart sapması (SS), maksimum (max) ve minimum (min) değerleri Tablo 6’da gösterilmiştir.

b_0^* = Başlangıç b^* değeri (mekanik polisaj sonrası)

b_{7k}^* = 7. gün ekstrinsik renklendirme sonrası b^* değeri

b_{7op}^* =7. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası b^* değeri

b_{14k}^* =14. gün ekstrinsik renklendirme sonrası b^* değeri

b_{14op}^* =14. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası b^* değeri

b_{21k}^* =21. gün ekstrinsik renklendirme sonrası b^* değeri

b_{21op}^* =21. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası b^* değeri

Tablo 6. Grupların zamana bağlı b^* verileri [n, (Ortalama $\pm$ SS;(min-max)]

	b_0^*	b_{7k}^*	b_{7op}^*	b_{14k}^*	b_{14op}^*	b_{21k}^*	b_{21op}^*
LU (n=10)	16.7 $\pm$ 0.97 (14.7-18.1)	23.18 $\pm$ 1.76 (20.3-26)	21.82 $\pm$ 1.38 (19.4-23)	27.35 $\pm$ 1.35 (25.5-30.3)	23.2 $\pm$ 1.05 (21.1-24.7)	26.19 $\pm$ 1.53 (23-27.6)	24.73 $\pm$ 1.75 (21.8-28.2)
CE (n=10)	8.46 $\pm$ 1.22 (6.2-10.9)	9.83 $\pm$ 0.6 (8.6-10.8)	8.66 $\pm$ 0.6 (7.5-9.5)	13.02 $\pm$ 0.82 (11.7-14)	9.46 $\pm$ 0.72 (8-10.5)	12.41 $\pm$ 0.89 (11.1-14.60)	10.32 $\pm$ 0.71 (8.7-11.2)
TC (n=10)	8.73 $\pm$ 0.49 (8.1-9.4)	13.35 $\pm$ 0.92 (11.6-14.9)	11.52 $\pm$ 0.61 (10.7-12.7)	17.04 $\pm$ 1.43 (14.7 $\pm$ 19.9)	12.33 $\pm$ 0.86 (11.3-14.1)	16.18 $\pm$ 1.11 (14.7-17.5)	12.94 $\pm$ 0.76 (11.9-14.2)
T (n=10)	19.63 $\pm$ 0.57 (18.9-20.6)	20.14 $\pm$ 0.62 (18.9-21.1)	19.33 $\pm$ 0.64 (18.6-20.5)	24.27 $\pm$ 1.32 (21.5-26)	20.04 $\pm$ 0.39 (19.4-20.7)	22.54 $\pm$ 0.8 (21.6-24)	20.82 $\pm$ 0.52 (20-21.8)
ZC (n=10)	22.52 $\pm$ 1.94 (19.4-25.6)	22.65 $\pm$ 2.43 (18.8-26.1)	22.54 $\pm$ 2.18 (19.3-26)	24.73 $\pm$ 1.97 (22.5-27.7)	24.42 $\pm$ 2.37 (21.5-28.1)	25.42 $\pm$ 2.39 (22.4-29.6)	24.64 $\pm$ 2.5 (21.6-28.4)
DD (n=10)	22.51 $\pm$ 3.65 (18.7-30.2)	24.55 $\pm$ 2.61 (17.9-28)	24.24 $\pm$ 2.95 (21.6-31.2)	25.98 $\pm$ 3.64 (20.8-34.6)	25.5 $\pm$ 2.87 (23.2-31.7)	27.02 $\pm$ 3.97 (21-34.7)	24.44 $\pm$ 2.91 (19.5-29.5)

Lava Ultimate, LU; Cerasmart, CE; Tetric Cad, TC; Telio Cad, T; IPA e.max ZirCAD, ZC; Daimî Diş, DD olarak temsil edilmiştir.

Ortalama veriler değerlendirildiğinde, tüm gruplar için ekstrinsik renklendirme işlemi örneklerin b^* değerlerini arttırırken; renklendirme sonrası uygulanan oil pulling işlemi, örneklerin b^* değerlerini azalmıştır.

En yüksek b^* değeri, DD grubunda (b_{21k}^* =27.02), en düşük b^* değeri ise CE grubunda (b_0^* =8.46) elde edilmiştir.

Her bir grup içerisinde ekstrinsik renklendirme sonrası b^* değerlerinin zamana bağlı değişimleri incelendiğinde:

LU grubunda, b_{14k}^* değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen b_k değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). b_{21k}^* değeri, b_0^* ve b_{7k}^* değerleri ile

karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). b_{7k}^* değeri, b_0^* değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 15).

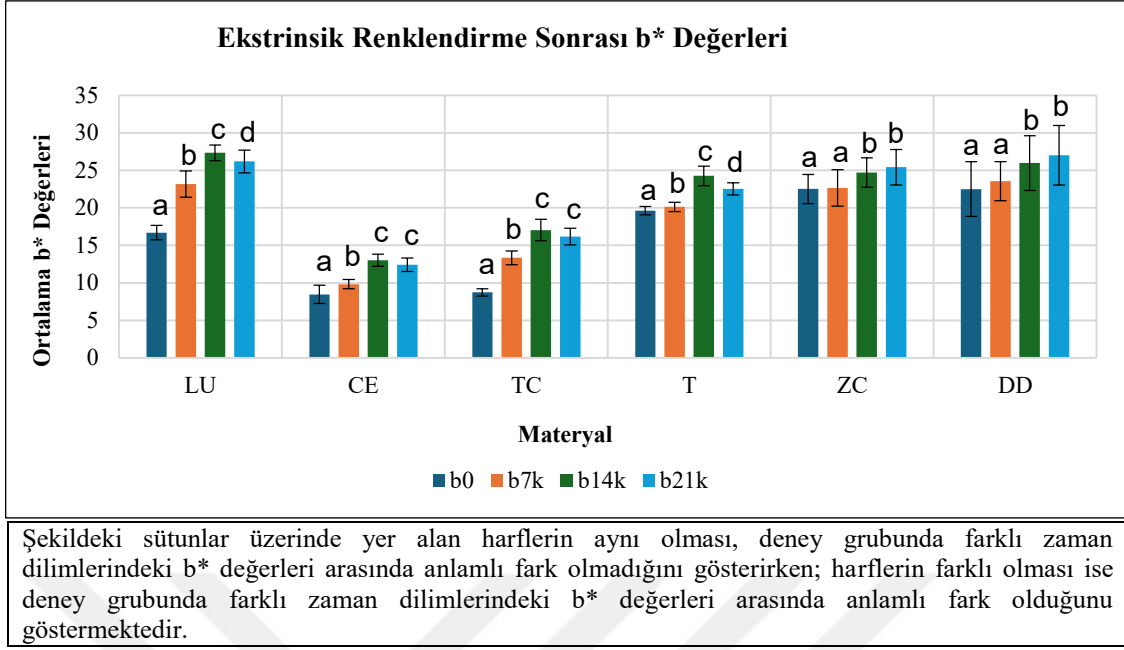
CE grubunda, b_{14k}^* ile b_{21k}^* değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0.198$); aynı değerler, b_0^* ve b_{7k}^* değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). b_{7k}^* değeri, b_0^* değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 15).

TC grubunda, b_{14k}^* ile b_{21k}^* değerleri arasında anlamlı fark bulunmazken ($p=0.117$); aynı değerler, b_0^* ve b_{7k}^* değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). b_{7k}^* değeri, b_0^* değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 15).

T grubunda, b_{14k}^* değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen b_k değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). b_{21k}^* değeri, b_{7k}^* ve b_0^* değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). B_{7k}^* değeri, b_0^* değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 15).

ZC grubunda, b_{14k}^* ile b_{21k}^* değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0.108$); aynı değerler, b_{7k}^* ve b_0^* değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). b_{7k}^* ile b_0^* değerleri karşılaştırıldığında, aralarında anlamlı bir fark yoktur ($p=0.839$) (Şekil 15).

DD grubunda, b_{14k}^* ile b_{21k}^* değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0.135$); aynı değerler, b_{7k}^* ve b_0^* değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). b_{7k}^* ile b_0^* değerleri karşılaştırıldığında, aralarında anlamlı bir fark yoktur ($p=0.267$) (Şekil 15).



Şekil 15. Grupların ekstrinsik renklendirme sonrası zamana bağlı b* değerleri

Her bir grup içerisinde yağ çekme işlemi sonrası b* değerlerinin zamana bağlı değişimleri incelendiğinde:

LU grubunda, b_{21op}^* değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen b_{op}^* değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). b_{14op}^* değeri, b_{7op}^* ve b_0^* değerleri ile karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). b_{7op}^* değeri, b_0^* değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$) (Şekil 16).

CE grubunda, b_{21op}^* değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen b_{op}^* değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). b_{14op}^* değeri, b_{7op}^* ve b_0^* değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). b_{7op}^* ile b_0^* değerleri karşılaştırıldığında ise aralarında anlamlı bir fark yoktur ($p = 0.641$) (Şekil 16).

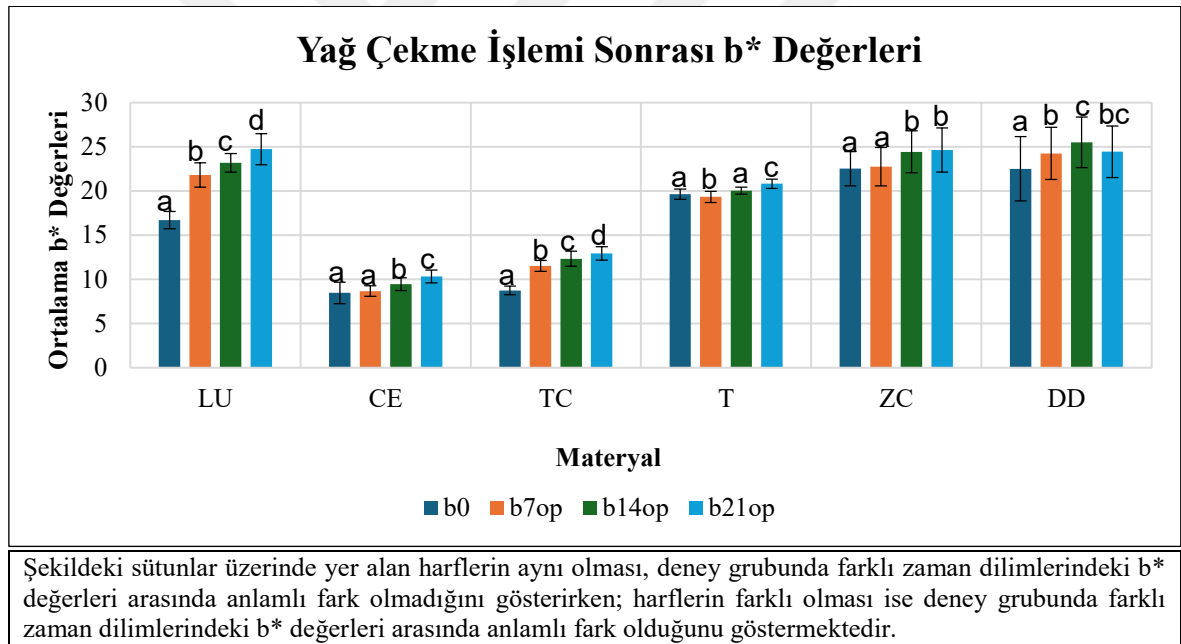
TC grubunda, b_{21op}^* değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen b_{op}^* değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). b_{14op}^* değeri, b_{7op}^* ve b_0^* değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). b_{7op}^* değeri, b_0^* değeri ile karşılaştırıldığında ise anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$) (Şekil 16).

T grubunda, b_{21op}^* değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen b_{op}^* değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). b_{14op}^* ile b_0^* değerleri arasında anlamlı fark

bulunmazken ($p=0.055$); aynı değerler, b_{7op}^* değeri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 16).

ZC grubunda, b_{21op}^* ile b_{14op}^* değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0.607$); aynı değerler, b_{7op}^* ve b_0^* değerleri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). b_{7op}^* ile b_0^* değerleri karşılaştırıldığında, aralarında anlamlı bir fark yoktur ($p=0.700$) (Şekil 16).

DD grubunda, b_{14op}^* değeri, b_{21op}^* değeri ile karşılaştırıldığında aralarında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0.224$); b_{7op}^* ve b_0^* değerleri ile karşılaştırıldığında ise anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). b_{7op}^* ile b_{21op}^* değerleri arasında anlamlı fark bulunmazken ($p=0.797$), aynı değerler, b_0^* değeri ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$) (Şekil 16).



Şekil 16. Grupların yağ çekme işlemi sonrası zamana bağlı b^* değerleri

4.2. Yağ Çekme İşleminin Grupların Optik Özelliklerine Etkisinin Değerlendirilmesi

Yağ çekme işleminin her bir gruptaki etkisini değerlendirebilmek için aynı zaman dilimlerindeki ekstrinsik renklendirme sonucu elde edilen, L^* , a^* ve b^* değerleri ve yağ çekme işlemi sonrası L^* , a^* ve b^* değerleri için pair sample t–testi uygulandı $p<0.05$.

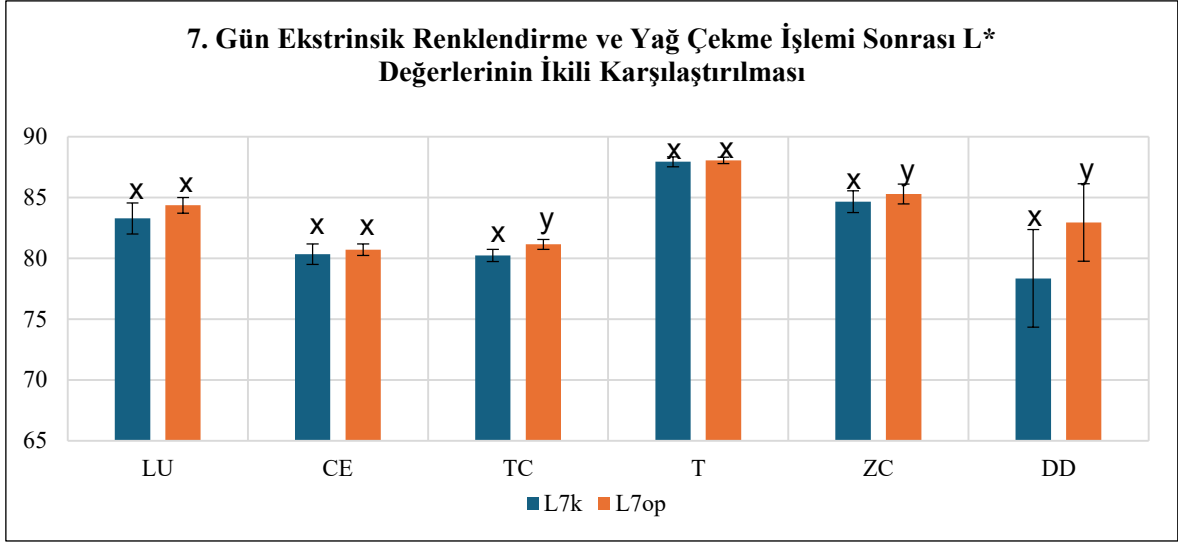
Tablo 7. Grupların ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası renk değerlerinin aynı zaman dilimi içinde ikili karşılaştırma sonuçları

	L*	P*	a*	P*	b*	P*
LU	L _{7k} -L _{7op}	0,811	a _{7k} -a _{7op}	0.003*	b _{7k} -b _{7op}	0.014*
	L _{14k} -L _{14op}	0.000*	a _{14k} -a _{14op}	0.000*	b _{14k} -b _{14op}	0.000*
	L _{21k} -L _{21op}	0.010*	a _{21k} -a _{21op}	0.002*	b _{21k} -b _{21op}	0.000*
CE	L _{7k} -L _{7op}	0.205	a _{7k} -a _{7op}	0.007*	b _{7k} -b _{7op}	0.000*
	L _{14k} -L _{14op}	0.000*	a _{14k} -a _{14op}	0.003*	b _{14k} -b _{14op}	0.000*
	L _{21k} -L _{21op}	0.094	a _{21k} -a _{21op}	0.229	b _{21k} -b _{21op}	0.000*
TC	L _{7k} -L _{7op}	0.001*	a _{7k} -a _{7op}	0.811	b _{7k} -b _{7op}	0.000*
	L _{14k} -L _{14op}	0.000*	a _{14k} -a _{14op}	0.172	b _{14k} -b _{14op}	0.000*
	L _{21k} -L _{21op}	0.042	a _{21k} -a _{21op}	0.343	b _{21k} -b _{21op}	0.000*
T	L _{7k} -L _{7op}	0.466	a _{7k} -a _{7op}	0.006*	b _{7k} -b _{7op}	0.000*
	L _{14k} -L _{14op}	0.000*	a _{14k} -a _{14op}	0.000*	b _{14k} -b _{14op}	0.000*
	L _{21k} -L _{21op}	0.001*	a _{21k} -a _{21op}	0.002*	b _{21k} -b _{21op}	0.000*
ZC	L _{7k} -L _{7op}	0.004*	a _{7k} -a _{7op}	0.678	b _{7k} -b _{7op}	0.829
	L _{14k} -L _{14op}	0.003*	a _{14k} -a _{14op}	1.000	b _{14k} -b _{14op}	0.310
	L _{21k} -L _{21op}	0.000*	a _{21k} -a _{21op}	0.023*	b _{21k} -b _{21op}	0.025*
DD	L _{7k} -L _{7op}	0.000*	a _{7k} -a _{7op}	0.443	b _{7k} -b _{7op}	0.226
	L _{14k} -L _{14op}	0.000*	a _{14k} -a _{14op}	0.090	b _{14k} -b _{14op}	0.504
	L _{21k} -L _{21op}	0.000*	a _{21k} -a _{21op}	0.343	b _{21k} -b _{21op}	0.043*

Lava Ultimate, LU; Cerasmart, CE; Tetric Cad, TC; Telio Cad, T; IPA e.max ZirCAD, ZC; Daimî Diş, DD olarak temsil edilmiştir.

4.2.1. Yağ Çekme İşleminin Etkisinin Değerlendirilmesi

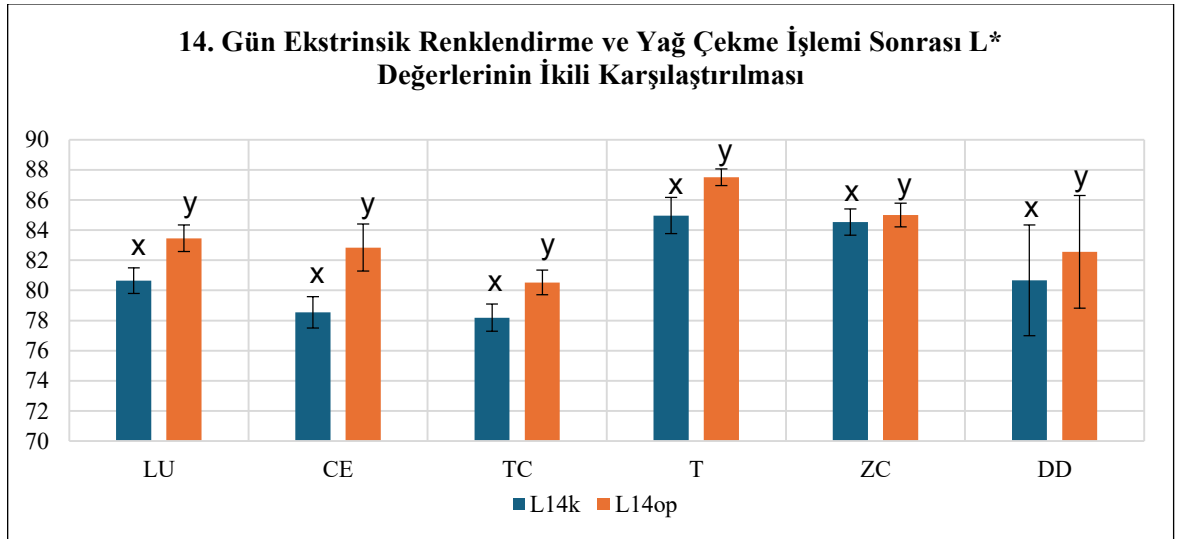
Grupların 7. gün değerleri olan L_{7k}* ve L_{7op}* karşılaştırıldığında, TC, DD ve ZC gruplarında L_{7op}* değeri L_{7k}* değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir (p<0.05). LU, CE ve T gruplarında ise L_{7k}* ve L_{7op}* değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur (p>0.05).



Şekildeki sütunlar üzerinde yer alan harflerin aynı olması, deney grubunda aynı zaman diliminde deneysel işlemler sonrası L* değerleri arasında anlamlı fark olmadığını gösterirken; harflerin farklı olması ise deney grubunda farklı zaman dilimlerindeki L* değerleri arasında anlamlı fark olduğunu göstermektedir.

Şekil 17. Grupların 7. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası L* değerlerinin karşılaştırılması

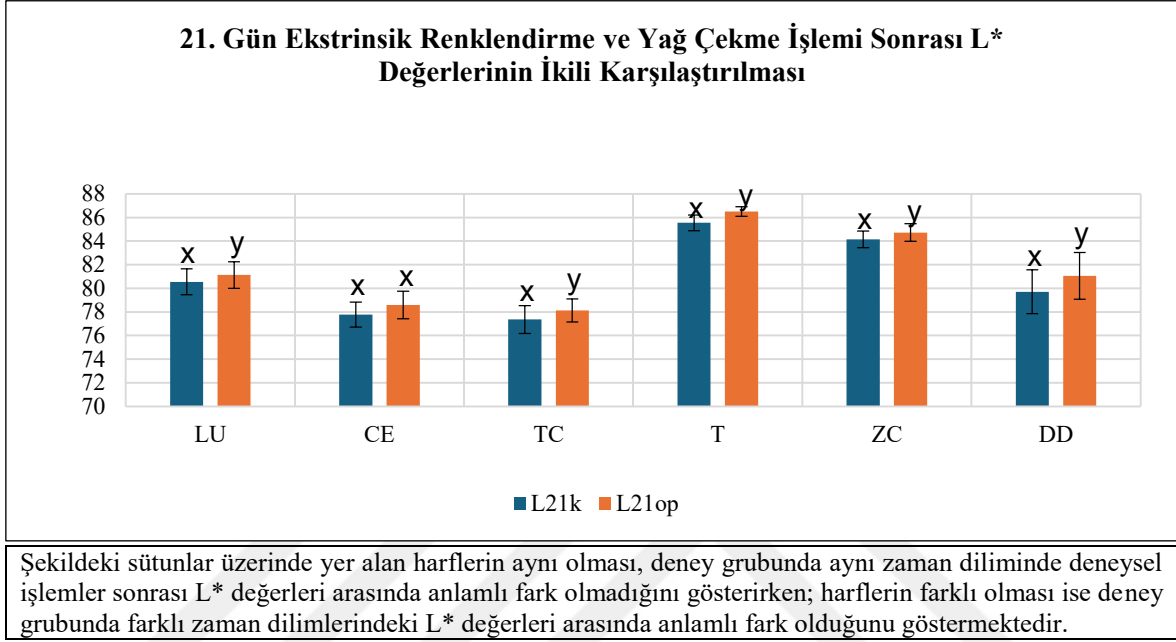
Grupların 14. gün değerleri olan L_{14k}^* ve L_{14op}^* karşılaştırıldığında, L_{14op}^* değerleri, L_{14k}^* değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$).



Şekildeki sütunlar üzerinde yer alan harflerin aynı olması, deney grubunda aynı zaman diliminde deneysel işlemler sonrası L* değerleri arasında anlamlı fark olmadığını gösterirken; harflerin farklı olması ise deney grubunda farklı zaman dilimlerindeki L* değerleri arasında anlamlı fark olduğunu göstermektedir.

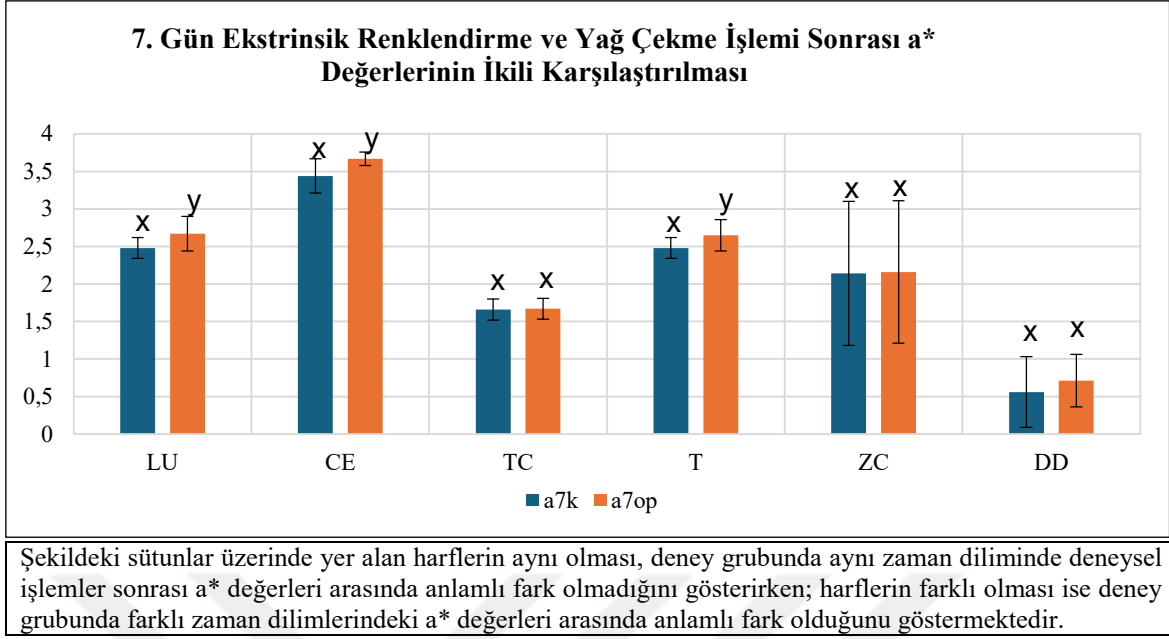
Şekil 18. Grupların 14. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası L* değerlerinin karşılaştırılması

Grupların 21. gün değerleri olan L_{21k}^* ve L_{21op}^* karşılaştırıldığında, LU, TC, T, ZC ve DD gruplarında L_{21op}^* değeri, L_{21k}^* değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). CE grubunda ise L_{7k}^* ve L_{7op}^* değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$).



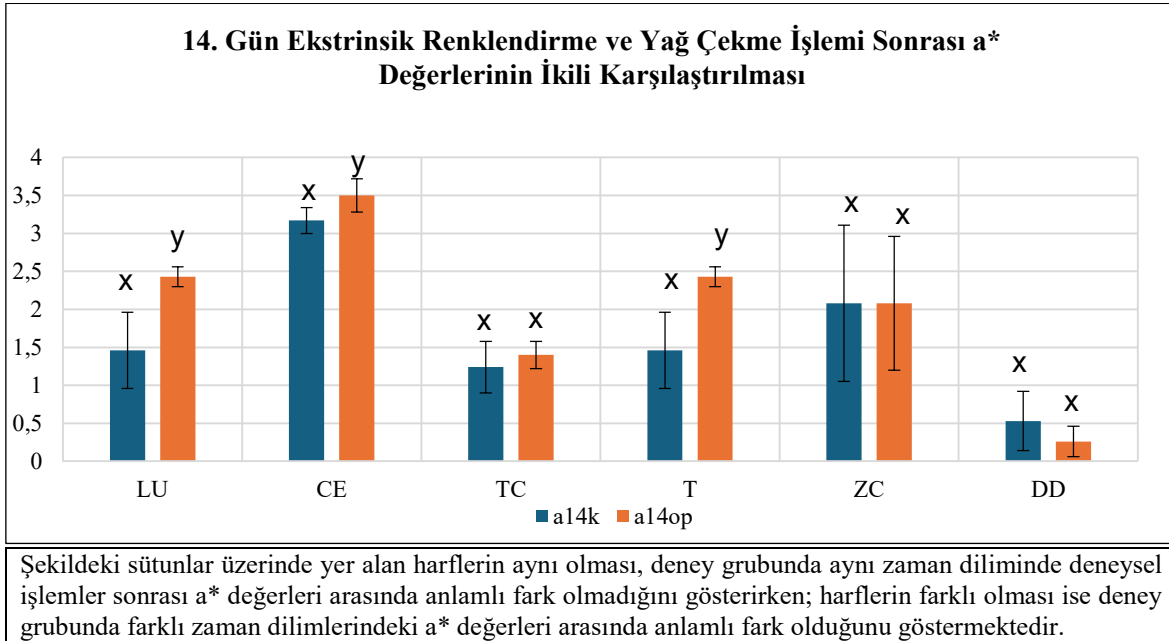
Şekil 19. Grupların 21. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası L^* değerlerinin karşılaştırılması

Grupların 7. gün değerleri olan a_{7k}^* ve a_{7op}^* karşılaştırıldığında, LU, CE ve T gruplarında a_{7op}^* değeri, a_{7k}^* değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). TC, DD ve ZC gruplarında, a_{7k}^* ve a_{7op}^* değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$).



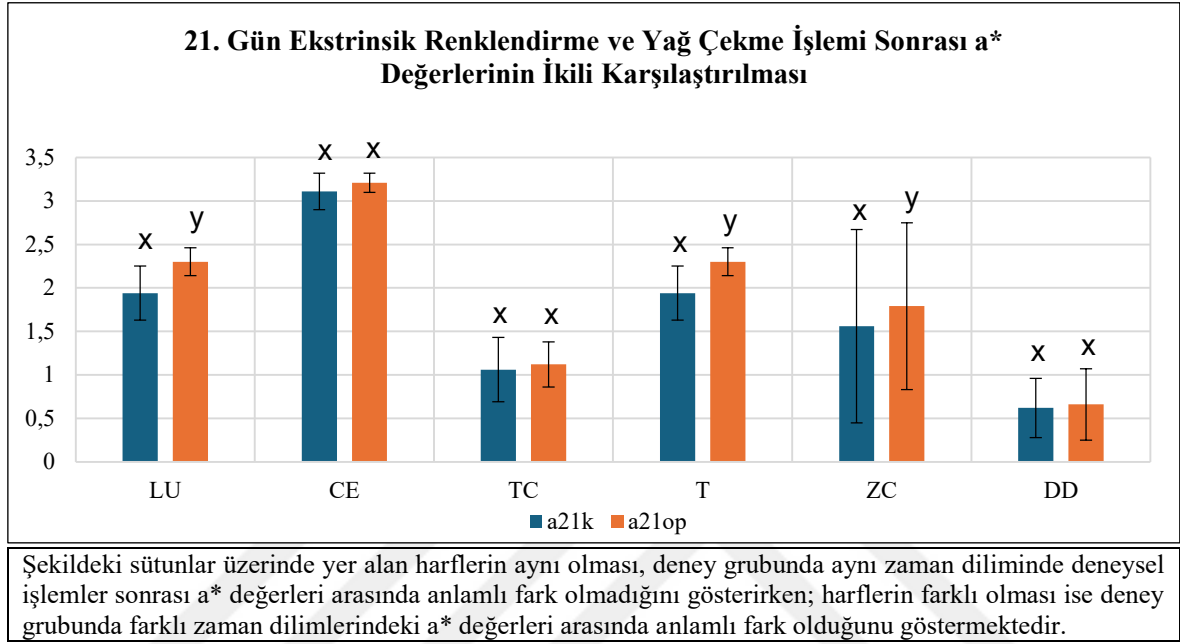
Şekil 20. Grupların 7. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası a* değerlerinin karşılaştırılması

Grupların 14. gün değerleri olan a_{14k} ve a_{14op} karşılaştırıldığında, LU, CE ve T gruplarında, a_{14op}^* değeri, a_{14k}^* değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). TC, DD ve ZC gruplarında, a_{7k}^* ve a_{7op}^* değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p > 0.05$).



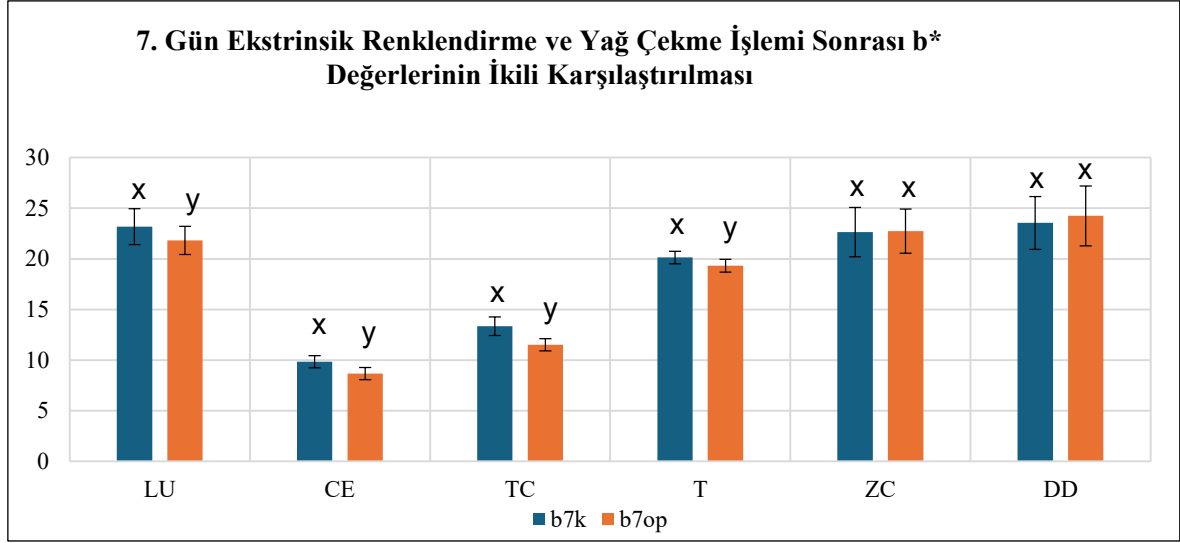
Şekil 21. Grupların 14. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası a* değerlerinin karşılaştırılması

Grupların 21. gün değerleri olan a_{21k} ve a_{21op} karşılaştırıldığında, LU, T ve ZC gruplarında a_{21op}^* değeri, a_{21k}^* değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). CE, TC ve DD gruplarında, a_{21k}^* ve a_{21op}^* değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$).



Şekil 22. Grupların 21. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası a^* değerlerinin karşılaştırılması

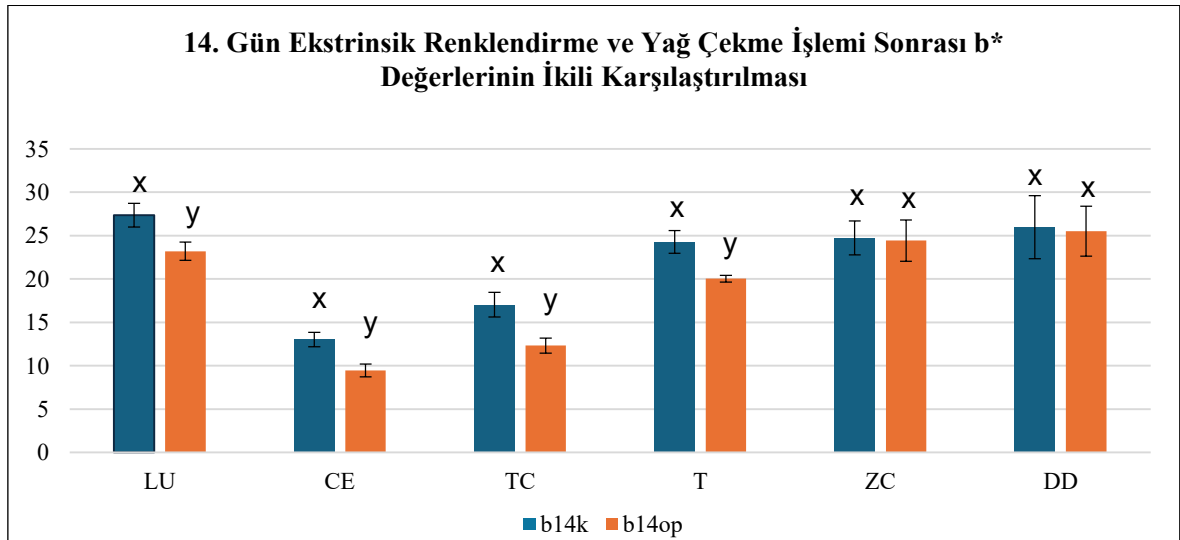
Grupların 7. gün değerleri olan b_{7k}^* ve b_{7op}^* karşılaştırıldığında, LU, CE, TC ve T gruplarında, b_{7k}^* değeri, b_{7op}^* değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). DD ve ZC gruplarında, b_{7k}^* ve b_{7op}^* değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$).



Şekildeki sütunlar üzerinde yer alan harflerin aynı olması, deney grubunda aynı zaman diliminde deneysel işlemler sonrası b* değerleri arasında anlamlı fark olmadığını gösterirken; harflerin farklı olması ise deney grubunda farklı zaman dilimindeki b* değerleri arasında anlamlı fark olduğunu göstermektedir.

Şekil 23. Grupların 7. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası b* değerlerinin karşılaştırılması

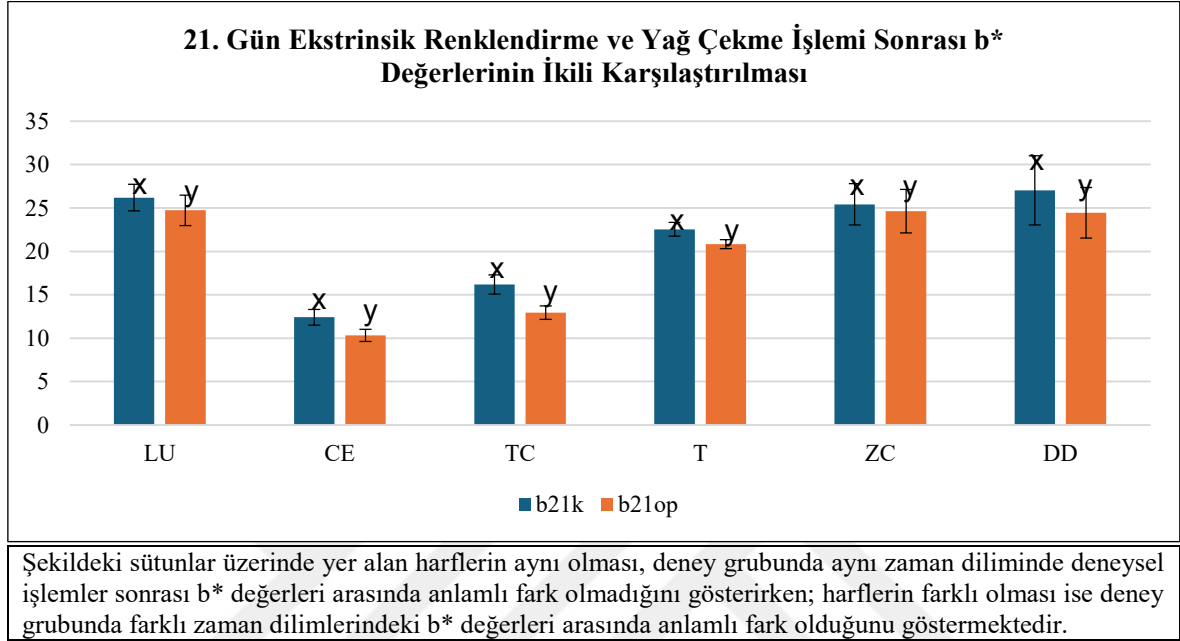
Grupların 14. gün değerleri olan b_{14k}^* ve b_{14op}^* karşılaştırıldığında, LU, CE, TC ve T gruplarında, b_{14k}^* değeri b_{14op}^* değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). DD ve ZC gruplarında, b_{14k}^* ve b_{14op}^* değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p > 0.05$).



Şekildeki sütunlar üzerinde yer alan harflerin aynı olması, deney grubunda aynı zaman diliminde deneysel işlemler sonrası b* değerleri arasında anlamlı fark olmadığını gösterirken; harflerin farklı olması ise deney grubunda farklı zaman dilimindeki b* değerleri arasında anlamlı fark olduğunu göstermektedir.

Şekil 24. Grupların 14. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası b* değerlerinin karşılaştırılması

Grupların 21. gün değerleri olan b_{21k} ve b_{21op} karşılaştırıldığında, grupların tamamında b_{14k}^* değeri, b_{14op}^* değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$).



Şekil 25. Grupların 21. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası b^* değerlerinin karşılaştırılması

4.3. Deneysel İşlemler Sonrası Grupların Renk Değişim (ΔE_{00}^*) Miktarlarının Değerlendirilmesi

Grupların ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası renk değişim (ΔE_{00}^*) değerlerinin ortalamaları, standart sapmaları (SS), maksimum (max) ve minimum (min) değerleri Tablo 8’de gösterilmiştir. Ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası örneklerin renk değişim (ΔE_{00}^*) değerlerine ait p değerleri Tablo 9’da gösterilmiştir. Grupların ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası renk değişim değerlerinin (ΔE_{00}^*) aynı zaman dilimi içinde ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 10’da gösterilmiştir. İstatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren veriler tablolarda (*) sembolü ile belirtilmişlerdir ($p<0.05$).

ΔE_{7k}^* = 7. gün ekstrinsik renklendirme sonrası ΔE^* değeri

ΔE_{7op}^* = 7. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası ΔE^* değeri

$\Delta E_{14k}^*=14$. gün ekstrinsik renklendirme sonrası ΔE^* değeri

$\Delta E_{14op}^*=14$. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası ΔE^* değeri

$\Delta E_{21k}^*=21$. gün ekstrinsik renklendirme sonrası ΔE^* değeri

$\Delta E_{21op}^*=21$. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası ΔE^* değeri

Tablo 8. Grupların ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası elde edilen ΔE_{00}^* verileri [n, (Ortalama $\pm$ SS; (min-max)]

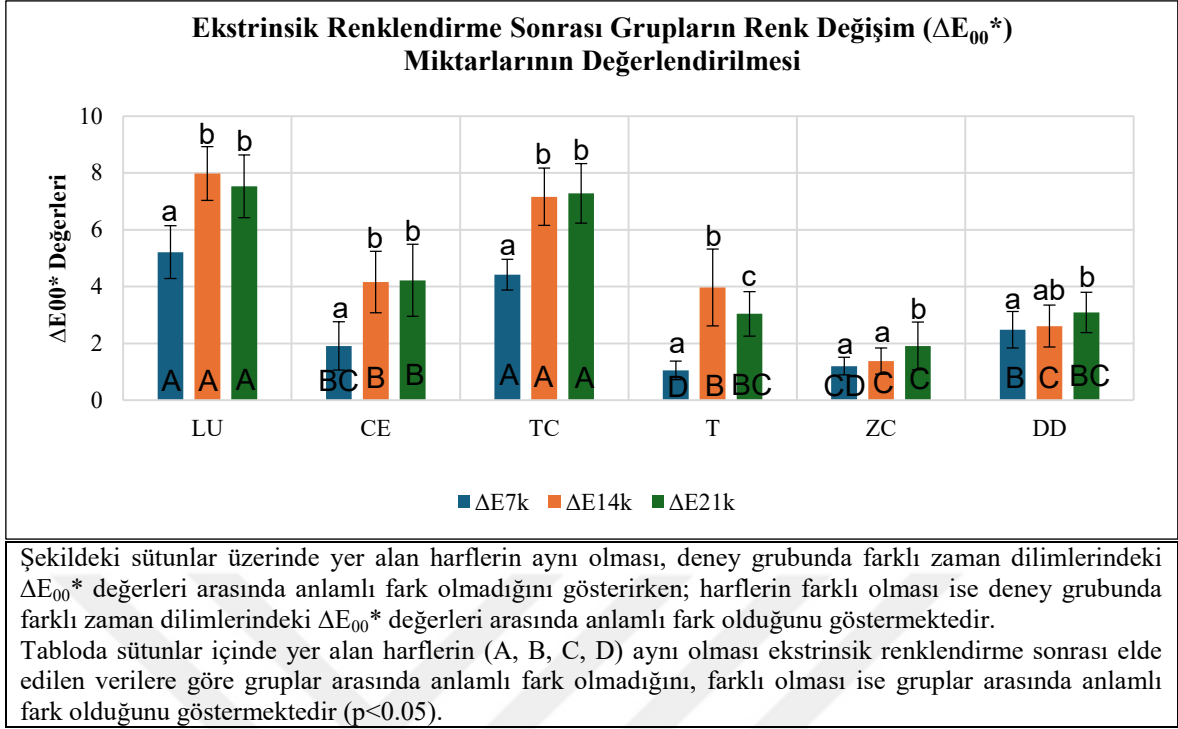
	ΔE_{7k}^* Ortalama $\pm$ SS; (min-max)	ΔE_{7op}^* Ortalama $\pm$ SS; (min-max)	ΔE_{14k}^* Ortalama $\pm$ SS; (min-max)	ΔE_{14op}^* Ortalama $\pm$ SS; (min-max)	ΔE_{21k}^* Ortalama $\pm$ SS; (min-max)	ΔE_{21op}^* Ortalama $\pm$ SS; (min-max)
LU (n=10)	5.21 $\pm$ 0.93 (3.75-6.85)	4.10 $\pm$ 0.99 (2.51-5.9)	7.98 $\pm$ 0.95 (6.33-9.3)	5.07 $\pm$ 0.89 (3.6-6.27)	7.53 $\pm$ 1.1 (4.97-8.49)	6.64 $\pm$ 1.07 (4.44-7.77)
CE (n=10)	1.91 $\pm$ 0.85 (0.84-3.23)	1.35 $\pm$ 0.62 (0.77-2.35)	4.16 $\pm$ 1.08 (2.52-5.36)	1.83 $\pm$ 0.83 (0.66-2.93)	4.22 $\pm$ 1.27 (1.85-5.81)	3.10 $\pm$ 0.76 (1.94-4.32)
TC (n=10)	4.42 $\pm$ 0.54 (3.37-5.12)	3.26 $\pm$ 0.28 (2.66-3.72)	7.16 $\pm$ 1.01 (5.87-9.27)	4.00 $\pm$ 0.7 (3.21-5.19)	7.28 $\pm$ 1.05 (5.46-8.65)	5.62 $\pm$ 0.82 (4.36-7.17)
T (n=10)	1.05 $\pm$ 0.33 (0.55-1.48)	0.95 $\pm$ 0.21 (0.56-1.33)	3.97 $\pm$ 1.35 (1.71-5.88)	1.31 $\pm$ 0.52 (0.25-2.17)	3.04 $\pm$ 0.78 (1.9-4.3)	2.03 $\pm$ 0.51 (0.82-2.6)
ZC (n=10)	1.20 $\pm$ 0.31 (0.75-1.71)	0.91 $\pm$ 0.26 (0.53-1.53)	1.38 $\pm$ 0.46 (0.81-2.10)	1.17 $\pm$ 0.49 (0.43-1.84)	1.91 $\pm$ 0.84 (0.53-3.49)	1.49 $\pm$ 0.8 (0.47-3.18)
DD (n=10)	2.8 $\pm$ 0.64 (1.61-3.58)	1.91 $\pm$ 0.5 (1.14-2.61)	2.61 $\pm$ 0.74 (1.57-3.93)	2.31 $\pm$ 0.75 (1.28-3.38)	3.09 $\pm$ 0.71 (2.15-4.14)	2.51 $\pm$ 0.64 (1.32-3.39)

Ortalama veriler değerlendirildiğinde, tüm gruplar için ekstrinsik renklendirme işlemi örneklerin ΔE_{00}^* değerlerini azaltırken; renklendirme sonrası uygulanan yağ çekme işlemi, örneklerin ΔE_{00}^* değerlerini arttırmıştır.

En yüksek ΔE_{00}^* değeri, LU grubunda ($\Delta E_{14k}^* = 7.98$); en düşük ΔE_{00}^* değeri ise ZC grubunda ($\Delta E_{7op}^* = 0.91$) elde edilmiştir.

Tablo 9. Grupların ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası elde edilen ΔE_{00}^* verilerine ait p değerleri

		ΔE_{7k}^*	ΔE_{7op}^*	ΔE_{14k}^*	ΔE_{14op}^*	ΔE_{21k}^*	ΔE_{21op}^*
		P değeri	P değeri	P değeri	P değeri	P değeri	P değeri
LU	CE	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
	TC	0.088	0.016*	0.422	0.020*	0.991	0.059*
	T	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
	ZC	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
	DD	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
CE	LU	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
	TC	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
	T	0.049*	0.599	0.998	0.578	0.094	0.041*
	ZC	0.166	0.475	0.000*	0.313	0.000*	0.000*
	DD	0.379	0.236	0.010*	0.680	0.125	0.552
TC	LU	0.088	0.016*	0.422	0.020*	0.991	0.059
	CE	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
	T	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
	ZC	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
	DD	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
T	LU	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
	CE	0.049*	0.599	0.998	0.578	0.094	0.041*
	TC	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
	ZC	0.994	1.000	0.000*	0.998	0.123	0.657
	DD	0.000*	0.004*	0.033*	0.033*	1.000	0.755
ZC	LU	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
	CE	0.166	0.475	0.000*	0.313	0.000*	0.000*
	TC	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
	T	0.994	1.000	0.000*	0.998	0.123	0.657
	DD	0.001*	0.002*	0.068	0.010*	0.092	0.062
DD	LU	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
	CE	0.379	0.236	0.010*	0.680	0.125	0.552
	TC	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*	0.000*
	T	0.000*	0.004*	0.033*	0.033*	1.000	0.755
	ZC	0.001*	0.002*	0.068	0.010*	0.092	0.062



Şekil 26. Grupların ekstrinsik renklendirme sonrası ΔE_{00}^* miktarlarının değerlendirilmesi

Ekstrinsik renklendirme sonrası yapılan ölçümlere göre grupların ΔE_{00}^* değerlerine bakıldığında, en yüksek ΔE_{7k}^* değeri, LU ($\Delta E_{7k}^* = 5.21$) grubunda elde edilirken; en düşük ΔE_{7k}^* değeri, T ($\Delta E_{7k}^* = 1.05$) grubunda elde edilmiştir. ΔE_{7k}^* değerleri, ikili olarak karşılaştırıldığında, LU ve TC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bir bulunmazken ($p = 0.088$), aynı ΔE_{7k}^* değerleri, diğer gruplardan anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). CE ile DD ($p = 0.379$) ve CE ile ZC ($p = 0.166$) grupları karşılaştırıldıklarında, aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. T ile ZC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken ($p = 0.994$), ΔE_{7k}^* değerleri diğer gruplardan anlamlı olarak düşüktür. Gruplar arasında yapılan diğer ikili karşılaştırmalar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir ($p < 0.05$).

Ekstrinsik renklendirme sonrası yapılan ölçümlere göre grupların ΔE_{00}^* değerlerine bakıldığında, en yüksek ΔE_{14k}^* değeri, LU ($\Delta E_{14k}^* = 7.98$) grubunda elde edilirken; en düşük ΔE_{14k}^* değeri, ZC ($\Delta E_{14k}^* = 1.38$) grubunda elde edilmiştir. ΔE_{14k}^* değerleri ikili olarak karşılaştırıldığında, LU ve TC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p = 0.422$), aynı ΔE_{14k}^* değerleri, diğer gruplardan anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.05$). CE ile T ($p = 0.578$) grupları karşılaştırıldıklarında aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. DD ile ZC grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark

bulunmazken ($p=0.68$), ΔE_{14k}^* değerleri, diğer gruplardan anlamlı olarak daha dūřuktdır. Gruplar arasında yapılan diğer ikili karşılaştırmalar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir ($p<0.05$).

Ekstrinsik renklendirme sonrası yapılan ölçümlere göre grupların ΔE_{00}^* değerlerine bakıldığında, en yüksek ΔE_{21k}^* değeri, LU ($\Delta E_{21k}^*=7.53$) grubunda elde edilirken; en düşük ΔE_{21k}^* değeri, ZC ($\Delta E_{21k}^*=1.91$) grubunda elde edilmiştir. ΔE_{21k}^* değerleri ikili olarak karşılaştırıldığında, LU ve TC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0.991$), aynı ΔE_{21k}^* değerleri diğer gruplardan anlamlı şekilde daha yüksektir($p<0.05$). CE ile T ($p=0.094$), CE ile DD ($p=0.125$) ve T ile DD ($p=1.000$), grupları karşılaştırdıklarında, aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. T, DD ve ZC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0.05$), ΔE_{21k}^* değerleri diğer gruplardan anlamlı şekilde daha dūřuktur. Gruplar arasında yapılan diğer ikili karşılaştırmalar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir ($p<0.05$).

Her bir grup içerisinde p değerlerinin zamansal değişimleri incelendiğinde:

LU grubunda ΔE_{21k}^* ile ΔE_{14k}^* değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0.076$); aynı değerler, ΔE_{7k}^* ile karşılaştırıldıklarında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$).

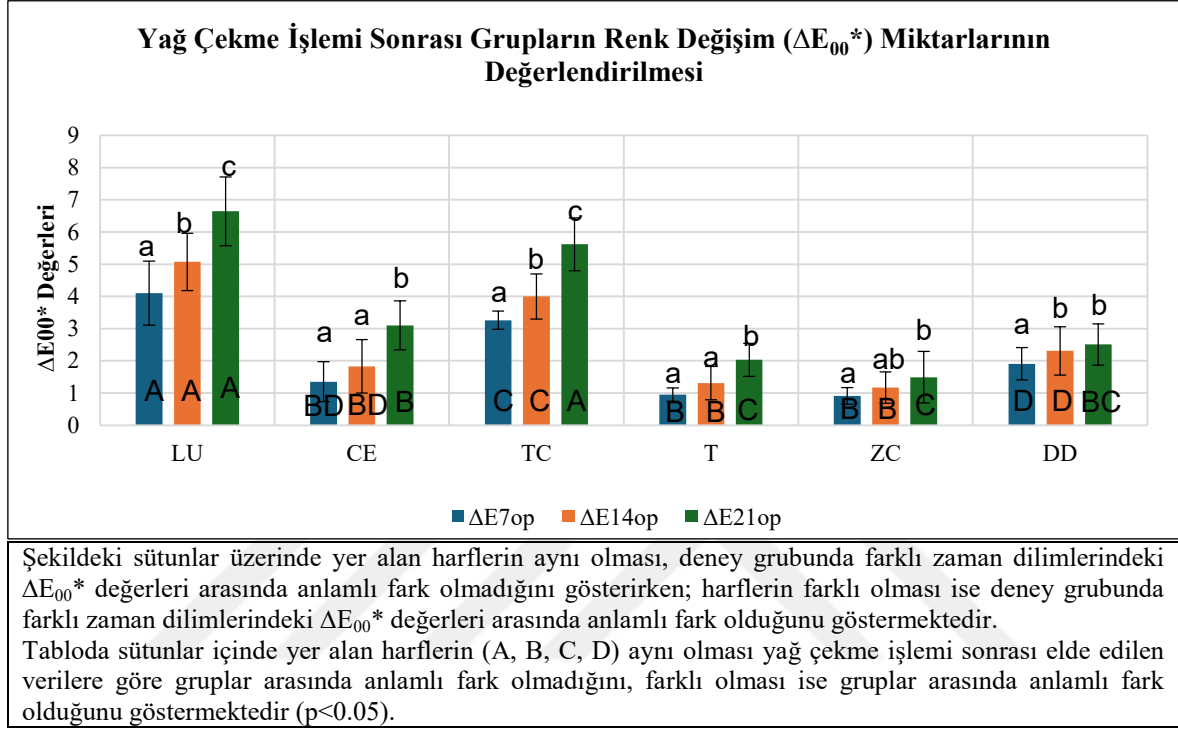
CE grubunda, ΔE_{21k}^* ile ΔE_{14k}^* değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0.861$); aynı değerler ΔE_{7k}^* ile karşılaştırıldıklarında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$).

TC grubunda, ΔE_{21k}^* ile ΔE_{14k}^* değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0.774$); aynı değerler ΔE_{7k}^* ile karşılaştırıldıklarında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$).

T grubunda, ΔE_{14k}^* değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen ΔE_k^* değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). ΔE_{21k}^* değeri, ΔE_{7k}^* değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$).

ZC grubunda, ΔE_{21k}^* değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen ΔE_k değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). ΔE_{14k}^* ile ΔE_{7k}^* değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p=0.096$).

DD grubunda, ΔE_{21k}^* değeri ΔE_{14k}^* değeri ile karşılaştırıldığında, aralarında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0.075$); ΔE_{7k}^* ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). ΔE_{7k}^* ile ΔE_{14k}^* değerleri karşılaştırıldığında aralarında anlamlı bir fark yoktur ($p=0.603$).



Şekil 27. Grupların yağ çekme işlemi sonrası ΔE_{00}^* miktarlarının değerlendirilmesi

Ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası yapılan ölçümlere göre grupların ΔE_{00}^* değerlerine bakıldığında, en yüksek ΔE_{7op}^* değeri, LU ($\Delta E_{7op}^*=4.01$) grubunda elde edilirken; en düşük ΔE_{7op}^* değeri, ZC ($\Delta E_{7k}^*=0.91$) grubunda elde edilmiştir. ΔE_{7op}^* değerleri ikili olarak karşılaştırıldığında, LU grubunun ΔE_{7op}^* değeri, diğer tüm gruplardan anlamlı şekilde daha yüksektir ($p<0.05$). CE ile DD ($p=0.236$) grupları karşılaştırıldıklarında, aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. CE, T ve ZC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmazken ($p>0.05$), ΔE_{7op}^* değerleri diğer gruplardan anlamlı şekilde daha düşüktür. Gruplar arasında yapılan diğer ikili karşılaştırmalar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir ($p<0.05$).

Ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası yapılan ölçümlere göre grupların ΔE_{00}^* değerlerine bakıldığında, en yüksek ΔE_{14op}^* değeri, LU

($\Delta E_{14op}^*=5.07$) grubunda elde edilirken; en düşük ΔE_{14op}^* değeri, ZC ($\Delta E_{7k}^*=1.17$) grubunda elde edilmiştir. ΔE_{14op}^* değerleri ikili olarak karşılaştırıldığında, LU grubunun ΔE_{14op}^* değeri, diğer tüm gruplardan anlamlı şekilde daha yüksektir ($p<0.05$). CE ile DD ($p=0.680$) grupları karşılaştırıldıklarında, aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. CE, T ve ZC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0.05$), ΔE_{7op}^* değerleri diğer gruplardan anlamlı şekilde daha düşüktür.

Gruplar arasında nm yapılan diğer ikili karşılaştırmalar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir ($p<0.05$).

Ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası yapılan ölçümlere göre grupların ΔE_{00}^* değerlerine bakıldığında, en yüksek ΔE_{21op}^* değeri, LU ($\Delta E_{21op}^*=6.64$) grubunda elde edilirken; en düşük ΔE_{21op}^* değeri, ZC ($\Delta E_{21k}^*=1.49$) grubunda elde edilmiştir. ΔE_{21op}^* değerleri ikili olarak karşılaştırıldığında, LU ve TC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0.059$), aynı ΔE_{21op}^* değerleri diğer gruplardan anlamlı şekilde daha yüksektir ($p<0.05$). CE ile DD ($p=0.236$) grupları karşılaştırıldıklarında, aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. T, ZC ve DD grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0.05$), ΔE_{21op}^* değerleri diğer gruplardan anlamlı şekilde daha düşüktür. Gruplar arasında yapılan diğer ikili karşılaştırmalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılıklar gözlemlenmiştir ($p<0.05$).

Her bir grup içerisinde p değerlerinin zamansal değişimleri incelendiğinde:

LU grubunda, ΔE_{21op}^* değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen ΔE_{op}^* değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). ΔE_{14op}^* değeri, ΔE_{7op}^* değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$).

CE grubunda, ΔE_{21op}^* değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen ΔE_{op}^* değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). ΔE_{14op}^* ile ΔE_{7op}^* değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p=0.051$).

TC grubunda, ΔE_{21op}^* değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen ΔE_{op}^* değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). ΔE_{14op}^* değeri, ΔE_{7op}^* değeri ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$).

T grubunda, ΔE_{21op}^* değeri, diğer tüm zamanlarda ölçülen ΔE_{op}^* değerlerine göre anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). ΔE_{14op}^* ile ΔE_{7op}^* değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p=0.057$).

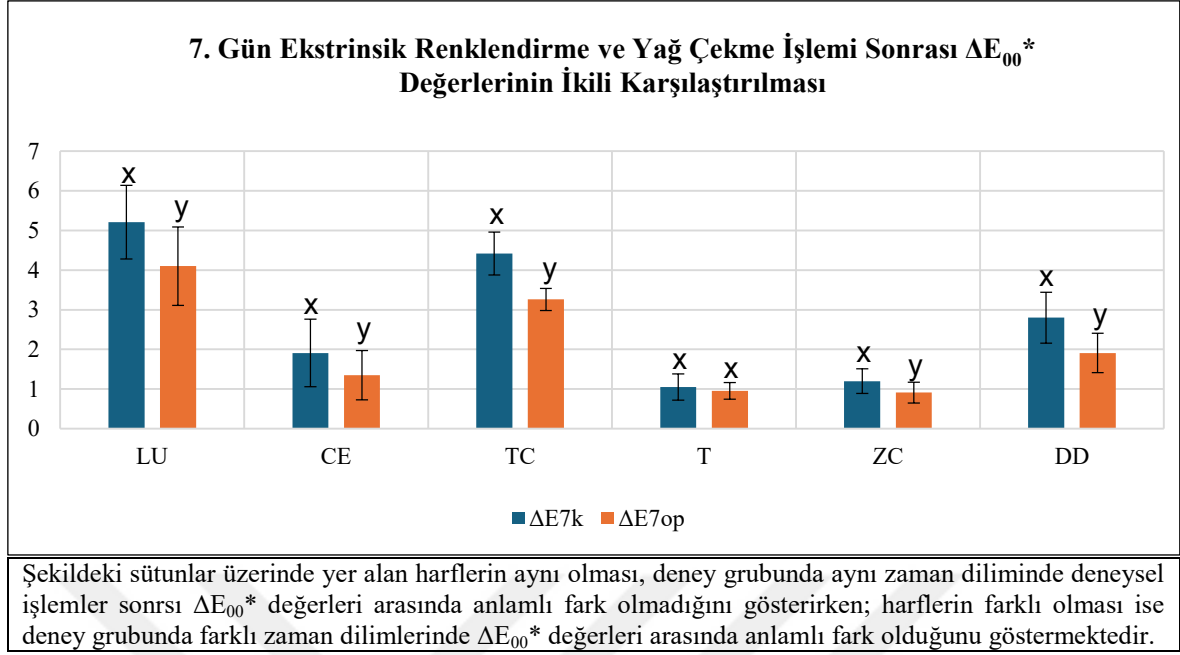
ZC grubunda, ΔE_{21op}^* değeri, ΔE_{14op}^* değeri ile karşılaştırıldığında aralarında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0.107$); ΔE_{7op}^* ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). ΔE_{7op}^* ile ΔE_{14op}^* değerleri karşılaştırıldığında ise aralarında anlamlı bir fark yoktur ($p=0.093$).

DD grubunda, ΔE_{21op}^* ile ΔE_{14op}^* değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($p=0.256$); aynı değerler, ΔE_{7op}^* ile karşılaştırıldıklarında anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$).

Tablo 10. Grupların ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası renk değişim değerlerinin (ΔE_{00}^*) aynı zaman dilimi içinde ikili karşılaştırma sonuçları

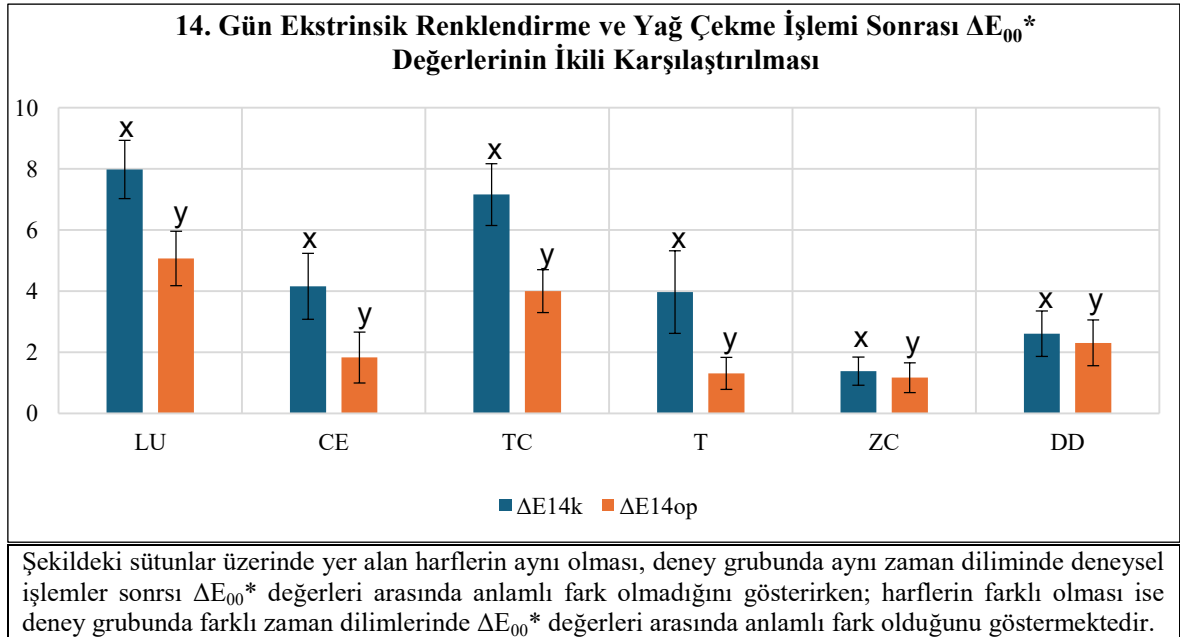
	ΔE_{7k}^*	P	ΔE_{14k}^*	P	ΔE_{21k}^*	P
LU	$\Delta E_{7k} - \Delta E_{7op}$	0.000*	$\Delta E_{14k} - \Delta E_{14op}$	0.000*	$\Delta E_{21k} - \Delta E_{21op}$	0.000*
CE	$\Delta E_{7k} - \Delta E_{7op}$	0.017*	$\Delta E_{14k} - \Delta E_{14op}$	0.000*	$\Delta E_{21k} - \Delta E_{21op}$	0.005*
TC	$\Delta E_{7k} - \Delta E_{7op}$	0.000*	$\Delta E_{14k} - \Delta E_{14op}$	0.000*	$\Delta E_{21k} - \Delta E_{21op}$	0.000*
T	$\Delta E_{7k} - \Delta E_{7op}$	0.462	$\Delta E_{14k} - \Delta E_{14op}$	0.000*	$\Delta E_{21k} - \Delta E_{21op}$	0.000*
ZC	$\Delta E_{7k} - \Delta E_{7op}$	0.004*	$\Delta E_{14k} - \Delta E_{14op}$	0.001*	$\Delta E_{21k} - \Delta E_{21op}$	0.002*
DD	$\Delta E_{7k} - \Delta E_{7op}$	0.036*	$\Delta E_{14k} - \Delta E_{14op}$	0.020*	$\Delta E_{21k} - \Delta E_{21op}$	0.004*

Grupların 7. gün değerleri olan ΔE_{7k}^* ve ΔE_{7op}^* karşılaştırıldığında, LU, CE, TC, ZC ve DD gruplarında ΔE_{7k}^* değeri, ΔE_{7op}^* değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.05$). T grubunda ise ΔE_{7k}^* ve ΔE_{7op}^* değerleri arasında anlamlı bir fark yoktur ($p=0.462$).



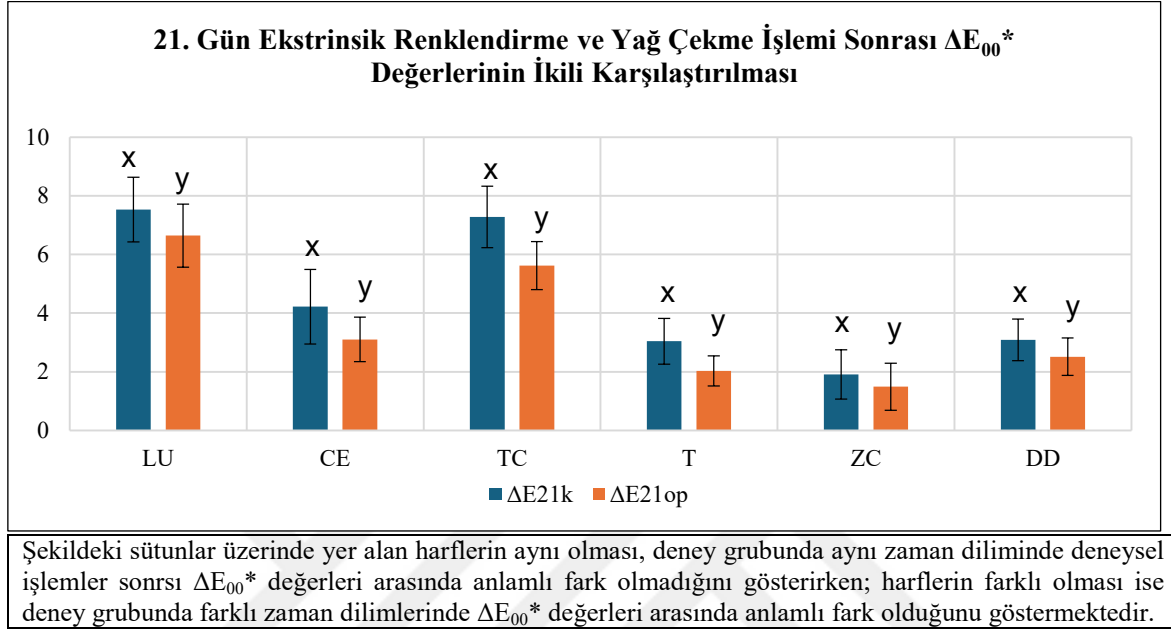
Şekil 28. Grupların 7. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası ΔE_{00}^* değerlerinin karşılaştırılması

Grupların 14. gün değerleri olan ΔE_{14k}^* ve ΔE_{14op}^* karşılaştırıldığında, grupların tamamında ΔE_{14k}^* değeri, ΔE_{14op}^* değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir, ($p < 0.05$).



Şekil 29. Grupların 14. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası ΔE_{00}^* değerlerinin karşılaştırılması

Grupların 21. gün değerleri olan ΔE_{21k}^* ve ΔE_{21op}^* karşılaştırıldığında, grupların tamamında ΔE_{21k}^* değeri, ΔE_{21op}^* değerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksektir, ($p<0.05$).



Şekil 30. Grupların 21. gün ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrası ΔE_{00}^* değerlerinin karşılaştırılması

4.4. Ekstrinsik Renklendirme ve Yağ Çekme İşlemi Uygulanması Sonrası Meydana Gelen Renk Değişimlerinin Görsel Olarak Değerlendirilmesi

Ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası yapılan ölçümler sonucu elde edilen ΔE_{00}^* değerleri, CIEDE2000 formülüne göre hesaplandı. 0.8 ΔE_{00}^* birimden yüksek bulunan değerler algılanabilir değerler olarak belirlendi. 1.8 birimden küçük olan ΔE_{00}^* değerleri ise klinik olarak kabul edilebilir şekilde değerlendirildi. Bu verilere göre oluşan renk farklılıklarının klinik eşleştirilmesi Tablo 11’de gösterildi.

Tablo 11. Ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası renk değişikliklerinin görsel olarak değerlendirilmesi

Gruplar	Zaman	ΔE_{00}^*	Kliniksel Eşleşme
LU	ΔE_{7k}	5.21	Uyumsuz
	ΔE_{7op}	4.10	Uyumsuz
	ΔE_{14k}	7.98	Uyumsuz
	ΔE_{14op}	5.07	Uyumsuz
	ΔE_{21k}	7.53	Uyumsuz
	ΔE_{21op}	6.64	Uyumsuz
CE	ΔE_{7k}	1.91	Uyumsuz
	ΔE_{7op}	1.35	Kabul Edilebilir
	ΔE_{14k}	4.16	Uyumsuz
	ΔE_{14op}	1.83	Uyumsuz
	ΔE_{21k}	4.22	Uyumsuz
	ΔE_{21op}	3.10	Uyumsuz
TC	ΔE_{7k}	4.42	Uyumsuz
	ΔE_{7op}	3.26	Uyumsuz
	ΔE_{14k}	7.16	Uyumsuz
	ΔE_{14op}	4.00	Uyumsuz
	ΔE_{21k}	7.28	Uyumsuz
	ΔE_{21op}	5.62	Uyumsuz
T	ΔE_{7k}	1.05	Kabul Edilebilir
	ΔE_{7op}	0.95	Kabul Edilebilir
	ΔE_{14k}	3.97	Uyumsuz
	ΔE_{14op}	1.31	Kabul Edilebilir
	ΔE_{21k}	3.04	Uyumsuz
	ΔE_{21op}	2.03	Uyumsuz
ZC	ΔE_{7k}	1.20	Kabul Edilebilir
	ΔE_{7op}	0.91	Kabul Edilebilir
	ΔE_{14k}	1.38	Kabul Edilebilir
	ΔE_{14op}	1.17	Kabul Edilebilir
	ΔE_{21k}	1.91	Uyumsuz
	ΔE_{21op}	1.49	Kabul Edilebilir
DD	ΔE_{7k}	2.80	Uyumsuz
	ΔE_{7op}	1.91	Uyumsuz
	ΔE_{14k}	2.61	Uyumsuz
	ΔE_{14op}	2.31	Uyumsuz
	ΔE_{21k}	3.09	Uyumsuz
	ΔE_{21op}	2.51	Uyumsuz

5. TARTIŞMA

Bu in-vitro çalışmada, kahve solüsyonunda bekletilerek ekstrinsik renklendirilen farklı estetik materyallere ve çekilmiş doğal dişlere yağ çekme işlemi uygulanarak, yağ çekme işleminin optik özelliklerdeki değişime etkisi değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgular doğrultusunda “yağ çekme işlemi, doğal diş ve/veya estetik restorasyonların optik özelliklerine etki eder” olarak belirlenen birinci sıfır hipotezi kabul edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre rezin nanoseraamik, kompozit rezin, PMMA, Yttriumla güçlendirilmiş zirkonyum oksit, estetik CAD/CAM materyalleri ve daimî dişlerde yağ çekme işlemi L^* ve a^* değerlerini arttırırken; b^* değerlerini azaltmıştır.

“Ekstrintik renklenmeye maruz kalmış farklı yapıdaki estetik restoratif materyallerin optik özellikleri yağ çekme işleminden farklı etkilenir” olarak belirlenen ikinci sıfır hipotezi kısmen kabul edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre tüm estetik CAD/CAM materyalleri ve daimî dişlerde renk değişim miktarları (ΔE_{00}^*), yağ çekme işlemi sonrası azalmıştır ($T = \Delta E_{7_{op00}}^*$ grubu hariç).

Bu çalışmada, son dönemde kullanımı artmış olan ve güncel olarak tercih edilen; Lava Ultimate (rezin nanoseraamik), Cerasmart (nanoseraamik), Tetric CAD (Kompozit rezin), Telio CAD (PMMA) ve IPS e.max ZirCAD (Yttrium–stabilize zirkonyum oksit) materyalleri tercih edildi. Bu materyaller laminate veneer veya kron gibi çeşitli estetik restorasyonlarda yaygın olarak tercih edilmekle beraber, birbirlerinden materyal içeriği olarak ayrılırlar.

CAD/CAM teknolojisindeki güncel gelişmelerle nanokompozit teoriler, kompozit materyallere uygulanarak seramiklere alternatif farklı yapıdaki seramik–cam polimer CAD/CAM materyalleri üretilmiştir. Günümüzde mevcut olan seramik–cam polimer CAD/CAM materyalleri, polimer–infiltre ağ yapılı seramikler (hibrit seramik), nanohibrit kompozit rezin materyal olan rezin nanoseraamikler ve nanopartikülle doldurulmuş kompozit rezin yapısındaki nanoseraamiklerdir.

Hibrit seramikler, ağırlıkça %86 oranında feldspar seramik ve %14 oranında polimer içerirler ve seramik içerisinde oluşturulan kristal ağ yapıdaki boşluklara polimerin infiltre edilmesi yöntemiyle oluşturulurlar. Hibrit seramikler, çift ağ yapıları ile kompozit ve seramiklerin özelliklerini birleştirirler.

Nanopartikülle doldurulmuş kompozit rezin yapısındaki nanoseramikler, ağırlıkça %71 oranında nanopartikül doldurucu rezin içeren silika ve baryum cam doldurucu içerirler. Öte yandan, rezin nanoseramikler, yüksek oranda polimerize edilmiş rezin matriks içine gömülü nanoseramik partiküllerinden oluşan CAD/CAM materyalleridir ve ağırlıkça %80 oranında nanoseramik ve %20 oranında rezin içerisine gömülü zirkonya/silika içerirler (222, 223). Nanodoldurucu partikül boyutları, görünür ışığın dalga boyundan daha küçük bir çapa sahip partiküllerin, daha az ışık saçılması ve absorpsiyona neden olmasından dolayı yüksek translusensiye sahiptirler. Bu güncel CAD/CAM materyalleri, seramiklere veya polikristalin seramiklere göre daha kolay frezelenebilmeleri ve restorasyonlarının daha uyumlu olması sebebiyle, geleneksel seramiklere kıyasla dentine daha yakın esneklik modülü gösterirler ve tamirleri daha kolaydır. Nanokompozit teknolojisindeki gelişmelerle birlikte, kompozit malzemelerin sadece mekanik ve fiziksel özellikleri iyileştirilmekle kalmayıp, aynı zamanda estetiği etkileyen renk ve optik özellikleri de geliştirilmektedir. Çünkü dental materyallerin optik özelliklerinin, doğal dişle yakın özellikler göstererek, doğal diş rengi algısını desteklemesi istenir. Resin esaslı materyallerin içeriği, optik özelliklerini etkiler. Farklı formülasyona sahip olan materyallerin optik özelliklerinde de farklılıklar görülür.

Hibrit seramikler ve rezin nanoseramikler, hidroforik uretan dimetakrilat (UDMA) ve hidrofilik trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşurlar. TEGDMA, daha yüksek su emilimi gösterir ve herhangi bir hidrofilik renklendirici resin matrikse nüfuz edebilir; bu nedenle, her iki materyal de renklenmeye karşı duyarlıdır (224).

Acar ve ark. (224), resin nanoseramiklerin hibrit seramiklerden daha fazla renklendiğini ve bunun, resin nanoseramiğin içeriğinde bulunan bisfenol A–glisidil metakrilat (Bis–GMA) monomerinden kaynaklı olabileceğini belirtmişlerdir.

Geçici kuronların üretilmesinde kullanılan yüksek yoğunlukta polimer CAD/CAM bloklarının renk değişikliğinin derecesi, pek çok faktöre bağlıdır. Bunlar, polimerlerinin kimyasal yapılarından dolayı sıvı emilimi gösterirler. Özellikle çay, kahve, kırmızı şarap, klorheksidin ve bunlar gibi renkli ortamlara maruz kalan resinler, renk değişimi gösterirler (225, 226). Stawarczyk ve ark. (225), çeşitli CAD/CAM PMMA bloklarını, değişik zaman periyotlarında, üç farklı solüsyonda beklettiklerinde, her iki parametrenin de renklenmeyi etkilediğini ve en fazla renklenmenin kırmızı şarap solüsyonunda meydana geldiğini gözlemlemişlerdir. Sonuçta, CAD/CAM PMMA resinlerin, geleneksel yöntemle

polimerize edilen PMMA rezinler ile benzer renk stabilitesine sahip oldukları ve kompozit bazlı rezinlerin, PMMA bazlı olanlardan daha yüksek renklenme gösterdiği görülmüştür. Benzer bir çalışmada, Elagra ve arkadaşları, farklı CAD/CAM PMMA ve konvansiyonel geçici kuron materyallerini, konsantre çay solüsyonunda yedi gün bekletmişler ve renk stabilitelerini incelemişlerdir; bu çalışmanın sonucunda da CAD/CAM PMMA geçici kuron materyallerinin en iyi renk stabilitesi gösterdiğini bulmuşlardır (226).

Monolitik yttriumla stabilize tetragonal zirkonya polikristal materyalleri, gelişmiş özellikleri, üstyapı porselenine gerek olmadan üstün bir estetik sağlayabilmeleri, kimyasal ajanlara karşı dayanımının yüksek olması, ısı ve elektrik iletkenliğinin düşük olması ve üretim maliyetlerinin az olması açısından diş hekimliğinde çok fazla kullanılırlar (227).

Geçmişte yapılan çalışmaların sonuçları göz önüne alındığında, zirkonyumun, çok iyi mekanik özelliklere ve estetiğe sahip olmasına rağmen, çeşitli içeceklere maruz kalması sonucunda renk stabilitesini koruyamayabileceği doğrulanmıştır (228).

B. Haralur ve ark. (229), yaptıkları bir in-vitro çalışmada, farklı zirkonyum tiplerinin renk stabilitesi, klorheksidin, kahve ve yeşil çay içerisine bıraktıktan sonra incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda, monolitik zirkonya örneklerinin kahveye renklendirilmesinden sonra önemli ölçüde renk değiştirdiği gözlenmiştir.

S. Alaqeel (230), yaptığı bir in-vitro çalışmada, monolitik zirkonya örneklerinin 28 günlük bir süre boyunca, oda sıcaklığında yapay tükürük, Red Bull, Coca-Cola ve kahve içerisine bırakıldıktan sonraki renk parametrelerinin değişimini incelemiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre kahve içerisindeki zirkonyum örneklerinin, diğer tüm içeceklerdeki örneklerle kıyasla daha belirgin şekilde renk değişikliğine uğradığı gözlemlenmiştir.

Renk, restorasyonların estetik başarısı değerlendirildiğinde, önemli bir kavramdır. Estetik restoratif materyaller, doğal diş görünümünü ve rengini taklit etmelidirler. Bu yüzden, diş hekimliğinde renk ve materyal seçimi klinik olarak oldukça önemli ve zordur. Doğal ve estetik bir görünüm için, restorasyonun value, hue, kroma değerleri ile komşu dişlerin uyumlu olması gerekir (231).

Çalışmamızda, başlangıç renginin standardizasyonunu sağlamak için materyalleri, kendi skalalarına göre A1-LT rengine eşdeğer renkte bloklardan seçildi. Tetric CAD materyalinde, “LT” translüsensi derecesine bloklar bulunmadığından, A1-MT rengine eşdeğer renkte bloklardan seçildi.

Hastaların kusursuz estetiğe yönelik artan talepleri, mükemmel estetik özelliklere sahip restoratif materyallerin geliştirilmesine yönelik çeşitli çalışmaların yapılmaya başlamasına neden olmuştur (232). Ancak her ne kadar estetik restoratif materyallerde gelişmeler olmuş olsa da dişler ve diş rengindeki restorasyonlar için renk değişikliği hala önemli bir sorun teşkil eder (4). Bununla beraber, restorasyonun klinik olarak kabul edilebilir olarak değerlendirilebilmesi için materyaller, sadece başlangıçta bir renk uyumu sağlamakla kalmamalı, aynı zamanda restore edilen dişte yıllar boyunca estetik bir görünüm de sağlamalıdır (232). Bu nedenle, estetik açıdan kritik bir bölgede kullanılacak materyallerin sürdürülebilir renk stabilitesi, restorasyonların başarısı ve başarısızlığı arasında bir ayrım yaptığı için önemli ve zorlu bir faktör olmaya devam etmektedir (233).

Diş ve estetik CAD/CAM materyallerinin renk kararlılığını etkileyen farklı faktörler olabilir. Materyallerin renk bozulması, içsel veya dışsal faktörlerden kaynaklanabilir (234). Yaş veya kalıtım, kullanılan restoratif materyalin içsel faktörlere bağlı gösterebileceği kimyasal değişime örnek olarak verilebilirler. Kompozit materyallerde, amin hızlandırıcıların oksidasyonu, beyazımsı görünümünden sarı görünüme geçişle renk bozulmasına katkıda bulunur (235). Dışsal faktörlere bağlı renk değişiklikleri, beslenme sırasında alınan gıdalarda ve içeceklerde bulunan renklendirici maddelerin materyali boyaması ve materyalin içeriğine bağlı olarak moleküllere nüfuz etmesiyle gerçekleşir. Dişlerin ve restorasyonların renklenmesine en çok katkıda bulunanlar çay, kahve ve kola gibi ağız yoluyla alınan içeceklerdir (234). Dental materyallerde renk değişimini değerlendiren çalışmalarda, renklendirici solüsyon olarak çay, kahve, kola ve kırmızı şarap kullanılmıştır (236, 237). Bu sebeple, dünya genelinde de sıklıkla tüketilen içeceklerden biri olan kahve, çalışmamızdaki örnekleri ektrinsik renklendirmek için tercih edilmiştir. Geçmişte yapılan çalışmalarda CM Um ve ark., kahvenin düşük polariteye sahip sarı renklendirici moleküller içerdiğini tespit etmişlerdir (238). Bu moleküllerin materyallere adsorbsiyonu ve absorbsiyonu sonucu materyallerde renklenmeye sebep olduğu belirtilmiştir. Renklendirici emilimine/adsorbsiyonuna ek olarak kahve içerisindeki tannik asitin, restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü arttırarak, materyallerin renklenmesine sebep olduğu belirtilmiştir (239).

Çalışmamızda, son dönemde kullanımı artmış olan ve güncel olarak tercih edilen estetik CAD/CAM materyallerden, Lava Ultimate (rezin nanoseraamik), Cerasmart

(nanoseramik), Tetric CAD (kompozit rezin), Telio CAD (PMMA) ve IPS e.max ZirCAD (Yttrium–stabilize zirkonyum oksit)’den elde edilen örnekler ve çekilmiş daimî dişler, kahve solüsyonu ile ekstrinsik renklendirildikten sonra hindistan cevizi yağı ile yağ çekme işlemi uygulanarak 7., 14. ve 21. gün aralıklarındaki renk parametreleri, spektrofotometre cihazı yardımıyla ölçülmüştür. Örneklerin solüsyon içinde bekletilme süreleri belirlenirken, kahve üreticilerinin kriterleri dikkate alınmıştır. Üreticilere göre bir kupa kahvenin tüketimi, ortalama 15 dakika sürer ve bir kahve tüketicisi, günde ortalama 3.2 kupa kahve tüketir (240). Bu durumda çalışmamızda, 24 saat kahveye maruz kalma, 30 günlük düzenli tüketime eşdeğer kabul edilmiştir. Örnekler, başlangıç ölçümleri yapıldıktan sonra 7 gün boyunca kahve solüsyonunda bekletilmiştir. 7. günün sonunda spektrofotometre yardımı ile renk parametreleri kaydedilip aynı örnekler yağ çekme işlemi uygulanmıştır. Yağ çekme işlemi uygulanan örnekler, renk parametreleri kaydedildikten sonra tekrardan kahve solüsyonunda bekletilmiştir. Yapılan ölçümler, 14 ve 21. günlerde tekrarlamıştır.

Dişlerdeki renklenmeler, hastanın gülüşünü ve dolayısıyla estetik görünümünü etkileyeceğinden, estetik kaygıyla beraber psikolojik ve sosyal problemlere de neden olabilir. Bu durum, diş beyazlatma tedavisini hastaların en çok ilgi duyduğu dental estetik tedavilerden biri haline getirmiştir (198).

Gıda ve İlaç Dairesine (FDA) göre, diş whitening ve diş bleaching terimleri arasında fark vardır. Bleaching terimi, diş minesindeki mikro çatlakların içine girerek leke pigmentasyonunu kıran, oksijen moleküllerini serbest bırakarak dişleri doğal renklerinin ötesinde beyazlatan ve aktif bileşen olarak peroksit kullanılarak yapılan beyazlatma işlemi tanımlamak için kullanılır. Whitening terimi ise ağız çalkalama suları veya diş macunları ile leke kalıntılarını gidererek dişlerin doğal renginin geri kazandırıldığı beyazlatma işlemi tanımlamak için kullanılır (241).

Klinikte veya evde, farklı ağartma maddesi konsantrasyonlarında kullanılabilen çeşitli kimyasal ağartma ürünleri vardır; bunlardan gargaralar, en popüler ağartma ürünü olarak kabul edilirler. Bunlar karyojenik biyofilmleri kimyasal olarak kontrol ederler ve remineralize edici özelliklere sahiptirler. Son yıllarda hastaların diş estetiğine olan ilgisinin artması nedeniyle hidrojen peroksit (H_2O_2) içeren gargara ürünlerinin sayısı önemli miktarda artmıştır (242).

Gargaraların birçok avantajı olmasına rağmen, pek çok dezavantajı da bulunur. Peroksit içeren ve evde kendi kendine uygulanan beyazlatma ürünleri, ağız/dişeti tahrişine ve dişlerde aşırı hassasiyete neden olurlar (243–245). Ayrıca pek çok ağız gargarası düzenli kullanımda dişler üzerinde renklenmeye sebep olabilir. Sezgin ve arkadaşları, yaptıkları çalışma ile yağ çekme işleminin CHX'e kıyasla dişlerde daha az renklenmeye neden olduğunu tespit etmişlerdir. Bunun sonucunda, daha güvenli alternatif beyazlatma materyalleri bulmak için pek çok araştırma yapılmıştır. İnsanlar, doğal malzemelerin kimyasal malzemelere göre daha ucuz, güvenli ve günlük yaşamda daha kolay elde edilebilir olduğunu fark ettiklerinden, giderek daha fazla tamamlayıcı ve geleneksel uygulamalara yönelirler (189, 219).

Daha beyaz dişlere sahip olmak için uygulanan doğal ve geleneksel yöntemlerden birisi de belirtildiği üzere yağ çekme yöntemidir. Bu yöntem, onlarca yıldır kullanılır ve ağız hijyeninin genel bakımı için önerilen son derece basit bir yöntemdir (220). Bu yöntemin en büyük avantajlarından bazıları, karmaşık prosedürleri ve adımları takip etmeye gerek kalmadan evde kullanımının son derece basit olması ve doğal yağların yüksek oranda mevcut ve elde edilmesinin kolay olmasıdır. Doğal yağların piyasada bulunan diğer ürünlere göre diğer avantajları ise lekelenmeye neden olmamaları ve alerjik reaksiyona ya da hoş olmayan bir tada neden olma ihtimallerinin kimyasal ürünlere göre daha düşük olmasıdır (216).

Yağ çekme işlemi için sıklıkla hindistan cevizi yağı, ayçiçek yağı ve susam yağı gibi organik yağlar kullanılır. Hoş tadı ve sağlığa birçok faydası nedeniyle hindistan cevizi yağı popüler bir seçim olarak karşımıza çıkar. Hindistan cevizi yağı çekme işlemi, asitlere veya diğer aşındırıcı bileşenlere maruz kalmadığı için diş minesinin aşınmasına neden olmaması açısından diğer beyazlatma tekniklerinden farklıdır (246). Bu da hindistan cevizi yağı ile yağ çekme işleminin düzenli olarak güvenle kullanılabileceği anlamına gelir. Hindistan cevizi yağının %92'si doymuş asitlerden oluşur ve laurik asit bu doymuş asitlerin yaklaşık %50'sini temsil eder. Hindistan cevizi yağı çekme terapisinin etki mekanizması hakkında kesin bir bilgi olmamakla birlikte birden çok teori ortaya atılmıştır. Teorilerden biri, yağın viskozitesinin dişlere bakteri yapışmasını ve plak birikimini engellediğine ilişkindir. Ayrıca bazı mikroorganizmalar, hindistan cevizi yağında bulunan monolaurik asit ve laurik asitin monogliseritlerine karşı duyarlıdır. Bir diğer olası mekanizma ise yağın alkali hidrolizidir. Buna sabunlaşma veya sabun oluşumu süreci de

denir. Hindistan cevizi yağının sabunlaşma oranı yüksektir ve laurik asit de içerir. Tükürükte bulunan sodyum hidroksit ve bikarbonatlar, hindistan cevizi yağında bulunan laurik asit ile reaksiyona girerek kalıntıları, mikropları ve plak malzemelerini çözerek temizliğin etkinliğini artıran sodyum laureat benzeri sabunlar oluşturabilirler (247).

Daimî dişler üzerinde yapılan çalışmalar, hindistan cevizi yağının daimî dişler üzerindeki beyazlatma etkisi değerlendirmişlerdir (27, 198, 221). Ancak hindistan cevizi yağı ile yapılan yağ çekme işleminin, estetik CAD/CAM materyalleri ile etkileşimi hakkında yeterli bilgi bulunmamaktadır. Bu sebeble çalışmamızda, kahve ile renklendirdiğimiz örneklerle, hindistan cevizi yağı ile yağ çekme işlemi uygulanıp, yağ çekme işleminin daimî dişler ve estetik CAD/CAM materyalleri üzerindeki beyazlatıcı etkisi değerlendirilmiştir.

CAD/CAM sistemleri ile hasta başında tek seansta üretilen restorasyonların üretimi sonrasında simantasyona hazır düzgün bir yüzey oluşmaz (248). Restorasyon yüzeylerindeki pürüzlülüğünün plak retansiyonuna bağlı olarak renklenmeye başlaması ve bu sebeple temizlemenin daha zor olmasına yol açtığı geçmişte yapılan çalışmalarda tespit edilmiştir (249, 250). Renk stabilitesinin korunması ve dolayısıyla restorasyonun uzun dönem klinik başarısının artmasında, yüzey bitirme işlemlerinin uygulanması önemli bir rol oynarlar. Kullanılacak materyal seçiminin ardından uygun yüzey bitirme işleminin yapılması, plak birikimi ve renklenme gibi dış kaynaklı etkileri en aza indirger (251). Seramik materyallere yüzey bitirme işlemi olarak glaze veya mekanik polisaj işlemleri uygulanır. Polisaj işlemleri için çeşitli patlar, lastikler, diskler ve ışıqla polimerize sıvı parlaticılar kullanılabilir. Tüm polisaj materyalleri daha pürüzsüz bir yüzey sağlamak ve dolayısıyla bakteri birikimini azaltmak ve parlak bir görünüm elde etme amacı ile kullanılırlar (251, 252). Bu çalışmada kullanılan polisaj sistemlerinin seçiminde, üretici firmaların önerileri dikkate alınmış ve kullanımı pratik, etkin ve kolay ulaşılabilir sistemler olmasına özen gösterilmiştir. Bu sebeple, restoratif materyallerin genelinde kullanılabilen ‘Meisinger’ polisaj kitleri tercih edilmiştir. Yüzey bitirme işlemi için kullanılan ‘Meisinger’ polisaj setleri, farklı materyal çeşitlerine göre, birbirinden farklı sistemleri içerirler. Bu çalışmada, CAD/CAM materyalleri için evrensel olarak uygulanabilen iki aşamalı bir kit seçilmiştir. Bu kit ile polisaj uygulaması, daha sonra fırça yardımıyla polisaj patı uygulanması ile yüksek parlaklıkta yüzeylerin elde edileceği belirtilmiştir (253). Manuel polisaj işlemlerinin finalinde, polisaj patı uygulanması, parlak ve homojen

yüzeyler elde edebilmek için tavsiye edilen bir yöntemdir. Bu tez çalışmasında kullanılan ‘Diapolisher GC Dental Products’ polisaj patı, porselen ve kompozit yüzeylerde daha parlak yüzeyler elde edilmesi amacıyla klinisyenler tarafından sıklıkla tercih edilirler (254).

Renk ayırım yeteneği, bireyden bireye farklılık gösterir ve görsel renk seçimi şekil, boyut, konum, çevre aydınlatması ve arka plan rengi gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (255). Herhangi bir faktördeki değişiklik, renk algısının değişmesine neden olabilir. Bu nedenle diş hekimliğinde renk ölçümleri için spektrofotometreler, spektrodymetreler, kolorimetreler ve görüntüleme cihazları kullanılarak aletsel renk ölçümü yapılmaktadır (297).

Aletsel renk ölçümü, renk seçiminin öznel değişkenlerini ortadan kaldırmasının rakamsal olarak ifade edilebilmesi ve hızlı elde edilebilmesi gibi avantajlar sağlar (172). Spektrofotometreler yüzey renklerinin ölçülmesinde en sık kullanılan cihazlardır. İnsan gözünün algılayamayacağı renkleri, çeşitli dalga boylarında ölçüm yapabilen sensörleri sayesinde değerlendirebilen spektrofotometreler, çoklu sensör prensibiyle çalışırlar. Temel prensipleri, cisimden yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesi esasına dayanır (143).

Da Silva ve ark. (257), spektrofotometreyle renk ölçümünün klinik etkinliğini üç farklı skalanın kullanıldığı görsel yöntemle karşılaştırdıkları çalışmada; spektrofotometre kullanılarak hazırlanan kronlarda daha iyi renk uyumunun elde edildiği gözlemlenmiştir.

Bu araştırmada da in-vitro renk değişimlerini hassas bir şekilde ölçebilmek ve değerler arasında karşılaştırma yapabilmek için Vita Easy Shade V spektrofotometre cihazı kullanılmışlardır. Yapılan ölçüm sonuçlarının güvenilirliği için her örnek yüzeyinden üçer kez ölçüm yapılmış ve oluşabilecek hatalar en aza indirgenmeye çalışılmıştır.

Optik parametrelerin elde edilmesi sırasında, ölçümlerin yapıldığı zemin rengi de önemli bir etkiye sahiptir. Çünkü dental materyaller, ışığı geçirme özelliğine sahiptirler. Işık geçirgenliği de zemin rengi ve materyali çevreleyen ortamın görünüşünden etkilenir (258).

Bu in-vitro çalışmada, zemin renginin sonuç rengini etkilememesi için, ölçümler sadece nötral gri zemin ($L^*=64.1$, $a^*=0.3$, $b^*=-3.4$) üzerinde yapılmıştır. Çevresel faktörler, renk seçiminde kritik bir öneme sahiptirler (128, 136). Birçok araştırmada, ışık

kaynağı tipinin renk seçiminde etkisi olduğu belirtilmiştir (240). Çevre koşullarının standardize edilmesi amacıyla, bu tez çalışmasında üst kısmında gün ışığını taklit eden 5500 K'lık standart aydınlatma sistemi olan renk ölçüm kutusu kullanılmıştır.

Diş hekimliğinde yapılan son araştırmalara göre, renk farkının değerlendirilmesinde CIEDE2000 renk farkı formülünün diğer formülere göre daha iyi uyum sağladığı gözlemlenmiştir. CIEDE2000 formülü, diş renkleri arasındaki renk farklılıklarının insan tarafından algılanabilirliği ve kabul edilebilirliği konusunda daha iyi sonuçlar ortaya koymaktadır (259).

İnsan gözünün renkleri ayırt etme yeteneği materyalin parlaklık (value), doygunluk (chroma) ve ton (hue) özelliklerine bağlıdır. Ton farkından kaynaklanan renk değişiklikleri, göz tarafından parlaklık farkına dayalı renk değişikliklerine göre daha kolay algılanabilir. Bu nedenle, CIE $L^*a^*b^*$ formülünde olduğu gibi tüm değişkenleri eşit şekilde değerlendirmek yerine, gözün algısını daha güçlü bir şekilde etkileyen faktörlerin ağırlıklarını buna göre belirlemek ve kabul edilebilirlik ile algılanabilirliği daha doğru bir şekilde tespit edebilmek amacıyla, uluslararası renk bilimciler 2000 yılında CIEDE2000 formülünü geliştirmişlerdir (259, 260).

Her renk, kendine özgü bir şekilde üç boyutlu CIE $L^*a^*b^*$ sisteminde üç koordinatla tanımlanır: Munsell sistemindeki value değeri ve L^* birbiriyle orantılıdır ve rengin aydınlığını, parlaklığını veya siyah/beyaz karakterini temsil eder. L^* değerinin artması, materyalin parlaklığının artması olarak yorumlanır. Saf siyah rengin L^* değeri 0 iken, saf beyaz rengin L^* değeri 100'dür ve L^* değeri arttıkça renk açılarak saf beyaza, azaldıkça koyulaşıp saf siyaha yaklaşır. Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında: Lava Ultimate, Cerasmart, Tetric CAD, Telio CAD ve IPS e.max ZirCAD grubunda L^* değerleri, ekstrinsik renklendirme sonrası azalırken; yağ çekme işlemi sonrası artış göstermiştir. Yağ çekme işlemi, incelenen tüm estetik restoratif maddelerin parlaklığında artış meydana getirmiştir.

Daimî diş grubunda L^* değerleri, ekstrinsik renklendirme sonrası azalırken; yağ çekme işlemi sonrası artış göstermiştir. Yağ çekme işlemi, daimî dişlerin parlaklığında artış meydana getirmiştir.

Rengin kromatik veya siyah–beyaz olmayan karakterleri ise Munsell'de Hue ve Chroma ile temsil edilirken, bu sistemde a^* ve b^* ile temsil edilir (261). a^* parametresi, bir cismin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. Değeri arttıkça renk

kırmızıya, azaldıkça yeşile kayar. b^* parametresi, cismin sarı (+) ile mavi (-) arasındaki koordinatlarını gösterir. Değeri arttıkça renk sarıya, azaldıkça maviye kayar. a^* ve b^* koordinatlarının 0 değerleri, nötral renkleri (beyaz, gri) verirken; bu değerlerin artması, rengin daha yoğun ve doygun olduğunu gösterir (262).

Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında: Lava Ultimate, Cerasmart, Tetric CAD, Telio CAD ve IPS e.max ZirCAD gruplarında a^* değerleri ekstrinsik renklendirme sonrası azalırken; yağ çekme işlemi a^* değerlerinde artışa neden olmuştur. Ekstrinsik renklendirme, rezin nanoseramik, kompozit rezin, PMMA, Yttrium–stabilize zirkonyum oksit içerikli restoratif maddelerin renk değerlerini, yeşil bölgeye yaklaştırırken; yağ çekme işlemi renk değerlerini kırmızı bölgeye yaklaştırır.

b^* değişkeni, beyazlatma çalışmaları için en önemli renk spektrumudur. Pozitif değerleri renk değişimi ile ilgilidir. Negatif değerleri ise sarı renk bandından mavi aralığa geçişi temsil eder (270).

Lava Ultimate, Cerasmart, Tetric CAD, Telio CAD ve IPS e.max ZirCAD grubunda b^* değerleri, ekstrinsik renklendirme sonrası artarken; yağ çekme işlemi sonrası azalmıştır. Rezin nanoseramik, kompozit rezin, PMMA, Yttrium–stabilize zirkonyum oksit restoratif materyallerin, ekstrinsik renklendirme sonrası renk değerleri sarı bölgeye yaklaştırırken; oil pulling işlemi sonrası renk değerleri mavi bölgeye yaklaşır.

Daimî dişlerin a^* değerleri, ekstrinsik renklendirme sonrası azalma göstermiştir; ancak yağ çekme işlemi, a^* değerlerinde artışa neden olmuştur. Doğal dişlerin b^* değerleri ise ekstrinsik renklendirme sonrası artarken; yağ çekme işlemi sonrası azalmıştır.

Öyleyse daimî dişlerin ekstrinsik renklendirme sonrası renk değerleri, yeşil ve sarı bölgeye yaklaştırırken; yağ çekme işlemi sonrası renk değerleri kırmızı ve mavi bölgeye yaklaşır.

CIEDE2000 renk sistemi, CIE $L^*a^*b^*$ sisteminde ortaya çıkan hataları düzelterek ölçülen ve algılanan renk değişimleri arasında daha iyi bir uyum sağlar. Bu sayede, CIE $L^*a^*b^*$ sistemine kıyasla insan gözünün renk farklılıklarına dair ‘algılanabilirlik’ ve ‘kabul edilebilirlik’ eşik değerlerini daha doğru bir şekilde gösterir (264, 265). Bu tez çalışmasında ise güncel bir renk değerlendirme sistemi olan ve düşük renk farklılıklarını analiz etmede daha başarılı olduğu kabul edilen CIEDE2000 formülü kullanılmıştır. CIEDE2000 formülünde, renk eşleşmeleri önceki sistemlerden farklı bir yaklaşımla ele

alınmıştır. Araştırmacılar, gözle fark edilebilen renk değişimlerini “algılanabilirlik eşiği” olarak tanımlamışlardır (101). Çalışmamızda, $\Delta E_{00}^* > 0.8$ değerleri, gözle algılanabilen renk değişimlerini; $\Delta E_{00}^* > 1.8$ değerleri ise kabul edilemez renk farklılıklarını ifade eder.

Yaptığımız çalışmada başlangıç ölçümleri ile ekstrinsik renklendirme sonrası 7. gün yapılan ölçümler arasında oluşan ΔE_{7k00}^* değerleri karşılaştırıldığında, T ve ZC klinik olarak kabul edilebilir renk değişimi ($0.8 < \Delta E_{00}^* < 1.8 \Delta E^*$) göstermişlerdir. LU, TC, CE ve DD klinik olarak kabul edilebilir renk değişim değerinin ($\Delta E_{00}^* > 1.8$) üzerinde ΔE_{00}^* değerleri göstermişlerdir ve şu şekilde sıralanmışlardır: LU=TC>CE>DD.

ΔE_{7k00}^* değerleri karşılaştırıldığında en çok renk değişimi gösteren materyal, LU ($\Delta E_{7k00}^* = 5.21$) olmuştur. En az değişim gösteren materyal ise ZC ($\Delta E_{7k00}^* = 1.2$) ve T ($\Delta E_{7k00}^* = 1.05$) olmuştur.

Ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrasında 7. gün yapılan ölçümler arasında oluşan ΔE_{7op00}^* değerleri karşılaştırıldığında CE, T ve ZC klinik olarak kabul edilebilir renk değişimi ($0.8 < \Delta E_{00}^* < 1.8 \Delta E^*$) göstermişlerdir. LU, TC ve DD, klinik olarak kabul edilebilir renk değişim değerinin ($\Delta E_{00}^* > 1.8$) üzerinde ΔE_{00}^* değeri göstermişlerdir ve şu şekilde sıralanmışlardır: LU>TC>DD.

ΔE_{7op00}^* değerleri karşılaştırıldığında en çok renk değişimi gösteren, LU ($\Delta E_{7op00}^* = 4.1$) olmuştur. En az renk değişimi gösterenler ise ZC ($\Delta E_{7op00}^* = 0.91$), CE ($\Delta E_{7op00}^* = 1.35$) ve T ($\Delta E_{7op00}^* = 0.95$) olmuştur.

Yaptığımız çalışmada başlangıç ölçümleri ile ekstrinsik renklendirme sonrası 14. gün yapılan ölçümler arasında oluşan ΔE_{14k00}^* değerleri karşılaştırıldığında, tüm gruplar klinik olarak kabul edilebilir renk değişim değerinin ($\Delta E_{00}^* > 1.8$) üzerinde ΔE_{00}^* değerleri göstermişlerdir ve şu şekilde sıralanmışlardır: LU=TC>CE=T>DD=ZC.

ΔE_{14k00}^* değerleri karşılaştırıldığında, en çok renk değişimi gösteren LU ($\Delta E_{14k00}^* = 7.98$) olmuştur. En az renk değişimi gösteren ise ZC ($\Delta E_{14k00}^* = 1.38$) olmuştur.

Ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrasında 14. gün yapılan ölçümler arasında oluşan ΔE_{14op00}^* değerleri karşılaştırıldığında, T ve ZC klinik olarak kabul edilebilir renk değişimi ($0.8 < \Delta E_{00}^* < 1.8 \Delta E^*$) göstermişlerdir. LU, TC, DD ve CE ise klinik olarak kabul edilebilir renk değişim değerinin ($\Delta E_{00}^* > 1.8$) üzerinde ΔE_{00}^* değerleri göstermişler ve şu şekilde sıralanmışlardır: LU>TC>CE=DD.

ΔE_{14op00}^* değerleri karşılaştırıldığında en çok renk değişimi gösteren, LU ($\Delta E_{14op00}^*=5.07$) olmuştur. En az renk değişimi gösteren ise ZC ($\Delta E_{14op00}^*=1.17$) ve T ($\Delta E_{14op00}^*=1.31$) olmuştur.

Yaptığımız çalışmada başlangıç ölçümleri ile ekstrinsik renklendirme sonrası 21. gün yapılan ölçümler arasında oluşan ΔE_{21k00}^* değerleri karşılaştırıldığında, tüm gruplar klinik olarak kabul edilebilir renk değişim değerinin ($\Delta E_{00}^*>1.8$) üzerinde ΔE_{00}^* değerleri göstermişler ve şu şekilde sıralanmışlardır: LU=TC>CE>T=DD=ZC.

ΔE_{21k00}^* değerleri karşılaştırıldığında en çok renk değişimi gösteren, LU ($\Delta E_{21k00}^*=7.53$) olmuştur. En az değişim gösteren ise ZC ($\Delta E_{21k00}^*=1.91$) olmuştur.

Ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi sonrasında 21. gün yapılan ölçümler arasında oluşan ΔE_{21op00}^* değerleri karşılaştırıldığında ZC klinik olarak kabul edilebilir renk değişimi ($0.8 < \Delta E_{00}^* < 1.8 \Delta E^*$) göstermiştir. LU, TC, DD, CE ve T klinik olarak kabul edilebilir renk değişim değerinin ($\Delta E_{00}^*>1.8$) üzerinde ΔE_{00}^* değerleri göstermişler ve şu şekilde sıralanmışlardır: LU=TC>CE=DD=T.

ΔE_{21op00}^* değerleri karşılaştırıldığında en çok renk değişimi gösteren, LU ($\Delta E_{21op00}^*=6.64$) ve TC ($\Delta E_{21op00}^*=5.62$) olmuştur. En az renk değişimi gösteren ise ZC ($\Delta E_{21op00}^*=1.49$) olmuştur.

Materyallerin kimyasal içerikleri incelendiğinde, renk değişim miktarının, materyallerin içerikleri ile ilişkili olduğu görülebilir.

Arif ve ark. (266), Vita Sp (zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik), IPS e.max CAD (lityum disilikat cam-seramik), Lava Ultimate (rezin nanoseramik), Vita Enamic (polimer infiltre seramik ağ), Celtra Duo (zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik) ve VITA YZ (Zirkonyum) CAD/CAM restoratif materyallerini kahve solüsyonunda bekleterek, kahvenin materyallerin rengi ve yarı saydamlığı üzerindeki etkisini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda Lava Ultimate ve Vita Enamic materyalleri kabul edilebilirlik eşiğinin üzerinde değerler verirken diğer materyaller kabul edilebilirlik eşiğinin altında değerler göstermişlerdir.

Yaptığımız çalışmalar sonucunda rezin nanoseramik içeriğe sahip Lava Ultimate ve Cerasmart ile kompozit rezin içeriğe sahip Tetric CAD materyallerinin ekstrinsik renklendirme yaptığımız tüm zaman dilimleri için LU=TC>CE sıralaması ile kabul edilebilir değerin üstünde sonuçlar gösterdikleri görülmüştür.

Rezin içerikli materyallerde doldurucu miktarının azalması sonucunda, su emme miktarı artar ve materyalde hidrolitik bozulma yaratır. Hidrolitik bozulma ile malzemenin yapısından ayrılan maddeler, fiziksel ve optik özelliklerin değişmesine ve renk değişimine neden olabilirler (267).

Bunun aksine çalışmamızda %80 seramik nanoparçacık içeren Lava Ultimate, %70 baryum cam ve silisyum dioksit içeren Tetric CAD ile benzer renklenme değerleri göstermiş olup; aynı bloklar, %71 silika ve baryum cam nanoparçacıkları içeren Cerasmart materyalinden daha fazla renklenmişlerdir.

Rezin matrikste bulunan Bis-GMA ve TEGDMA hidrofiliktir. Bis-GMA, su emilimini %3–6 arası arttırırken, TEGDMA, %0–1 oranında su emilimini arttır (268). UDMA, hidrofobiktir ve su absorpsiyonu düşük olduğundan renklenmeye karşı daha dirençlidir. Bis-GMA'nın su absorpsiyon kapasitesi, UDMA, TEGDMA ve Bis-EMA'dan fazladır (269). Bis-MEPP ve DMA moleküllerinde ise hidroksil grubu bulunmadığı için hidrofobiktir (270). Bu bilgiyle uyumlu olarak, çalışmada kullanılan Cerasmart CAD/CAM nanoseramik materyalinin rezin matriksi içerisinde, UDMA, Bis-MEPP ve DMA bulunur.

Lava Ultimate rezin nanooramik ve Tetric CAD kompozit rezin mteriyallerinin rezin matriksi içerisinde, Bis-GMA, UDMA, BIS-EMA ve TEGDMA bulunur.

Gajewski ve ark. (271), UDMA, TEGDMA ve etoksile bisfenol A dimetakrilat ile karşılaştırıldığında, bisfenol A glisidil metakrilatın (Bis-GMA) yüksek su absorpsiyonuna neden olduğunu tespit etmişlerdir .

Daha önceki çalışmalarda da UDMA'nın Bis-GMA'dan daha fazla renklenmeye karşı direnci olduğu görülmüştür. Bu da UDMA'nın düşük su absorpsiyonu ve çözünürlük karakteri ile ilgilidir (225).

Bu bilgiler ışığında çalışmamızda, kahve ile ekstrinsik renklendirilen LU ve TC'nin birbirleriyle benzer sonuçlar gösterip, CE, T, ZC ve DD gruplarından daha fazla renklenmelerinin sebebi olarak, yapılarında bulunan Bis-GMA ve TEGDMA'nın hidrofilitesinden dolayı renklendirici solüsyonlardan daha fazla etkilenmesi gösterilebilir.

Lauvahutanon ve ark. (272), çeşitli CAD/CAM bloklarının, Lava Ultimate veya Cerasmart gibi rezin nanooramiklerle, polimer infiltre seramik ağ yapısına sahip Vita Enamic, PMMA yapısındaki Telio CAD ve geleneksel kompozit rezinlerin kahveye daldırıldıktan sonraki renk değişimle rini karşılaştırdıkları çalışmalarının sonucunda, ΔE^*

değerlerini, hibrit seramik blok=PMMA blok<kompozit reçine blok<geleneksel restoratif kompozit reçine şeklinde sıralamışlardır.

Mevcut çalışmamızın sonuçları incelendiğinde, Telio CAD materyali, 14. gün Cerasmart materyali ile benzer renk değişimi göstermesine rağmen; 7. ve 14. günlerde nanoseramiklere kıyasla daha az ΔE_{00}^* değerleri göstermiştir.

Polimetil metakrilat parçacıklarının boyut dağılımı, monomerlerin polaritesi, pigment kararlılığı ve geçici reçineler için başlatıcı sistemin verimliliği gibi kimyadaki tescilli farklılıklar, farklı polimerizasyon derecelerine, su emilimine ve sonuç olarak renk kararlılığına yol açabilirler.

Çalışmamızda T grubunun rezin nanoseramiklere göre daha az ΔE_{00}^* değeri göstermesi, polar sıvı ve suya daha az afinite gösteren Telio CAD içeriğindeki PMMA'nın daha düşük polaritesine bağlı olabilir.

Katarina Bauer ve ark. (273), yaptıkları bir çalışmada, nanoseramik (GC Cerasmart270), lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD), polimer (Telio CAD), CAD/CAM kompozit (Tetric CAD) ve polimer infiltre seramik (Vita Enamic) estetik CAD/CAM materyallerini siyah çay, hazır kahve veya kırmızı şarapta 37°C'de dört hafta boyunca bekletip renk değişimlerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda, bizim çalışmamızdan farklı olarak, Telio CAD materyalinin tüm sıvılarda en çok renklenen materyal olduğunu belirtmişlerdir. Bu durumun nedeni olarak, Telio CAD'in, nispeten hidrofilik olan ve daha yüksek seviyede su emilimini destekleyen PMMA bazlı bir matrise sahip olması olduğunu söylemişlerdir.

Buna karşın Rayyan ve ark. (274), yaptıkları bir çalışmada, PMMA yapılı CAD/CAM materyalinin, geçici otopolimerizan rezin, otomix geçici rezin ve termoplastik rezinin renk stabilitesi, su emilimi, aşınma direnci, yüzey sertliği, kırılma direnci ve kenar sızıntısı gibi çok sayıda fiziksel ve mekanik özelliklerini değerlendirilmişlerdir. Manuel olarak hazırlanan rezin materyallerin renk değişiminin yüksek olduğu, buna karşın PMMA yapılı CAD/CAM materyalinin daha stabil renge sahip olduğunu tespit etmişlerdir.

Elgohary ve ark. (275), kahve ile ekstrinsik renklendirilmenin monolitik zirkonya materyallerinin (Ceramill Zolid fx Multilayer, IPS e.max ZirCAD Prime ve KATANA YML Yttria Multi Layered) renk kararlılığı ve translüsensisi üzerindeki etkisini

inceledikleri çalışmalarında, test edilen tüm monolitik zirkonyalarda renk değişiminin klinik olarak kabul edilebilir olduğu sonucuna varmışlardır.

Çalışmamızda, ZC materyali $\Delta E_{7k00}^*=1.2$ ve $\Delta E_{14k00}^*=1.38$ değerleri, klinik olarak kabul edilebilir renk değişimi göstermiştir. Bu yönüyle çalışmamız, Elgohary ve arkadaşlarının çalışması ile benzer sonuçlar göstermiştir.

Zirkonyum yüzeyi, 37°C’de su, su buharı veya vücut sıvılarıyla temas ettiğinde, zirkonyum yüzeyinde yavaş ve kendiliğinden tetragonalden monoklinik faza dönüşüm (T–M) gözlenmiştir; buna düşük sıcaklıkta bozulma (LTD) denir. Bu, yüzeyin altındaki parçacıkların hacminde %4’lük bir artışı temsil eder. Bu hacim artışı nedeniyle monoklinik parçacıkların etrafında oluşan gerilim, parçacıkların yüzeyden ayrılmasına yol açar. Bu ayrılma, yüzeydeki mikro çatlaklarla birlikte pürüzlülüğün artmasına neden olur. Yüzey pürüzlülüğünün artması da renk değişim miktarının artışına sebep olabilir. Bu durum, renklendirici materyallere uzun süreli maruziyet sonucunda zirkonyum restorasyonların estetiğini olumsuz etkiler (276). Nitekim çalışmamızın sonuçlarında da ZC, 7.ve 14. günlerde klinik olarak kabul edilebilir renk değişimi gösterirken, 21. gün kabul edilebilir renk değerinin üzerinde bir değişim göstermiştir.

Kahvenin tüketim süresi arttıkça renklenme miktarı da artar (277). Güler ve arkadaşları (240), farklı içeceklerin kompozit rezinlerin renk stabiliteğini değerlendirdikleri çalışmalarında, 48 saatlik bekletme süresini kullanmışlardır. Hasan ve arkadaşları ise çalışmalarında 48 ve 96 saatlik bekletme sürelerini kullanmışlardır ve sonuç olarak, 96 saatlik bekletme sonrası örneklerde büyük bir renk değişimi olduğunu gözlemlemişlerdir (278).

Kahve, pH’ı 4.99 ile 5.4 arasında yer alan ve asidik olan pH’ı diş yüzeyinde ekstrinsik pigmentasyona sebep olan temel faktörler arasında sayılır (279). Cortes ve ark. (280), kahvenin asiditesini kavurma sürecinde, glukit ve lipidlerin degradasyonunu, esterlerin termal degradasyonu ve aldehit ile ketonların otooksidasyonu neticesindeki asetik asit formasyonu ile ilişkilendirmişlerdir. Çalışmamızda, tüm gruplarda ΔE_{14k00}^* ve ΔE_{21k00}^* değerleri ΔE_{7k00}^* değerlerinden yüksek çıkmıştır. Bu durum sonucunda, kahvenin asidik etkisi ile örnek yüzeylerinin pürüzlendirildiği ve pürüzlülük artışının, renk değişiminin artışına sebep olabileceği sonucuna varılmıştır.

LU, T ve DD gruplarında, ΔE_{14k00}^* değeri, ΔE_{21k00}^* değerinden daha yüksektir. 14. gün ekstrinsik renklendirmeden sonra uygulanan yağ çekme işleminin beyazlatıcı etkisinin bu duruma neden olabileceği düşünülebilir.

Wheather ve ark. (27), 2016 yılında yaptıkları bir çalışmada, yağ çekme işleminin dişleri beyazlatabileceğine dair çeşitli internet kaynaklarının iddialarına rağmen, hindistan cevizi yağının, diş beyazlatma üzerinde etkisi olacağına dair bir kanıt bulamamışlardır. Ancak Saravanan ve ark., 2018 yılında yaptıkları bir çalışma ile çeşitli doğal yağ türlerinin daimî dişler, akrilik dişler ve restoratif materyaller üzerindeki etkilerini araştırmayı amaçlamışlardır. Çalışmalarında, hindistan cevizi yağı ve zeytin yağı kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda zeytinyağının daimî dişin parlaklığı ve rengine bir etkisi olmadığı gözlemlenmiştir ve cam iyonomer içerikli restoratif materyalin renginin kahverengiye dönmesine sebep olduğu tespit edilmiştir. Hindistan cevizi yağı ise daimî ve akrilik diş üzerinde beyazlatıcı etkiye sahip olduğunu göstermiştir. Ayrıca restoratif materyal üzerinde de herhangi bir negatif etki ile karşılaşılmamıştır (220).

Shahad tarafından 2020 yılında, hindistan cevizi yağı içerikli bir diş macunu ile %1.5 hidrojen peroksit içerikli beyazlatıcı ajanın, dişler üzerindeki beyazlatma etkisini karşılaştıran bir çalışma yapılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre hindistan cevizi yağı, sadece iki haftalık kullanımdan sonra açıklık (L^*) ve renk farklılığında (ΔE^*) önemli bir artış göstermiştir (198).

Çalışmamızda, DD grubunda 7., 14. ve 21. günlerde yapılan yağ çekme işlemleri sonrası L^* değerleri arasında anlamlı bir farklılık gözlemlenmemiştir. CE grubunda en yüksek L^* değeri, 14. gün meydana gelirken; en düşük L^* değeri, 21. gün meydana gelmiştir. Diğer gruplarda L^* değerleri 7. günden 21. güne doğru azalış göstermiştir. L^* değerlerinin yağ çekme işleminin uygulanma süresi ile artış göstermesi gerekirken, azalması veya anlamlı bir fark göstermemesi, her iki yağ çekme işlemi arasında kahve ile renklendirilme işleminin uygulanması kaynaklı olabilir.

Yauri, 2020 yılında yaptığı bir araştırmasında, kahve solüsyonunda bekleterek klinik renklendirdiği daimî premolar dişlerin, başlangıç renk parametrelerini kaydettikten sonra saf hindistancevizi yağını farklı sürelerde (1 gün, 2 gün, 3 gün ve 4 gün) uygulamıştır. Kahve nedeniyle renk değiştiren daimî dişlerin beyazlaması, %100 saf hindistan cevizi yağı konsantrasyonuna daldırıldıktan sonra tüm gruplarda renk değişim değerlerinin azalmasıyla kanıtlanmıştır (221).

Gloria Ganapragasan (281) tarafından 2017 yılında yapılan çalışmada, hindistan cevizi yağının diş beyazlatma üzerine etkisi araştırılmıştır. Bu çalışmada, beyazlatma etkinliği için 1 veya 2 günlük bekletme süresinin uygulanmasındansa, 3 günlük bekletme süresinin uygulanmasının daha etkili olduğunu belirtmiş ve yağ çekme işleminin süresi ne kadar uzun olursa, dişlerin o kadar beyaz olacağı sonucuna varmıştır.

Çalışmamızın sonuçları incelendiğinde, Yauri ve Ganapragasan'ın çalışmalarını kanıtlar nitelikte verilere ulaşılmıştır. Tüm gruplar, aynı zaman dilimi içerisinde, ikili karşılaştırıldıklarında, yağ çekme işlemi sonrası meydana gelen renk değişim değerlerinin (ΔE_{op00}^*), kahve ile ekstrinsik renklendirme sonrası oluşan renk değişim değerlerinden daha düşük olduğu gözlemlenmiştir. Ancak yağ çekme işleminin süresi ne kadar uzun olursa, dişlerin o kadar beyaz olacağı düşüncesi çalışmamızın sonuçları ile uyuşmamaktadır. Grupların ΔE_{op700}^* , ΔE_{op1400}^* , ΔE_{op2100}^* değerleri kıyaslandığında, tüm gruplarda en düşük değerler 7. gün meydana gelirken; en yüksek değerler 21. gün meydana gelmiştir. Renklendirici sıvılara uzun süre maruz kalmanın sonucunda materyalin yüzey yapısının bozulması bu duruma neden olabilir. Materyalin yüzey yapısının bozulması, renklenmenin artması ve temizlenebilirliğin azalmasına neden olur (249, 250).

Sutrisna ve ark. (282), daimî premolar dişleri kullandıkları çalışmalarında, hindistan cevizi yağı ve %10'luk karbamid peroksitin, daimî dişler üzerindeki beyazlatıcı etkisini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına dayanarak, hindistan cevizi yağının, diş beyazlatma maddesi olarak %100 etkili olduğu; ancak %10 içerikli karbamid peroksit jelinden daha etkili olmadığı sonucuna varmışlardır.

Aydın ve ark. (283), beyazlatıcı diş macunlarının, rezin nanoseramik CAD/CAM bloklarının renk değişimine olan etkilerini araştırdıkları çalışmalarında, Shofu Block, Grandio Blocs, Brilliant Crios ve Cerasmart materyallerini kullanmışlardır. Kahve içerisinde renklendirilen örneklerin renk değişim değerleri, spektrofotometre ile ölçüldükten sonra; örnekler farklı tipte beyazlatıcı diş macunları ile 4 dakika boyunca fırçalanmışlardır. Kahve ile renklendirilme sonrası tüm CAD/CAM materyalleri, klinik olarak kabul edilebilir renk değişim değerinin ($\Delta E_{00}^* > 1.8$) üzerinde ΔE_{00}^* değerleri göstermişlerdir. 4 dakika boyunca hidratlı silika ve farklı aktif maddeler (HP, mavi kovanin pigmentleri, aktif kömür ve mikropartiküller) içeren beyazlatıcı diş macunları uygulandıktan sonra yapılan ölçümlerde, klinik olarak kabul edilebilir renk değişimleri ($0.8 < \Delta E_{00}^* < 1.8 \Delta E^*$) göstermişlerdir.

Çalışmamızda, aynı zaman dilimi içerisinde ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması sonrası renk değişim değerleri T grubunda 7. gün anlamlı bir fark oluşturmazken, LU, CE, TC, ZC ve DD gruplarında ΔE_{7k00}^* değeri, ΔE_{7op00}^* değerinden yüksektir çıkmıştır.

14 ve 21. günlerdeki renk değişimleri incelendiğinde tüm gruplarda ΔE_{op00} , ΔE_{k00}^* değerlerinden düşüktür.

Çalışmamızın sonuçlarına göre, hindistan cevizi yağının temizleyici etkisi kanıtlanmış olsa da kahve ile ekstrinsik renklendirilme sonrası klinik olarak kabul edilebilir renk değişim değerinin ($\Delta E_{00}^* > 1.8$) üzerinde ΔE_{00}^* değeri göstermiştir. Sonrasında yağ çekme işlemi ile tekrardan klinik olarak kabul edilebilir renk değişimi ($0.8 < \Delta E_{00}^* < 1.8 \Delta E^*$) gösteren materyaller ise CE (ΔE_{7op00}^*), T (ΔE_{14op00}^*) ve ZC (ΔE_{21op00}^*) olmuştur.

Bu bilgiler ışığında yapılan çalışmalar (27, 80, 220, 221, 284) ve bizim yaptığımız in-vitro çalışmanın sonucunda; hindistan cevizi yağı ile yağ çekme işlemi uygulanmasının ekstrinsik renklendirilen daimî diş ve materyaller üzerinde beyazlatıcı etkisi olduğu sonucuna varılmıştır. Ancak yapılan çalışmalarla kıyaslandığında hindistan cevizi yağının beyazlatıcı etkisi, beyazlatıcı diş macunlarında veya beyazlatma işlemi için kullanılan hidrojen peroksit, karbamid peroksit, mavi kovarin ve aktif kömüre göre daha düşüktür.

Çalışmamızda örneklerin 7 gün kahve solüsyonunda bekletilmesi, 7 ay kahve düzenli kahve tüketimine eşdeğer kabul edilmiştir. 7 gün sonunda ise yağ çekme işlemi 20 dakika uygulanmıştır.

Literatürde in-vitro bir çalışmada 20 dakika yağ çekme işlemi uygulanmasının, in-vivo şartlarda ne kadar süreye eşdeğer olduğuna dair bir kanıt bulunamamıştır.

Uzun süreli düzenli kullanımda yağ çekme işleminin estetik materyaller ve daimi dişler üzerinde ne gibi etkiler göstereceğinin belirlenememesi çalışmanın limitasyonlarından biridir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

1. Ekstrinsik renklendirme ve yağ çekme işlemi uygulanması, tüm grupların optik değerlerini (L^* , a^* , b^*) anlamlı şekilde etkilemiştir.

2. Lava Ultimate, Cerasmart, Tetric CAD, Telio CAD, IPS e.max ZirCAD grubunda L^* değerleri, ekstrinsik renklendirme sonrası azalırken; yağ çekme işlemi sonrası artış göstermiştir. Yağ çekme işlemi, incelenen tüm estetik restoratif maddelerin parlaklığında artış meydana getirmiştir.

3. Daimî diş grubunda L^* değerleri, ekstrinsik renklendirme sonrası azalırken; yağ çekme işlemi sonrası artış göstermiştir. Yağ çekme işlemi, daimî dişlerin parlaklığında artış meydana getirmiştir.

4. Lava Ultimate, Cerasmart, Tetric CAD, Telio CAD, IPS e.max ZirCAD gruplarında a^* değerleri, ekstrinsik renklendirme sonrası azalırken; yağ çekme işlemi a^* değerlerinde artışa neden olmuştur. Ekstrinsik renklendirme, rezin nanoseraamik, PMMA, kompozit rezin, Yttriyumla güçlendirilmiş zirkonyum oksit içerikli restoratif maddelerin renk değerlerini yeşil bölgeye yaklaştırırken; yağ çekme işlemi, renk değerlerini kırmızı bölgeye yaklaştırmıştır.

5. Lava Ultimate, Cerasmart, Tetric CAD, Telio CAD, IPS e.max ZirCAD gruplarında b^* değerleri, ekstrinsik renklendirme sonrası artarken; yağ çekme işlemi sonrası azalmıştır. Ekstrinsik renklendirme sonrası, rezin nanoseraamik, PMMA, kompozit rezin ve Yttriyumla güçlendirilmiş zirkonyum oksit içerikli restoratif materyallerin renk değerleri sarı bölgeye yaklaşırken; oil pulling işlemi sonrası renk değerleri mavi bölgeye yaklaşmıştır.

6. Daimî dişlerin a^* değerleri, ekstrinsik renklendirme sonrası azalma göstermiştir; ancak yağ çekme işlemi, a^* değerlerinde artışa olmasını sağlamıştır. Doğal dişlerin b^* değerleri ise ekstrinsik renklendirme sonrası artarken, yağ çekme işlemi sonrası azalmıştır.

Öyle ise; daimî dişlerin ekstrinsik renklendirme sonrası renk değerleri, yeşil ve sarı bölgeye yaklaşırken, yağ çekme işlemi sonrası renk değerleri kırmızı ve mavi bölgeye yaklaşmıştır.

7. Ekstrinsik renklendirme sonrası grupların renk değişim miktarları zamana bağlı değerlendirildiğinde, LU, CE, TC, T, DD gruplarında renk değişim miktarının en çok 14. günde meydana geldiği görülmüştür.

Öyle ise; incelenen estetik materyallerin renk değişiminin yaklaşık 14 ay kullanımında maksimum seviyeye ulaştığı; uzayan kullanım zamanlarında ise renk değerlerinin daha stabil kaldığını söyleyebiliriz.

8. Yağ çekme işlemi sonrası grupların renk değişim miktarları zamana bağlı değerlendirildiğinde, 7., 14., ve 21. gün sonunda grupların tamamında renk değişim miktarları azalmıştır. Sadece TC grubunda 7. gündeki ΔE_{00}^* değerindeki azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Sonuç olarak, ekstrinsik renklenmeye maruz kalan doğal diş veya estetik restoratif maddelere uygulanan yağ çekme işlemi, renklenmeyi azaltmaktadır.

9. Yağ çekme işlemi uygulanan doğal diş ve estetik restoratif materyallerin tüm zamanlarda renk değişimlerinin kliniksel kabul edilebilirlik değerlerini incelediğimizde:

7. gün CE, T, ZC gruplarındaki renk değişim miktarları, klinik olarak ‘kabul edilebilir’ renk değişim ($0.8 < \Delta E_{00}^* < 1.8 \Delta E_{00}^*$) sınırları içerisinde yer almıştır.

14. gün T ve ZC gruplarındaki renk değişim miktarları, klinik olarak ‘kabul edilebilir’ renk değişim ($0.8 < \Delta E_{00}^* < 1.8 \Delta E_{00}^*$) sınırları içerisinde yer almıştır.

21. gün ZC grubundaki renk değişim miktarı, klinik olarak ‘kabul edilebilir’ renk değişim ($0.8 < \Delta E_{00}^* < 1.8 \Delta E_{00}^*$) sınırları içerisinde yer almıştır.

Bu bilgiler ışığında, Yttrium–stabilize zirkonyumoksit yapısındaki estetik CAD/CAM materyallerinin; kompozit rezin, rezin nanoseramik ve PMMA yapısındaki CAD/CAM materyalleri ve daimî dişlerden daha yüksek renk stabilitesine sahip olduğu söylenebilir.

Çalışmamızın sonuçları incelendiğinde, doğal diş/estetik restoratif materyallerde yağ çekme metodunun uygulanmasının optik değerleri olumlu etkilediğini söyleyebiliriz.

Kapsamlı literatür taraması yapıldığında, yağ çekme işleminin doğal diş veya estetik restorasyonların üzerine etkisi hakkında yeterli veri olmadığı görülmüştür. Bu tez çalışmasının konu ile ilgili yapılacak çalışmalara öncülük edeceği düşünülmektedir. Bundan sonraki çalışmalarda daimî diş ve estetik CAD/CAM materyalleri ile ilgili farklı optik parametrelerin de (translüsensi, gloss, yüzey pürüzlülüğü) incelendiği daha ileri in-vitro ve in-vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKÇA

1. Turgut S, Bağış B, Bağış YH, Korkmaz MF, Tüzüner T, Baygın Ö (2011). Restoratif materyallerin translusensi özelliklerinin değerlendirilmesi. *European Annals of Dental Sciences* 38(1): 15–21.
2. Keskin G (2018). Baumgarten felsefesinde estetik ve mantık. *Archives of Philosophy* 49: 13–22.
3. Turp I, Tuncel İ, Turp V, Üşümez A (2024). Farklı diş beyazlatma yöntemlerinin dişlerde renk değişimi ve yüzey özelliklerine etkileri. *Acta Odontologica Turcica* 41(1): 1–8.
4. Ceci M, Viola M, Rattalino D, Beltrami R, Colombo M, Poggio C (2017). Discoloration of different esthetic restorative materials: A spectrophotometric evaluation. *European Journal of Dentistry* 11(2): 149–156.
5. Li W, Xu Y, He H, Zhao H, Sun J, Hou Y (2015). Strength degradation and lifetime prediction of dental zirconia ceramics under cyclic normal loading. *Bio-medical Materials and Engineering* 26(1): 129–137.
6. 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: 46–45.
7. Poticny DJ, Klim J (2010). CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *The Journal of the American Dental Association* 141: 5–9.
8. Marchesi G, Piloni AC, Nicolin V, Turco G, Di Lenarda R (2021). Chairside CAD/CAM materials: current trends of clinical uses. *Biology* 10(11): 1170.
9. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal* 204(9): 505–511.
10. Christensen GJ (2008). In-office CAD/CAM milling of restorations: The future? *Journal of the American Dental Association* 139(1): 83–85.

11. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research* 58(4): 208–216.
12. Kılınç H, Turgut S, Ayaz Aydoğan E, Bağış B (2018). Güncel nanoseramik ve hibrit CAD/CAM materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 28(4): 592–598.
13. Ruse ND, Sadoun MJ (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* 93(12): 1232–1234.
14. Arocha MA, Mayoral JR, Lefever D, Mercade M, Basilio J, Roig M (2013). Color stability of siloranes versus methacrylate-based composites after immersion in staining solutions. *Clin Oral Investig* 17(6): 1481–1487.
15. Leyva del Rio D, Johnston WM (2022). Optical characteristics of experimental dental composite resin materials. *Journal of Dentistry* 118: 103949.
16. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 28(1): 44–56.
17. Watts A, Addy M (2001). Tooth discolouration and staining: A review of the literature. *Br Dent J*. 190(6): 309–16.
18. Nezir M, Özcan S (2023). Diş ağartma tedavilerine güncel bir bakış. *Selçuk Dental Journal* 10(1): 112–117.
19. Davidowitz G, Kotick PG (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am* 55(3): 559–70.
20. Güth JF, Magne P, Harrington S (2016). Optical integration of CAD/CAM materials. *International Journal of Esthetic Dentistry* 11(3): 394–409.
21. Shim JS, Lee JS, Lee JY, Choi YJ, Shin SW, Ryu JJ (2015). Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. *Journal of Applied Oral Science* 23(5): 515–22.
22. Beşir Kalaycı D, Bayındır F (2015). Güncel dental bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 25(11): 129–36.

23. Palin W, Burke FJT (2005). Trends in Indirect Dentistry: 8. CAD/CAM technology. Dental Update 32(10): 566–572. <https://doi.org/1012968/denu20053210566>.
24. Yenice N, Büyükdere Koçak A (2020). CAD/CAM sistemlerinde kullanılan tam seramik bloklar ve endikasyonları. Dental and Medical Journal–Review 2(1):1–15.
25. Reich S, Hornberger H (2002). The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all–ceramic crowns. The Journal of Prosthetic Dentistry 88(1): 44–9.
26. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. The Journal of Prosthetic Dentistry 98(5): 389–404.
27. Wheeler M, Friedl Z (2016). Effect of oil pulling on tooth whitening in vitro. Journal of Advanced Oral Research 7(1): 20–3. <https://doi.org/101177/2229411220160104>.
28. Abidia RF, El-Hejazi AA, Azam A, Al-Qhatani S, Al-Mugbel K, AlSulami M, et al (2023). In vitro comparison of natural tooth–whitening remedies and professional tooth–whitening systems. The Saudi Dental Journal 35(2): 165–171.
29. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. International journal of computerized dentistry 7(1): 25–45.
30. Duret F, Preston JD (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. Current opinion in dentistry 1(2):150–154.
31. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz–Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. The Journal of prosthetic dentistry 88(1): 4–9.
32. Benington PCM, Khambay BS, Ayoub AF (2010). An Overview of Three-Dimensional Imaging in Dentistry. Dental update 37(8): 494–508.
33. Feuerstein P (2004). Can technology help dentists deliver better patient care? The Journal of the American Dental Association 135: 11–16.
34. Albuha Al–Mussawi M, Farid F, Farid F (2016). Computer-Based Technologies in Dentistry: Types and Applications. Journal of Dentistry (Tehran, Iran) 13(3): 215.

35. Güth JF, Magne P (2016). Optical integration of CAD/CAM materials. *International Journal of Esthetic Dentistry* 11(3): 394–409.
36. Mahl D, Glenz F, Marinello CP (2014). Digital implant impression taking—an overview. *Swiss Dental Journal* 124(2): 165–186.
37. Giordano R (2006). Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *The Journal of the American Dental Association* 137: 14–21.
38. Fasbinder DJ (2012). Chairside CAD/CAM: An overview of restorative material options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (15488578), 33(1).
39. Karataşlı B, Bultan Ö, Özer Y (2015). Dental CAD/CAM materyalleri. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics–Special Topics* 1.1: 1–7.
40. McLean JW (1991). The science and art of dental ceramics. *Operative dentistry*, 16(4), 149–156.
41. VITA Zahnfabrik VITA SUPRINITY® PC Glass Ceramic Revolutionized. 2024
42. Water M (2002). Reviews–Introduction to dental materials. *British Dental Journal* 192(7): 420–421
43. Giordano RA (1996). Dental ceramic restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995) 17(8):779–782, 784.
44. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N (2005). The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 93(5): 459–466.
45. Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N (2005). The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 93(5): 459–466.
46. An K, Zhao D, Wang Z, Wu J, Xu Y, Xiao G (2016). Comparison of different drying methods on Chinese ginger (*Zingiber officinale* Roscoe): Changes in volatiles, chemical profile, antioxidant properties, and microstructure. *Food chemistry* 197: 1292–300.

47. Gonzaga CC, Cesar PF, Okada CY, Fredericci C, Neto FB, Yoshimura HN (2008). Mechanical properties and porosity of dental glass-ceramics hot-pressed at different temperatures. *Materials Research* 11: 301–306.
48. Fradeani M, Redemagni M (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence International-English Edition* 33(7): 503–510.
49. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, et al (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y–TZP crowns: Comparison of failure modes and reliability after fatigue. *International Journal of Prosthodontics* 5.
50. Wang XD, Jian YT, Guess PC, Swain M V., Zhang XP, Zhao K (2014). Effect of core ceramic grinding on fracture behaviour of bilayered lithium disilicate glass–ceramic under two loading schemes. *Journal of dentistry* 42(11): 1436–1445.
51. Tulyaganov DU, Agathopoulos S, Kansal I, Valério P, Ribeiro MJ, Ferreira JMF (2009). Synthesis and properties of lithium disilicate glass-ceramics in the system $\text{SiO}_2\text{--Al}_2\text{O}_3\text{--K}_2\text{O--Li}_2\text{O}$. *Ceramics International* 35(8): 3013–3019.
52. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *The Journal of the American Dental Association* 141: 10–14.
53. Taskonak B, Mecholsky JJ, Anusavice KJ (2005). Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials* 26(16): 3235–3241.
54. Hallmann L, Ulmer P, Kern M (2018). Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 82: 355–370.
55. Monmaturapoj N, Lawita P, Thepsuwan W (2013). Characterisation and Properties of Lithium Disilicate Glass Ceramics in the $\text{SiO}_2\text{--Li}_2\text{O--K}_2\text{O--Al}_2\text{O}_3$ System for Dental Applications. *Advances in Materials Science and Engineering* 2013(1): 763838.
56. Pröbster L, Diehl J (1992). Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence International* 23(1).

57. Font AF, Fernanda M, Ruíz S, Granell Ruíz M, Rueda CL, Martínez González A, et al (2006). Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 11(3): 297–302.
58. Montazerian M, Zanotto ED (2017). Bioactive and inert dental glass–ceramics. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 11(3): 297–302.
59. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials* 29(12): 1201–1208.
60. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E (2015). A new classification system for all–ceramic and ceramic–like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics* 28(3): 227–235.
61. Raigrodski AJ (2004). Contemporary all–ceramic fixed partial dentures: A review. *Dental Clinics* 48(2): 531–544.
62. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials* 29(12): 1201–1208.
63. Fradeani M, D’Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence international* 36(2).
64. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials* 20(5): 449–456.
65. McLaren EA, White SN. Survival of In–Ceram crowns in a private practice: A prospective clinical trial. *The Journal of prosthetic dentistry* 83(2): 216–222.
66. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *Journal of dentistry* 28(7): 529–535.
67. Dunn M (2007). Biogeneric and user-friendly: the Cerec 3D software upgrade V3.00. *International journal of computerized dentistry* 10(1): 109–117.
68. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal* 204(9): 505–511.

69. Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials* 24(3): 299–307.
70. IPS e.max ZirCAD Available from: https://www.ivoclar.com/tr_tr/products/digital-processes/ips-e.max-zircad
71. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials* 20(5): 449–456.
72. Fasbinder DJ (2011). Lava Ultimate Technical Product Profile.
73. Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevska CB, Van Meerbeek B (2016). Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *Journal of Adhesive Dentistry* 18(4): 289–302.
74. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal* 33(5): 705–710.
75. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M (2012). Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dental Materials* 28(5): 529–534.
76. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 59: 128–138.
77. Salginci İ (2019). Farklı açıda üç farklı estetik dayanak materyalinin CAD/CAM sistemi ile üretilen kronlara bağlanma dayanımının değerlendirilmesi.
78. Tekçe N, Pala K, Demirci M, Tuncer S (2016). Influence of different composite materials and cavity preparation designs on the fracture resistance of mesio-occluso-distal inlay restoration. *Dental Materials Journal* 35(3): 523–531.
79. Seghi RR, Sorensen JA (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics* 8(3): 239–246.

80. Turgut S, Kılınç H, Ayaz Aydoğan E, Bağış B (2021). Monolitik zirkonya restorasyonların sonuç renk ve translusensi özelliklerine farklı tip yapıştırma simanlarının etkisi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 31(2): 256–262.
81. Manso AP, Carvalho RM (2017). Dental cements for luting and bonding restorations: self-adhesive resin cements. Dental Clinics 61(4): 821–834.
82. Chen C, Trindade FZ, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. Dental Materials 30(9): 954–962.
83. Güth JF, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. Dental materials journal 32(6): 865–871.
84. Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Lauvahutanon S, Takahashi H (2016). Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin CAD/CAM blocks. Dental materials journal 35(2): 225–232.
85. CERASMART®: Ceramic CAD/CAM Block | GC America. Available from: <https://www.gc.dental/america/products/digital/cadcam/cerasmart>
86. Raucci MG, Alvarez-Perez MA, Demitri C, Giugliano D, De Benedictis V, Sannino A, et al (2015). Effect of citric acid crosslinking cellulose-based hydrogels on osteogenic differentiation. Journal of Biomedical Materials Research Part A 103(6): 2045–2056.
87. He LH, Swain M (2011). A novel polymer infiltrated ceramic dental material. Dental Materials 27(6): 527–534.
88. 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. The Journal of prosthetic dentistry 113(6): 534–540.
89. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. Dental Materials 30(5): 564–569.
90. Acar, Ö. (2016). Farklı yüzey hazırlıklarının CAD/CAM hibrit seramiğin kompozit rezin ile tamirine etkisi. Acta Odontologica Turcica 33(3): 121–125.

91. Johnson AC, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S (2014). Fracture strength of CAD/CAM composite and composite–ceramic occlusal veneers. *Journal of prosthodontic research* 58(2): 107–114.
92. Coldea A, Swain M V., Thiel N (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials* 29(4): 419–426.
93. Dupriez ND, Von Koeckritz AK, Kunzelmann KH (2015). A comparative study of sliding wear of nonmetallic dental restorative materials with emphasis on micromechanical wear mechanisms. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 103(4): 925–934.
94. Awada A, Nathanson D (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 114(4): 587–593.
95. H R. Vita Enamic Technical and Scientific Documentation 2021 Available from: <https://www.vitanorthamerica.com/>
96. Spitznagel FA, Vuck A, Gierthmuehlen PC, Blatz MB, Horvath SD (2016). Adhesive bonding to hybrid materials: An overview of materials and recommendations. 2016 *Compend Contin Educ Dent* 37(9): 630–637.
97. Rinke S, Pabel AK, Rödiger M, Ziebolz D (2016). Chairside Fabrication of an All-Ceramic Partial Crown Using a Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Case Report in Dentistry* 2016(1): 1354186.
98. Elsaka SE, Elnaghy AM (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials* 32(7): 908–914.
99. Sulaiman TA (2020). Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 32(2): 171–181.
100. İnal CB, Güngör MB, Nemli SK (2023). Hasta başı CAD-CAM uygulamaları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 12(3): 458–466.
101. Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The journal of advanced prosthodontics* 9(6): 486–495.

102. Alamoush RA, Silikas N, Salim NA, Al-Nasrawi S, Satterthwaite JD (2018). Effect of the composition of CAD/CAM composite blocks on mechanical properties BioMed research international 2018(1): 4893143.
103. Fasbinder, D. J. (2018). Material Matters: A review of chairside CAD/CAM restorative materials. Journal of Cosmetic Dentistry 34(3).
104. Tetric ® CAD Instructions for Use.
105. Dirxen C, Blunck U, Preissner S (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. The open dentistry journal 7(1):118.
106. Herráez-Galindo C, Rizo-Gorrita M, Maza-Solano S, Serrera-Figallo MA, Torres-Lagares D (2022). A review on CAD/CAM Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal (Y-TZP) and Polymethyl Methacrylate (PMMA) and their biological behavior. Polymers 14(5): 906.
107. Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Stimmelmayer M (2012). CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: A case report. Quintessence Int 43: 457–467.
108. Leung BTW, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Pow EHN. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. The Journal of prosthetic dentistry 114(3): 440–446.
109. Heimer S, Schmidlin PR, Stawarczyk B (2017). Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. Clinical oral investigations 21(4): 1191–1200.
110. Zeighami S, Mirmohammadrezaei S, Safi M, Falahchai SM (2017). The effect of core and veneering design on the optical properties of polyether ether ketone. The European journal of prosthodontics and restorative dentistry 25(4): 201–208.
111. Yılmaz Ş, Eğilmez F (2021). Polimer yapıları CAD/CAM materyallerin optik özellikleri. Selçuk Dental Journal 8(2): 580–590.
112. Telio CAD. Available from: https://www.ivoclar.com/tr_tr/products/digital-processes/telio-cad
113. Alkhatib MN, Holt R, Bedi R (2005). Age and perception of dental appearance and tooth colour. Gerodontology 22(1): 32–36.

114. Sarıkaya I, Güler AU (2009). Diş hekimliği uygulamalarında renk kavramı. Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences 15(2): 118–129.
115. Robertson AR, Lozano RD, Alman DH, Orchard SE, Keitch JA, Connely R, Hoban, RF (1977). CIE recommendations on uniform color spaces, color-difference equations, and metric color terms. Color Res. Appl 2(1): 5–6.
116. Paravina RD PJM (2004). Color, other appearance attributes. Esthetic Color Training in Dentistry 1st Ed, China 3–47.
117. Mayekar SM (2001). Shades of a color. Illusion or reality? Dental Clinics of North America 45(1): 155–72.
118. Brewer JD, Wee A, Seghi R (2004). Advances in color matching. Dental Clinics of North America 48(2): 341–358.
119. Ulusoy M, Toksavul S (1992). Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. Ege Üniversitesi Dişhek Fak Derg 13: 29–36.
120. Mörmann WH, Bindl A (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. Dental Clinics of North America 46(2): 405–426.
121. File:EM spectrumrevised.png - Wikimedia Commons [Internet]. [cited 2024 Oct 16].
122. Chu SJ (2004). Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry. (No Title).
123. Joiner A (2004). Tooth colour: a review of the literature. Journal of dentistry 32: 3–12.
124. Lee YK, Lu H, Powers JM (2005). Measurement of opalescence of resin composites. Dental Materials 21(11): 1068–1074.
125. Karamouzos A, Papadopoulos MA, Kolokithas G, Athanasiou AE (2007). Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. Journal of oral rehabilitation 34(8): 613–621.
126. Tylman SD, Malone WF, Koth DL (1978). Tylman's theory and practice of fixed prosthodontics. 407–417.

127. Douglas RD, Przybylska M (1999). Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *The Journal of prosthetic dentistry* 82(2): 143–149.
128. Ristic I, Stankovic S, Paravina RD (2016). Influence of color education and training on shade matching skills. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 28(5): 287–294.
129. Amaya-Pajares SP, Ritter AV, Vera Resendiz C, Henson BR, Culp L, Donovan TE (2016). Effect of finishing and polishing on the surface roughness of four ceramic materials after occlusal adjustment. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 28(6): 382–396.
130. Billmeyer FW, Saltzman M (1981). *Principles of color technology*.
131. Rosenstiel SF Land MF, Fujimoto J (2001). *Contemporary fixed prosthodontics*. 3rd Edition The Mosby Inc Co 183–184.
132. Ahmad I (2008). *Protocols for predictable aesthetic dental restorations*. Blackwell Munksgaard 77–97.
133. Borges AFS, Santos J de S, Ramos CM, Ishikiriyama SK, Shinohara MS (2005). Physical properties of dental materials. *Phillips Science of Dental Materials* 31(6): 52–53.
134. Lee YK (2007). Influence of scattering/absorption characteristics on the color of resin composites. *Dental Materials* 23(1): 124–131.
135. Pizzamiglio E (1991). A color selection technique. *The Journal of prosthetic dentistry* 66(5): 592–596.
136. Paravina RD, Powers JM (2004). *Esthetic color training in dentistry*.
137. Chang JY, Chen WC, Huang TK, Wang JC, Fu PS, Chen JH, et al (2012). Evaluating the accuracy of tooth color measurement by combining the Munsell color system and dental colorimeter. *The Kaohsiung journal of medical sciences* 28(9):490–494.
138. Cochrane S (2014). The Munsell color system: A scientific compromise from the world of art. *Studies in History and Philosophy of Science Part A* 47: 26–41.
139. Kanat Ertürk B (2020). Color stability of CAD/CAM ceramics prepared with different surface finishing procedures. *Journal of Prosthodontics* 29(2): 166–172.

140. Ramos NDC, Campos TMB, Paz ISD La, MacHado JPB, Bottino MA, Cesar PF, et al (2016). Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dental Materials* 32(7): 870–878.
141. Munsell color system. | Download Scientific Diagram Available from: https://www.researchgate.net/figure/Munsell-color-system_fig2_357179578
142. Fondriest JF (2003). Shade matching in restorative dentistry: Shade matching in restorative dentistry *International journal of Periodontics and restorative dentistry* 23(5): 467–480.
143. Sproull RC (1973). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *The Journal of prosthetic dentistry* 29(4): 416–424.
144. Glockner K (2015). Visual vs. spectrophotometric methods for shade selection. *Collegium antropologicum* 39(3): 801–802.
145. Munsell Hue; 3 Dimensions of Color | Munsell Color System; Color Matching from Munsell Color Company. Available from: <https://munsell.com/about-munsell-color/how-color-notation-works/munsell-hue/>
146. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry* 38: e2–e16.
147. Miara P, Touati B, Nathanson D, Giordano R (1998). *Esthetic dentistry and ceramic restorations*. Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations CRC Press.
148. Munsell Chroma; 3 Dimensions of Color | Munsell Color System; Color Matching from Munsell Color Company.
149. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, et al (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 27(S1): 1–9.
150. Paravina RD, Roeder L, Lu H, Vogel K, Powers JM (2004). Effect of finishing and polishing procedures on surface roughness, gloss and color of resin-based composites. *American journal of dentistry* 17(4): 262–266.
151. File:CIE 1931 XYZ Color Matching Functions.svg - Wikipedia Available from: https://en.m.wikipedia.org/wiki/File:CIE_1931_XYZ_Color_Matching_Functions.svg

152. The CIELAB color space diagram. The CIELAB, or CIE L* a* b*, color... | Download Scientific Diagram. Available from: https://www.researchgate.net/figure/The-CIELAB-color-space-diagram-The-CIELAB-or-CIE-L-a-b-color-system-represents_fig1_338303610.
153. CIE Lab L *, a * and b * color space | Download Scientific Diagram Available from: https://www.researchgate.net/figure/CIE-Lab-L-a-and-b-color-space_fig5_328675252
154. Hekimoğlu C, Anıl N, Etikan I (2000). Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *International Journal of Prosthodontics* 13(1): 29–33.
155. Pérez MM, Herrera LJ, Carrillo F, Pecho OE, Dudea D, Gasparik C, et al. Whiteness difference thresholds in dentistry (2019). *Dental Materials* 35(2): 292–297.
156. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *The Journal of prosthetic dentistry* 56(1): 35–40.
157. Johnston WM, Kao EC (1989). Assessment of Appearance Match by Visual Observation and Clinical Colorimetry. *Journal of dental research* 68(5): 819–822.
158. Zhang F, Heydecke G, Razzoog ME (2000). Double-layer porcelain veneers: Effect of layering on resulting veneer color. *The Journal of prosthetic dentistry* 84(4): 425–431.
159. Shadman N, Gorji Kandi S, Farzin Ebrahimi S, Shoul MA (2015). The minimum thickness of a multilayer porcelain restoration required for masking severe tooth discoloration. *Dental Research Journal* 12(6): 562–568.
160. Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW (2003). Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dental Materials* 19(7): 612–619.
161. Jun SK, Kim DA, Goo HJ, Lee HH (2006). Craig's Restorative dental materials. *Mechanical properties* 32(1): 51–96.
162. O'Brien WJ (2002). *Dental materials and their selection*. Quintessence 377.

163. Lee YK, Lim BS, Kim CW, 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(3): 179–186.
164. Douglas RD. Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *The Journal of prosthetic dentistry* 77(5): 464–470.
165. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *Journal of prosthetic dentistry* 80(6): 642–648.
166. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CHF (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of dental research* 81(8): 578–582.
167. Ragain JC, Johnston WM (2000). Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur* 25(4): 278–285.
168. Bacaksız B, Özsevik S, Sürmelioglu D (2015). Farklı yöntemlerle yapılan beyazlatma tedavileri: 3 olgu sunumu. *Journal of International Dental Sciences (Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi)* 1: 52–57.
169. Van Der Burgt TP, Plasschaert AJM, Ten Bosch JJ, Borsboom PCF (1985). A new method for matching tooth colors with color standards. *Journal of dental research* 64(5): 837–841.
170. Chu SJ, Devigus A, Paravina R, Mieleszko AJ (2010). *Fundamentals of Color. Shade Matching and Communication in Esthetic Dentistry Second Edition.*
171. Doğan DA, Yüzügüllü B (2011). Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 4: 65–72.
172. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S (1998.) Evaluation of visual and instrument shade matching. *Journal of prosthetic dentistry* 80(6): 642–648.
173. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of prosthetic dentistry* 101(3): 193–199.

174. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of prosthetic dentistry* 88(6): 585–590.
175. Lee YK, Lim BS, Kim CW, 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(3): 179–186.
176. Paravina RD, Powers JM, Fay RM (2001). Dental color standards: Shade tab arrangement. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 13(4): 254–263.
177. Sakaguchi RL, Powers JM (2012). *Craig's restorative dental materials. thirteenth.* Elsevier.
178. Yuan JCC, Barão VAR, Wee AG, Alfaro MF, Afshari FS, Sukotjo C (2018). Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD–CAM ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry* 119(6): 1000–1006.
179. ASD HandHeld 2: Hand-held VNIR - Spectroradiometer | Product support | Malvern Panalytical.
180. Bahannan SA, Awad MA (2018). Effect of porcelain shade and application time on shade reproduction. *Journal of Prosthodontics* 27(3): 227–231.
181. VITA Easyshade® V - Optimum shade determination. Maximum reliability. Available from: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/Dentist-Solutions/Shade-determination/Digital-solutions/VITA-Easyshade-V-78900,27568.html>
182. Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM (2006). Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dental Materials* 22(6): 553–559.
183. Magne P, Belser U (2002). Restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach. *Quintessence* 358–362.
184. Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa–Nagai S (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of prosthetic dentistry* 99(5): 361–368.
185. Naseem M, Khiyani MF, Nauman H, Zafar MS, Shah AH, Khalil HS (2017). Oil pulling and importance of traditional medicine in oral health maintenance. *International journal of health sciences* 11(4): 65.

186. Nagesh L, Amith H (2007). Effect of oil pulling on plaque and gingivitis. *Journal of Oral Health and Community Dentistry* 1(1): 12–18.
187. Ballal V. Oil therapy. *British Dental Journal* 207(5): 193–193.
188. Parolia A (2009). Oil hygiene. *Br Dent J* 207(9): 408.
189. Shanbhag VKL (2017). Oil pulling for maintaining oral hygiene – A review. *Journal of traditional and complementary medicine* 7(1): 106–109.
190. Tomar P, Hongal S, Jain M, Rana K, Saxena V. Oil Pulling and Oral Health: A Review. *IJSS Case Report & Reviews* 1(3): 33–37.
191. Lakshmi T, Rajendran R, Krishnan V (2013). Perspectives of oil pulling therapy in dental practice. *Dental Hypotheses* 4(4): 131–134.
192. Asokan S, Emmadi P, Chamundeswari R (2009). Effect of oil pulling on plaque induced gingivitis: A randomized, controlled, triple-blind study. *Indian Journal of Dental Research* 20(1): 47–51.
193. Guyton AC, Hall JE (2000). *Textbook of medical physiology*, 2006. WB Saunder's Co, Philadelphia.
194. Bradley RM (1995). *Essentials of oral physiology*. 259.
195. Ramadevi K (2016). *Ambika shanmugam's fundamentals of biochemistry for medical students*. Wolters kluwer india Pvt Ltd 590.
196. Saher F, Hosein M, Ahmed J (2018). role of coconut oil pulling on oral health-an overview. *Journal of the Pakistan Dental Association* 27(3).
197. Asokan S, Rathinasamy TK, Inbamani N, Menon T, Kumar SS, Emmadi P, et al (2011). Mechanism of oil-pulling therapy – In vitro study. *Indian Journal of Dental Research* 22(1): 34–37.
198. Rajab S, Al-Hindi L, Elmarsafy S (2021). Evaluation of coconut oil pulling vs. whitening mouthwash as home teeth whitening methods. *Al-Azhar Dental Journal for Girls* 8(1): 35–44.
199. Mandel ID (1988). Chemotherapeutic agents for controlling plaque and gingivitis. *Journal of clinical periodontology* 15(8): 488–498.

200. Kelvin Khng KY, Ettinger RL, Armstrong SR, Lindquist T, Gratton DG, Qian F (2016). In vitro evaluation of the marginal integrity of CAD/CAM interim crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* 115(5): 617–623.
201. Lieu C, Nguyen TM, Payant L (2001). In vitro comparison of peak polymerization temperatures of 5 provisional restoration resins. *Journal-canadian dental association* 67(1): 36–39. [cited 2024 Oct 13];36–9.
202. Van Strydonck DAC, Timmerman MF, Van Der Velden U, Van Der Weijden GA (2005). Plaque inhibition of two commercially available chlorhexidine mouthrinses. *Journal of clinical periodontology* 32(3): 305–309.
203. Hull PS. Chemical inhibition of Plaque. *Journal of Clinical Periodontology* 7(6): 431–442.
204. Asokan S, Saravana Kumar R, Emmadi P, Raghuraman R, Sivakumar N (2011). Effect of oil pulling on halitosis and microorganisms causing halitosis: A randomized controlled pilot trial. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry* 29(2): 90–94.
205. DebMandal M, Mandal S (2011). Coconut (*Cocos nucifera* L.: Arecaceae): in health promotion and disease prevention. *Asian Pacific journal of tropical medicine* 4(3): 241–247.
206. Kappally S, Shirwaikar A, Shirwaikar A (2015). Coconut oil—a review of potential applications. *Hygeia JD Med* 7(2): 34-41.
207. Canapi EC, Agustin YT, Moro EA, Pedrosa Jr. E, Bendaño MLJ (2005). Coconut oil. *Bailey's industrial oil and fat products*.
208. Lima RDS, Block JM (2019). Coconut oil: what do we really know about it so far? *Food Quality and Safety* 3(2): 61–72.
209. Marina AM, Che Man YC, Amin I (2009). Virgin coconut oil: emerging functional food oil. *Trends in Food Science & Technology* 20(10): 481–487.
210. Gans WM, Kauwell GP (2017). Coconut oil: A heart healthy fat? *EDIS* 2017(1).
211. Dia VP, Garcia VV, Mabesa RC, Tecson–Mendoza EM (2005). Comparative physicochemical characteristics of virgin coconut oil produced by different methods. *Philippine Agricultural Scientist* 88(4): 462.

212. Deen A, Visvanathan R, Wickramarachchi D, Marikkar N, Nammi S, Jayawardana BC, Liyanage, R (2021). Chemical composition and health benefits of coconut oil: an overview. *Journal of the Science of Food and Agriculture* 101(6): 2182–2193.
213. Peedikayil F, Sreenivasan P, Narayanan A (2015). Effect of coconut oil in plaque related gingivitis – A preliminary report. *Nigerian Medical Journal* 56(2): 143.
214. Dayrit FM (2014). The properties of lauric acid and their significance in coconut oil. *Journal of the american oil chemists' society* 92(1): 1–15.
215. Haerani H (2010). Pemanfaatan limbah virgin coconut oil (blondo). *Media Kesehatan Masyarakat Indonesia Universitas Hasanuddin* 6(4): 27390.
216. Aziz T, Olga Y, Sari AP (2017). Pembuatan virgin coconut oil (VCO) Dengan metode penggaraman. *Jurnal Teknik Kimia* 23(2): 129–136.
217. Asokan S, Rathan J, Muthu MS, Rathna PV, Emmadi P (2008). Effect of oil pulling on streptococcus mutans count in plaque and saliva using dentocult SM strip mutans test: A randomized, controlled, triple-blind study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry* 26(1): 12–17.
218. Asokan S (2009). Folk remedy. *British Dental Journal* 207(12): 568–568.
219. Joiner A, Hopkinson I, Deng Y, Westland S (2008). A review of tooth colour and whiteness. *Journal of dentistry* 36: 2–7.
220. Saravanan V, Kumar VM, Thentamil A, Jacob M, Saravanan V, Kumar VM, et al (2018). Effects of Coconut and Olive Oil on Tooth and Restoration – in vitro Study- Myth (oil) ogy? *Journal of Academy of Dental Education* 4(1): 22–26.
221. Yauri L, Mirawati E, Ilham K (2021). Perendaman gigi permanen manusia dalam minyak kelapa murni (virgin coconut oil) terhadap perubahan warna gigi permanen manusia. *Media Kesehatan Gigi: Politeknik Kesehatan Makassar* 19(2).
222. Nagaş IÇ, Eğilmez F, Ergün G, Valittu PK, Lassila L (2017). Farklı yüzey bitirme ve parlatma uygulamalarının nano-hibrit ve polimer infiltre seramiklerin ışık geçirgenliğine etkisi. *Acta Odontologica Turcica* 34(3): 98–103.
223. Eğilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Comparative color and surface parameters of current esthetic restorative CAD/CAM materials. *The journal of advanced prosthodontics* 10(1): 32–42.

224. Acar O, Yılmaz B, Altıntaş SH, Chandrasekaran I, Johnston WM (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 115(1): 71–75.
225. Stawarczyk B, Sener B, Trottman A, Roos M, Özcan M, Häemmerle CH (2012). Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass–ceramic: Effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dental materials journal* 31(3): 377–383.
226. Elagra MI, Rayyan MR, Alhomaiddhi MM, Alanaziy AA, Alnefaie MO (2017). Color stability and marginal integrity of interim crowns: An in vitro study. *European journal of dentistry* 11(3): 330–334.
227. Elsaka SE, Elnaghy AM (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass–ceramic. *Dental Materials* 32(7): 908–914.
228. Alnassar TM (2022). Color stability of monolithic zirconia in various staining liquids: an in vitro study. *Applied Sciences* 12(19): 9752.
229. Haralur SB, Alqahtani NRS, Mujayri FA (2019). Effect of hydrothermal aging and beverages on color stability of lithium disilicate and zirconia based ceramics. *Medicina* 55(11): 749.
230. Alaqeel S (2020). Effect of Grit–blasting on the color stability of zirconia ceramics following exposure to beverages. *Cureus* 12(3).
231. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H (2006). Optical behavior of current ceramic systems. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 26(1).
232. Mundim FM, Garcia LDFR, Pires-de-Souza FDCP. Effect of staining solutions and repolishing on color stability of direct composites. *Journal of Applied Oral Science* 18(3): 249–254.
233. Çelik E, Küçükekenci AS (2023). Kahve solüsyonunun rezin matriks seramiklerin renk değişimine etkisi. *Journal of International Dental Sciences (Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi)* 9(2):98–105.

234. Kumari RV, Nagaraj H, Siddaraju K, Poluri RK (2015). Evaluation of the effect of surface polishing, oral beverages and food colorants on color stability and surface roughness of nanocomposite resins. *Journal of international oral health: JIOH* 7(7): 63.
235. Addy M, Mahdavi SA, Loyn T (1995). Dietary staining in vitro by mouthrinses as a comparative measure of antiseptic activity and predictor of staining in vivo. *Journal of Dentistry* 23(2): 95–99.
236. Tekçe N, Tuncer S, Demirci M, Serim ME, Baydemir C (2015). The effect of different drinks on the color stability of different restorative materials after one month. *Restorative dentistry & endodontics* 40(4): 255–261.
237. Yapar Mİ, Pınar GÜL (2015). Farklı içeceklerde bekletilen siloran ve dimetakrilat esaslı kompozitlerin renk stabilitelerinin karşılaştırılması. *Acta Odontologica Turcica* 32(2): 51–56.
238. Um CM, Ruyter I (1991). Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence international* 22(5).
239. Papathanasiou I, Zinelis S, Papavasiliou G, Kamposiora P (2023). Effect of aging on color, gloss and surface roughness of CAD/CAM composite materials. *Journal of Dentistry* 130: 104423.
240. Güler E, Gönürol N, Yücel AÇ, Yılmaz F, Ersöz E (2013). Farklı içeceklerde bekletilen kompozit rezinlerin renk stabilitelerinin karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 23(1): 24–29.
241. Carey CM (2014). Tooth whitening: What we now know. *Journal of Evidence Based Dental Practice* 14: 70–76.
242. Karadas M, Hatipoğlu O (2015). Efficacy of mouthwashes containing hydrogen peroxide on tooth whitening. *The Scientific World Journal* 2015(1): 961403.
243. Fiorillo L, Laino L, De Stefano R, D'amico C, Bocchieri S, Amoroso G, Cervino G (2019). Dental whitening gels: Strengths and weaknesses of an increasingly used method. *Gels* 5(3): 35.

244. Kothari S, Gray AR, Lyons K, Tan XW, Brunton PA (2019). Vital bleaching and oral-health-related quality of life in adults: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry* 84: 22–29.
245. Demarco FF, Meireles SS, Masotti AS (2009). Over-the-counter whitening agents: a concise review. *Brazilian oral research* 23: 64–70.
246. Benahmed AG, Gasmi A, Menzel A, Hrynovets I, Chirumbolo S, Shanaida M, Bjørklund G (2022). A review on natural teeth whitening. *Journal of Oral Biosciences* 64(1): 49–58.
247. Essam M (2024). Natural dental bleaching agents. *Natural conservative dentistry: an alternative approach to solve restorative problems* 169.
248. Fasbinder DJ, Neiva GF (2016). Surface evaluation of polishing techniques for new resilient cad/cam restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 28(1): 56–66.
249. Haralur SB (2012). Evaluation of efficiency of manual polishing over autoglazed and overglazed porcelain and its effect on plaque accumulation. *he journal of advanced prosthodontics* 4(4): 179–86.
250. Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S (2010). Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *The Journal of prosthetic dentistry* 103(4): 221–227.
251. İmirzalioglu P, Karacaer O, Yilmaz B, Ozmen I (2010). Color stability of denture acrylic resins and a soft lining material against tea, coffee, and nicotine. *Journal of Prosthodontics* 19(2): 118–124.
252. Steiner R, Beier US, Heiss–Kisielewsky I, Engelmeier R, Dumfahrt H, Dhima M (2015). Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *The journal of prosthetic dentistry* 113(6): 616–622.
253. Meisinger prep and polish guide. <https://meisingerusa.com/medias/MEISINGER%20Prep%20and%20Polish%20Guide.pdf>

254. Roulet JF, Roulet-Mehrens TK (1982). The surface roughness of restorative materials and dental tissues after polishing with prophylaxis and polishing pastes. *Journal of periodontology* 53(4): 257–266.
255. Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa-Nagai S (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of prosthetic dentistry* 99(5): 361–368.
256. Crispin BJ, Seghi RR, Globe H (1991). Effect of different metal ceramic alloys on the color of opaque and dentin porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry* 65(3): 351–356.
257. Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa-Nagai S (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *Journal of Prosthetic Dentistry* 99(5): 361–368.
258. Alharbi A, Ardu S, Bortolotto T, Krejci I (2017). Stain susceptibility of composite and ceramic CAD/CAM blocks versus direct resin composites with different resinous matrices. *Odontology* 105(2): 162–169.
259. Perez M, 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:e37–e44.
260. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD. Color difference thresholds in dental ceramics. *J Dent.* 2010 Jan 1;38(SUPPL. 2):e57–64.
261. Wee A (2006). *Description of color science, color replication progress and esthetics.* Mosby Inc.
262. Derafshi R, Khorshidi H, Kalantari M, Ghaffarlou I (2017). Effect of mouthrinses on color stability of monolithic zirconia and feldspathic ceramic: An in vitro study. *BMC Oral Health* 17(1): 1–8.
263. Çevik P, Zor ZF (2018). Antibakteriyel gargara kullanımına bağlı diş renklenmesinin farklı beyazlatma teknikleri ile giderilmesi *Selcuk Dental Journal* 5(3): 218–224.
264. Lee YK (2005). Comparison of CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dental Materials* 21(7): 678–682.

265. 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. *The Journal of prosthetic dentistry* 115(1): 65–70.
266. Arif R, Yilmaz B, Johnston WM (2019). In vitro color stainability and relative translucency of CAD-CAM restorative materials used for laminate veneers and complete crowns *The Journal of prosthetic dentistry* 122(2): 160–166.
267. e Silva MLDA, da Cunha Medeiros FDS, Meireles SS, Duarte RM, Andrade AKM. The effect of drinks on color stability and surface roughness of nanocomposites. *European journal of dentistry* 8(3): 330–336.
268. Altintas SH, Usumez A. Evaluation of TEGDMA leaching from four resin cements by HPLC. *European Journal of Dentistry* 6(3): 255–262.
269. Sagsoz O, Demirci T, Demirci G, Sagsoz NP, Yildiz M (2016). The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. *The journal of advanced prosthodontics* 8(6): 417–422.
270. Kim S, Jang J, Kim O (1198). Rheological properties of fumed silica filled Bis-GMA dispersions. *Polymer Engineering & Science* 38(7): 1142–1148.
271. Gajewski VES, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NRG, Boaro LCC, Braga RR (2012). Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Brazilian dental journal* 23(5): 508–514.
272. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Arksornnukit M (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental materials journal* 33(5): 705–710.
273. Bauer K, Carek A, Slokar Benić L, Badel T (2024). Determination of the color change of various esthetic monolithic monochromatic computer-aided design/computer-aided manufacturing materials. *Materials* 17(13): 3160.
274. Rayyan MM, Aboushelib M, Sayed NM, Ibrahim A, Jimbo R (2015). Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *The Journal of prosthetic dentistry* 114(3): 414–419.

275. Tolba ZO, Salah Hamza H, Hassanein E, Kamal Hamza N (2024). Effect of immersion in coffee on the color stability and translucency of multilayered zirconia. *Egyptian Dental Journal* 70(4): 3687–3697.
276. Kurt M, Turhan Bal B (2019). Effects of accelerated artificial aging on the translucency and color stability of monolithic ceramics with different surface treatments. *The Journal of prosthetic dentistry* 121(4): 712–e1.
277. 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(2): 118–124.
278. Hasan AK, Sunarintyas S, Irnawati D (2009). Color stability of visible light cured composite resin after soft drink immersion. *Dent J* 42(3): 123–125.
279. Amorim AA, de Arruda CNF, Vivanco RG, Bikker F, de Pires-de-Souza FCP (2021). Effect of phytosphingosine on staining resistance and microhardness of tooth enamel. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 33(2): 294–302.
280. Côrtes G, Pini NP, Lima DANL, Liporoni PCS, Munin E, Ambrosano GMB, Lovadino JR (2013). Influence of coffee and red wine on tooth color during and after bleaching. *Acta Odontologica Scandinavica* 71(6): 1475–1480.
281. Ganapragasan G (2017). Perubahan warna gigi permanen manusia setelah perendaman dalam virgin coconut oil (minyak kelapa murni) 100% (Doctoral dissertation).
282. Sutrisna NLPSMP. Efektivitas perendaman bahan bleaching karbamid peroksida 10% dan minyak kelapa murni (virgin coconut oil) 100% terhadap perubahan warna gigi setelah diskolorasi kopi robusta. (Doctoral dissertation, Universitas Mahasaraswati Denpasar).
283. Aydın N, Karaoglanoglu S, Oktay EA. Investigation the effects of whitening toothpastes on color change of resin-based CAD/CAM blocks. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 33(6): 884–890.
284. Kılınç 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. *The Journal of prosthetic dentistry* 120(1): 107–113.