

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**AĞIZ ÇALKALAMA SOLÜSYONLARININ CAD/CAM
SİSTEMLERİNDE KULLANILAN ÇEŞİTLİ GEÇİCİ
KRON MATERYALLERİNİN UZUN DÖNEM RENK
STABİLİTELERİNE OLAN ETKİSİNİN İN VİTRO
OLARAK İNCELENMESİ**

Dt. Ayşe AKSOY

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Funda BAYINDIR**

**ERZURUM
2018**

T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

AĞIZ ÇALKALAMA SOLÜSYONLARININ CAD/CAM SİSTEMLERİNDE KULLANILAN ÇEŞİTLİ GEÇİCİ KRON
MATERYALLERİNİN UZUN DÖNEM RENK STABİLİTELERİNE OLAN ETKİSİNİN İN VİTRO OLARAK
İNCELENMESİ

Dt. Ayşe AKSOY

Tez Savunma Tarihi : 12.11.2018

Tez Danışmanı : Prof.Dr.Funda BAYINDIR

Jüri Üyesi : Prof.Dr.Funda BAYINDIR

Jüri Üyesi : Prof.Dr.Nuran YANIKOĞLU

Jüri Üyesi : Prof.Dr.Saip DENİZÖĞLU

ONAY

Bu Çalışma Yukarıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi Olarak Kabul Edilmiştir.



Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi
ERZURUM-2018

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	V
ÖZET	VI
ABSTRACT.....	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	IX
TABLolar DİZİNİ.....	XI
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1.1. Geçici Restorasyonların İdeal Özellikleri.....	5
2.1.2. Geçici restorasyonların kullanım amaçları	6
2.1.3. Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması	7
2.1.3.1. Yapım Tekniklerine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması.....	7
2.1.3.2. Kullanım Sürelerine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması	9
2.1.3.3. İçeriklerine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması.....	10
2.1.4. Geçici Restorasyon Yapımında Kullanılan Bazı Materyaller.....	12
2.1.4.1. Polimetil metakrilatlar (PMMA)	12
2.1.4.2. Polietil Metakrilatlar (PEMA)	13
2.1.4.3. Bis-akril Kompozit Rezinler	13
2.1.4.4. Görünür Işıqla Polimerize Olan Rezinler	13
2.1.4.5. Epimin Rezin	14
2.1.5. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Geçici Restorasyon Materyalleri.....	14
2.1.5.1. Vita CAD-Temp	14
2.1.5.2. Telio CAD.....	16
2.1.5.3. Ceramill Temp	17

2.1.5.4. artBloc Temp	17
2.2. CAD-CAM Sistemleri	18
2.2.1 CAD-CAM Sistemlerinin Doğuşu	19
2.2.2. CAD-CAM Sistemini Oluşturan Parçalar.....	20
2.2.2.1. Tarayıcı (Scanner).....	20
2.2.2.2. CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) yazılımı	21
2.2.2.3. CAM (Bilgisayar Destekli Üretim) ünitesi	21
2.2.3. CAD-CAM Sistemlerinin avantajları	22
2.2.4. CAD-CAM Sistemlerinin Dezavantajları	23
2.2.5. CAD-CAM Sisteminin Ticari Modelleri	24
2.2.5.1. Duret Sistemi	24
2.2.5.2. Comet Sistemi.....	24
2.2.5.3. Rekow Sistemi	24
2.2.5.4. Procera	25
2.2.5.5. Lava Sistemi	25
2.2.5.6. Celay Sistemi	26
2.2.5.7. CICERO Sistemi.....	27
2.2.5.8. Cercon Sistemi	28
2.2.5.9. CEREC sistemi (CEramic REConstruction System).....	28
2.3. Diş Hekimliğinde Renk	29
2.3.1. Rengin Algılanması	31
2.3.1.1. Işık	31
2.3.1.2. Cisim.....	31
2.3.1.3. Gözlemci.....	32
2.3.2. Renk Sistemleri.....	32

2.3.2.1. Munsell renk sistemi	33
2.3.2.2. CIE L*a*b* Renk Sistemi	37
2.3.3. Işık ve Renk Terimleri	39
2.3.3.1. Metamerizm	39
2.3.3.2. Kırılma ve Yansıma	40
2.3.3.3. Yarı Saydamlık (Translulentlik) ve Opasite.....	41
2.3.3.4. Saydamlık (Transparanlık)	42
2.3.3.5. Opelasans özellik	42
2.3.3.6. Floresans özelliği	42
2.3.3.7. Fosforesans Özelliği	43
2.3.3.8. Pigmentasyon.....	43
2.3.4. Renk Ölçüm Yöntemleri.....	43
2.3.4.1. Görsel Ölçüm.....	43
2.3.4.2. Dijital Renk Ölçümü.....	45
2.3.4.2.1. Kolorimetreler.....	45
2.3.4.2.2. Spektrometreler.....	47
2.3.4.2.3. Spektrofotometreler	47
2.3.4.2.4. Dijital Kameralar	48
2.4. Antimikrobiyal Ağız Çalkalama Solüsyonları.....	49
2.4.1. Katyonik Organik Moleküller.....	50
2.4.2. Dörtlü Amonyum Bileşikleri	51
2.4.3. Bitki Alkaloidleri	52
2.4.4. Metal İyonları	52
2.4.5. Fenoller	53
2.4.6. Benzidamin Hidroklorür (BHCl).....	53

3. MATERYAL VE METOD	55
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	55
3.2. Solüsyonların hazırlanması.....	57
3.3. Örneklerin İlk Renk Ölçümlerinin Yapılması	58
3.4. Örneklerin Solüsyonlarda Bekletilmesi	60
3.5. Solüsyonlardan çıkarılan örneklerin renk ölçümlerinin yapılması	60
3.6. Renk Farkının (ΔE) Hesaplanması	61
3.7. İstatistiksel Analiz.....	61
4. BULGULAR	62
4.1. Grupların Renk Farklılıkları Açısından Değerlendirilmesi	62
4.1.1. L* Değerleri.....	62
4.1.2. a* Değerleri.....	65
4.1.3. b* Değerleri	68
4.1.3. ΔE Değerleri	71
5. TARTIŞMA	78
6. SONUÇLAR	93
KAYNAKLAR	95
EKLER	120
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	120
EK-2. ETİK KURUL ONAYI	121

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bana her zaman destek olan, değerli zamanını, sabrını, bilimsel ve mesleki tecrübelerini esirgemeyen, bana daima yol gösteren her anlamda örnek aldığım değerli hocam ve tez danışmanın **Prof. Dr. Funda BAYINDIR**'a,

Bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, **Prof. Dr. Nuran Dinçkal YANIKOĞLU**'na, **Prof. Dr. Zeynep Yeşil DUYMUŞ**'a ve kürsümüzün tüm değerli öğretim üyelerine,

Çalışma hayatım boyunca arkadaşlıkları ve anlayışlarıyla bana destek olan tüm mesai arkadaşlarıma, hemşirelerimize, teknisyenlerimize ve personelimize,

İstatistik çalışmalarında destek sağlayan **Prof. Dr. Ömer AKBULUT**'a

Renk ölçüm aşamasında bana destek olan **Dr. Öğr. Üyesi Pınar GÜL**'e,

Hayatım boyunca yanımda olup bana inanan, güvenen, sevgi ve desteklerini hiç esirgemeyen anneme, babama ve kardeşime,

İçtenlikle ve tüm kalbimle teşekkür ederim.

Ayşe AKSOY

Bu tez çalışması, Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2018-6499 nolu proje ile desteklenmiştir.

ÖZET

Ağız Çalkalama Solüsyonlarının CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Çeşitli Geçici Kron Materyallerinin Uzun Dönem Renk Stabilitelerine Olan Etkisinin İn Vitro Olarak İncelenmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı farklı ağız çalkalama solüsyonlarının CAD-CAM sistemlerinde kullanılan çeşitli geçici kron materyallerinin uzun dönem renk stabilitelerine olan etkisinin in vitro olarak incelenmesidir.

Materyal ve Metot: Bu tez çalışmasında Vita CAD Temp (Vita Zahnfabrik, Almanya), Ceramill Temp (Amann Girrbach, Avusturya) ve Telio CAD (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) materyalleri kullanılmıştır. Bu materyal gruplarının her birinden 40'ar adet olmak üzere toplam 120 adet, 10 mm çapında ve 2 mm kalınlığında disk şeklinde örnekler CAD-CAM sistemleri ile üretilmiştir. Solüsyon grupları ise Klorheks, Tantum Verde ve Listerine Stay White ile kontrol grubu olarak distile su şeklinde belirlenmiştir. Örneklerin solüsyonlarda bekletilmeden önceki ve bekletildikten sonraki renk ölçümleri spektrofotometre (SpectroShadeTM MICRO; MHT Optic Research AG, Milan, İtalya) cihazı ile yapıldı ve renk parametreleri (L *, a *, b *, ΔE) CIE Lab (Comission Internationale de L'Eclairage) sistemine göre hesaplandı. Elde edilen sonuçlar çift yönlü ANOVA ve Tukey testi ile değerlendirilmiştir.

Bulgular: Tüm örneklerde renk farkı saptandı ve solüsyonların materyallerde oluşturdukları renk farkları istatistiksel olarak anlamlı bulundu. (p<0.001) Elde edilen bulgulara göre en yüksek ΔE değeri Telio CAD örneklerde (0.51 ± 0.03), en düşük ΔE değeri ise Ceramill Temp örneklerde (0.36 ± 0.03) bulundu. Ayrıca tüm örnek grupları için en yüksek ΔE değeri Listerine Stay White'da bekletilen gruplarda (0.59 ± 0.03) görüldü. En düşük renk değişimi ise (ΔE) ise Tantum Verde'de bekletilen örnek gruplarında (0,34 ± 0.03) belirlendi.

Sonuç: Farklı solüsyonlarda bekletilen tüm örneklerde renk değişiklikleri oluşmuştur. Ancak bu farklar klinik olarak gözle görülebilir seviyede değildir.

Anahtar Kelimeler: CAD-CAM, renk, ağız çalkalama solüsyonları

ABSTRACT

In Vitro Evaluation of the Effect of Mouthrinses on Long-term Color Stability of CAD-CAM Provisional Materials

Aim: The aim of this study is to evaluate the effect of mouthrinses on long-term color stability of different CAD-CAM provisional materials.

Material and Method: In this study, Vita CAD Temp (Vita Zahnfabrik, Germany), Ceramill Temp (Amann Girrbach, Austria) and Telio CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) materials were used. Forty disc-shaped specimens (10 mm diameter and 2 mm thickness) from each material (a total of 120 specimens) were prepared by CAD-CAM systems. The solution groups were determined as Klorhex, Tantum Verde, Listerine Stay White and distilled water as control group. The colors of all specimens were measured with a spectrophotometer (SpectroShadeTM MICRO; MHT Optic Research AG, Milan, Italy) and the color parameters (L^* , a^* , b^* , ΔE) were calculated according to the CIE Lab (Comission Internationale de L'Eclairage) color system before and after storage in the solutions. The results were assessed using two way ANOVA and Tukey test.

Results: The samples displayed color changes after immersion, and comparison of the discoloration from the oral rinses revealed significant differences ($p < 0.001$). The highest ΔE value was found in Telio CAD samples (0.51 ± 0.03) and the lowest was found in Ceramill Temp samples (0.36 ± 0.03). For all samples tested, the highest ΔE values were observed in Listerine Stay White groups (0.59 ± 0.03). The lowest color difference for all materials was observed in the Tantum Verde groups ($0,34 \pm 0.03$).

Conclusion: Within the limits of this study all samples showed color changes after immersion in different mouth rinses. However the color changes of the samples were not perceivable clinically.

Key words: CAD-CAM, color, mouth rinses

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

a*	: Rengin kırmızı-yeşil ekseninde doygunluğu
b*	: Rengin sarı-mavi ekseninde doygunluğu
bis-GMA	: Bisfenol A glisidil metakrilat
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Dizayn)
CAD-CAM	: Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
CIE	: Commission Internationale de l'Eclairage
CR	: Kontrast Oran
L*	: Rengin parlaklığı
PEMA	: Polietil Metakrilat
PMMA	: Polimetil Metakrilat
SiC	: Silikon karbit
ΔE	: CIE LAB renk değişim miktarı
CCD	: Charge Coupled Device

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Vita CAD-Temp'in yapısı	15
Şekil 2.2. Vita CAD-Temp blok ve disk formları	15
Şekil 2.3. Vita CAD-Temp'in renk seçenekleri	16
Şekil 2.4. Telio CAD blokların boyut seçenekleri.....	17
Şekil 2.5. Ceramill Temp disk	17
Şekil 2.6. artBloc Temp bloklar.....	18
Şekil 2.7. İnsan gözünün görebildiği elektromanyetik ışık spektrumu	30
Şekil 2.8. Munsell Renk Sistemi	34
Şekil 2.9. Hue (Renk tonu)	35
Şekil 2.10. Value (Parlaklık)	35
Şekil 2.11. Chroma (Renk yoğunluğu).....	36
Şekil 2.12. CIE Tristimulus Değerleri Eğrisi ve XYZ Sistemi	37
Şekil 2.13. CIE Lab renk aralığı	38
Şekil 2.14. Işığın düzgün ve dağınık yansımaları	40
Şekil 2.15. Doğal dişlerin ultraviyole ışığa maruz kaldığında floresans özellik göstermesi	43
Şekil 2.16. Kolorimetre renk ölçüm cihazı.....	46
Şekil 2.17. Spektrometre renk ölçüm cihazı.....	47
Şekil 2.18. Spektrofometre renk ölçüm cihazı (Vita, Germany)	48
Şekil 3.1. Örneklerin üretilmesi için hazırlanan rehber mum örnek	55
Şekil 3.2. Örneklerin bilgisayar ortamında dizayn edilmesi	56
Şekil 3.3. CAD-CAM cihazı ile disklerin freze edilmesi.....	56
Şekil 3.4. CAD-CAM cihazı ile hazırlanan örnekler.....	57

Şekil 3.5. Çalışmamızda kullanılan ağız çalkalama solüsyonları.....	58
Şekil 3.6. Örneklerin spektrofotmetre cihazı ile renk ölçümlerinin yapılması.....	58
Şekil 3.7. Spektrofotometre cihazının kalibrasyonunun yapılması	59
Şekil 3.8. Spektrofotometre cihazı ile ilk renk ölçümlerinin yapılması	59
Şekil 3.9. 20 ml'lik küçük kaplarda hazırlanan solüsyonlarda bekletilen örnekler.....	60
Şekil 3.10. Spektrofotmetre cihazı ile ikinci renk ölçümlerinin yapılması	61
Şekil 4.1. Örneklerin solüsyonlardan önce (L_1) ve solüsyonlardan sonra (L_2) ölçülen L değerleri.....	65
Şekil 4.2. Örneklerin solüsyonlardan önce (a_1) ve solüsyonlardan sonra (a_2) ölçülen a^* değerleri.....	68
Şekil 4.3. Örneklerin solüsyonlardan önce (b_1) ve solüsyonlardan sonra (b_2) ölçülen a^* değerleri.....	71
Şekil 4.4. Farklı solüsyonlarda bekletilen farklı tür materyallerin ΔE değerleri.....	74

TABLolar DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Renk sistemleri ve geliştirildiği tarihler.....	33
Tablo 2.2. O'Brien'in klinik olarak renk eşlemesi.....	39
Tablo 2.3. Günümüzde kullanılan renk ölçüm cihazları	45
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan geçici restorasyon materyalleri	55
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan ağız çalkalama solüsyonları	57
Tablo 4.1. Farklı örnek türlerinin solüsyonlardan önce L_1 değerlerinin karşılaştırılması	62
Tablo 4.2. Farklı örnek türlerinin solüsyonlardan sonra L_2 değerlerinin karşılaştırılması	62
Tablo 4.3. Mateyal ve solüsyon türüne göre L_2 değerlerinin 2 yönlü varyans analizi...	63
Tablo 4.4. Farklı solüsyonlarda beklenen farklı örnek gruplarının solüsyonlardan önce ve sonra belirlenen L^* değerleri	64
Tablo 4.5. Farklı örnek türlerinin solüsyonlardan önce a_1 değerlerinin karşılaştırılması	65
Tablo 4.6. Farklı örnek türlerinin solüsyonlardan sonra a_2 değerlerinin karşılaştırılması	66
Tablo 4.7. Mateyal ve solüsyon türüne göre a_2 değerlerinin 2 yönlü varyans analizi ...	66
Tablo 4.8. Farklı solüsyonlarda beklenen farklı örnek gruplarının solüsyonlardan önce ve sonra belirlenen a^* değerleri.....	67
Tablo 4.9. Farklı örnek türlerinin solüsyonlardan önce b_1 değerlerinin karşılaştırılması	69
Tablo 4.10. Farklı örnek türlerinin solüsyonlardan sonra b_2 değerlerinin karşılaştırılması	69

Tablo 4.11. Mateyal ve solüsyon türüne göre b_2 değerlerinin 2 yönlü varyans analizi	69
Tablo 4.12. Farklı solüsyonlarda bekletilen farklı örnek gruplarının solüsyonlardan önce ve sonra belirlenen b^* değerleri	70
Tablo 4.13. Farklı örnek türlerinde farklı solüsyonlarda bekletilmeleri sonucu oluşan renk farklılığı (ΔE değerleri)	72
Tablo 4.14. Farklı solüsyonlarda bekletilen farklı örneklerin renk değişim miktarları (ΔE değerleri)	73
Tablo 4.15. Mateyal ve solüsyon türüne göre ΔE değerlerinin 2 yönlü varyans analizi	74
Tablo 4.16. Farklı solüsyonlara göre ortalama ΔE değerleri	75
Tablo 4.17. Materyallerin farklı solüsyonlarda bekletilmeleri ile oluşan ΔL , Δa , Δb , ΔE değerleri	77

1. GİRİŞ

Sabit protetik restorasyonların yapımı sürecinde hastada kaybolan fonksiyon, fonasyon ve estetiği geri kazandırmak, dişlerde oluşabilecek hassasiyeti önlemek amacıyla prepare edilen dişleri kimyasal ve termal etkenlerden korumak için geçici restorasyon uygulamaları oldukça önemlidir.¹ Prostodontik Terimler Sözlüğü' ne göre, geçici restorasyon "estetik, stabilize etme ve/veya fonksiyonu sınırlı bir süre arttırmak için tasarlanmış daha sonra da daimi bir protez ile değiştirilecek sabit bir protez " olarak tanımlanabilir.²

Geçici restorasyonlar, daimi protezlerin tamamlanmasına kadar olan dönemde hastaların kaybolan estetik, fonksiyon ve rahatlığını sağlamak amacıyla, okluzal ilişkilerin yeniden oluşturulmasında, dikey boyutun değiştirilmesinin planlandığı daimi protetik tedaviler öncesinde, dişeti konturu veya lokalizasyonunda değişiklik yapılması gereken durumlarda kullanılırlar. Ayrıca implant tedavilerinde iyileşme sürecinde hastanın estetik ve fonksiyonel ihtiyaçlarını karşılamakta, ideal okluzal dikey boyut ve okluzyonu belirlemektedir.³

Konvansiyonel geçici protezler otopolimerize polimetil metakrilat, polietil metakrilat, polivinil metakrilat, üretan metakrilat, bis-akril ve mikrofil rezin materyallerinden üretilirler.⁴ Standart olmayan koşullarda polimerize edildiklerinden, homojen olmayan, çatlaklar içeren, pöröz bir yapıya sahiplerdir. Bu nedenle bu protezlerde erken renklenme, uzun dönem stabilitede ve biyouyumlulukla kayıplar görülür.⁵

Günümüzde, modern üretim sistemleri ve yüksek yoğunluklu polimerler gibi yenilikçi malzemeler, oral rehabilitasyon ve implantoloji gibi uzun süreli dental tedaviler için gerekli uzun süreli geçici restorasyonların üretilmesine olanak sağlamaktadır.⁶ Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim yani CAD-

CAM (computer aided design-computer aided manufacturing) sistemleri ile uzun süreli geçici restorasyonlar üretilebilir. Birçok üretici firma, CAD-CAM sistemleri için yüksek çapraz bağlı PMMA akrilik rezin içerikli yüksek yoğunluklu polimerleri piyasaya sunmaktadır. CAD-CAM sistemleri 3D taranmış objelerin, blok veya disk şeklindeki hazır materyallerden frezelenmesine olanak tanır. Bu tekniğin dişler ve abutmentler üzerinde üstün bir uyum gösterdiği rapor edilmiştir.^{7,8}

Bu sistemler için kullanılan bloklar ve diskler daha önceden polimerize edildiğinden daha güçlü ve daha homojen bir yapıya sahiptirler. Ayrıca geleneksel yöntemde kullanılan PMMA malzemelerinden farklı olarak bu bloklar, frezeleme öncesi polimerize olduklarından bir inhibisyon tabakasına sahip değildirler ve polimerizasyon büzülmesine uğramazlar.⁹

Bununla beraber geçici protezler CAD-CAM sistemleri ile geleneksel yöntemlere kıyasla daha kısa sürede üretilebilir. Geleneksel yöntemler hasta için ek bir randevu gerektirmektedir. Fakat freze ünitesindeki kalış süresine bağlı olarak geçici bir kronu şekillendirmek yaklaşık 10-20 dakika gerektirir.¹⁰ Bundan dolayı uzun süre kullanılması gereken geçici sabit restorasyonların üretimi için CAD-CAM sistemleri uygundur.

Geçici restorasyonların yapıldığı materyaller sadece dayanıklılık ve aşınma direnci gibi mekanik gereksinimleri değil, aynı zamanda biyolojik ve estetik ihtiyaçları da karşılamalıdır.^{11, 12} Geçici restorasyon estetik bölgede olduğunda ve uzun süre takılması gerekiyorsa, geçici materyallerin renk kararlılığı önemli bir faktör haline gelmektedir.¹³ Estetik açıdan kritik olan alanlarda, geçici restorasyon yalnızca başlangıçtaki renk uygunluğunu sağlamakla kalmamalı aynı zamanda bulunduğu süre boyunca estetik bir görünüm sağlamalıdır.¹⁴

Sabit dental protez materyalleri, restorasyonların değiştirilmesini önlemek için uzun vadeli renk stabilitesini korumalıdır. Dental rezinler kimyasal bileşimine bakılmaksızın sıvı emer. Bu nedenle, kahve, çay, kırmızı şarap, klorheksidin veya ağartma maddeleri gibi çeşitli ortamlara maruz kaldığında zamanla renk değişikliği meydana gelebilir.¹⁵⁻¹⁸

Ağız çalkalama solüsyonları çoğunlukla çürük ve diş eti iltihabı kontrolü ile nefesi ferahlatmak için kullanılır. Antinflatuar, antiseptik ve analjezik özelliklerinden dolayı lokal inflamasyon ve hassasiyeti azaltmak ve mukozal iyileşmeyi hızlandırmak için bazen diş preparasyonu yapıldıktan sonra kullanılırlar.¹⁹⁻²¹ Bununla birlikte, dişlerin diş yüzeylerinin boyanması, ağız çalkalama solüsyonlarının çoğunda oluşan olumsuz bir sonuç olarak ortaya çıkmıştır.^{22, 23}

Bu çalışmanın amacı farklı ağız çalkalama solüsyonlarının farklı türdeki CAD-CAM sistemleri için üretilmiş hazır disk ve blok materyallerinin uzun dönem renk stabilitelerine olan etkisini incelemektir.

Bu çalışmanın hipotezi; ağız çalkalama solüsyonlarının CAD-CAM sistemleri için üretilen hazır geçici materyallerinin, endüstriyel polimerize edilmeleri ve daha üstün mekanik ve optik özelliklere sahip olmaları nedeniyle uzun dönem renk stabilitelerini etkilemeyeceği yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Geçici Restorasyonlar

Prostodontik terimler sözlüğüne göre geçici protezler; ileriki bir zamanda daimi bir dental veya maksillofasiyal protez ile değiştirilmek üzere; estetiği, stabilizasyonu ve/veya fonksiyonu iyileştirmek için belirli bir süre kullanılması amacıyla yapılan, sabit veya hareketli protezlerdir. Bu protezler genellikle spesifik bir tedavi planının terapötik etkinliğini veya planlanan daimi protezin formunu ve fonksiyonunu değerlendirmek üzere kullanılırlar.²

Geçici restorasyonlar, sabit protetik restorasyonların yapımı sürecinde dişlerde geçici koruma sağlanması amacıyla kullanılırlar. Prepare edilmiş dişlerde; daimi protezler yapılıncaya kadar dış etkenlerden korunma, pozisyonel stabilite, çiğneme, estetik ve kesin diagnostik bilgi sağlanır. Başarılı bir geçici restorasyon, bize daimi restorasyonun başarısını önceden tahmin etme şansını verir. Hastanın yapılacak tedavinin sonuçlarını ve sınırlarını görmesi açısından psikolojik yönden rahatlamasını sağlar.²⁴⁻³⁰

Geçici restorasyon materyalleri, daimi protezin hazırlanma süresi içinde prepare edilen diş yapısını örterek termal izolasyonu sağlar. Ayrıca sıkı bir kapama ile sızıntıyı önleyerek pulpa koruması sağlar.³¹

Sabit protetik tedavide geçici restorasyonlar eşsiz bir diagnostik araçtır. Yapılması planlanan kalıcı restorasyonun fonksiyonel ve estetik provası gibidir. Bu sayede yapılması planlanan protezin, hastanın biyomekanik, fizyolojik ve estetik gereksinimlerini karşılayıp karşılamadığı değerlendirilebilir.³²⁻³⁴

2.1.1. Geçici Restorasyonların İdeal Özellikleri

İdeal bir geçici restorasyonun aşağıdaki özelliklere sahip olması gerekir;

1. İyi bir marjinal adaptasyon sağlamalıdır. Restorasyonun kenar uyumu sızıntıları önleyebilecek biçimde olmalıdır.
2. Normal çiğneme fonksiyonu sırasında yerinden çıkmaması için gerekli tutuculuk ve dirence sahip olmalıdır.
3. Güçlü, dayanıklı ve yeterli sertlikte olmalıdır.
4. Pulpayı ısı değişikliklerinden koruyabilecek bir materyalden yapılmalıdır. Sertleşmesi sırasında düşük ekzotermik reaksiyon göstermelidir.
5. Isısal iletkenliği bulunmamalıdır.
6. Pöröz olmamalı, plak retansiyonuna engel olacak polisajlı yüzeylere sahip olmalı,
7. Boyutsal olarak stabil olmalıdır.
8. Rahat ve estetik olmalıdır. Özellikle ön dişlerde translüsent diş benzeri görünümü sağlanmalıdır. Kullanım süresince rengi değişmemelidir.
9. Fizyolojik kontur ve embraşura sahip olmalı, kolay temizlenebilmeli, periodontal dokuların sağlığını koruyabilmelidir.
10. Yerinden kolayca çıkartılma ve simante edilebilme kolaylığına sahip olmalıdır.
11. Ekonomik olmalıdır.
12. Alerjik reaksiyon göstermemelidir.
13. Toksik olmamalıdır.
14. Geçici restorasyonlar hastanın oklüzal fonksiyonlarını devam ettirmeli, hasta konforunu artırmalıdır. Ayrıca ortodontik hareketlere ve eklem rahatsızlıklarına neden olmamalıdır.

15. Konumsal stabiliteyi sağlamalıdır. Prepare edilen dişin uzamasını veya devrilmesini engellemelidir.^{35, 36}

2.1.2. Geçici restorasyonların kullanım amaçları

Tedavi planlamasında geçici bir restorasyon kullanmanın çok çeşitli gerekçeleri olabilir. Geçici restorasyonların kullanım amaçları şunlardır:

1. Pulpayı bakteriyel, kimyasal ve termal uyarılardan korur ve prepare edilmiş destek dişlerin hassasiyetini azaltır.
2. Prepare edilmiş dişi çürüklerden korur.
3. Hasta konforunu ve fonksiyonunu sağlar.
4. Dayanak dişlerin paralelliğinin değerlendirilmesine yardımcı olur.
5. Çekilmiş dişlerin hemen yerine konulmasını sağlar.
6. Dayanak dişlerin hareketini engeller
7. Estetiği sağlar.
8. Hastanın ağız bakımı alışkanlıklarını değerlendirmeye yardımcı olur.
9. Periodontal sağlığın devamını sağlar.
10. Periodontal tedavi sırasında ve sonrasında mobil dişleri stabilize eder.
11. Periodontal tedavi sırasında çıkarılabilir olması nedeniyle cerrahi bölgeye ulaşımı sağlar, cerrahi patlar için matriks oluşturur ve mobil dişlerin sabitlemesinde yardımcı olur.
12. Vertikal ilişkiyi sağlayıp fonetiği ve kassal fonksiyonların devamını sağlar.
13. Daimi restorasyondan önce oklüzal düzenin, dikey boyutun, fonetiğin ve çiğneme fonksiyonunun değerlendirilmesine yardımcı olur.
14. Prognozu belli olmayan dayanak dişlerin değerlendirilmesine yardımcı olur.
15. Nihai restorasyonun rengi, şekli ve büyüklüğü yönünden diş hekimine yol gösterir.³⁵⁻³⁹

Bazı tedavi planlamalarında yüksek dayanıklılığa sahip geçici restorasyonlara ihtiyaç duyulmaktadır. Bunlar; uzun gövdeli geçici köprüler, uzun süreli tedavi gerektiren dikey boyutun yükseltilmesi, implant tedavileri ve temporomandibuler eklem rahatsızlığı durumları, bruksizm vakalarında olduğu gibi hasta kontrolü dışında protez üzerine aşırı yük gelen durumlar olarak sıralanabilir.^{5, 40-42}

Restorasyonların kırılmaları, yenilenmesi veya tamiri fazladan zaman ve masraf anlamına geldiği için hem hasta hem de hekim tarafından istenmeyen bir durumdur.⁴³ Son zamanlarda CAD-CAM ile işlenmek üzere üretilen yüksek yoğunlukta polimer blokların, uzun süreli geçici restorasyon kullanımında faydalı olacağı düşünülmektedir. CAD-CAM bloklar endüstriyel olarak imal edilir ve geleneksel yöntemlere kıyasla gelişmiş özelliklere sahiptir. Örneğin, CAD-CAM polimerleri, daha az kir ve hava kabarcığı içermesiyle daha yüksek homojeniteye, daha yüksek kırılma direncine ve gelişmiş renk stabilitesine sahiptir. Ek olarak, CAD-CAM işlemi sırasında, kendiliğinden sertleşen veya görünür ışıkla sertleşen akriliklerin aksine yüzeyinde inhibisyon tabakası oluşmaz ve polimerizasyon büzülmesi gerçekleşmez.⁴⁴

2.1.3. Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması

2.1.3.1. Yapım Tekniklerine Göre Geçici Restorasyonların

Sınıflandırılması

Tek veya çok üyeli geçici restorasyonların üretilmesi için klinik ve laboratuvarında kullanılmak üzere çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Bu teknikler;

- a. Direkt teknik
- b. İndirekt teknik
- c. Direkt - indirekt teknik şeklinde sınıflandırılabilirler.⁴⁵

Direk teknikte diş preparasyonundan önce restorasyon bölgesinin silikon esaslı ölçü maddesi ile ölçüsü alınır. İşlem sonrası preparasyon sahasına ince bir tabaka

izolasyon maddesi sürülür. Silikon ölçü içindeki preparasyon alanına geçici restorasyon maddesi konularak polimerizasyon tamamlanmadan ölçü maddesi ile birlikte ağız içine yerleştirilir. Bir süre beklendikten sonra, ölçü ağızdan çıkarılarak fazla restoratif materyaller uzaklaştırılır ve ölçü tekrar ağıza yerleştirilir.^{46, 47}

Direk yöntemin başlıca avantajları; geçici restorasyon için ilave bir randevuya gerek olmaması ve hastanın geçici restorasyonu takılana kadar geçen süre içinde, ağrı hissetmemesidir. Bu tekniğin dezavantajları; işlem sırasında hassasiyet gerektirmesi, polimetil metakrilatın tercih edildiği durumlarda ise pulpada kimyasal ve termal irritasyonlar oluşturabilmesidir.^{48, 49}

İndirek teknikle, preparasyonu takiben ilgili bölgenin ve karşıt arkın ölçüsü alınır ve bu ölçülerden elde edilen model üzerinde geçici restorasyonlar hazırlanabilir.⁴⁶ İndirekt teknik çok üyeli restorasyonlar yapmak için idealdir. Alçı model üzerinde hazırlandığı için direkt teknikte rastlanan dezavantajların bazıları elimine edilmiştir.³⁷

İndirek tekniğin, direk tekniğe göre bazı üstünlükleri vardır;

1. Geçici restorasyonun polimerizasyonu ağız dışında gerçekleştiğinden yumuşak dokular ve diş dokusu üzerine kimyasal etkileri minimaldir.
2. Prepare edilmiş diş veya diş eti ile artık monomer teması olmaz. Pulpa ve diş etinde oluşabilecek hipersensitivite durumu engellenir.
3. Diş ve pulpa, egzotermik bir reaksiyon olan polimerizasyon ısısına maruz kalmaz. Açığa çıkan ısı direkt teknikle yapıldığında geri dönüşümsüz pulpa harabiyetine yol açabilir.
4. Geçici restoratif materyalin, alçı model üzerinde sertleşmesine kadar geçen süre içinde hareket ettirilmesine gerek olmadığı için büzülme ve distorsiyon kontrol altına alınmış olur.
5. İndirekt teknikle yapılan restorasyonların kenar uyumu daha iyidir. Bunun

nedeni alçının polimerizasyon büzülmesini azaltması ve restorasyonun sertleşmeden önce ağızdan çıkarılmasına gerek olmamasından dolayı distorsiyona uğramamasıdır.

6. Hastanın polimerize olmamış rezinden açığa çıkan uçucu hidrokarbonları soluması  nlenmiş olur.³⁷
7. Hasta ağzı dışında, ısı ve basınç gerektiren, daha dayanıklı materyallerden  retilbilir.⁵⁰
8. Tekrarlanması gereken geçici restorasyonlar elde edilmiş alçı model üzerinde hastaya  l  ranevusunu verilmeden  retilbilir.
9. Geçici restorasyon teknisyen yardımı ile yapıldığı için hekime vakit kazandırır.
10. Direk tekniğe göre yapımı daha kolaydır.^{37, 45}

Direkt-İndirekt teknikte geçici restorasyonun dış yüzey formu indirek, i  yüzey formu direk olarak elde edilir. İlk olarak dış preparasyonundan önce hidrokolloid bir  l  maddesi ile  l  alınır. Alçı model elde edilir. Bu model üzerinde transparan propilen veya sellüloz asetat plakaların adaptasyonu ile dış yüzey formunu yansıtan bir matriks hazırlanır. Böylece indirek olarak dış yüzey formu elde edilmiş olur. Direk yöntemdeki gibi izolasyon sağlandıktan sonra rezin, bu transparan dış yüzey formu içine doldurulur. İ  yüzey formunu elde etmek için matriks içine geçici restoratif materyal konur ve işlemler direk teknikle olduğu gibi tamamlanır.⁴⁶

2.1.3.2. Kullanım Sürelerine Göre Geçici Restorasyonların

Sınıflandırılması

Kullanım sürelerine göre ikiye ayrılırlar.

- a. Kısa süreli geçici restorasyonlar
- b. Uzun süreli geçici restorasyonlar L
SEP

Kısa süreli restorasyonlar; oklüzal ve proksimal kontakların devamı, estetiğin sağlanması, prepare edilmiş dentinin ve pulpa ile periodontal dokuların korunması, diş hareketlerinin önlenmesi için yapılırlar. Basit tekniklerle kısa süre içinde yapılırlar ve geçici siman ile simante edilirler.^{4, 37, 45}

Uzun süreli restorasyonların, kısa süreli restorasyonların tüm görevlerini yerine getirmekle beraber başka amaçları da vardır.

1. Estetiğin önemli olduğu bölgelerde yumuşak doku şekillendirmesi için kullanılırlar.^{27, 37}
2. Dikey boyut değişikliği gereken vakalarda planlanan tedavinin sonuçlarını öngörme açısından faydalıdır.^{26, 37}
3. Periodontal tedavi sırasında dişlerin prognozunu değerlendirebilmeye yardımcı olur ve gerektiğinde çıkarılarak interproksimal alanlara ulaşımı kolaylaştırır.^{26, 37, 51}
4. Ayrıca, temporomandibuler eklem rahatsızlıkları tedavisi ve implant tedavisi gibi uzun süren tedavilerde geçici restorasyonların uzun süreli kullanımı gerekmektedir.^{52, 53}
5. Apikal rezeksiyon uygulanan dişler gibi prognozu belli olmayan dişler, ortodontik tedavide kullanılacak dişler, alveoloplasti uygulanacak dişlerde uzun süreli geçici restorasyonlar kullanılabilir.^{37, 45, 54}

2.1.3.3. İçeriklerine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması

Geçici kron ve köprülerin yapımında kullanılan materyaller iki ana başlık altında toplanabilir;

- a. Prefabrike geçici restorasyonlar
- b. Kişiyeye özel olarak yapılan geçici restorasyonlar

Prefabrike geçici restorasyonlar sadece tek diş restorasyonlarında

kullanılabilirler. Çeşitli şekil ve boyut seçenekleri mevcuttur. Prefabrike geçici restorasyonlar alüminyum silindirler, metal anatomik kronlar, selülöz asetat kronlar, polikarbonat kronlar şeklinde örneklendirilebilirler.^{12, 45}

- Metal kronlar: Alüminyum, nikel-krom, gümüş-kalay, bizmut-kalay veya paslanmaz çelikten üretilebilirler. Estetik olmadıklarından dolayı genellikle arka grup dişlerde kullanılırlar. Mekanik dayanıklılıkları iyidir. Prepare edilen dişler için uygun kron seçildikten sonra, kole bölgesi makasla kesilerek uyumlandırılır. Kenar ve okluzal uyum sağlandıktan sonra kron içine rezin doldurularak restorasyon elde edilir ve uygun simanla simante edilir.^{54, 55}
- Selülöz asetat kronlar: İnce ve şeffaf materyallerdir. Tek rengi vardır. Her diş için piyasada uygun form ve boyutta bulunan kronların prepare edilmiş diş uyumu, kole bölgesinin kesilerek şekillendirilmesiyle yapılır. Bu kronlar rezin ile birlikte şekillendirilerek kullanılırlar. Resin uygulanıp polimerize olduktan sonra asetat kesilerek çıkartılır.
- Polikarbonat kronlar: Diğer hazır kronlara göre daha estetik ve doğal görünümlüdür. Kırılma ve aşınma dirençleri yüksektir ve metil metakrilatla bağlanması güçlüdür. Polikarbonat materyalinin mikra cam fiber ile güçlendirilmesiyle elde edilirler.⁵⁶

Kişisel geçici restorasyonlar prepare edilmiş diş ile arasında minimal aralık bırakacak şekilde üretilebildiği için kenar uyumu daha iyidir. Tedavi süresince sınırları değiştirme, materyal ekleme, tamir gibi çeşitli değişiklikleri yapmaya olanak tanır. Bu sebeplerden dolayı kişisel geçici restorasyonlar prefabrike olanlardan daha avantajlıdır.³⁷

Bu kronlar geleneksel olarak otopolimerizan akril veya rezin esaslı maddelerden yapılmaktadır. Bu amaçla polietil metakrilat (PEMA), polimetil metakrilat (PMMA),

polivinil metakrilat, bis-akril kompozit rezin, üretan dimetakrilat gibi materyallerden yararlanılmaktadır. Bu maddelerin kendilerine özgü avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır.^{3, 48}

Polietil metakrilatların aşınma dirençleri ve estetikleri kötüdür.⁴⁸ Otopolimerizan akrilik rezinlerin başlıca dezavantajları açığa çıkarttıkları monomere bağlı olarak pulpal ve gingival irritasyon oluşturabilmeleri, materyalin ekzotermik özelliği nedeniyle sertleşme reaksiyonu sırasında ısı oluşması, bunun da termal irritasyonlara yol açmasıdır. Polimerizasyonları sırasında gözlenen büzölmeler ve buna bağlı olarak ortaya çıkan marjinal uyumsuzluklar da söz konusu olabilmektedir.^{48, 57}

2.1.4. Geçici Restorasyon Yapımında Kullanılan Bazı Materyaller

Geçici restorasyon yapımında kullanılan bazı materyaller şu şekilde sıralanabilir:

- a. Polimetil metakrilatlar (PMMA) ^[1]_[5EP]
- b. Polietil metakrilatlar (PEMA) ^[1]_[5EP]
- c. Bis-akril kompozit rezinler
- d. Görünür ışıkla polimerize olan rezinler.
- e. Epimin Rezin

2.1.4.1. Polimetil metakrilatlar (PMMA)

Polimetil metakrilatlar geçici restorasyon yapımında en sık kullanılan materyaldir.³⁷ PMMA, dental rezinler arasında en sert olanıdır. Knoop sertlik değeri 18 ile 20 arasındadır.¹¹ Dayanıklılığı, renk stabilitesi ve kenar uyumu iyidir. Ayrıca cilalanması kolaydır.⁴ Tüm rezinler gibi PMMA da imbibisyon yoluyla bir miktar su emer. Bu özelliği yapının zamanla yumuşamasına ve renklenmesine neden olur.¹¹

Polimerizasyon sırasında büyük hacimsel büzölme göstermesi ve artık monomerin pulpa ve yumuşak dokuları irrite etmesi, aşınmaya dirençsiz oluşu diğer dezavantajlarıdır.^{4, 30} Bu materyalin özellikle indirekt teknikte geçici restorasyon

yapımında kullanılması önerilir.^{4, 24, 34}

2.1.4.2. Polietil Metakrilatlar (PEMA)

Polietil metakrilatlar diş hekimliğinde kullanılan metakrilatlar arasında PMMA'dan sonra en sert olanıdır.¹¹ Farklı renk ton seçenekleri vardır. PEMA'nın polimerizasyonu sırasında pulpa ve gingival dokuya verdikleri kimyasal ve ekzotermik irritasyon PMMA'lardan daha azdır.⁴ PMMA'larla karşılaştırıldıklarında renk stabiliteleleri daha düşüktür. Ayrıca sertliği ve aşınmaya olan dirençleri de yetersizdir.^{4, 58} Kısa süreli geçici restorasyonlar için daha uygundur.^{36, 37}

2.1.4.3. Bis-akril Kompozit Rezinler

Bis-akril kompozit rezinler yapısal olarak bis-GMA kompozit rezinlere benzer. Geçici restorasyonlar için geliştirilmiştir. Kullanım alanları geçici inleyler, kronlar ve uzun gövdeli sabit bölümlü protezlerdir. Bis-akril kompozit rezinlerin metakrilatlara göre birtakım üstünlükleri vardır. Bunlar; daha düşük polimerizasyon ısısına ve büzülmesine sahip olmaları, artık monomer içermemeleri, kenar uyumlarının iyi olması, iyi aşınma direnci ve kullanım kolaylığı olarak sıralanabilir. Dezavantajları ise; yüzey sertliği düşüktür, kırılımandır, maliyeti yüksektir, tamiri zordur ve renklenmeye karşı dirençsizdir.^{26, 37, 59}

2.1.4.4. Görünür Işıkla Polimerize Olan Rezinler

Görünür ışıkla polimerize olan rezinlerin yapısında üretan dimetakrilat vardır ve polimerizasyonu görünür ışıkla başlatabilmek için kamforokinon/amin foto başlatıcı içerir.^{37, 60-62} İçerisinde bulunan mikro silika doldurucular sayesinde fiziksel özellikleri iyileştirilmiş, polimerizasyon büzülmesi azalmıştır^{37, 63}

Metakrilat rezinlerin aksine artık monomer içermezler ve doku toksisitesi minimaldir.^{37, 64} Yüzey sertliği, aşınma direnci ve makaslama kuvveti iyidir, çalışma zamanı kontrol edilebilir.^{59, 60, 65} Dezavantajları ise şunlardır; kenar uyumu ve

renklenmeye direnci kötüdür, kırılıgandır, ekonomik değildir.^{59, 62, 66}

2.1.4.5. Epimin Rezin

Etilimin türevi olan bu materyal, bileşiminde epoksi rezin bulunan bir plastiktir. Epoksi rezin ile arasındaki fark, epimin rezinlerde oksitin bir imin grubu tarafından oluşturulmasıdır.³⁰ Epimin plastiğin katalizörü yumuşak dokuda hipersensitiviteye sebep olur. Epimin rezin serbest monomer içermez, bu sebeple pulpa irritasyonu düşüktür. Minimal ekzotermik ısı ile kısa sürede sertleşir.⁵⁸

2.1.5. CAD-CAM Sistemlerinde Kullanılan Geçici Restorasyon

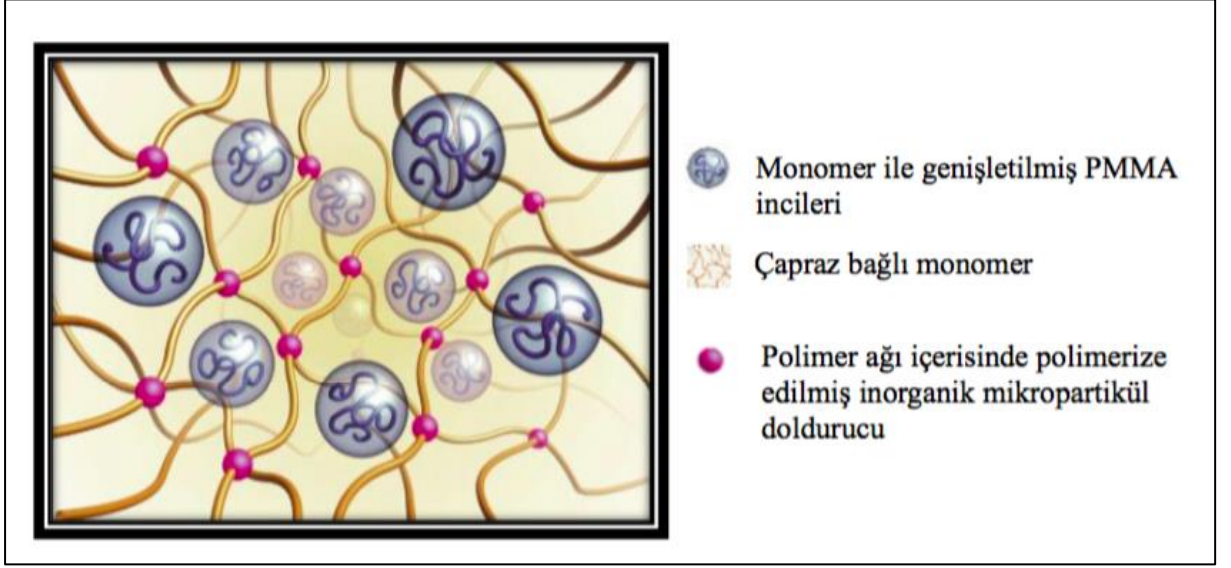
Materyalleri

2.1.5.1. Vita CAD-Temp

Vita CAD-Temp blokları mikropartikül dolduruculu, fiber içermeyen, homojen, yüksek molekül ağırlıklı ve çapraz bağlı akrilat polimerden oluşur. Bu özel yapı Vita tarafından MRP (Microfilled Reinforced Polyacrylate) materyali olarak anılmaktadır. Yapısında doldurucu olarak %14 oranında mikro SiO₂ partiküller vardır.

MRP materyalinde inorganik mikro doldurucular ağ yapının içerisine polimerize olurlar ve tamamen homojen, metil metakrilat içermeyen bir yapı oluştururlar. Vita CAD-Temp blokların kimyasal kompozisyonu Şekil 2.1'deki gibidir.

Vita CAD-Temp'in endikasyonları en az 2 yıllık kullanım süresi için parsiyel kronlar, anterior ve posterior tek kronlar, iki gövdeye kadar uzunlukta anterior ve posterior köprülerdir.



Şekil 2.1. Vita CAD-Temp'in yapısı⁶⁷

Vita CAD-Temp materyalinin blok ve disk şeklinde formları bulunur. (Şekil 2.2)

Blokların CT-40 ve CT-55 olmak üzere 2 tip boyut seçeneği vardır.



Şekil 2.2. Vita CAD-Temp blok ve disk formları⁶⁸

Renk seçenekleri Vita'nın üç boyutlu renk skalasına uygun olarak 0M1T, 1M2T, 2M2T, 3M2T şeklindedir (Şekil 2.3). Yüksek estetik gereksinimi olan durumlar için renk geçişi olan çok multiColor bloklar da mevcuttur. Vita CAD-Temp CT-40 bloklar monoColor ve multiColor ve CT-55 bloklar monoColor formdadır. CT-40 monoColor bloklarda 4, CT-40 multiColor ve CT-55 monoColor bloklarda 3 renk seçeneği mevcuttur.

CAD-Temp monoColor	0M1T*	1M2T	2M2T	3M2T
CAD-Temp multiColor		1M2TM	2M2TM	3M2TM

Şekil 2.3. Vita CAD-Temp'in renk seçenekleri⁶⁷

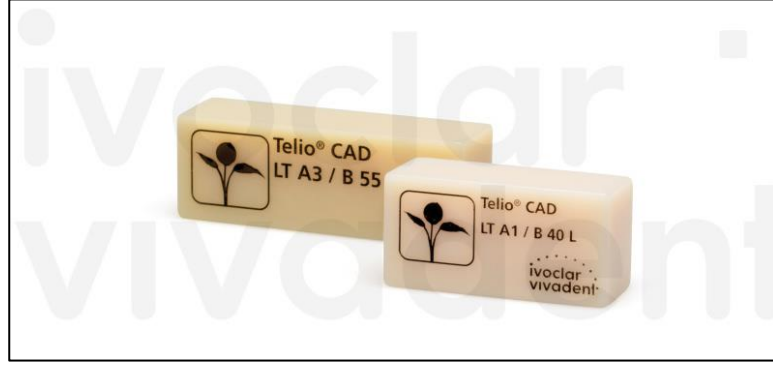
Hazırlanan kronlar 4 haftadan az bir süre için ağızda kalacaksa öjenol içermeyen geçici simanlarla simante edilebilirler. Restorasyon 4 haftadan daha uzun bir süre ağızda kalacaksa rezin içerikli simanlarla daimi simantasyon yapılabilir.

2.1.5.2. Telio CAD

Çapraz bağlı PMMA ve pigmentlerden oluşan bloklardır. %99,5 oranında PMMA, %0,5 oranında pigment içerirler. Yüksek materyal homojenitesine sahiptirler. Diğer CAD-CAM bloklarında olduğu gibi endüstriyel olarak üretildikleri için polimerizasyon büzülmesi göstermezler.

Telio CAD blokların B40L ve B55 olmak üzere 2 tip boyut seçeneği vardır. (Şekil 2.4) Telio CAD blokların BL3, A1, A2, A3, A3. 5 ve B1 olmak üzere 6 farklı renk seçeneği bulunmaktadır. Kronların rezin içerikli simanlarla simante edilmeleri tavsiye edilebilir.

Telio CAD'in endikasyonları arasında en fazla 12 ay kullanıma uygun tek kronlar ve iki gövdeye kadar uzunlukta köprüler, implant üstü geçici kronlar ve TME rehabilitasyonu için geçici restorasyonlar sayılabilir.



Şekil 2.4. Telio CAD blokların boyut seçenekleri⁶⁹

2.1.5.3. Ceramill Temp

Ceramill Temp polimetil metakrilat (PMMA) ve metakrilik asit ester bazlı çapraz bağlı polimerlerden oluşan içeriği ile kolay işlenebilir. Disk şeklindedir (Şekil 2.5). 4 ayrı renk seçeneği vardır. (bleach, light, middle, dark)

Tek renkli olan disklerden üretilen geçici restorasyonların 3 yıla kadar kullanım süreleri vardır. Mineden dentine renk geçişi bulunan çok katmanlı disklerden üretilen geçici restorasyonlar için ise maksimum kullanım süresi 12 ay olarak belirtilmiştir.



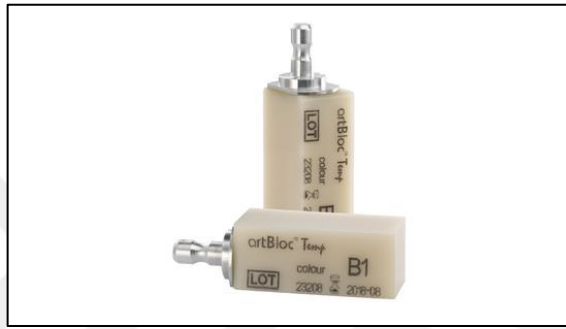
Şekil 2.5. Ceramill Temp disk⁷⁰

2.1.5.4. artBloc Temp

artBloc Temp, yüksek çapraz bağlı, içiçe geçmiş OMP®-N (Organik Modifiye Polimer Ağ) içerikli, diş rengine uygun tek renkli bir bloktur. İnorganik doldurucu ve fiber içermeyen bu malzeme, plak oluşumuna yüksek direnç ve 90 MPa'dan fazla bükülme direnci sağlar. Bu materyalin; diğer geleneksel veya CAD-CAM sistemleri ile

üretileen geçici köprü materyallerine kıyasla en iyi kopma direncine sahip olduğu üretici tarafından belirtilmektedir.⁷¹

Tek kron, parsiyel restorasyonlar, köprü ve immediyat implant restorasyonları için kullanımı uygundur. Bu materyal ile üretileen kron ve köprü restorasyonlarının 3 yıla kadar kullanım süresi olduğu belirtilmektedir. Blok şeklindeki materyalin boyutları 15,5*19*39 mm şeklindedir (Şekil 2.6). Vita klasik renk skalasında bulunan renk seçenekleri mevcuttur.⁷¹



Şekil 2.6. artBloc Temp bloklar⁷¹

2.2. CAD-CAM Sistemleri

CAD-CAM; bilgisayar kontrolü ile çalışan makine ile üretilecek malzemenin bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımı anlamında kullanılan bir terimdir. CAD teriminin açılımı: Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Dizayn demektir. CAM terimi ise, Computer Aided Manufacturing-Bilgisayar Destekli Üretim anlamındadır.⁷²

CAD-CAM teknolojileri insan hayatının neredeyse her alanında kullanılabilir. Endüstriyel ürünlerin yapımında, iletişimde, mobilya yapımında, elektronikte, uzay araştırmalarında, otomobil, uçak üretiminde, tıp ve diş hekimliğinde bu sistemler kullanım alanı bulmuştur. CAD-CAM sistemleri ile çalışma teknikleri basitleştirilerek daha iyi materyallerin kullanılabilmesine olanak sağlanmıştır.^{73, 74}

CAD-CAM sistemi; çok hassas bir frezin bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak seramik, metal, kompozit veya son dönemlerde bunlara eklenen hibrit bloklardan,

köprüler, kronlar ve sabit protez üretilmesi esasına dayanır.⁷⁵

CAD-CAM sisteminde restorasyonun manşete alınması, döküm ve tesviye işlemleri gibi birçok laboratuvar aşaması ortadan kaldırıldığı gibi, siman boşluğunun tüm düzeyinde belirlenebilmesi nedeniyle istenilen kenar uyumuna sahip restorasyonlar hızlı bir şekilde elde edilebilmektedir.^{76,77}

2.2.1 CAD-CAM Sistemlerinin Doğuşu

CAD-CAM sistemlerine ait prototipler farklı sanayi dallarında 1950 ve 1960 yılları arasında kullanılmıştır. Diş hekimliğinde bu tip sistemlerin kullanımı için araştırmalar ise 1970'li yıllarda başlamıştır.⁷⁸

1971 yılında Francois Duret, endüstride kullanılan teknolojinin diş hekimliğine aktarılabilceği fikrinden yola çıkarak CAD-CAM teknolojisini diş hekimliğine tanıtmıştır. Francois Duret otomatik restorasyon üretimini tanımlamış ve CAD-CAM tekniklerinin temelini atmıştır. Arnie Young ve Bruce Altschuler isimli araştırmacılar 1977'de intraoral yüzey haritalama amacıyla optik bir cihaz geliştirmişlerdir.⁷⁹

1979 yılında Heitlinger ve Rodder adlı araştırmacıların ardından 1980 yılında Moermann ve Brandestini CAD-CAM sistemleri ile ilgili çalışmalar yapmışlardır. 1983 yılında Fransa'da Garanciere konferansında ilk dental CAD-CAM prototipi tanıtılmıştır. 1985 yılında ise herhangi bir laboratuvar işlemine tabi tutulmadan şekillendirilip ağız içerisine yerleştirilen ilk kron elde edilmiştir.⁸⁰

Diş hekimliğinde CAD-CAM alanındaki en büyük gelişmeler 1980'li yıllarda olmuştur. Dental CAD-CAM sistemlerini geliştiren 3 önemli lider öne çıkmıştır.⁸¹

1. CAD-CAM sisteminin kurucusu olarak kabul edilen Francois Duret tarafından 1971 yılında gerçekleştirilen sistemle diş hekimliğinde restorasyonların otomatik olarak yapımı gündeme gelmiştir.^{73,74}
2. Werner H. Mörmann 1988 yılında Cerec sistemini geliştirmiştir. Mörmann

bu sistemi klinikte, hasta başında kullanmayı denemiştir. İntraoral kamera ile prepare edilmiş kavite görüntülemiş ve hasta başında inley tasarımı yaparak seramik bloklardan kazıma ile restorasyon üretimini başarmıştır.⁷⁹

3. Matts Andersson ise 1993 yılında Procera sistemini geliştirmiştir.⁷⁹

CAD-CAM sistemlerinin geliştirilmesindeki temel amaçlar; geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmek, restorasyonun doğal anatomisinde, fonksiyonlarına göre bilgisayar kullanarak tasarım yapmak, masa başında restorasyonu üretebilmek, restorasyon kalitesini arttırmak (mekanik direnç, marjinal uyum, internal uyum) ve daha iyi bir estetik sağlamaktır.^{79, 82}

2.2.2. CAD-CAM Sistemini Oluşturan Parçalar

Tüm CAD-CAM sistemleri üç fonksiyonel kısımdan oluşmaktadır:

1. Prepare edilen dişlerin, komşu dişlerin ve oklüzyonu sağlayan diş geometrisinin taranması ve elde edilen üç boyutlu verilerin kaydedilmesini sağlayan tarayıcı cihazı,
2. Konvansiyonel dental gereksinimlere göre restorasyonun dizaynını sağlayan CAD yazılımı,
3. Restorasyonun fabrikasyonunu sağlayan CAM ünitesi.⁸³

2.2.2.1. Tarayıcı (Scanner)

Hazırlanmış diş preparasyonu, oklüzyondaki dişler ve komşu dişlerin görüntülerini üç boyutlu dijital veriler halinde kaydederek bilgisayara aktarılmasını sağlayan cihazlara “tarayıcı” denir. Tek kronlarda yalnızca prepare edilecek diş yüzeyinin taranması yeterlidir.^{72, 80}

Dental kullanımlarda mekanik ve optik olmak üzere 2 çeşit tarayıcı bulunur.⁸⁴ Mekanik tarayıcıda iğne ucu, küre veya bir pin kullanılarak daylı model üzerinden mekanik tarama yapılır. Optik tarayıcıda ise beyaz ışık, renkli ışık ya da lazer

projeksiyonu kullanılarak daylı model üzerinden veya intraoral olarak optik tarama yapılır.⁸⁵

Ölçü prosedürleri olmaksızın minyatür bir kamera yardımıyla oral kavite sınırlarında gerçekleştirilen tarama işlemi “direkt tarama”, ölçü sonrası elde edilen ana model veya bir proinley üzerinden gerçekleştirilen tarama işlemi ise “indirekt tarama” olarak tanımlanır.^{73, 86}

2.2.2.2. CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) yazılımı

CAD yazılımı ile sanal model üzerinde restorasyonun sınırları ve tasarımı tamamlanır. Restorasyonun temas noktalarına ya da ekvator bölgelerine istenilen şekilde eldeki verilere göre ek yapılabilir ya da silikleştirilebilir.⁸⁷ Restorasyonun dizaynı tamamlanınca, veriler CAD yazılımından CAM ünitesine aktarılır ve restorasyonun üretimine geçilir.⁸³

2.2.2.3. CAM (Bilgisayar Destekli Üretim) ünitesi

CAM ünitesinde, CAD yazılımında elde edilen üç boyutlu dijital tasarımın frezeleme ünitesinde fabrikasyonu sağlanmaktadır.^{83, 88} Restorasyonu oluşturmak için farklı marka ve içeriklere sahip bloklar kullanılır. İşlem, CAD-CAM bloklarının frezelenmesi şeklinde oluşturulur. Üretilen bloklar bir teknisyen tarafından manuel olarak son düzeltmeleri, final cilalamaları, veneerlemeleri ve renklendirmeleri yapılarak bitirilir.^{80, 89}

Üretim için değişik uygulama yöntemleri mevcuttur:

1. Katı bloktan aşındırılma (eksiltme) yöntemi: Katı bir bloktan frezlerin yardımıyla restorasyonların elde edildiği bir yöntemdir.⁸⁷
2. Ekleme yöntemi: Eksiltme yöntemine alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bu yöntemin kullanıldığı CAD-CAM sistemlerinde, bilgisayarda tasarlanan restorasyonda, rehber bir koordinat

oluşturulmaktadır. Üretim, blok kesmek yerine, oluşturulan rehber koordinat kullanılarak tasarlanan restorasyon oluşturulana kadar seramik kullanarak materyalin birleştirilmesi şeklindedir.⁸⁷

3. Kombine sistemler: Bazı mevcut CAD-CAM sistemleri ekleme ve eksilme yöntemlerinin beraber kullanıldığı sistemlerdir.⁸⁷

Eğer restorasyon klinikte direkt olarak preparasyonla aynı seansta üretilirse, bu “chair-side concept” olarak isimlendirilir. Eğer yöntem dental laboratuvar işlemi gerektirirse, bu “lab-side concept” olarak ifade edilir. Lab-side sisteminin avantajı bu cihazların çeşitli işlemlerde kullanılabilmesiyle, chair-side sisteminde her bir bireysel uygulama yüksek maliyetler gerektirir.⁷³

2.2.3. CAD-CAM Sistemlerinin avantajları

1. Geleneksel ölçü yöntemleri ortadan kalkmıştır.
2. Daha uyumlu restorasyonların daha kısa sürede yapılması sağlanmıştır.^{90, 91}
3. Hata yapma olasılığı azalmış, aşamalar kısaldığı için çapraz kontaminasyon riski de azalmıştır.^{92, 93}
4. Seramik materyallerin füzyon, kondansasyon, sinterizasyon işlemleri nispeten azalmıştır.⁹³
5. Tek seansta uygulanabilir olduklarından dolayı hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybı azalmıştır.
6. Ölçü alma, geçici kron hazırlama gibi zorunluluklar ortadan kalkmıştır.
7. Teknisyenlerin restorasyon yapımında harcadıkları zaman azalmıştır.⁹⁴
8. Üretimin sürecinde geçen aşamalar ve veriler daha sonraları incelenmek için arşivlenebilir.
9. CAD-CAM teknolojisinin kullanılması, materyalin özelliğine uygun optimal dizaynın tasarlanması ve kalite kontrolün yapılabilmesini sağlamaktadır. Bir

prefabrike seramik bloğun kalite kontrolü üretici tarafından önceden yapılmıştır; bu yüzden de genellikle frezelenen üründe internal defektler bulunmaz. Hata potansiyeli oldukça azalmıştır. Ancak konvansiyonel porselen yükleme ve fırınlama aşamaları sırasında çoğu kez internal pöröziteler oluşur.⁷⁹

2.2.4. CAD-CAM Sistemlerinin Dezavantajları

1. Bu sistemlerin dezavantajlarının başında üretim maliyeti vardır.
2. Monokromatik bloklar beklenen ideal estetiği her zaman sağlayamayabilir. Bu sorunun üstesinden gelebilmek için dişin bölgelerine göre farklı renkler içeren (polikromatik) bloklar geliştirilmektedir.
3. Subgingival kesim yapılan hastalarda bu marjinlerin bilgisayar ortamına aktarılması sorun olabilmektedir. Bu yüzden iyi bir diş eti retraksiyonu gerekmektedir.⁸²
4. Prefabrike bloklarda renk seçimi şu an için kısıtlıdır.
5. Hekimlerin bu sistemleri kullanırken öğrenmeye harcadıkları zaman ve üretim kaybı fazladır.
6. Kırılgan seramik materyali ile kron ve köprülerin keskin köşelerinin ve ince kenarların mekanik freze ile oluşturulması oldukça güçtür. Bu yüzden, üretimi kontrol edecek gelişmiş bir yazılım ve güçlü bir freze ünitesi gerekmektedir.⁷⁹
7. CAD-CAM cihazının boyutları normal bir dental laboratuvar için de uygun olmalıdır.⁷⁹
8. Hastanın herhangi bir hareketi ile bilgiler bilgisayar ortamına yanlış aktarılabilir ve yapılacak restorasyon diş oturmayabilir.⁸⁷

2.2.5. CAD-CAM Sisteminin Ticari Modelleri

2.2.5.1. Duret Sistemi

Duret tarafından 1971 yılında geliştirilen, karmaşık bir görüntüleme ve bilgisayar tasarımı içeren bir sistemdir. Dişlerin görüntülerinin elde edilebilmesi için lazer tarayıcı kullanılmaktadır. İnley, onley, kronlar ve en çok 4 üyeli sabit köprüler üretilebilmektedir. Diş preparasyonundan sonra beyaz bir materyalle diş kaplanır. Lazer tarayıcının ucu mezial, distal, bukkal, lingual, ve kapanış görüntüsünü alır. Sistem elde edilmek istenen restorasyonun tasarımını yapar. Frezeleme makinesi ile kompozit, altın, soy olmayan metal veya porselen restorasyonlar üretilebilmektedir. Seramik restorasyonlara geleneksel glazür işlemi uygulanır. Bu sistem, ticari olarak çok başarılı olamamıştır.⁹⁵

2.2.5.2. Comet Sistemi

Bu sistemde veri kaydı için mumdan örnek hazırlanabilir, fakat mum modelasyon olmasa da 3 boyutlu veri kaydı sağlanabilmektedir. Hazırlanan mum modelasyonların yüzey şekilleri hazırlanarak, kron, parsiyel protez ya da implant destekli üst yapılar üretilebilmektedir. Kamerası CCD (Charge Coupled Device) olan sistemin veri aralığı 400.000- 1.000.000 arasındadır. Tasarım için bir program kullanılır ve veriler kesim ünitesine aktarılarak restorasyon tamamlanmaktadır.⁹⁶

2.2.5.3. Rekow Sistemi

Görüntüler direkt olarak elektronik bir ortama kaydedilmektedir. Sistemde fotografik görüntüler elde edilmektedir. Standart bir cihaz olan 35 mm'lik kamera modifiye edilmiştir fakat 512x512 pikselden yüksek çözünürlükte görüntü elde edilememiştir. Preparasyon yapılmış, komşu ve karşıt dişlerin görüntüsü film üzerine kaydedilir. Görüntüler laboratuvara gönderilir ve restorasyonun iç yüzeyi hesaplanır. Restorasyonun dış yüzeyinin morfolojisi kendi hafızasında hazır bulunan görüntülerden

alınmaktadır. Daha sonra frezleme makinasında restorasyon hazırlanmaktadır.⁹⁷

2.2.5.4. Procera

Procera sistemi, Nobel Biocare firması tarafından üretilmiştir. Bu sistem titanyum altyapıyı düşük ısı veneer porseleni ile kombine ederek kronların ve sabit parsiyel protezlerin yapımını sağlar. Procera kron, düşük ısı all-ceram veneer porselenin sinterize edilmiş alüminyum oksit başlıkla kombinasyonundan ibarettir.⁹⁸

Diş kesimini takiben geleneksel şekilde ölçü alınır ve day elde edilir. Procera sistemde, dental laboratuvarında İsveç Stockholm'deki Procera Sandvik AB'ye modeme bağlı olan bilgisayar kontrollü dizayn ünitesi bulunmaktadır. Bu dizayn ünitesinde, day veya preparasyonun replikasının taranma işlemi yapılır. Day, tarama ünitesinde 50.000 veri noktasında taranır. Ardından başlık dizaynı yapılır. Dizayn işlemi tamamlandıktan sonra veri, üretim istasyonuna gönderilmek üzere kaydedilir. Üretim istasyonunda model %20 oranında büyütülür. Yüksek saflıkta alüminyum oksit tozu bu büyütülmüş modele yoğunlaştırılır ve başlık tekrar eski boyutlarına getirilerek üretilir. Başlığın laboratuvara geri gönderilmesinin ardından üzerine all-ceram porseleni tabakalama yöntemi ile yığılır, pişirilir ve restorasyon tamamlanır.⁹⁹

2.2.5.5. Lava Sistemi

Lava All-Ceramic sistem, yalnızca birkaç basamak işlem sonucunda yüksek kalitede tam seramik restorasyonların yapımına olanak sağlayan, kolayca şekillendirilebilen bir sistemdir. CAD-CAM teknolojisinin hızı ve hassasiyeti ile tam seramik kronlar ve zirkonyum oksitle güçlendirilmiş bloklar sayesinde oldukça yüksek kırılma dayanımına sahip köprü altyapıları yapılabilmektedir. İşlem elde edilen model yüzeyinin, Lava Scanner optik tarayıcı ile taranması ve elde edilen verilerin Lava CAD Windows bilgisayar yazılımı ile değerlendirilmesiyle başlar. Okluzal kayıtlar dijitalize edildikten sonra üç boyutlu model bilgisayar ortamına aktarılır. Elde edilen veriler

CAD-CAM teknolojisine sahip Lava Milling ünitesine altyapının oluşturulması için aktarılır ve alt yapı sistem parametrelerine göre elde edilir. Herhangi bir mum modelaj işleminin olmaması, teknisyenin minimal çalışmasını sağlar. Sinterize edilmemiş alt yapı Lava fırınında, yüksek ısıda sinterizasyon işlemine tabi tutulur. Sinterizasyon işlemi boyunca önceden hesaplanmış ölçüde bir miktar büzülme meydana gelir. Ama bu büzülme presinterize alt yapının hesaplanan ölçüde büyük yapılması ile telafi edilir. Son olarak, Lava Ceram üst yapı porseleni ile restorasyon bitirilir.¹⁰⁰

2.2.5.6. Celay Sistemi

Bu sistem Stefan Eidenbenz ve Claude Nowack tarafından 1987 yılında geliştirilmiştir. Mikrona Dental Technology (Switzerland) firması ise 1991 yılında sistemi tanıtmıştır. Frezeleme makinası bulunan bu sistemle inley, onley, kron ve üç üyeli köprülerin üretimi kısa bir sürede tamamlayabilmektedir.¹⁰¹

Celay sistemi bitişik iki bölümden oluşmaktadır. Cihazın sol bölümü kopyalama odası, sağ bölümü ise freze odası adını almaktadır. İlk önce restorasyonun mum veya rezin kompozit replikası üretilir. Sağ taraftaki bölme ise restorasyon için seçilen blok yerleştirilir. Kopyalama odasındaki aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar, modelasyonun yüzeyinde dolaştırıldığında tarama işlemi gerçekleşir. Freze odasındaki özel frezler seramik bloğu şekillendirmeye başlar. Tarayıcı uçların hareketini frezlere aktaran sistem cihazın orta kısmında bulunur. Özel soğutma sistemi ile seramik bloğun ve aşındırıcı elmas frezlerin soğutulma işlemi gerçekleştirilir.¹⁰²

Restorasyonların yapımında farklı tip frezler kullanılabilir. Dış yüzeyler disk şeklindeki frezler iç yüzeyler ise rond frezler kullanılarak kesilmektedir. Restorasyonun son şekillendirilmesi ise fissür elmas frez ile yapılmaktadır. Restorasyon büyüklüğüne göre değişiklik gösterse de, üretim süresi yaklaşık 15 dakika sürmektedir.^{73, 101} (Vita Mark II bloklar, InCeram Alumina ve InCeram Spinell Celay

sistemlerinde kullanılabilir. ¹⁰³⁾ Celay sistemle elde edilen In-ceram restorasyonlar geleneksel InCeram restorasyonlara göre %10 daha fazla bükülme dayanıklılığına sahiptir. Geleneksel InCeram restorasyonlara göre, Celay sisteminde %10 daha fazla bükülme dayanıklılığına sahip InCeram restorasyonlar elde edilebilir. ¹⁰⁴

2.2.5.7. CICERO Sistemi

Cicero dental sistemleri (Hoorn, Hollanda) tarafından üretilmiş olan CICERO, “Computer Integrated Ceramic Reconstruction” anlamına gelmektedir. Bu sistem kullanılarak üretilen kron ve inleyler, alüminyum oksitle güçlendirilmiş altyapıların üzerine porselen uygulanması ile üretilirler. Sistem, model hazırlığı, optik tarama, dizayn, sinterizasyon, sentrik oklüzyon ayarı, artikülasyon ayarları, tabakaların oluşturulması ve bilgisayar destekli yapım aşamalarından oluşmaktadır ve merkez laboratuvarında üretim yapılmaktadır. Bu sistemde görüntü alınabilmesi için preparasyon üç boyutlu olarak lazer ile taranmaktadır. ⁸⁹ Bu sistemde estetik beklentilerin karşılanabilmesi amacıyla yüksek dayanıklı alt yapılar oluşturulduktan sonra dentin ve insizal porselenleri tabakalar halinde eklenerek restorasyon tamamlanmaktadır. ¹⁰⁵

Sistemde prepare edilen dişin bulunduğu çenenin tüm ölçüsü elde edilir. Restore edilecek dişin bulunduğu çenenin tamamının ölçüsü lazer tarayıcı ile alınmaktadır. Öncelikle day tek başına, daha sonra ise modelin tümü taranmaktadır. Kapanış modeli üzerine yerleştirilerek model daha hassas olarak bir kez daha taranır, data bankasında bulunan hazır kronlar arasından en uygun kron belirlenir. Maksimum proksimal kontak ve karşıt dişle sentrik oklüzyon oluşturulur. ^{105, 106}

Seçilen kron ekrana yerleştirilir, güdük üzerine zirkonyum oksit ve alüminyum oksitten oluşan alt yapı seramiği yüksek basınçta tepilir ve vakum altında sinterlenir. 1050°C’de aktif olabilen likit zirkonya cam fazı, alüminanın güdüğe kırılma veya

çatlama olmadan sinterlenmesine yardım eder. Freze bölmesinde alt yapı işlenir, aynı sistemle önce dentin, daha sonra mine porseleni preslenip pişirilir ve freze bölmesinde işlenir.¹⁰⁵

2.2.5.8. Cercon Sistemi

Zürih Üniversitesi ve İsviçre Federal Teknoloji Enstitüsünün iş birliği ile geliştirilen Cercon Smart ceramics, DeguDent, Dentsply firmasının zirkonya tam porselen sistemidir. Cercon sistemi dental pazara 2002 yılında sürülmüş olmasına rağmen, Nisan 1998'den beri Zürich Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde uygulanmaktadır. Sistemde kullanılan zirkonya tam olarak Y-TZP'dir.¹⁰⁷

Bilgisayar destekli tasarımın yapılmadığı bir sistemdir. Frezeleme ünitesi (Cercon Brain) ve sinterleme fırınından (Cercon Heat) oluşmaktadır. Hastadan ölçü alınarak elde edilen modelde, hazırlanacak altyapının mum modelasyonu hazırlanarak Cercon cihazına (Brain) yerleştirilir. Mum modelasyon gümüş tozları ile kaplanarak lazer sistemi ile tarama yapılmaktadır. Veriler frezeleme ünitesine aktarılır ve yarı sinterize zirkonyum bloklardan alt yapı üretilir. Bu işlem sırasında alt yapılar daha büyük hazırlanır, çünkü son sinterlemeden dolayı %20 oranında büzülme meydana geleceği hesaplanmaktadır.¹⁰⁸ Frezeleme işlemleri kron için yaklaşık 35 dakika gibi uzun bir zaman almaktadır. Restorasyonlara, sinterleme işlemi sonrası Cercon Ceram S seramiği ile son şekli verilmektedir.⁸⁹

2.2.5.9. CEREC sistemi (CERamic REConstruction System)

Cerec sistemi CAD-CAM sistemleri arasında en yaygın olarak kullanılan ve ilk geliştirilen sistemlerden biridir. Cerec, "ceramic reconstruction ya da chairside economical restoration of esthetic ceramics" sistemi anlamına gelmektedir ve klinikte kullanılan ilk sistemdir. Günümüzde Sirona Dental Sistemleri (Bensheim, Germany) firması tarafından geliştirilmektedir.^{109, 110}

Cerec sistemi klinikte ilk kullanılan CAD-CAM sistemidir. 1985 yılında 3 ekseninde aşındırma yapan Cerec 1 sistemi (Brains, Zürich, İsviçre), 1994 yılında 8 ekseninde aşındırma yapabilen Cerec 2 sistemi (Siemens, Bensheim, Almanya) ve 2000 yılında Cerec 2 sisteminin geliştirilmiş hali olan Cerec 3 sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) üretilmiştir.¹¹¹

Sistem kısaca alınan optik ölçünün bilgisayara aktarılması, ekrandaki görüntü üzerinde restorasyonun sınırlarının çizilmesi, kullanılacak seramik yapının hacimce belirlenmesi ve üç boyutlu kron modelinin oluşturulması şeklinde özetlenebilir. Makine; alınan optik ölçünün aktarıldığı ve restorasyonun şeklinin düzenlendiği görüntü-ölçü algılama ünitesi (Cerec Image Unit) ve aşındırma işleminin yapıldığı freze ünitesine (Cerec in Lab) sahiptir. CAD ve CAM ünitelerinin bağlantısı radyo dalgaları ile sağlanır. Bu sayede üniteler birbirinden bağımsız çalışabilmektedir. Bu özellik sayesinde bir üniteye bir restorasyon dizayn edilirken diğer üniteye diğer bir restorasyon freze edilebilir. İntraoral kamera (Sirocam) ve dijital radyografi (Sidexis, Sirona) eklenerek alınan optik ölçüler e-mail yoluyla transfer edilebilir.¹¹¹

Cerec sisteminin, yüksek maliyeti, restorasyonların hazırlandığı blokların genellikle tek renkli olması nedeniyle estetik sağlanamaması ve subgingival bölgelerde dijital fotoğraf alınamaması gibi dezavantajları mevcuttur.⁸² Cerec sistemi, inley, onley, lamina veneer restorasyonlar ve kron restorasyonlarının hazırlanmasında ve 2001 Nisan ayından itibaren üç üyeli sabit protetik restorasyonların üretiminde kullanılmaktadır.¹¹¹

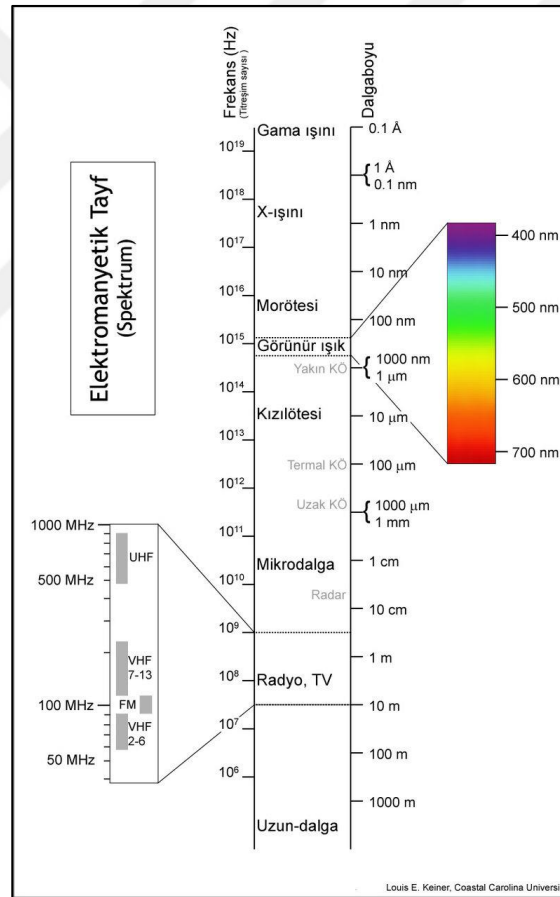
2.3. Diş Hekimliğinde Renk

Renk, Commission internationale de l'Eclairage (CIE)'a göre kromatik ve akromatik komponentlerin kombinasyonundan oluşan görsel algılamadır.¹¹² Renk, ışık enerjisinin fiziksel olarak bir cisim ile karşılaşması ve bu olayın da bir gözlemci tarafından psikofiziksel olarak algılanması ile oluşur.¹¹³⁻¹¹⁵

Rengin oluşumu ve algılanması tamamıyla ışık ile ilgili bir konudur. Rengin görülebilmesi için, ışığın bir nesneden yansması ve göz içerisindeki nöral sensörleri uyarması gerekmektedir. Sonrasında oluşan sinyaller beyin korteksindeki görme merkezine iletilir ve görüntü oluşur.¹²

Bilimsel olarak ışık, görülebilir elektromanyetik enerji olarak tanımlanabilir. Görünür spektrumun kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere üç ana banda ayrıldığını göz önüne alırsak, herhangi bir ışık kaynağının verdiği ışığın renk kalitesi, bu ışık içinde mevcut olan kırmızı, yeşil ve mavi ışınların yüzde oranı ile ifade edilebilir (Şekil 2.7).¹¹

116



Şekil 2.7. İnsan gözünün görebildiği elektromanyetik ışık spektrumu¹¹⁷

2.3.1. Rengin Algılanması

Algılanan renk; kişisel renk algılama kabiliyeti, aydınlatma koşulları, zeminin etkisi, renk körlüğü, iki göz arasındaki farklılıklar, göz yorgunluğu ve diğer psikolojik etkenleri içeren pek çok faktörden etkilenir. Bu fiziksel şartların yokluğundan başka her gözlemci kendi deneyimine ve renk referanslarına dayanarak rengi farklı yorumlar. Rengin algılanması için üç element arasında bir etkileşim olmasına ihtiyaç vardır. Bunlar ışık, cisim ve gözlemcidir.¹¹⁸

2.3.1.1. Işık

Rengin algılanmasındaki en temel faktör ışıktır. Işık, dalga boyu nanometrelerle ifade edilen, görünür bir elektromanyetik enerjidir ve kırıldığında ışık spektrumu oluşmaktadır. İnsan gözü 380-780 nm arasındaki dalga boylarını ayırt edebilir. Renkler, bu spektrumdaki ışığın değişik dalga boylarıyla eşleştirilmiştir. Örneğin; mavi kısa dalga boyu, yeşil orta dalga boyu, kırmızı ise uzun dalga boyu ile tanımlanmıştır. Beyaz tüm dalga boylarının karışımından oluşur. Her ışık kaynağı, bu spektrum içindeki ışığın farklı miktarlardaki değişik dalga boylarını içerdiğinden, cismi aydınlatan ışık kaynağı rengin algılanmasını etkilemektedir.^{113, 119, 120}

Rengin oluşması için bir uyarıcı, bu uyarıcıyı alan ve değerlendiren bir yapı olmalıdır. Işık bir uyarıcı olarak cisme gelir, yansıtılarak göze gider, göz de bu uyarıcı beyindeki görme merkezine yollar ve renk oluşur.¹²¹

2.3.1.2. Cisim

Cismin ışığı yansıtma veya soğurma miktarları cismin renk özelliklerini belirlemede önemlidir. Cismin spektral yansıtma ya da soğurma eğrisi grafiksel bir eğridir ve sayısal olarak o rengi tanımlamanın bir yoludur.^{119, 122} Transparan objeler tarafından absorbe edilen ışık miktarı belirlenir ve geçen ışığın dalga boyları algılanan rengi oluşturur. Transparan materyaller bütün ışığın geçişine izin verir, arkalarındaki

objelerin görünmesini engellemezler ve renk beyaz olarak algılanır. Opak materyaller ise ışığın geçişine izin vermez, gelen ışığın bir kısmını absorbe ederken bir kısmını da yansıtır ve renk siyah algılanır. Materyal translusent ise, ardındaki objelerin görünmesine olanak vermeden ışığın geçişine kısmen izin verir ve ışığı dağıtarak geçirir.¹²³

2.3.1.3. Gözlemci

Renk kavramı, gözün ışık-renk dalgalarındaki titreşimleri retina üzerindeki reseptörlerle algılaması ve bu uyarıları renk sınırları aracılığıyla beyne göndermesi sonucu oluşur. Yansıyan ışık retina üzerine geldiğinde, ışığa duyarlı sinir hücreleri olan çubuk ve koni hücreleri uyarılır. Çubuk hücreleri, bakılan nesnenin biçimini siyah-beyaz olarak algılayan hücrelerdir. Retinada, rengin algılanmasından sorumlu hücreler olan konik hücreler üç tiptir. Her bir konik hücre, farklı rengin algılanmasından sorumludur (kırmızı, yeşil ve mavi). Beyinde renk oluşumu, bu iki hücreden alınan uyarıların birlikte değerlendirilmesi sonucu meydana gelir. Retina, renk skalasındaki bütün renklere aynı oranda hassasiyet göstermez. Renk spektrumunun orta bölgesindeki renklere daha fazla hassastır. Gözün en hassas olduğu renk ise 550-570 nm dalga boyundaki sarımsı yeşil renktir.¹²³

2.3.2. Renk Sistemleri

Renk sistemleri nesnelere renk parametrelerini tanımlamak için kullanılmaktadırlar (Tablo 2.1).¹²⁴

Tablo 2.1. Renk sistemleri ve geliştirildiği tarihler

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

Günümüzde diş hekimliğinde; doğal diş ve restorasyonların objektif renk değerlendirmelerinde genellikle iki renk sistemi kullanılır.¹²⁵ Bu sistemler Munsell renk sistemi ile CIE L*a*b* renk sistemidir.¹²⁶

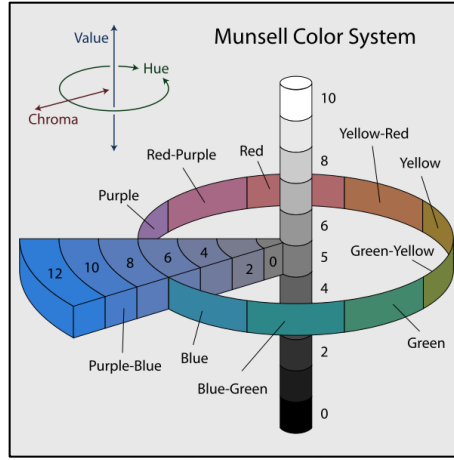
2.3.2.1. Munsell renk sistemi

Amerikan bilim adamı Albert H. Munsell tarafından 1905'te önerilmiş ve 1945'te son halini almıştır. Geliştirilen ilk renk sistemidir ve daha sonra geliştirilen sistemler için temel olmuştur. Munsell, rengi üç farklı boyuta ayırmıştır. Bunlar;

- Hue (H); renk tonu,
- Value (V); rengin parlaklığı,
- Chroma (C); rengin doygunluğudur.¹²⁷

Sistem parlaklık derecesini temsil eden siyahtan beyaza doğru değişen bir eksen üzerinde, ana renklerin saat yönünde sıralandığı bir daireye benzer. Munsell rengin bu üç boyutunu bir küre şeklinde göstermiştir. Kürenin dikey eksenini value boyutudur ve 10 basamağa ayrılmıştır. 0. basamak siyah (en koyu), 10. basamak beyaz ve 5. basamak

nötral gridir. Bu dikey eksen etrafında ise yine 10 basamağa ayrılmış hue çıkıntıları bulunur.^{124, 128} (Şekil 2.8)



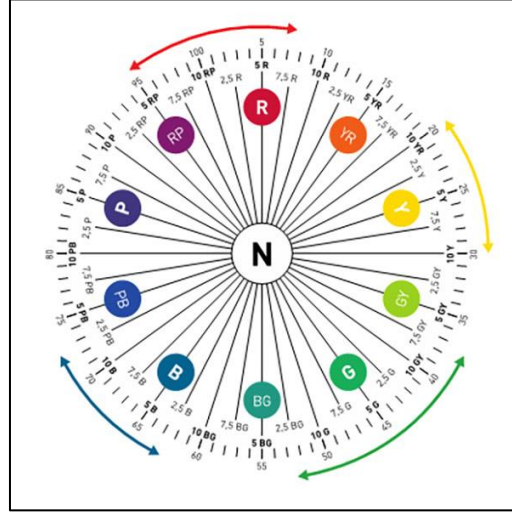
Şekil 2.8. Munsell Renk Sistemi¹²⁹

Hue (Renk tonu):

Renk tonu (hue) terimi; renk veya renk çeşidi anlamına gelmektedir. Retina üzerinde etkili olan ve spesifik bir dalga boyundaki ışık tarafından yaratılan renge (mavi, yeşil, kırmızı) denilmektedir.¹³⁰ Değişik renk ailelerinin ayrımını sağlar. Bir cismin adı kırmızı, yeşil veya sarı olabilir ve yansıyan ya da cisimden geçen ışığın dalga boyu ile belirlenir.^{119, 130}

Munsell renk sisteminde 10 adet renk tonu olduğu kabul edilir. Bu renkler, kırmızı(R), sarı(Y), mavi(B), yeşil(G) ve mor(P). Sistem içinde, sırasıyla, R, Y, B, G ve P harfleriyle temsil edilirler. Sistem içinde ana renkler dışında onların birleşimiyle oluşan diğer renkler de vardır. Ana renklerin birleşimiyle oluşan renkler, birleşen iki ana rengin işaretleriyle temsil edilirler. Bunlar, YR, GY, BG, PB, ve RP şeklinde simgelenmişlerdir (Şekil 2.9).^{131, 132}

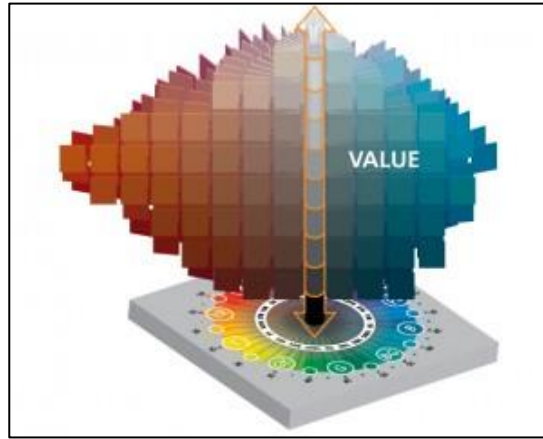
Renk tonu dalga boyu kısaldıkça spektrumun mor kısmına, dalga boyu uzadıkça ise spektrumun kırmızı kısmına yaklaşmaktadır.¹³² Hue, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan Vita renk skalasında (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) A, B, C, D harfleriyle temsil edilmektedir.¹³⁰



Şekil 2.9. Hue (Renk tonu)¹³³

Value (Parlaklık):

Value, objenin parlaklığı, rengin açıklık veya koyuluğu olarak tanımlanabilir. Bir objenin parlaklığı objenin yansıttığı veya geçirdiği ışık enerjisi miktarının sonucudur. Munsell parlaklığı siyah-beyaz bir skala şeklinde tanımlanmıştır. Parlaklığın (value) siyah kısmı 0, beyaz kısmı 10 ile numaralandırılmaktadır (Şekil 2.10). 0-10 arasında farklı gri tonları siyahtan beyaza doğru farklı parlaklıklar sergiler.¹³⁰

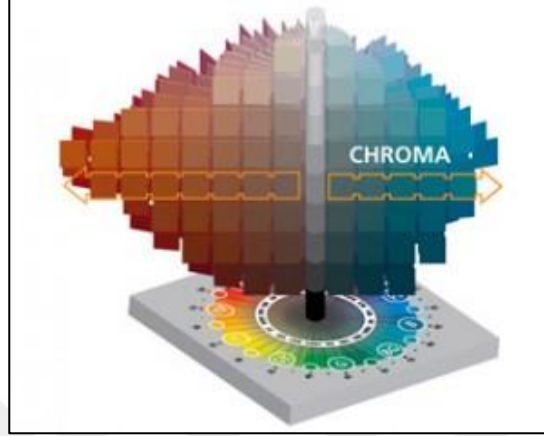


Şekil 2.10. Value (Parlaklık)¹³⁴

Chroma (Renk Yoğunluğu)

Chroma, yani doygunluk ana rengin doygunluğu, yoğunluğu ve kuvveti olarak tanımlanır. Kuvvetli bir rengi, zayıf bir renkten ayıran özelliktir. Eğer renk, ana rengi

veren pigmentten büyük konsantrasyonda kapsamakta ise, bu doymun bir renktir. Chroma, rengin içindeki hue miktarını belirleyen bir faktördür. Yoğunluk ve parlaklık ters orantılıdır; yoğunluk artarsa parlaklık azalır. Vita renk skalasında numaralar büyüdükçe chroma değeri artar (Şekil 2.11).^{130, 135}



Şekil 2.11. Chroma (Renk yoğunluğu)¹³⁶

2.3.2.2. CIE XYZ renk sistemi

Uluslararası bildirim komisyonu tarafından geliştirilen ve yaygın olarak kullanılan sistemdir. İlk renk spesifikasyonu CIE tarafından 1931’de önerilmiştir. Bu sistem yıllar içerisinde geliştirilmesine rağmen prensipleri değişmeden bugüne kadar gelmiştir.¹²⁷

Bu sistem, insan gözünün retinasında da bulunan 3 temel renge duyarlı (X= kırmızı, Y= yeşil, Z= mavi) sensörlerle çalışan sistemdir. Her üç uyarımın ayrı ayrı toplam uyarım miktarına olan oranı rengi tanımlar. Beyin bu üç büyüklüğün bileşimini yaparken, oranlamalar ile de renk duyulanmasını gerçekleştirir. Bu tanımlamaya göre tüm renkler başlıca üç rengin yani kırmızı (X), yeşil (Y) ve mavinin (Z) eşitli miktarlarda karışımı ile elde edilir.

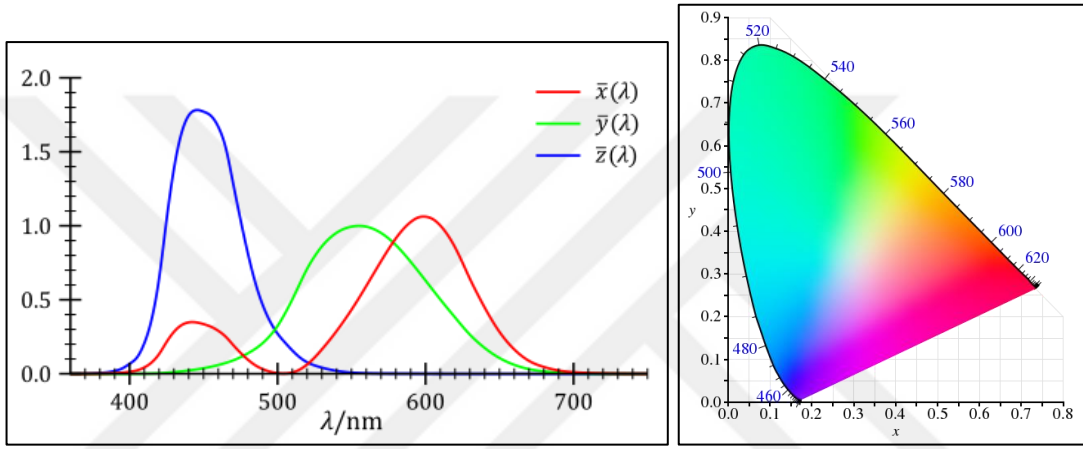
Bu toplam içinde;

Kırmızının algılanma oranı $X = X / X + Y + Z$

Yeşilin algılanma oranı $Y = Y / X + Y + Z$

Mavinin algılanma oranı $Z = Z / (X+Y+Z)$ 'dir.¹³⁷

X, Y ve Z değerleri 0 ile 1 arasındadır ve $x=y=z= (1/3)$ noktası teorik olarak beyaz renktir. Bu noktadan uzaklaştıkça renklerin doygunluğu artar. Bu sisteme göre oluşturulan, at nalına benzeyen 2 boyutlu şekil “gamut” olarak adlandırılır. CIE XYZ renk koordinat sistemi algısal olmadığı için rengin tanımlanmasındaki son nokta değildir. Yani XYZ renk yoğunluğu şemasındaki renklerin farkı eşit olarak algılanamaz (Şekil 2.12).¹³⁰

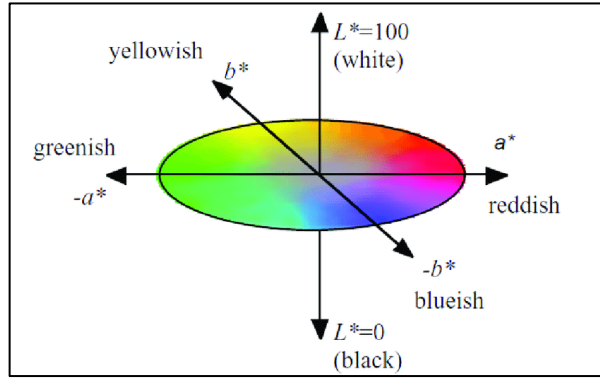


Şekil 2.12. CIE Tristimulus Değerleri Eğrisi ve XYZ Sistemi¹³⁸

1976'da ise şu anda yaygın olarak kullanılmakta olan L, a, b renk değerlerinden oluşan CIE L*a*b* renk sistemi geliştirilmiştir.

2.3.2.2. CIE L*a*b* Renk Sistemi

Bu sistemde renk belirlenirken L*, a* ve b* değişkenleri kullanılır ve bu değerler üçlü uyaran X, Y ve Z değerlerinden hesaplanır. CIE L*a*b* renk uzayı düzenli bir yapıya sahiptir. Bu üç boyutlu renk uzayında farklı eksenler kesişir. Bu eksenler L, a ve b eksenleridir (Şekil 2.13).



Şekil 2.13. CIE Lab renk aralığı¹³⁹

L* eksenini, rengin açık veya koyu olduğunu veya parlaklığını belirten parametredir. Munsell renk sistemindeki value değerine karşılık gelmektedir. Bir cismin beyaz (+) ve siyah (-) arasındaki açıklık-koyuluk koordinatlarını gösterir. Skalada siyaha en yakın 0, beyaza en yakın ise 100 L değerini alır.

a* yatay eksenini, herhangi bir cismin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. Değer eğer pozitif ise kırmızılığı, negatif ise yeşilliği temsil eder.

b* yatay eksenini, bir cismin sarı (+) ile mavi (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. Değer arttıkça sarı renge, azaldıkça mavi renge yaklaşılır. a* ve b* koordinatları nötr renklerde 0'a yaklaşırken, daha doygun ve yoğun renklerde koordinatların değerleri artar.^{116, 140-142}

CIE L*a*b* renk sisteminin avantajı küçük renk değişikliklerinin tespit edilmesine olanak vermesidir. Renk değişiminin derecesi ise ΔE ile ifade edilir ve hesaplanmasında şu formül kullanılır:

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

Bu formüldeki ΔL , Δa ve Δb değerleri iki örneğin CIE L* a* b* renk parametreleri arasındaki farklarını verir. ΔE değerinin sıfır olması iki rengin aynı olduğu, sıfırdan farklı olması ise renk farklılığı olduğu anlamına gelir. ΔE değeri

artıkça, renk farklılığı da belirginleşerek gözle algılanabilmeye başlar.

O'Brien renk değişiminin 3,5 ΔE birime kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir.¹⁴⁰ O'Brien'in klinik olarak renk eşlemesi yaptığı çizelge Tablo 2.2'de verilmiştir.

Tablo 2.2. O'Brien'in klinik olarak renk eşlemesi

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

2.3.3. Işık ve Renk Terimleri

2.3.3.1. Metamerizm

Belli bir ışık altında aynı renkte gibi görünen cisimler başka ışık altında farklı görülebilir. Bu olay metamerizm olarak adlandırılır.¹⁴³ Bu nedenle ideal renk seçimi biri güneş ışığı altında olmak şartı ile en az üç-dört değişik ışık altında yapılmalıdır. Ayrıca, klinik ve laboratuvar arasında bir aydınlatma standardizasyonu sağlanmalıdır. Aydınlatmanın standardizasyonunun sağlanması, genellikle hastanın ortamına benzer bir ortamda renk seçimi metamerizm etkilerini azaltır.³¹

Çevresel faktörler ve aydınlatma durumu renk seçiminde oldukça önemlidir. Parlak ışıkta kırmızı-sarı spektrum ön plana çıkarken spektrumun mavi ucu zayıflar. Aksine floresan ışık kaynağında güç mavi-yeşil uca kayar ve bu yüzden mavi yeşil renk baskın olarak algılanır. Doğal güneş ışığı da rengini günün farklı saatlerinde değiştirir. Öğle vakti, gökyüzü içine aldığı az miktarda hava ile mavi görünür. Sabaha karşı ve

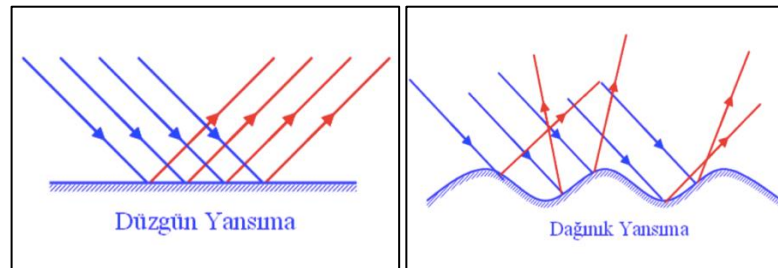
akşamüstü güneş ışığı, daha kısa dalga boylu mavi ışık atmosfer tarafından dağıtıldığı için yalnızca kırmızı-turuncu ışığı içine alır ve kırmızı-turuncu görünür.¹⁴⁴

Renk tespiti için ideal zaman 12.00-15.00 saatleri arasındadır. Gün içindeki zaman, değişik mevsimler ve hava şartları gün ışığının rengini etkiler, yani standart bir gün ışığı mevcut değildir. Sabahın erken saatleri ve akşam gün ışığı, gün içindeki oranla daha kırmızıdır. Işık kaynağı değiştiğinde, cisimden yansıyan ışık değişecek ve renk farklı algılanacaktır. Renk ısı, spektral reflektans eğrisi ve Color Rendering Index (CRI) gibi parametreler standart bir gün ışığı elde etmek amacıyla kullanılmaktadırlar. Renk seçiminde 90'nın üzerindeki CRI tavsiye edilmektedir.³¹

2.3.3.2. Kırılma ve Yansımaya

Işık saydam bir ortamdan farklı yoğunluğa sahip başka bir saydam ortama geçerken, ışık demetinin hızında ve yönünde değişiklik olur. Işığın hız değiştirmesinden kaynaklanan bu optik olaya kırılma denir.¹³⁰

Işıkların bir yüzeye çarpıp geri dönmesine yansımaya denir. Işık kaynağından objeye ulaşan ve yansıyan ışık ışınları obje tarafından emilmeyen, obje ile aynı dalga boyundaki ışınları içerir. Yani objenin rengi, emilmeden üzerinden yansıyan ışık sayesinde algılanır ve bu ışığın dalga boyu renk algısını belirler. Yüzeyi düzgün bir obje üzerine gelen ışık ışınlarının, obje üzerine geldiği açının aynısıyla geri yansımaya düzgün yansımaya, yüzeyi düzgün olmayan bir objeye gelen ışık ışınlarının açılarda birçok yöne yansımaya ise dağınık yansımaya denir (Şekil 2.14).^{145, 146}



Şekil 2.14. Işığın düzgün ve dağınık yansımaları¹⁴⁷

2.3.3.3. Yarı Saydımlık (Translusentlik) ve Opasite

Translusentlik, materyalin ışık geçirgenliği özelliğidir. Translusentlik, transparantlık ve opaklık arasında bir derecedir.^{130, 148} Diş hekimliğinde kullanılan seramikler, kompozit ve akrilik rezinler gibi pek çok materyal, dışın doğal görünümünü yakalayabilmek için translusent özellik taşır.

Opasite ise materyalin ışık geçişini engelleme yeteneğidir. Translusensi ve opasite birbirine zıt kavramlardır. Yüksek translusensi sergileyen yapılar, düşük opasite sergilerler. Bu durum, translusent olan materyalin ışığı yansıtmasından kaynaklanmaktadır. Opak bir materyal, gelen ışığın bir kısmını emerken diğer kısmını yansıtmaktadır. Translusensi, ışık saçma ve yapısal düzensizlik özelliği dış renginin belirlenmesinde dikkat edilmesi gereken parametrelerdir.¹²⁷

Translusensi değerlendirmesi translusensi parametresi (TP) veya kontrast oran (CR) ile yapılmaktadır.¹⁴⁹

CR, bir cisimden siyah arka plan (black-b) üzerindeyken yansıyan ışık miktarının (Yb) beyaz arka plan (white-w) üzerindeyken yansıyan ışık miktarına (Yw) oranı (Yb/Yw) dır. CR, translusensi karşılaştırmaları için en sık kullanılan yöntemdir. Opak materyaller için CR 1'e yaklaşırken; transparan materyaller için 0'a yaklaşmaktadır.¹⁴⁹

TP ise bir cismin beyaz (w) ve siyah (b) arka plan üzerindeki renk farkı olarak tanımlanır. TP, translusensinin görsel değerlendirmesi ile direkt uyuşmaktadır. TP'nin hesaplanması için aşağıdaki formül kullanılır:¹⁵⁰

$$TP = [(L_b - L_w)^2 + (a_b - a_w)^2 + (b_b - b_w)^2]^{1/2}$$

2.3.3.4. Saydamlık (Transparanlık)

Bir materyalin içinden ışığın tamamen geçmesi özelliğine denilmektedir. Saydam (transparan) materyalin arkasındaki cisim net olarak görünebilir. Cam saydam bir materyaldir.¹¹⁴

2.3.3.5. Opelasans özellik

Bir materyalin kısa dalga boyuna sahip ışık yaymasıdır. Işık yayılmasının nedeni, materyalin içinde bulunan, görünür ışık spektrumundaki dalga boyundan daha kısa dalga boyuna ve matriks materyalinden daha yüksek ışık kırma indeksine sahip partiküllerin varlığıdır. Bu özellik materyale, iletilen ışık altında turuncu-kahverengi bir görünüm, yansıyan ışık altında ise mavimsi-beyaz bir görünüm kazandırmaktadır.¹²⁷

2.3.3.6. Floresans özelliği

Bir materyalin üzerine gelen radyant enerjiyi absorbe ederek, lumin enerji yaymasıdır. Yayılan ışığın dalga boyu genelde gelen radyasyonunkinden daha uzundur. Tipik olarak mavi ışık veya ultraviyole ışıkta, materyaldeki elektronlar daha yüksek bir enerji düzeyine çıkar ve elektronların eskiden bulunduğu enerji düzeyine inerken kazanmış oldukları bu enerji görünür spektrumda floresans ışık olarak oluşur. Materyal üzerine radyasyon geldiğinde materyal floresans aktivite gösterir (ışık saçar), bittiğinde floresans aktivite de sona erer.^{127, 146, 151}

Doğal dişler de ultraviyole ışığa maruz kaldığında görünür ışık yayarak floresans özellik gösterir (Şekil 2.15). Dişler beyaz gün ışığında renk özelliklerine bakılmaksızın değerlendirildiğinde, en yüksek floresans değeri 450 nm dalga boyunda tespit edilmiş ve bu değer 680 nm dalga boyuna doğru giderek azalmıştır.¹⁵²



Şekil 2.15. Doğal dişlerin ultraviyole ışığa maruz kaldığında floresans özellik göstermesi¹⁵³

2.3.3.7. Fosforesans Özelliği

Esas olarak fosfor içeren bileşenlerde görülen ve radyant enerjiyle uyarılan elektronların fazla enerjilerini biraz gecikme ile saçması sonucu ortaya çıkan ışıldama özelliğidir. Bu özellik dental materyallerin özellikleri arasında bulunmaz.¹⁵¹

2.3.3.8. Pigmentasyon

Metal dışında bir materyalin içinde bulunan ve rengi oluşturan partiküller “pigment”; oluşan renklendirme işlemi “depigmentasyon” olarak adlandırılır.¹³⁰

2.3.4. Renk Ölçüm Yöntemleri

Günümüzde diş renginin belirlenebilmesi için farklı sistemler geliştirilmiştir. Temel olarak bu sistemleri görsel renk seçimi ve dijital sistemlerin kullanımı olarak iki gruba ayırmak mümkündür.¹⁵⁴

2.3.4.1. Görsel Ölçüm

Diş hekimliğinde renk belirlenmesinde en sık kullanılan yöntem, diş renginin, sabit diş rengi skalaları ile karşılaştırılması yöntemidir.¹⁵⁵ Bu yöntemde diş ve skala aynı ışık kaynağı altında subjektif olarak karşılaştırılır.¹⁵⁶ Diş skalalarındaki renkler doğal diş renklerinin hepsini kapsamamaktadır, dolayısıyla hastayı ve/veya hekimi memnun edecek bir renk seçilmesi son derece zordur.¹⁵⁷ Ayrıca bu yöntemin birçok dezavantajı vardır. Bunlar;

1. Diş hekimi ile diş teknisyeni arasındaki iletişimde kullanılacak standardize çeşitliliğin limitli olması;¹⁵⁸
2. Renklerin karşılaştırılmasında diş hekimleri arasında ve diş hekiminin yapmış olduğu kendi seçimleri arasında farklılıkların olabilmesi;¹⁵⁶
3. Işık kaynağı, tecrübe, yaş, insan gözünün yanılabilirliği ve fizyolojik etkenler (renk körlüğü) gibi genel değişkenlerin tutarsızlığa neden olabilmesi;¹⁵⁶
4. Elde edilen sonuçlar CIE L*a*b* renk skalasına dönüştürülememesi¹⁵⁵ olarak sayılabilir.

Renk seçimi her zaman restore edilecek dişin preparasyonundan önce yapılmalıdır. Preparasyon sırasında dişler dehidrate olabilir ve renk değiştirebilir. Mine, metal, siman aşındırılmasında ortaya çıkan artık maddeler ve biyolojik sıvılar dişlerin renginin farklı görülmesine neden olabilir.⁴⁵

Renk seçimi öncesi hastadan dikkat dağıtıcı her şeyi uzaklaştırması istenmelidir. Hastanın ruj ve ağır makyajı renk seçiminin doğru biçimde yapılmasını etkileyebileceğinden temizlenmeli veya maskelenmelidir. Renk seçimi öncesi dişlerin temiz ve lekesiz olduğundan emin olunmalıdır. Hekim, hasta ile ışık kaynağı arasında konumlanmalı ve hastanın pozisyonu dik olmalıdır. Retinadaki konların yorulmasını önlemek için renk seçim işlemi 5 saniye veya daha kısa sürmelidir.¹⁵⁹

Klinik çalışmalarda en sık kullanılan skalalar, Vitapan Classic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alamnya), Vita 3D Master (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alamnya) 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.¹¹³

2.3.4.2. Dijital Renk Ölçümü

Yapılacak restorasyonun rengini belirlerken hekime ve çevredeki renk, ışık gibi değişkenlerine bağlı bütün etkili faktörler gözle renk belirlemesinin subjektif olması ile sonuçlanır.¹⁶⁰ Rengin algılanmasında kişiler arasında farklılıkların olması ve rengin görsel olarak belirlenmesindeki standardizasyon eksiklikleri renk ölçüm cihazlarının kullanımını gündeme getirmiştir.¹⁶¹

Renk ölçümü için günümüzde kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleri kullanılmaktadır (Tablo 2.3). Bu cihazların kullanımı ile daha objektif, sayılabilir ve hızlı ölçümler yapılabildiğinden görsel yolla yapılan renk seçimine göre daha avantajlıdır.¹⁵⁶

Tablo 2.3. Günümüzde kullanılan renk ölçüm cihazları

Sistem	Üretici Firma	Tipi
Minolta KO-321	Minolta C. Japan	Kolorimetre
Shade eye NCC	Shofu Dental, California	Kolorimetre
Shade eye Ex	Shofu Dental, Japan	Kolorimetre
EasyShade	Vident, California	Spektrofotometre
ShadeScan	Cynovad, Canada	Dijital renk analizörü/ Kolorimetre
ShadeVision	X-Rite, Inc. Michian	Dijital renk analizörü/ Kolorimetre
SpectroShade MHT	Niederhasli, Switzerland	Dijital renk analizörü/ Spektrofotometre
Clearwatch	Smart Technology, Oregon	Dijital kamera/ Software

2.3.4.2.1. Kolorimetreler

Herhangi bir matematiksel işlem olmaksızın renk koordinatlarını verebilen cihazlardır (Şekil 2.16). Bu cihazlar gözdeki renk reseptörlerini taklit eden renk filtrelerine sahiptir. Bir objeden yansıyan ışınlar bu filtrelerden geçerek renk ölçümü gerçekleştirilir.¹⁵⁶

Bu cihazlar üç uyaranlı x, y, z değerlerini veya CIE L*, a*, b* değerlerini verirler.¹⁶² Bu değerler matematiksel olarak analiz edilebilir ve elde edilen değerlerle farklı objelerin renk parametreleri karşılaştırılabilir.¹⁶³



Şekil 2.16. Kolorimetre renk ölçüm cihazı¹⁶⁴

CIE L*a*b* sistemini kullanan cihazların çalışma prensibi belirli açıda ışın gönderip, sabit bir açıyla geri dönen ışınların yansıma değerlerini ölçme esasına dayanmaktadır. Yüze renklerinin ölçülmesi için, kolorimetre içerisinde insan gözündeki kon tipi hücrelere benzer olarak üç farklı sensör bulunmaktadır. Dedektör içinde yer alan bu sensörler, CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ sistemine yakın sonuç vermek için yerleştirilmiştir.^{127, 154}

Kolorimetrelerin dezavantajları:

1. Bu cihazlar düz yüzeylerde ölçüm yapmak için tasarlanmıştır. Ancak dişler çoğunlukla düz yüzeye sahip değildirler.
2. Dar açıklığa sahip olan cihazlarda 'edge-loss' diye tabir edilen, renk ölçümü yapılan nesneden yansıyan ışığın cihaza tam olarak dönememesi gibi problemler yaşanmaktadır.¹⁶⁵

Genel olarak kolorimetreler, spektrometre ve spektrofotometrelerden daha kolay kullanılırlar ve daha küçük aletlerdir, ayrıca fiyatları da daha uygundur. Ancak, kolorimetrelerde, filtrelerin kısa sürede eskimesi, cihazın sürekli kullanılabilirliğini

etkilemektedir. Bir başka dezavantajı da, metamerizmi değerlendirebilmek için kullanılamamalarıdır. Transludent materyallerin renklerinin belirlenmesinde ise, ışığın kırılarak dağılmasından dolayı sonuçlarda problemler yaşanabilir. Örneğin gerçek diş ile aynı renkteki metal seramik bir restorasyon, kolorimetre ile okunduğunda farklı sonuçlar verebilir.¹²⁷

2.3.4.2.2. Spektroradyometreler

Spektroradyometreler rengin radyometrik değerlerin ölçümünde kullanılırlar (Şekil 2.17). Renk ölçümünü, insan gözüne benzer şekilde nesneye temas etmeden yapmaktadırlar. Renk ölçümü için, aydınlatma kaynağı kullanılmaktadır. Ölçüm sonuçlarını gerçek görüş şartlarında gerçekleştirebilmeleri bu aletlerin olumlu özelliğidir. Ancak ölçüm açısındaki ufak değişiklikler bile sonuçlarda büyük sapmalara neden olmaktadır ve kullanım hassasiyeti bu aletlerin dezavantajlarıdır.¹⁶⁶



Şekil 2.17. Spektroradyometre renk ölçüm cihazı¹⁶⁷

2.3.4.2.3. Spektrofotometreler

Spektrofotometreler yüzey renginin ölçülmesinde en yaygın kullanılan aletlerdir (Şekil 2.18). Temel çalışma prensibi, rengi ölçülecek nesneden ve standart beyaz zeminden yansıyan ışığı görülebilir spektrumda 1-25 nm aralıklarla ölçmektir.^{166, 168} Metamerizmi ayırt edebilmek amacı ile de kullanılabilirler. Güneş ışığı, ampul ışığı ve floresan ışıkta farklı ölçüm değerleri verebilmektedir. Bu nedenle spektrofotometreler

daha profesyonel alanlarda, bilimsel çalışmalarda, kalite kontrolünde ve rengin tarif edilmesinde kullanılmaktadırlar.^{160, 169}



Şekil 2.18. Spektrofometre renk ölçüm cihazı (Vita, Germany)¹⁷⁰

Diş hekimliğinde ise spektrofotometre; tam protez dişlerinin, porselen restorasyonların, restoratif rezinlerin, dental materyallerin renklerinin sayısal ifadelerini bulmak ve renkli iki cismin arasındaki renk farkını değerlendirmek amacıyla kullanılmaktadır.¹⁶⁹

2.3.4.2.4. Dijital Kameralar

Dijital kameraların renk ölçümünde kullanılması giderek popüler hale gelmiştir. Avantajı tek bir noktanın değil tüm cismin renk görünümünün görüntüler halinde izlenebilmesidir.¹⁷¹

Yöntem; klinikte çekilen fotoğraf görüntüsünün, kameranın bağlı olduğu bilgisayarda analiz edilmesine bağlıdır. Film üzerinde ışık odaklanması ve kimyasal reaksiyon yerine dijital fotoğraf makineleri görüntüyü CCD (algılayıcı) ile yakalarlar. CCD'ler milyonlarca sayıdaki küçük ışığa hassas elemanlar (fotosit) içerirler. Her bir fotosit üzerine gelen toplam ışığa cevap verebilir. Tüm renklere sahip bir görüntü elde etmek için alıcılar (sensor) ışığın temeli olan üç renkte bakabilmek için filtreler kullanılır. Bu cihazlarda üç ayrı renk her bir piksele kaydedilebilir.^{171, 172}

İstenilen objenin görüntüsü dijital bir kamera ile alındıktan sonra, kameranın bağlı olduğu bilgisayar bu değerleri CIE L*a*b* cinsinden ifade etmektedir. Sistem; dijital kameranın dışında, bağlı olduğu bilgisayar, görüntüyü yakalayan bir sürücü, bilgisayar programı ve renk sensöründen meydana gelmektedir.¹⁷³

Ayrıca hekim ve teknisyenin ayrı bina, şehir veya ülkelerde olduğu durumlarda dijital fotoğrafların kullanımı, hekim ve teknisyenin iletişimini kolaylaştıracak etkili bir yöntem olduğu kabul edilmektedir.¹⁷⁴

2.4. Antimikrobiyal Ağız Çalkalama Solüsyonları

Ağız çalkalama, ilk olarak M.Ö. 2700'de Çin tıbbında bir oral hijyen malzemesi olarak uygulanmıştır.¹⁷⁵ Antimikrobiyal ağız çalkalama solüsyonlarının kullanımı için belgelenmiş ilk bilimsel ve klinik temeller 1960'lı yıllarda kaydedilmiştir.¹⁷⁶

Ağız çalkalama solüsyonları çürük ve periodontal hastalıkları önlemek için diş yüzeyinde kalan plağı etkilemeyi amaçlar. Geleneksel diş fırçalamaya ek olarak kullanılan ağız gargaralarının optimal plak kontrolünün sağlanmasında faydalı olduğu bildirilmiştir.¹⁷⁷

Solüsyonlardaki aktif içerikler dörütlü amonyum bileşikleri, fenolik bileşikler, borik ve benzoik asitlerdir. Bu içeriklere ilave olarak alüminyum, çinko stearik asit tuzu, çinko sitrat, asetik ve sitrik asit gibi ajanlar solüsyonlarda güzel tat, renk ve koku sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. İçeriklerinde bulunan çinko sayesinde bu ürünler, antimikrobiyal ve uçucu sülfür bileşiklerine karşı kimyasal olarak aktiftirler. Böylece ağız kokusu tedavisinde çok etkilidirler.¹⁷⁸ Solüsyonlardaki alkol; çözücü, tat güçlendirici ve ağızda kalan tadı güçlendirmek amacı ile kullanılmaktadır. Piyasadaki bazı solüsyonlardaki alkol oranı %27 olmakla birlikte bu oran özellikle 2-3 yaş arası çocuklarda tehlike oluşturmaktadır.¹⁷⁸

2.4.1. Katyonik Organik Moleküller

Bu kategoride en sık kullanılan antiseptikler bisguanidlerdir. Klorheksidin (CHX), aleksidin ve oktenidin gibi antiplak etkisine sahip bisguanidler içerisinde klorheksidin diglukonat, üzerinde en çok çalışma yapılan ve toksikolojisi üzerine en fazla bilgi sahibi olduğumuz organik moleküldür. 1953 yılından bu yana tıpta geniş spektrumlu antiseptik olarak tercih edilen klorheksidin, yirmi beş yıldan daha uzun bir süredir diş hekimliğinde başarıyla kullanılmaktadır.¹⁷⁹

Klorheksidin in vitro olarak hem gram pozitif hem de gram negatif aerob ve anaerob bakterilere, mantarlara ve mayalara karşı etkilidir.¹⁸⁰ Antimikrobiyal etkisi sitoplazmik makromoleküllerin koagülasyonunu takiben hücre membran geçirgenliğinde artışa sebep olmasından kaynaklanır ve bakteri hücre duvarının yapısını değiştirerek ozmotik dengeyi bozar.¹⁸¹ Düşük konsantrasyonlarda bakteriyostatik, yüksek konsantrasyonlarda bakterisit etkilidir. Klorheksidin plaktaki bakterilerin dış membranına bağlanarak, bakterilerin epitel hücrelerine yapışmasını azaltır.¹⁸²

İlaçların yumuşak ve sert dokulara bağlanması ya da absorbe edilmesi substantivite olarak bilinir ve bu özellik ilk kez klorheksidin için 1970’te tanımlanmıştır. Substantivite, ilaç konsantrasyonundan, pH’tan, sıcaklıktan ve oral dokulara solüsyonun temas süresinden etkilenir.¹⁸³ Bu özelliği ile dikatyonik klorheksidin molekülü oral yüzeylere absorbe olur ve uzun süre etkili konsantrasyonda kalabilir, antibakteriyel etkinliği uzun süre devam eder. Bu özelliği plak kontrolünde kullanılan diğer kimyasal ajanlara göre üstün yapar. Oral yüzeylere bakıldığında klorheksidinin tutunduğu yüzeyde 7 ya da 12-14 saate kadar kalabildiği görülmüştür.¹⁸⁴

185

Klorheksidinin gastrointestinal sistemden absorpsiyonu çok iyi olmadığı için çok düşük toksisite gösterir. Düşük toksisitesine rağmen tat değişikliği, dişler ve mukoza

üzerinde boyanma, mukoza erozyonu ve parotis şişmesi gibi yan etkileri vardır. Bu yan etkiler klorheksidin uzun süre kullanımını ve kullanıcılar tarafından kabul edilebilirliğini sınırlamaktadır.¹⁸⁶

Klorheksidin'in %0,1, %0,12 ve %0,2'lik çözeltileri bulunmaktadır. Piyasada Klorheks, Peridex, Periogard, Corsodyl, Orahexal, Andorex gibi isimlerle satılmaktadır. %0,2'lik klorheksidin glukonat içeren gargaların oral hijyen işlemleri bırakıldıktan sonra deneysel gingivitis oluşumunu önlediği görülmüştür. Gingivitis kontrol etmede temel oral antiseptik olarak kabul edilmektedir.¹⁸⁷

2.4.2. Dörtlü Amonyum Bileşikleri

Cetylpridinium chloride (CPC) gibi dörtlü amonyum bileşikleri doğada pozitif yüklü olarak bulunur ve orta dereceli plak inhibisyon aktivitesi gösterirler.¹⁸⁸ Katyonik ve aktif yüzey ajanı olmalarından ötürü ağız dokularına başlangıç tutunmaları klorheksidine göre daha fazladır. Fakat her ne kadar klorheksidine eş değerde antibakteriyel etkili olsalar da, plak inhibisyonu ve gingivitis önlemede daha az etkinlik gösterirler.^{189, 190} Çünkü klorheksidine göre daha hızlı salınırlar ve etkilerini kısa sürede kaybederler.¹⁸⁴

Aktinomiçes, porphyromonas gingivalis, S. sangius, eikenella corrodens, salmonella typhimurium, fusobacterium nucleatum ve laktobasil gibi birçok bakteriye karşı etkilidir. Bakteri hücre duvarına etki ederek hücre içi metabolizmayı harap eder ve hücre büyümesini engeller.¹⁹¹

Kozmetik olarak %0,05'lik CPC, terapötik olarak %0,07'lik CPC diş macunları içerisinde bulunmaktadır. CPC içeren gargalar piyasada Colgate Plax (Palmolive Company, ABD), Cepacol (Bayer, Avustralya), Scope (Procter&Gamble, ABD) gibi isimlerle bulunmaktadır.¹⁹²

Bu solüsyonların yan etkileri ise dişlerde renklenme, yüksek konsantrasyonda

diş taşı oluşumu, ağız içinde yanma hissi ve deskuamasyon şeklindedir.¹⁹³

2.4.3. Bitki Alkaloidleri

Sanguanarin Kuzey Amerika ve Kanada'da yetişen *Sanguinaria canadensis* bitkisinin rizomlarından derivate olmuş bir benzofenantridin alkaloid'dir.¹⁹⁴ Katyonik bir madde olan Sanguanarin, kimyasal reaktif iminyum iyonu içerir ve bu iyon sanguanarinin aktivitesinden sorumludur. Sanguanarin kullanımından saatler sonra bile plakta kalır ve gastrointestinal sistem tarafından absorpsiyonu düşüktür.¹⁹⁵

2.4.4. Metal İyonları

Çinko, bakır ve kalay gibi çok sayıda metal iyonunun plak üzerine etkisi incelenmiştir ve plağı inhibe edici etkileri gösterilmiştir. Çinkonun dental plağa tutunduğu ve oral ekolojiyi bozmadan plağın gelişimini inhibe ettiği gösterilmiştir.¹⁹⁶ ¹⁹⁷ Çinko iyonunun klorheksidin, heksetidin, triklosan ve sanguanarin gibi diğer antiseptiklerle oluşturduğu kombinasyonların incelendiği çalışmada çinkonun bu antiseptiklerin etkinliğini arttırdığı görülmüştür.¹⁹⁸⁻²⁰¹ Diğer metal iyonlarının bu konudaki etkisi çok az bilinmektedir.

Ağız sağlığını korumak için en sık kullanılan metal iyonu florürdür. Flor iyonu, fluorin elementinden kaynaklanmaktadır. Halojen grubunda olan bu madde oda sıcaklığında soluk, sarı-yeşil renkte bir gazdır. Kimyasal elementler içinde elektronegatifliği en fazla olan dolayısıyla tüm elementlerle reaksiyona girme eğiliminde olan flor, bu özellikleri nedeniyle doğada elementer formda serbest olarak bulunmaz, bileşiklerin yapısına katılır.²⁰²

Florun çürük üzerindeki etki mekanizmaları birkaç şekildedir. Diş gelişimi esnasında florapatit oluşumu ile diş minesinin direncini artırır. Tükürük ve plakta bulunduğu diş yüzeyinde remineralizasyon sağlar. Florun antimikrobiyal etkisi ise, düşük pH'lı plaktaki bakteri hücrelerine girerek ve glikolitik yoldaki enolazı inhibe

ederek plakta asit üretimini azaltması ile sağlanır.²⁰³

2.4.5. Fenoller

Noniyonik yapıda ve bakteri hücre duvarı üzerinde etkili olan fenoller ilk kez 1865’de Joseph Lister tarafından bulunmuştur. Triklosan ve krezol gibi farklı formları mevcuttur.¹⁹²

American Dental Association tarafından onaylanan ilk antibakteriyel gargara; fenol içerikli gargaraları temsil eden Listerine %26,9 hidroalkolik taşıyıcıda mentol ve metilsalisilat ile birlikte fenolle ilişkili esansiyel yağların bir kombinasyonudur.²⁰⁴

Listerine gram-pozitif ve gram-negatif bakteriler ile mayaları etkileyen geniş bir antimikrobiyal spektruma sahiptir. Oral antiseptikler genelde bakterisidal aktiviteleri ile bilinirken; Listerine ‘in ayrıca diş yüzeyindeki bakteri kolonizasyonunu önleme özelliği de vardır.²⁰⁵

Listerine; mikroorganizmaların hücre duvarının bütünlüğünü bozarak ve enzim aktivitelerini inhibe ederek onları yok ederler. Gram pozitif öncü türleri çökmesini sağlayarak, bakterilerin çoğalmasını yavaşlatır. Gram negatiflerin endotoksinlerini çıkartarak bakterilere karşı koruma sağlarlar. Bu durumda bakteriyel yükü azaltabilir, plak maturasyonunu yavaşlatabilir ve plak kütleini azaltabilir ve bu da patogeniteyi azaltmış olur.²⁰⁶ Listerine supragingival plak, gingivitis ve ağız kokusu üzerine oldukça etkilidir.²⁰⁷

2.4.6. Benzidamin Hidroklorür (BHCl)

Benzidamin hidroklorür; antienflamatuvar, analjezik, antipiretik ve lokal anestezi etki gösteren, sistemik ve lokal olarak uygulanabilen indazol türevi²⁰⁸ bir non steroidal antienflamatuvar ilaç (NSAİİ)’dir. Benzidamin hidroklorürün antihelmintik özelliğe ve bir dereceye kadar antibakteriyel ve antifungal aktiviteye de sahip olduğu bildirilmiştir. Bu özelliklerinden dolayı dişhekimliğinde cerrahi işlemlerden sonra

oluşan ağrı ve inflamasyonun azaltılmasında kullanılmaktadır. Ayrıca, aftöz ülserler ve gingivitis gibi iltihapsal olayların semptomatik tedavisinde de etkili olabilmektedir. KBB’de tonsillit, sinüzit ve ameliyatlarında, ortopedi ve travmatoloji’de doku zedelenmesi ve/ya da iltihaplı doku ameliyatlarında ayrıca üroloji ve jinekoloji ameliyatlarında kullanılır.²⁰⁹

Benzidamin hidroklorür her ne kadar bir NSAİİ ise de bilinen NSAİİ’lerden farklı bir yapıya sahiptir. Diğer asidik NSAİİ’lerden farklı olarak alkalik pH’ya sahiptir. Bu alkali tabiatı sistemik dolaşıma geçmesini takiben iltihaplı dokularda yoğunlaşmasını sağlar. Sağlıklı dokularda yoğunluğu ise azdır. Plaketalet agregasyonunu siklooksijenaz inhibisyonundan bağımsız olarak inhibe eder.²¹⁰

3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışma, ağız çalkalama solüsyonlarının CAD-CAM sistemleri ile kullanılan hazır geçici materyallerin uzun dönem renk stabilitelere olan etkisini araştırmak için tasarlanmıştır. Bu çalışmanın yapılabilmesi için T.C. Atatürk Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Etik Kurulu'ndan etik kurul onayı alınmıştır (EK-2). Ayrıca, bu çalışma T.C. Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Kurulu'nca (Proje no: 2018-6499) desteklenmiştir.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda piyasada bulunan 3 çeşit CAD-CAM sistemleri için üretilen hazır geçici restorasyon diski kullanıldı (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan geçici restorasyon materyalleri

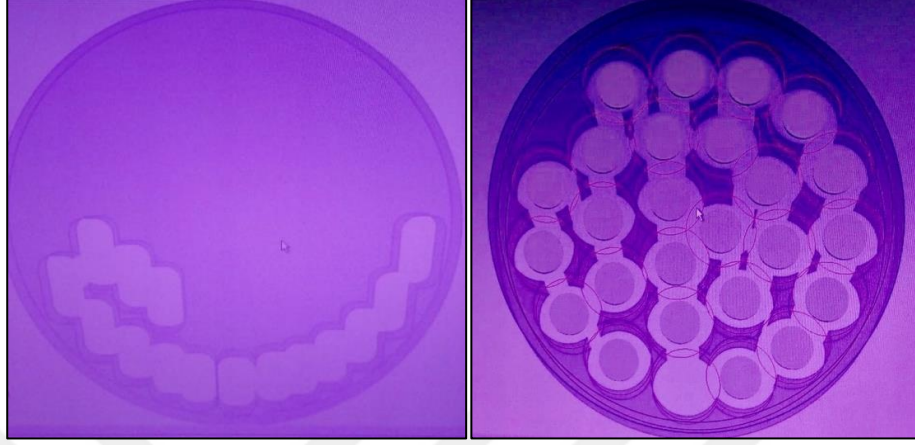
Materyal Tipi	Ticari İsmi	Üretici
Poliakril rezin	Vita CAD- Temp	Vita Zahnfabrik, Almanya
Polimetil metakrilat	Telio CAD	Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn
Polimetil metakrilat (PMMA) ve metakrilik asit ester bazlı çapraz bağlı polimerler	Ceramill Temp	Amann Girrbach, Avusturya

Çalışmamızda kullanacağımız örneklerin hazırlanması için ilk önce 2 mm kalınlık ve 10 mm çapında mum örnek elde edildi. (Şekil 3.1)



Şekil 3.1. Örneklerin üretilmesi için hazırlanan rehber mum örnek

Hazırlanan mum örnek CAD sisteminde taranıp elde edilen görüntüler dijital ortama aktarıldı. Bilgisayar ortamında gerekli düzenlemeler yapıldı ve ölçümler değerlendirildi. (Şekil 3.2)



Şekil 3.2. Örneklerin bilgisayar ortamında dizayn edilmesi

Örneklerin hazırlanması için

- Vita CAD-Temp için A1 rengine denk gelen 1M2,
- Telio CAD için A1 ve
- Ceramill Temp için A1 rengine denk gelen light renginde disk kullanıldı. Bu diskler CAM cihazında freze edilerek örnekler hazırlandı. (Şekil 3.3)



Şekil 3.3. CAD-CAM cihazı ile disklerin freze edilmesi

Vita CAD-Temp, Telio CAD ve Ceramill Temp diskten 40'ar adet olmak üzere 3 grup halinde toplam 120 adet örnek CAM sistemi ile hazırlandı. (Şekil 3.4)



Şekil 3.4. CAD-CAM cihazı ile hazırlanan örnekler

Örneklerin ön yüzleri sırasıyla 400, 800, 1200, 2400 grit SiC zımpara ile ıslak zımparalanarak polisajı yapıldı.

3.2. Solüsyonların hazırlanması

Hazırlanan örneklerin renk stabilitelelerinin incelenmesi için 3 ağız çalkalama solüsyonu ve kontrol grubu olarak distile su hazırlandı. (Tablo 3.2) (Şekil 3.5)

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan ağız çalkalama solüsyonları

Solüsyonun adı	Solüsyonun içeriği	Üretici Firma
Klorheks	%0,2 Klorheksidin glukonat	Drogsan İlaçları Sanayi ve Ticaret A.Ş.
Tantum Verde	%0,15 Benzidamin HCL	Santa Farma İlaç Sanayii A.Ş.
Listerine Stay White	Aqua, alcohol, sorbitol, poloxamer 407, benzoic acid, zinc chloride, eucalyptol, methyl salicylate, thymol, sodium benzoate, menthol, sucralose, aroma, sodium saccharine, CI 42090	Johnson and Johnson Sıhhi Malzeme San. ve Ticaret Ltd. Şirketi İSTANBUL
Distile su (Kontrol grubu)		Aqua Medikal Tıbbi Araç ve Gereçler İnş. San. Dış. Tic. Ltd. Şirketi İSTANBUL



Şekil 3.5. Çalışmamızda kullanılan ağız çalkalama solüsyonları

3.3. Örneklerin İlk Renk Ölçümlerinin Yapılması

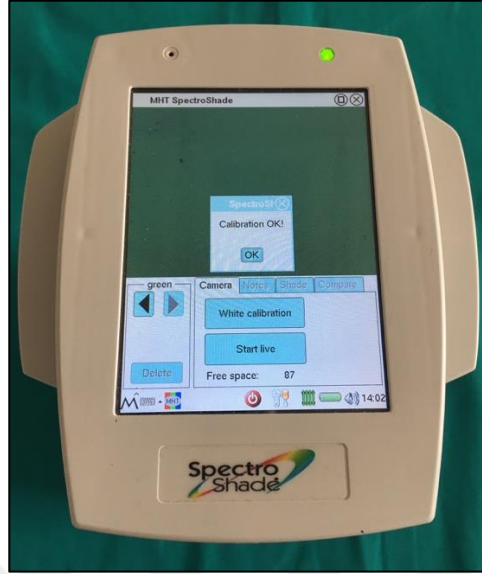
Tüm örnekler ilk renk ölçümleri yapılmadan önce 24 saat distile suda bekletildi. Daha sonra örnekler yıkandı, kurulandı ve sırasıyla numaralandırılarak başlangıç renk ölçümü için hazır hale getirildi.

Başlangıç renk ölçümleri için, CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemini kullanan spektrofotometre cihazı (SpectroShade; MHT Optic Research AG, Niederhasli, İsviçre) kullanıldı (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Örneklerin spektrofotometre cihazı ile renk ölçümlerinin yapılması

Spektrofotometre cihazı her ölçüm öncesi üreticinin talimatları doğrultusunda kalibre edildi (Şekil 3.7)



Şekil 3.7. Spektrofotometre cihazının kalibrasyonunun yapılması

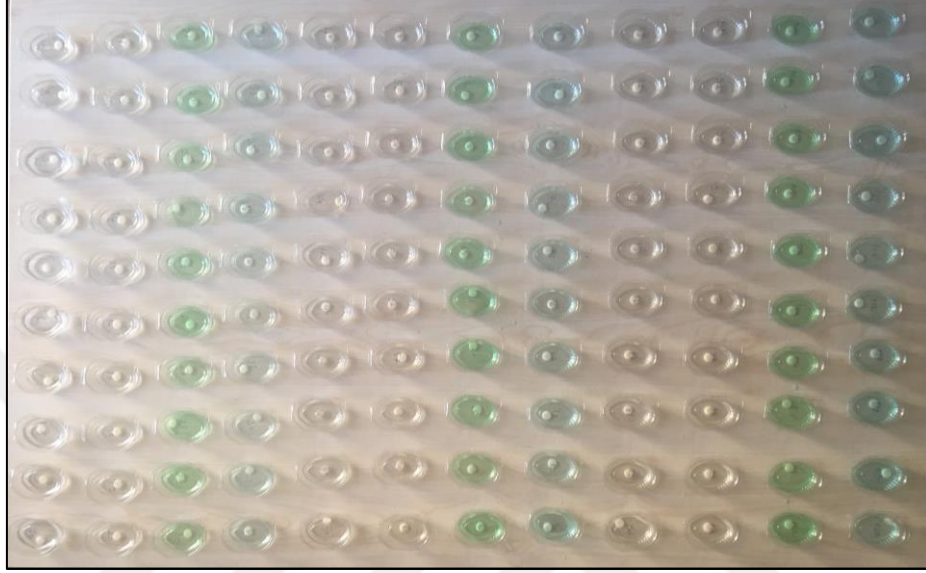
Örneklerin numaralandırıldıktan sonra spektrofotometre ile CIE L*a*b* değerleri ölçüldü (Şekil 3.8) Her örnek için üç farklı noktadan ölçüm yapıldı ve bu ölçümlerin ortalama değeri elde edildi. Renk ölçümleri, günün aynı saatlerinde, aynı şartlar sağlanarak ve beyaz arka plan üzerinde yapıldı.



Şekil 3.8. Spektrofotometre cihazı ile ilk renk ölçümlerinin yapılması

3.4. Örneklerin Solüsyonlarda Bekletilmesi

Örnekler 37° C'lik distile su içerisinde 24 saat bekletildi. (Şekil 3.9) Daha sonra örnekler 20 ml'lik küçük kaplarda hazırlanan ve gruplandırılan solüsyonlarda 24 saat bekletildi. Bu süre 2 yıl boyunca günde 2 dakika çalkalama ile eş değerdir.²¹¹



Şekil 3.9. 20 ml'lik küçük kaplarda hazırlanan solüsyonlarda bekletilen örnekler

İkinci renk ölçümleri öncesinde tüm örnekler solüsyonlardan çıkarıldı ve distile suda 5 dakika boyunca yıkandı. Daha sonra yumuşak bir peçete ile kurulandı.

3.5. Solüsyonlardan çıkarılan örneklerin renk ölçümlerinin yapılması

Solüsyonlarda bekletilen örneklerin renk ölçümleri, önceki renk ölçümleri gibi beyaz arka fon üzerinde gerçekleştirildi. Her örnek için üç farklı noktadan ölçüm yapılarak bu ölçümlerin ortalama değeri elde edildi. Aynı formüller ile son değerler hesaplandı (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Spektrofotmetre cihazı ile ikinci renk ölçümlerinin yapılması

3.6. Renk Farkının (ΔE) Hesaplanması

Aşağıdaki ΔE formülü kullanılarak farklı örneklerin farklı solüsyonlardaki boyanma miktarını değerlendirildi:

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

Hesaplamalar Microsoft Office Excel 2010 (Microsoft Corporation, Amerika) programı kullanılarak yapıldı (Şekil 3.13).

3.7. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmanın istatistiksel verileri IBM SPSS 20.0 (Chicago, Illinois, ABD) paket programıyla analiz edildi. CAD-CAM sistemlerinde kullanılan geçici hazır materyallerin farklı solüsyonlardaki ortalama renk değişim miktarlarını belirlemek için kullanılan istatistiksel değerlendirmeler şunlardır;

- Renk ve solüsyonlara ait alt grupların karşılaştırılmasında iki yönlü varyans analizi (two-way ANOVA) kullanıldı.
- Gruplar arasındaki farklılık Tukey testi ile incelendi.
- Sonuçlar aritmetik ortalama \pm standart sapma olarak sunuldu.
- Anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

4.1. Grupların Renk Farklılıkları Açısından Değerlendirilmesi

Tüm örneklere solüsyonlarda bekletilmeden önce ve bekletildikten sonra beyaz arka plan üzerinde spektrofotometre ile ölçüm yapıldı ve CIE L*a*b* parametreleri kaydedildi.

4.1.1. L* Değerleri

Örneklerin solüsyonlarda bekletilmeden önceki L değerleri Tablo 4.1’de belirtilmiştir. Belirlenen sonuçlara göre Vita CAD Temp örnekler istatistiksel olarak anlamlı en yüksek L₁ değerlerine, Ceramill Temp örnekler en düşük L₁ değerlerine sahiptir (p<0,001) (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Farklı örnek türlerinin L₁ değerlerinin karşılaştırılması

Örnek türü	N	Min	Max	Ort	Standart sapma
Vita CAD Temp	40	87,00	88,00	87,51	0,23
Ceramill Temp	40	81,70	82,80	82,30	0,24
Telio CAD	40	82,10	83,00	82,54	0,22

Örneklerin solüsyonlarda bekletildikten sonraki L değerleri Tablo 4.2’de belirtilmiştir. Belirlenen sonuçlara göre en yüksek L₂ değeri Vita CAD Temp örneklerde, en düşük L₂ değeri ise Ceramill Temp örneklerde belirlenmiştir (p<0,001).

Tablo 4.2. Farklı örnek türlerinin L₂ değerlerinin karşılaştırılması

Örnek türü	N	Min	Max	Ort	Standart sapma
Vita CAD Temp	40	87,00	88,00	87,45	0,24
Ceramill Temp	40	81,70	82,70	82,29	0,27
Telio CAD	40	81,70	82,90	82,39	0,30

Farklı solüsyonlarda bekletilen farklı örnek gruplarının solüsyonlarda bekletildikten sonra belirlenen L_2 değerleri çift yönlü varyans analizi yapılarak karşılaştırılmıştır (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Materyal ve solüsyon türüne göre L_2 değerlerinin 2 yönlü varyans analizi

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F-değeri	p- değeri
Materyal	698,217	2	349,109	6377,491	,000
Solüsyon	1,866	3	,622	11,361	,000
Materyal*solüsyon	,817	6	,136	2,487	,027
Hata	5,912	108	,055		
Toplam	848267,020	120			

2 yönlü varyans analizi sonucu, L_2 değerinin; materyal ve solüsyon türünden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilendiği tespit edilmiştir ($p<0,05$). Ayrıca materyal türü ve solüsyon türü arasındaki etkileşim istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

Örneklerin solüsyonlarda bekletilmeden önce ölçülen L_1 ve bekletildikten sonra ölçülen L_2 değerleri ile bekletildikleri solüsyon türleri Tablo 4.4 ve Şekil 4.1’de belirtilmiştir. Bu sonuçlara göre;

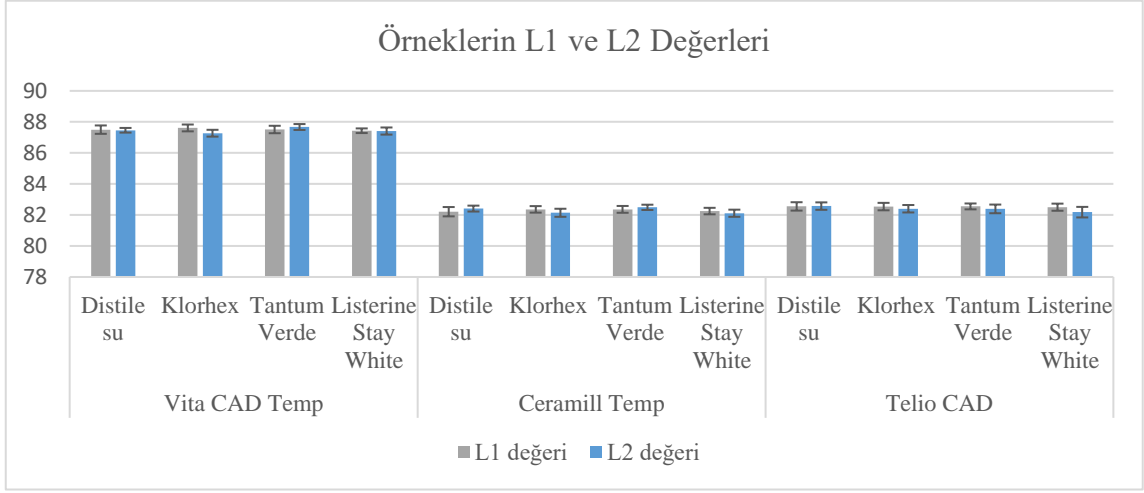
- Vita CAD Temp örneklerde en yüksek ortalama L_2 değeri Tantum verde’de bekletilen örneklerde, en düşük L_2 değeri Klorheks’de bekletilen örneklerde belirlenmiştir ($p<0,001$).
- Ceramill Temp örneklerde en yüksek ortalama L_2 değeri Tantum verde’de bekletilen örneklerde, en düşük L_2 değeri Listerine Stay White’da bekletilen örneklerde belirlenmiştir ($p<0,001$).

- Telio CAD örneklerde en yüksek ortalama L_2 değeri distile su da bekletilen örneklerde, en düşük L_2 değeri Listerine Stay White’da bekletilen örneklerde belirlenmiştir ($p<0,001$).

Tablo 4.4. Farklı solüsyonlarda bekletilen farklı örnek gruplarının solüsyonlardan önce ve sonra belirlenen L^* değerleri

Materyal türü	Solüsyon türü	N	Ortalama (L1)	Standart sapma (L1)	Ortalama (L2)	Standart sapma (L2)
Vita CAD Temp	Distile su	10	87,50	0,27	87,46	0,15
Vita CAD Temp	Klorheks	10	87,61	0,22	87,27	0,22
Vita CAD Temp	Tantum verde	10	87,51	0,24	87,67	0,19
Vita CAD Temp	Listerine Stay White	10	87,43	0,15	87,41	0,23
Ceramill Temp	Distile su	10	82,21	0,30	82,41	0,19
Ceramill Temp	Klorheks	10	82,36	0,21	82,14	0,26
Ceramill Temp	Tantum verde	10	82,36	0,22	82,49	0,17
Ceramill Temp	Listerine Stay White	10	82,25	0,21	82,11	0,23
Telio CAD	Distile su	10	82,55	0,27	82,57	0,24
Telio CAD	Klorheks	10	82,54	0,24	82,40	0,24
Telio CAD	Tantum verde	10	82,55	0,19	82,39	0,29
Telio CAD	Listerine Stay White	10	82,50	0,23	82,18	0,34

Buna göre tüm solüsyonlar için en yüksek L_2 değeri Vita CAD Temp örneklerde, ikinci olarak Telio CAD örneklerde belirlenmiştir. En düşük L_2 değeri ise Ceramill Temp örneklerde ölçülmüştür ($p<0,001$).



Şekil 4.1. Örneklerin solüsyonlardan önce (L_1) ve solüsyonlardan sonra (L_2) ölçülen L değerleri

4.1.2. a^* Değerleri

Örneklerin solüsyonlarda bekletilmeden önceki a değerleri Tablo 4.5’de belirtilmiştir. Belirlenen sonuçlara göre Telio CAD örnekler istatistiksel olarak anlamlı en yüksek a_1 değerlerine, Vita CAD Temp örnekler ise en düşük a_1 değerlerine sahiptir ($p < 0,001$) (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. Farklı örnek türlerinin a_1 değerlerinin karşılaştırılması

Örnek türü	N	Min	Max	Ort	Standart sapma
Vita CAD Temp	40	-1,80	-1,10	-1,32	0,14
Ceramill Temp	40	-0,70	-0,40	-0,54	0,08
Telio CAD	40	0,70	1,60	1,29	0,19

Örneklerin solüsyonlarda bekletildikten sonraki a değerleri Tablo 4.6’da belirtilmiştir. Belirlenen sonuçlara göre en yüksek a_2 değeri Telio CAD örneklerde, en düşük a_2 değeri ise Vita CAD Temp örneklerde belirlenmiştir ($p < 0,001$).

Tablo 4.6. Farklı örnek türlerinin a_2 değerlerinin karşılaştırılması

Örnek türü	N	Min	Max	Ort	Standart sapma
Vita CAD Temp	40	-1,70	-1,10	-1,33	0,17
Ceramill Temp	40	-0,90	-0,40	-0,59	0,12
Telio CAD	40	1,00	1,50	1,30	0,12

Farklı solüsyonlarda bekletilen farklı örnek gruplarının solüsyonlarda bekletildikten sonra belirlenen a_2 değerleri çift yönlü varyans analizi yapılarak karşılaştırılmıştır (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Materyal ve solüsyon türüne göre a_2 değerlerinin 2 yönlü varyans analizi

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F-değeri	p- değeri
Materyal	147,681	2	73,841	7432,230	,000
Solüsyon	,958	3	,319	32,128	,000
Materyal*solüsyon	,196	6	,033	3,291	,005
Hata	1,073	108	,010		
Toplam	154,910	120			

2 yönlü varyans analizi sonucu, a_2 değerinin; materyal ve solüsyon türünden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilendiği tespit edilmiştir ($p<0,001$). Ayrıca materyal türü ve solüsyon türü arasındaki etkileşim istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklıdır ($p<0,05$).

Örneklerin solüsyonlarda bekletilmeden önce ölçülen L_1 ve bekletildikten sonra ölçülen L_2 değerleri ile bekletildikleri solüsyon türleri Tablo 4.8 ve Şekil 4.2'de belirtilmiştir.

Tablo 4.8. Farklı solüsyonlarda bekletilen farklı örnek gruplarının solüsyonlardan önce ve sonra belirlenen a^* değerleri

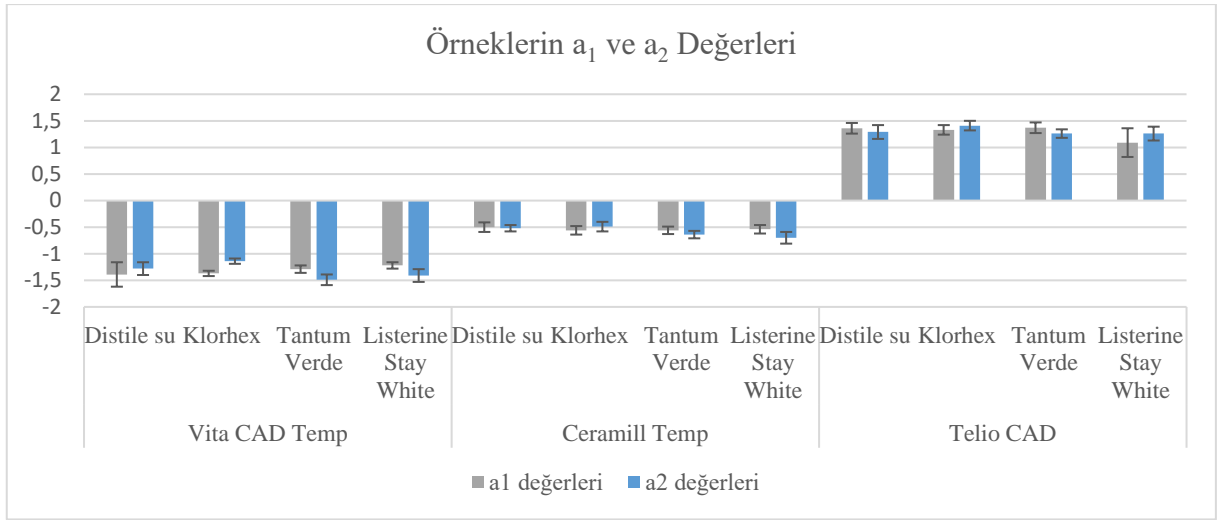
Materyal türü	Solüsyon türü	N	Ortalama (a_1)	Standart sapma (a_1)	Ortalama (a_2)	Standart sapma (a_2)
Vita CAD Temp	Distile su	10	-1,39	0,23	-1,28	0,12
Vita CAD Temp	Klorheks	10	-1,37	0,05	-1,14	0,05
Vita CAD Temp	Tantum verde	10	-1,29	0,07	-1,49	0,10
Vita CAD Temp	Listerine Stay White	10	-1,22	0,06	-1,41	0,12
Ceramill Temp	Distile su	10	-0,50	0,09	-0,52	0,06
Ceramill Temp	Klorheks	10	-0,56	0,08	-0,49	0,09
Ceramill Temp	Tantum verde	10	-0,56	0,07	-0,64	0,07
Ceramill Temp	Listerine Stay White	10	-0,54	0,08	-0,70	0,11
Telio CAD	Distile su	10	1,36	0,10	1,29	0,13
Telio CAD	Klorheks	10	1,33	0,09	1,41	0,09
Telio CAD	Tantum verde	10	1,37	0,10	1,26	0,08
Telio CAD	Listerine Stay White	10	1,09	0,27	1,26	0,13

Bu sonuçlara göre;

- Vita CAD Temp örnekler içerisinde en yüksek ortalama a_2 değeri Klorheks solüsyonunda bekletilen örneklerde belirlenmiştir. En düşük ortalama a_2 değeri ise Tantum verde solüsyonunda bekletilen örneklere aittir ($p<0,01$).
- Ceramill Temp örnekler içerisinde en yüksek ortalama a_2 değeri Klorheks solüsyonunda bekletilen örneklerde belirlenmiştir. En düşük ortalama a_2

değeri ise Listerine Stay White solüsyonunda bekletilen örneklere aittir ($p<0,01$).

- Telio CAD örnekler içerisinde en yüksek ortalama a_2 değeri Klorheks solüsyonunda bekletilen örneklerde belirlenmiştir. En düşük ortalama a_2 değeri ise Tantum verde ve Listerine Stay White solüsyonunda bekletilen örneklere aittir ($p<0,01$).



Şekil 4.2. Örneklerin solüsyonlardan önce (a_1) ve solüsyonlardan sonra (a_2) ölçülen a^* değerleri

4.1.3. b^* Değerleri

Örneklerin solüsyonlarda bekletilmeden önceki b değerleri Tablo 4.9'da belirtilmiştir. Belirlenen sonuçlara göre Vita CAD Temp örnekler istatistiksel olarak anlamlı en yüksek b_1 değerlerine, Ceramill Temp örnekler en düşük b_1 değerlerine sahiptir ($p<0,001$) (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. Farklı örnek türlerinin b_1 değerlerinin karşılaştırılması

Örnek türü	N	Min	Max	Ort	Standart sapma
Vita CAD Temp	40	21,10	22,30	21,75	0,24
Ceramill Temp	40	17,40	18,10	17,77	0,18
Telio CAD	40	17,10	19,20	17,84	0,38

Örneklerin solüsyonlarda bekletildikten sonraki b değerleri Tablo 4.10'da belirtilmiştir. Belirlenen sonuçlara göre en yüksek b_2 değeri Vita CAD Temp örneklerde, en düşük b_2 değeri ise Telio CAD örneklerde belirlenmiştir ($p<0,001$).

Tablo 4.10. Farklı örnek türlerinin b_2 değerlerinin karşılaştırılması

Örnek türü	N	Min	Max	Ort	Standart sapma
Vita CAD Temp	40	21,20	22,20	21,68	0,25
Ceramill Temp	40	17,20	18,20	17,70	0,25
Telio CAD	40	17,10	18,50	17,65	0,29

Farklı solüsyonlarda bekletilen farklı örnek gruplarının solüsyonlarda bekletildikten sonra belirlenen a_2 değerleri çift yönlü varyans analizi yapılarak karşılaştırılmıştır (Tablo 4.11).

Tablo 4.11. Materyal ve solüsyon türüne göre b_2 değerlerinin 2 yönlü varyans analizi

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F-değeri	p- değeri
Materyal	427,522	2	213,761	3297,557	,000
Solüsyon	,286	3	,095	1,472	,226
Materyal*solüsyon	,646	6	,108	1,662	,137
Hata	7,001	108	,065		
Toplam	43804,870	120			

2 yönlü varyans analizi sonucu, b_2 değerinin; materyal türünden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilendiği tespit edilmiştir ($p < 0,01$). Fakat solüsyon türünün etkisi istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$). Ayrıca materyal türü ve solüsyon türü arasındaki etkileşimin de istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$).

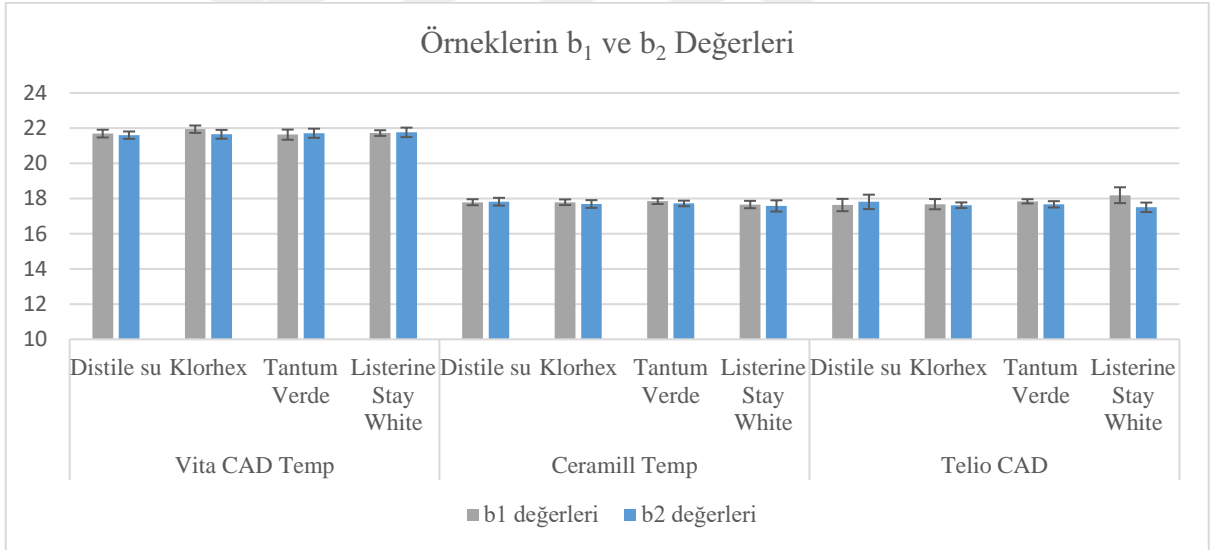
Örneklerin solüsyonlarda bekletilmeden önce ölçülen b_1 ve bekletildikten sonra ölçülen b_2 değerleri ile bekletildikleri solüsyon türleri Tablo 4.12 ve Şekil 4.3'de belirtilmiştir.

Tablo 4.12. Farklı solüsyonlarda bekletilen farklı örnek gruplarının solüsyonlardan önce ve sonra belirlenen b^* değerleri

Materyal türü	Solüsyon türü	N	Ortalama (b_1)	Standart sapma (b_1)	Ortalama (b_2)	Standart sapma (b_2)
Vita CAD Temp	Distile su	10	21,69	0,22	21,60	0,21
Vita CAD Temp	Klorheks	10	21,94	0,21	21,65	0,25
Vita CAD Temp	Tantum verde	10	21,63	0,29	21,71	0,26
Vita CAD Temp	Listerine Stay White	10	21,72	0,16	21,76	0,27
Ceramill Temp	Distile su	10	17,79	0,17	17,82	0,22
Ceramill Temp	Klorheks	10	17,79	0,16	17,69	0,22
Ceramill Temp	Tantum verde	10	17,85	0,16	17,72	0,16
Ceramill Temp	Listerine Stay White	10	17,66	0,21	17,58	0,32
Telio CAD	Distile su	10	17,63	0,35	17,81	0,41
Telio CAD	Klorheks	10	17,68	0,29	17,62	0,16
Telio CAD	Tantum verde	10	17,84	0,12	17,67	0,18
Telio CAD	Listerine Stay White	10	18,19	0,45	17,50	0,27

Belirlenen sonuçlara göre;

1. Vita CAD Temp örnekler içerisinde en yüksek ortalama b_2 değeri Listerine Stay White solüsyonunda bekletilen örneklerde belirlenmiştir. En düşük ortalama b_2 değeri ise distile suda bekletilen örneklere aittir ($p<0,001$).
2. Ceramill Temp örnekler içerisinde en yüksek ortalama b_2 değeri distile suda bekletilen örneklerde belirlenmiştir. En düşük ortalama b_2 değeri ise Listerine Stay White solüsyonunda bekletilen örneklere aittir ($p<0,001$).
3. Telio CAD örnekler içerisinde en yüksek ortalama b_2 değeri distile suda bekletilen örneklerde belirlenmiştir. En düşük ortalama b_2 değeri ise Listerine Stay White solüsyonunda bekletilen örneklere aittir ($p<0,001$).



Şekil 4.3. Örneklerin solüsyonlardan önce (b_1) ve solüsyonlardan sonra (b_2) ölçülen b^* değerleri

4.1.3. ΔE Değerleri

Örneklerin solüsyonlarda bekletilmeden öncesi ve bekletildikten sonrası arasındaki renk farklılıkları (ΔE) Tablo 4.13’de belirtilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre ortalama ΔE değerleri, O’ Brien’in klinik eşleşme tolerans eşik değerleri tablosuna göre sınıflandırılmıştır.

Belirlenen sonuçlara göre Telio CAD örnekler istatistiksel olarak anlamlı en yüksek ΔE değerlerine, Ceramill Temp örnekler en düşük ΔE değerlerine sahiptir ($p<0,001$) (Tablo 4.13).

Vita CAD Temp ve Ceramill Temp örneklerdeki klinik renk eşleşmesi mükemmel olarak sınıflandırılırken, Telio CAD örnekler çok iyi şeklinde sınıflandırılmıştır.

Tablo 4.13. Farklı örnek türlerinde farklı solüsyonlarda bekletilmeleri sonucu oluşan renk farklılığı (ΔE değerleri)

Örnek türü	N	Min	Max	Ort	Standart sapma	Klinik Renk Eşleşmesi
Vita CAD Temp	40	0,10	0,88	0,42 ^a	0,16	Mükemmel
Ceramill Temp	40	0,10	0,78	0,36 ^a	0,16	Mükemmel
Telio CAD	40	0,00	1,66	0,51 ^b	0,35	Çok iyi

*Farklı harflerle belirtilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır. ($p<0,05$)

Farklı tür örneklerin farklı solüsyonlarda bekletilmeleri sonucu oluşan ΔE değerleri Tablo 4.14’de ve Şekil 4.4’de belirtilmiştir.

Buna göre;

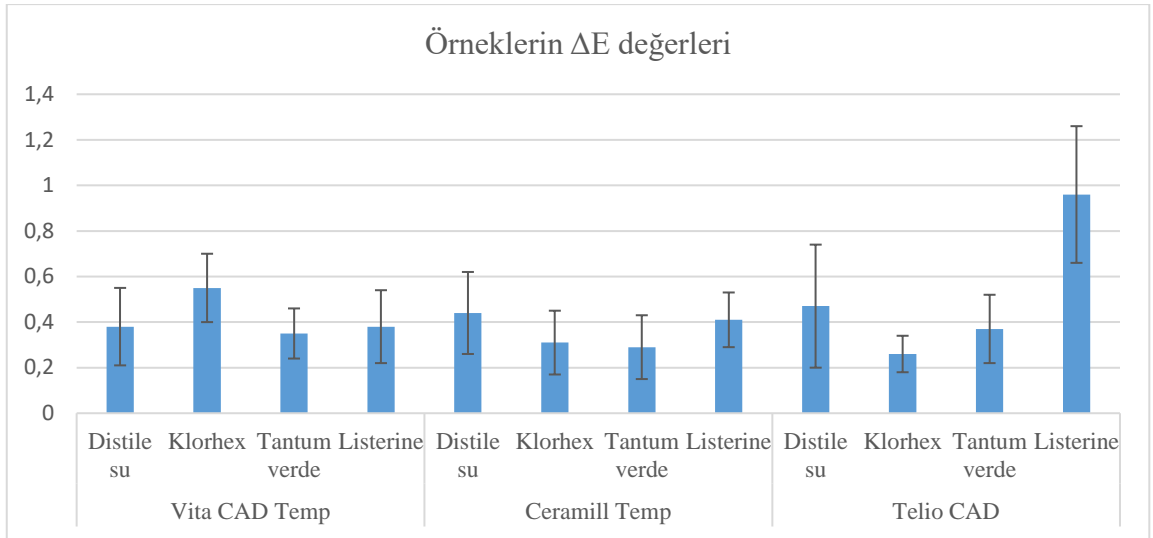
- Distile suda bekletilen örneklerden en yüksek ortalama ΔE değeri Telio CAD örneklerde ($\Delta E=0,47$), en düşük ortalama ΔE değeri ise Vita CAD Temp örneklerde bulunmuştur. ($\Delta E=0,38$)
- Klorheks de bekletilen örneklerden en yüksek ortalama ΔE değeri Vita CAD Temp örneklerde ($\Delta E=0,55$), en düşük ortalama ΔE değeri ise Telio CAD örneklerde bulunmuştur. ($\Delta E=0,26$)
- Tantum verde de bekletilen örneklerden en yüksek ortalama ΔE değeri Telio

CAD örneklerde($\Delta E=0,37$), en düşük ortalama ΔE değeri ise Ceramill temp örneklerde bulunmuştur. ($\Delta E=0,29$)

- Listerine Stay White'da bekletilen örneklerden en yüksek ortalama ΔE değeri Telio CAD örneklerde ($\Delta E=0,96$), en düşük ortalama ΔE değeri ise Vita CAD Temp örneklerde bulunmuştur. ($\Delta E=0,38$)

Tablo 4.14. Farklı solüsyonlarda bekletilen farklı örneklerin renk değişim miktarları (ΔE değerleri)

Materyal türü	Solüsyon türü	N	Ortalama ΔE	Standart sapma (ΔE)	Klinik Renk Eşleşmesi
Vita CAD Temp	Distile su	10	0,38	0,17	Mükemmel
Vita CAD Temp	Klorheks	10	0,55	0,15	Çok iyi
Vita CAD Temp	Tantum verde	10	0,35	0,11	Mükemmel
Vita CAD Temp	Listerine Stay White	10	0,38	0,16	Mükemmel
Ceramill Temp	Distile su	10	0,44	0,18	Mükemmel
Ceramill Temp	Klorheks	10	0,31	0,14	Mükemmel
Ceramill Temp	Tantum verde	10	0,29	0,14	Mükemmel
Ceramill Temp	Listerine Stay White	10	0,41	0,12	Mükemmel
Telio CAD	Distile su	10	0,47	0,27	Mükemmel
Telio CAD	Klorheks	10	0,26	0,08	Mükemmel
Telio CAD	Tantum verde	10	0,37	0,15	Mükemmel
Telio CAD	Listerine Stay White	10	0,96	0,30	Çok iyi



Şekil 4.4. Farklı solüsyonlarda bekletilen farklı tür materyallerin ΔE değerleri

Farklı solüsyonlarda bekletilen farklı örnek gruplarının solüsyonlarda bekletildikten sonra belirlenen ΔE değerleri çift yönlü varyans analizi yapılarak karşılaştırılmıştır (Tablo 4.15)

Tablo 4.15. Materyal ve solüsyon türüne göre ΔE değerlerinin 2 yönlü varyans analizi

Varyasyon Kaynakları	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F-değeri	p- değeri
Materyal	0,468	2	,234	7,489	,001
Solüsyon	1,073	3	,358	11,436	,000
Materyal*solüsyon	2,220	6	,370	11,834	,000
Hata	3,377	108	,031		
Toplam	29,460	120			

2 yönlü varyans analizi sonucu, ΔE değerinin; materyal ve solüsyon türünden istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilendiği tespit edilmiştir ($p < 0,01$). Ayrıca materyal türü ve solüsyon türü arasındaki etkileşim de istatistiksel olarak anlamlı derecede farklıdır ($p < 0,01$).

Farklı örnek türlerinin farklı solüsyonlarda bekletilmeleri ile oluşan ΔE değerlerinin karşılaştırılmasında;

- Vita CAD Temp örneklerin solüsyonlarda bekletilmeleri ile belirlenen en yüksek ortalama ΔE değeri Klorheks de bekletilen örneklerde, en düşük ortalama ΔE değeri Tantum verde de bekletilen örneklerde bulunmuştur. Bu değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,01$).
- Ceramill Temp örneklerin solüsyonlarda bekletilmeleri ile belirlenen en yüksek ortalama ΔE değeri Distile suda bekletilen örneklerde, en düşük ortalama ΔE değeri Tantum verde de bekletilen örneklerde bulunmuştur. Bu değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,01$).
- Telio CAD örneklerin solüsyonlarda bekletilmeleri ile belirlenen en yüksek ortalama ΔE değeri Listerine de bekletilen örneklerde, en düşük ortalama ΔE değeri Klorheks de bekletilen örneklerde bulunmuştur. Bu değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,01$).

Farklı solüsyonlarda bekletilen örneklerin ortalama ΔE değerleri Tablo 4.16'da belirtilmiştir. Bu değerlere göre en yüksek ortalama ΔE değeri Listerine de bekletilen örneklerde, en düşük ortalama ΔE değeri ise Tantum verde de bekletilen örneklerde bulunmuştur. Bu gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,01$).

Tablo 4.16. Farklı solüsyonlara göre ortalama ΔE değerleri

Solüsyon türü	N	Ort	Standart sapma	Klinik Renk Eşleşmesi
Distile su	30	0,431 ^a	0,032	Mükemmel
Klorheks	30	0,372 ^a	0,032	Mükemmel
Tantum verde	30	0,338 ^a	0,032	Mükemmel
Listerine	30	0,585 ^b	0,032	Çok iyi

*Farklı harflerle belirtilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır. ($p<0,05$)

Distile su, Klorheks ve Tantum verde'de bekletilen örneklerdeki klinik renk eşleşmesi mükemmel olarak sınıflandırılırken, Listerine Stay White'da bekletilen örnekler çok iyi şekilde sınıflandırılmıştır.

Farklı örnek türlerinin solüsyonlarda bekletilmeden önce ve bekletildikten sonra ölçülen L* değerlerindeki değişim (ΔL) değerleri, a* değerlerindeki değişim (Δa) değerleri, b* değerlerindeki değişim (Δb) değerleri ve solüsyonlarda bekletildikten sonra belirlenen renk değişim (ΔE) değerleri Tablo 4.17'de belirtilmiştir.

Bu sonuçlara göre;

- ΔL değerleri en yüksek Klorheks'te bekletilen Vita CAD Temp örneklerde ($0,34 \pm 0,11$), en düşük distile su'da bekletilen Ceramill Temp ($-0,24 \pm 0,31$) ve Telio CAD ($-0,24 \pm 0,36$) örneklerde görülmüştür ($p < 0,001$).
- Δa değerleri en yüksek Tantum verde'de bekletilen Vita CAD Temp örneklerde ($0,20 \pm 0,05$), en düşük Klorheks'de bekletilen Vita CAD Temp örneklerde ($-0,23 \pm 0,05$) görülmüştür ($p < 0,001$).
- Δb değerleri en yüksek Listerine Stay White'da bekletilen Telio CAD örneklerde ($0,69 \pm 0,44$), en düşük distile suda bekletilen Telio CAD örneklerde ($-0,18 \pm 0,36$) görülmüştür ($p < 0,001$).
- ΔE değerleri en yüksek Listerine Stay White'da bekletilen Telio CAD örneklerde ($0,96 \pm 0,30$), en düşük Klorheks'de bekletilen Telio CAD örneklerde ($0,26 \pm 0,08$) görülmüştür ($p < 0,001$).

Tablo 4.17. Materyallerin farklı solüsyonlarda bekletilmeleri ile oluşan ΔL , Δa , Δb , ΔE değerleri

Materyal türü	Solüsyon türü	ΔL	Δa	Δb	ΔE	Klinik Renk Eşleşmesi
Vita CAD Temp	Distile su	0,04± 0,27	-0,11±0,14	0,09±0,28	0,38±0,17	Mükemmel
	Klorheks	0,34± 0,11	-0,23±0,05	0,29±0,25	0,55±0,15	Çok iyi
	Tantum verde	-0,16± 0,18	0,20±0,05	-0,08±0,19	0,35±0,11	Mükemmel
	Listerine Stay White	0,02± 0,23	0,19±0,08	-0,04±0,29	0,38±0,16	Mükemmel
Ceramill Temp	Distile su	-0,24± 0,31	0,02±0,13	-0,03±0,27	0,44±0,18	Mükemmel
	Klorheks	0,22± 0,14	-0,07±0,09	0,10±0,17	0,31±0,14	Mükemmel
	Tantum verde	-0,13± 0,19	0,08±0,04	0,13±0,18	0,29±0,14	Mükemmel
	Listerine Stay White	0,14± 0,28	0,16±0,08	0,08±0,23	0,41±0,12	Mükemmel
Telio CAD	Distile su	-0,24± 0,36	0,07±0,13	-0,18±0,36	0,47±0,27	Mükemmel
	Klorheks	0,22± 0,10	-0,08±0,06	0,06±0,18	0,26±0,08	Mükemmel
	Tantum verde	-0,13± 0,20	0,11±0,14	0,17±0,21	0,37±0,15	Mükemmel
	Listerine Stay White	0,14± 0,44	-0,17±0,24	0,69±0,44	0,96±0,30	Çok iyi

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında farklı CAD-CAM materyallerinde farklı ağız çalkalama solüsyonlarında bekletilmeleri sonucunda renk değişimi olduğu belirlenmiştir. Fakat bu fark O'Brien¹⁴⁰ renk değişimi sınıflandırmasına göre gözle görülebilir bir renk değişimi değildir. ΔE değerleri ortalaması Vita CAD Temp örneklerde $0,42 \pm 0,16$; Ceramill Temp örneklerde $0,36 \pm 0,16$; Telio CAD örneklerde ise $0,51 \pm 0,35$ şeklinde belirlenmiştir. Örnek grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,001$). Bu sonuçlara göre; ağız çalkalama solüsyonlarının CAD-CAM sistemleri için üretilen hazır geçici materyallerinin, endüstriyel polimerize edilmeleri ve daha üstün mekanik ve optik özelliklere sahip olmaları nedeniyle uzun dönem renk stabilitelerini etkilemeyeceği şeklindeki hipotezimiz kabul edilmiştir.

Geçici restorasyon yapımı; inley, onley, kron, köprü ve implant üst yapıları gibi birçok indirek protetik uygulamanın önemli bir aşamasını oluşturmaktadır.²¹² Geçici restorasyonlar diş pulpasını ısısal, mekanik ve bakteriyel etkileşimlere karşı korur, prepare edilen dişleri oklüzal fonksiyon sırasında stabilize eder ve ön bölge dişlerinin restorasyonlarında estetik problemleri ortadan kaldırır.^{55, 213}

Geçici restorasyonlar klinik olarak daha kısa süreli kullanılmalarına rağmen diş ve çevre dokuların sağlığı açısından en az daimi restorasyonlar kadar önem taşırlar. Uygunsuz hazırlanan geçici restorasyonlar hem prepare edilen dişlerin hem de periodontal dokuların sağlığını tehlikeye atacaktır ve sonuç olarak daimi restorasyonun başarısını olumsuz yönde etkileyecektir. Bu nedenle geçici restorasyonların yapımı için gerekli özen gösterilmeli ve hazırlanmalarında uygun materyal ve teknikler kullanılmalıdır.^{57, 214-216}

Özellikle ön bölgede uygulanan implant destekli protezlerde geçici restorasyonlar yumuşak doku şekillendirilmesi ve final restorasyonun şekil, kontur, renk

gibi estetik özelliklerinin değerlendirilmesi amacıyla uzun süre kullanılmaktadır.²¹⁷ Geçici restorasyon materyallerinin dayanıklılık ve aşınmaya karşı direnç gösterme gibi yeterli mekanik özellikler göstermesinin yanı sıra biyolojik ve estetik gereksinimleri de karşılaması gerekmektedir.¹³ Geçici bir restorasyon ön bölgede uygulanacak ve uzun bir süre ağızda kalacak ise restorasyonun yapılacağı materyalin renk stabilitesi önem kazanmaktadır.²¹⁸

Tüm dental polimerler gibi geçici materyali olarak kullanılan rezinler de sıvı emilimi göstererek renk değişimine uğrama eğilimindedir. Estetik bölgede uygulanan ve uzun süreli kullanılan geçici restorasyonlarda renk değişimi estetik problem oluşturarak hasta memnuniyetini olumsuz etkileyebilir. Bu sebeple özellikle ön bölgede uzun süreli olarak kullanılacak geçici restorasyonlar için materyal seçiminde renk stabilitesi önemli bir kriter oluşturmaktadır.²¹⁹

Bayındır ve ark.²²⁰ yaptıkları çalışmada kendi kendine sertleşen geçici protez materyallerinin çeşitli solüsyonlardaki renk değişim miktarlarını incelemiştir. Bu çalışmada 4 çeşit geçici protez materyalinden üretilen örnekler (Protemp 4, Structur 2SC, AccessCrown, T Takilon) 3 çeşit solüsyonda (kola, enerji içeceği, kahve) bekletilmiştir. Kontrol grubu olarak da distile su kullanılmıştır. AccessCrown Protemp 4 ve Structur 2 SC bis-akrilik rezin içerikli geçici restorasyon materyalleridir. Takilon ise soğuk akrilik bir materyaldir. Elde edilen sonuçlara göre en yüksek ΔE değeri kahvede bekletilen örnek gruplarına aittir. 1 günlük bekletilme süresinde en çok renk değişimi AccessCrown örneklerde, en az renk değişimi ise Protemp 4 örneklerde gözlenmiştir. 1 aylık bekletilme süresinde ise kahvede bekletilen Structur 2 SC örneklerde en yüksek ΔE değeri belirlenmiştir.

Vita CAD Temp akrilik rezin içerikli bir materyaldir. Ceramill Temp ve Telio CAD ise polimetil metakrilat içeriğe sahiptir. Çalışmamızda polimetil metakrilat içerikli

Telio CAD örneklerde en yüksek ΔE değeri ($0,51 \pm 0,35$) belirlenmiştir.

Sham ve ark.²²¹ 5 geçici restorasyon materyalinin 20 gün boyunca distile su veya kahvede bekletilmesi ile 24 saat boyunca ultraviyole (UV) ışığa maruz bırakılmasının renk stabilitesine olan etkisini belirlemek üzere bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada polietil metakrilat içerikli (Trim II), polimetil metakrilat içerikli (Duralay, Alike) ve bisakril metakrilat içerikli (Luxatemp, Integrity) 5 farklı geçici restorasyon materyali kullanılmıştır. Distile suda bekletilen örneklerden bisakril metakrilat içerikli olan Luxatemp ($2,7 \pm 0,8$) ve Integrity'de ($1,5 \pm 0,5$) en az renk değişim miktarı ölçülmüştür ($P < 0,002$). Kahvede bekletilen polietil metakrilat içerikli Trim II ($2,0 \pm 0,7$) ve polimetil metakrilat içerikli olan Duralay ($4,1 \pm 0,9$) ve Alike ($4,8 \pm 0,5$) örneklerde bisakril metakrilat içerikli olanlara göre daha az renk değişimi olmuştur ($p < 0,0001$). Ultraviyole ışınlama yapılan örneklerden, 2 bis-akril metakrilat içerikli Luxatemp ($2,8 \pm 0,5$) ve Integrity ($2,8 \pm 0,2$) örnekler metil metakrilat içerikli ve etil metakrilat içerikli örneklerden daha az renk değişimi göstermiştir ($p < 0,001$).

Güler ve ark.²²² yaptıkları çalışmada ışıkla ve kendiliğinden polimerize olan kompozit içerikli geçici restorasyonlar, güçlendirilmiş mikrofill ve mikrohibrid rezin kompozitlerin çeşitli solüsyonlardaki renk değişimini incelemişlerdir. Bu çalışmada kullanılan materyaller otopolimerize bis-akril kompozit içerikli geçici restorasyon materyali (Prottemp II), ışıkla polimerize olan kompozit içerikli geçici restoratif materyali (Revotek LC), güçlendirilmiş mikrofill (Micronew), ve mikrohibrid kompozit (Filtek Z250, Herculite XRV)'dir. Bu materyaller 9 farklı solüsyon grubunda (su, kahve, şekerli kahve, çay, şekerli çay, krema içerikli kahve, kola, kırmızı şarap, vişne suyu) 24 saat boyunca bekletilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre en düşük ΔE değeri su ($1,1 \pm 0,1$), kola ($1,5 \pm 0,2$) ve vişne suyu ($1,7 \pm 0,4$) gruplarında belirlenmiştir. En yüksek ΔE değeri ise kırmızı şarapta ($8,5 \pm 0,5$) bekletilen materyallerde gözlenmiştir. Materyal

gruplarının karşılaştırılmasında güçlendirilmiş mikrofilli kompozit grubunun (Micronew) diğer gruplara göre daha az renk değişimi gösterdiği belirlenmiştir. En yüksek renk değişimi ışıkla polimerize olan kompozit içerikli geçici restoratif materyali (Revotek LC) grubunda belirlenmiştir. Çalışmamızda poliakrilik rezin içerikli Vita CAD Temp örneklerde belirlenen ΔE değerleri ($0,42 \pm 0,16$) polimetil metakrilat içerikli Telio CAD örneklerden ($0,51 \pm 0,35$) daha düşüktür.

Haselton ve ark.¹³ yaptıkları çalışmada 12 farklı geçici protez materyalinin yapay tükürük ve yapay tükürük-kahve solüsyonlarında 1, 2 ve 4 hafta bekletilmeleri sonucu oluşan renk değişim miktarını incelemişlerdir. Metakrilat içerikli olan Alike, Jet, Temporary Bridge Resin, Unifast, Zeta CC ve bis-akril rezin içerikli Instatemp, Integrity, Luxatemp, Prottemp Garant, Provipont, Provitec, Tempphase materyalleri bu çalışmada kullanılmıştır. En yüksek ΔE değeri 4 hafta yapay tükürük-kahve solüsyonunda bekletilen bis-akril rezin içerikli Provipont örneklerde ($\Delta E=9,4$), en düşük ΔE değeri ise yapay tükürükte bekletilen polimetil metakrilat içerikli Zeta CC örneklerde ($\Delta E=0,23$) belirlenmiştir.

Rutkunas ve ark.²²³ farklı polisaj tekniklerinin farklı solüsyonlarda bekletilen geçici protez materyallerinin renk stabilitesine olan etkilerini incelemişlerdir. Polietil metakrilat (Dentalon Plus), polimetil metakrilat (Unifast Trad), bis-akril kompozit rezin (Luxatemp Fluorescence, Prottemp 3 Garant, Structur Premium) ve ışıkla polimerize olan kompozit rezin (Revotek, RxCreate) içerikli 7 farklı materyalden örnekler hazırlanmıştır. Bu örnekler 7 farklı polisaj tekniği uygulanmış (Meisinger polisaj seti, Enhance polisaj sistemi, cila ve bond tekniği, Enhance sistemi+cila ve bond tekniği, RxCreate elmas polisaj patı, pomza tozu ve keçi kılı fırçası tekniği ile kontrol grubu) ve örnekler 4 farklı solüsyonda (distile su, gıda boyası, kahve, kırmızı şarap) bekletilmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre solüsyonların farklılığı renk stabilitesine

en önemli şekilde etki etmiştir. Ayrıca örneklerden polimetil metakrilat içerikli olanlar, polisaj tekniği ve boyama maddesinden bağımsız olarak en yüksek renk stabilitesini sergilemişlerdir. Çalışmamızda en düşük ΔE değeri polimetil metakrilat içerikli Ceramill Temp örneklerde ($0,36 \pm 0,16$) belirlenmiştir.

Sabit geçici restorasyon materyali olarak günümüzde polimetil metakrilat, polietil metakrilat, polietilen metakrilat, üretan dimetakrilat ve bis-akril rezinler kullanılmaktadır.²²⁰ Bu materyallerde polimerizasyon; kimyasal olarak, ışıkla veya hem kimyasal hem ışıkla aktive edilebilmektedir.²¹⁹ Ayrıca son yıllarda endüstriyel olarak önceden polimerize edilmiş rezin blokların bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) tekniği ile şekillendirilmesi yoluyla da geçici restorasyonlar üretilebilmektedir.²¹³

Daha uygun ve kontrollü üretim koşulları altında imal edilen ve geçici sabit diş protezleri için kullanılan hazır CAD-CAM bloklar, kendiliğinden polimerize olan geçici materyallere göre daha üstün özelliklere sahiptir.²²⁴⁻²²⁶ Bu tür CAD-CAM sistemleri için üretilmiş hazır bloklar, yapısal ve mekanik özelliklerin değişmez bir kalite göstermesini sağlamak için standart parametreler altında endüstriyel olarak polimerize edilirler.²²⁷ Bu nedenle, hazır CAD-CAM blokları uzun süre kullanılacak restorasyonlar için idealdir. Endüstriyel veya elle polimerize edilmiş geçici bloklar, her biri farklı kimyasal ve fiziksel özelliklere sahip olan PMMA bazlı veya kompozit rezin içeriklidirler.²²⁸

Bu tez çalışmasında CAD-CAM sistemleri için üretilmiş hazır geçici kron köprü disklerinden Vita CAD Temp, Ceramill Temp ve Telio CAD diskler kullanılmıştır. CAD-CAM teknolojisi, optimal koşullar altında polimerize edilmiş rezin içerikli materyallerin kullanılması ile daha üstün mekanik özelliklere ve daha az pöröziteye sahip restorasyonların üretilmesine imkan sağlar.²²⁹ Buna ek olarak, CAD-CAM

teknolojisi hastaya ekstra randevu verilmesine gerek kalmadan aynı seansta geçici restorasyonları üretilmesini sağlar ve hasta başında geçirilen zamanı azaltır.²³⁰

Almohareb ve ark.²³¹ yaptıkları çalışmada CAD-CAM sistemleri ile üretilen geçici restorasyonlarla geleneksel yöntemlerle üretilen geçici restorasyonların renk stabiliteleri değerlendirilmiştir. Bu çalışmada 3 adet geçici kron materyali (Systemp C&B, 3M Protemp 4, Telio CAD) kullanılmıştır. Bu materyaller kola, kahve, çay ve kontrol grubu olarak distile su olmak üzere 4 grup solüsyonda 1,2,3 ve 4 hafta süresince bekletilmiştir. En yüksek ΔE değeri kahvede 4 hafta boyunca bekletilen Protemp'de ($7,02\pm 0,09$) belirlenmiştir. Telio CAD ise tüm solüsyonlarda en düşük ΔE değerini göstermiştir. En düşük ΔE değeri distile suda bekletilen Telio CAD örneklerde ($1,85\pm 0,26$) belirlenmiştir. CAD-CAM sistemleri için üretilmiş hazır bloklar konvansiyonel geçici materyallere göre daha üstün fiziksel özelliklere sahiptir. Bundan dolayı bu çalışmada Telio CAD örnekler diğer örneklere göre daha iyi renk stabilitesi göstermiştir.

Lauvahutanon ve ark.²³² yaptıkları çalışmada CAD-CAM bloklarının kahvede ve kontrol grubu olarak suda bekletildikten sonra ölçülen ΔE ve ΔTP değerleri incelenmiştir. Çalışmada 5 adet kompozit rezin içerikli (Block HC, Cerasmart, Gradia Block KZR-CAD Hybrid Resin Block, Lava Ultimate), 1 hibrid seramik (Vita Enamic), 1 polimetil metakrilat (Telio CAD) ve 1 feldspar seramik (Vitablocs Mark II) olmak üzere toplam 8 CAD-CAM hazır blok ile 1 hibrit kompozit (Clear 1 AP-X), 1 mikrofil kompozit (Durafill VS), 2 nanohibrit (Estelite Sigma Quick, Filtek Supreme Ultra) kompozit olmak üzere toplam 4 geleneksel kompozit rezin materyali kullanılmıştır. Hazırlanan örnekler kahvede 1 gün, 1 hafta ve 1 ay bekletilmişlerdir. Elde edilen sonuçlara göre 1 ay kahvede bekletilen örneklerin ΔE değerlerinde, 1 gün ve 1 hafta bekletilen örneklere göre daha fazla artış belirlenmiştir. Çoğunlukla L^* değerlerinde

azalma, a^* ve b^* değerlerinde artma gözlenmiştir. Suda bekletilen örneklerde ΔE değerlerinde anlamlı bir değişiklik olmazken, kahvede bekletilen örneklerin ΔE değerlerinde bir artış belirlenmiştir.

Stawarczyk ve ark.²³³ yaptıkları çalışmada beş adet CAD-CAM sistemlerinde kullanılan rezin bloğun (Blanc High-class, ZENO PMMA, artBloc Temp, artegral ImCrown, Vita CAD Temp), 4 adet kendiliğinden polimerize olan rezinin (Unifast III, Gradia, CronMix K, Integral esthetic press) ve kontrol grubu olarak cam seramiğin (Empress CAD) farklı solüsyonlarda oluşturdukları renk değişim miktarını incelemişlerdir. Bu solüsyonlar kahve, siyah çay ve kırmızı şarap olmak üzere 3 gruba ayrılmıştır. Tüm gruplarda renk değişimi gözlenmiştir. Kendiliğinden polimerize olan Gradia ve CronMix K ile CAD-CAM sistemleri için üretilmiş rezin kompozit Blanc High-class en yüksek ΔE değerini göstermiştir. Vita CAD Temp ve diğer CAD-CAM rezinler birbirlerine benzer renk stabilitesi göstermişlerdir. En yüksek ΔE değeri 180 günlük bekletilme süresinde, kahvede bekletilen Gradia örneklerde ($12,68 \pm 5,3$) belirlenmiştir. En düşük renk değişimi ise 1 gün boyunca siyah çayda bekletilen ($0,62 \pm 0,3$) artegral ImCrown örneklerdedir. artegral ImCrown CAD-CAM sistemlerinde kullanılan polimetil metakrilat içerikli hazır geçici materyalidir. Gradia ise konvansiyonel yöntemlerle polimerize olan bir geçici restorasyon materyalidir. CAD-CAM sistemleri için üretilen hazır geçici bloklar konvansiyonel materyallere göre daha iyi fiziksel özelliklere sahiptir. Bu çalışmada da en iyi renk stabilitesi artegral ImCrown örneklerde görülmüştür.

Diş hekimliğinde ağız çalkalama solüsyonları koruyucu ve tedavi amaçlı kullanılmaktadır. Değişik içerik ve şekilde piyasaya sunulan solüsyonlar hekimler ve hastalar tarafından kolay uygulanabilmesinden dolayı profilaktik tedavinin önemli bir safhasını oluşturmaktadır. Antibakteriyel etkinlikleri ile ağız florasını ve ağız kokusunu

azaltmada, çürükten ve periodontal hastalıktan korunmada, cerrahi operasyonların ağız mukozasında yol açtığı zararlı etkilerin azaltılmasına yardımcı olurken; florürlü ağız gargaraları diş çürüğünden korunma ve dişteki hassasiyetin azaltılması amacıyla kullanılmaktadır.²³⁴

Antimikrobiyal solüsyonlar diş çürüğünü, gingiviti önlemek ya da tedavi etmek için önerilmektedir. Bu solüsyonlar; ortodonti, kron köprü ve implant hastaları, periodontal cerrahi ya da intermaksiller fiksasyon yapılan cerrahi işlemler sonrasında, hiperplazi, kserostomi, kandyazis, mukosit varlığında, bakteriyemi ve ağız enfeksiyonu taşıyan hastalar için önerilmektedir.²³⁵ Bu amaçla kullanılan başlıca solüsyon içerikleri arasında, klorheksidin glukonat, benzidamin hidroklorür, hyaluranik asit ve alkol içeren gargaralar sayılabilir.²³⁶

Çal ve ark.²³⁷, geçici akrilik rezinlerin ağız çalkalama solüsyonlarındaki boyanma miktarını incelemişlerdir. Bu çalışmada klorheksidin glukonat, benzidamine hidroklorür ve hibrid olmak üzere 3 çeşit solüsyon ve kontrol grubu olarak distile su kullanılmıştır. Tüm solüsyonlar geçici materyaller üzerinde gözle görülebilir bir renk değişimine neden olmuştur. Açık ve koyu renkli akrilik rezinlerin renk değişimlerinin kıyaslandığı çalışmada en yüksek ΔE değeri hibrid solüsyonlarda bekletilen açık renk örneklerde ($4,10 \pm 2,90$) bulunmuştur. En düşük renk değişimi distile suda bekletilen koyu renk örneklerde ($2,07 \pm 1,20$). Sırasıyla renk değişimine ikinci büyük etki klorheksidin glukonat içeren solüsyonlarda, en az etki ise distile suda bekletilen örneklerde belirtilmiştir. Ayrıca açık renkli geçici akrilik rezinlerdeki renk değişiminin koyu renkli rezinlerden daha fazla olduğu saptanmıştır.

Çalışmamızda en yüksek renk değişimi Listerine Stay White'da bekletilen Telio CAD örneklerde belirlenmiştir ($0,59 \pm 0,03$). En düşük ΔE değeri ise Klorheks'de bekletilen Telio CAD örneklerde ($0,34 \pm 0,03$)

Sevimay ve ark.²³⁸ yaptıkları çalışmada 4 adet geçici restorasyon materyalinin (Protemp II, Tempdent, Trim, Dentalon) ağız çalkalama solüsyonlarındaki renk stabilitelelerini incelemişlerdir. Bu materyallerden hazırlanan örnekler distile su, Oral B, Klorheks ve Listerine'de 24 saat bekletilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre en düşük ΔE değeri distile suda bekletilen Protemp II ($0,30 \pm 0,27$), Trim ($0,30 \pm 0,27$) ve Dentalon ($0,30 \pm 0,27$) örneklerinde görülmüştür. Protemp II, bu çalışmada en iyi renk stabilitesine sahip materyal olmuştur. En yüksek ΔE değeri ise Listerine'de bekletilen Tempdent ($1,63 \pm 1,49$) örneklerde belirlenmiştir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde en yüksek ΔE değeri Listerine Stay White'da bekletilen Telio CAD örneklerde ($0,96 \pm 0,30$) belirlenmiştir.

Protemp II, Bis-GMA (bisfenol A-glisidil metakrilat) içeriğine sahiptir. Bis-akrilik rezin kompozitlerinde kullanılan Bis-GMA molekülü, polimerizasyon sürecine katılma ve rotasyon yeteneğini azaltan sert bir merkezi yapıya sahiptir. Esas içeriği bu molekül olan malzemeler, polimerizasyon işlemlerinden daha az etkilenirler.²³⁹ Buna ek olarak, Bis-GMA'nın daha iyi olan renk stabilitesi, bis-akrilik rezin materyallerinin çapraz-bağlı çift fonksiyonlu akrilatlar içermesi ile çözücü varlığında zayıflama, boyanmaya karşı artan direnç ve mekanik gücü ile açıklanabilir.²⁴⁰

Turgut ve ark.²⁴¹ yaptıkları çalışmada 1 adet polimetil metakrilat içerikli (TempDent Classic) ve 3 adet bis-akrilik (Protemp II, Luxatemp and Fill-In) geçici restorasyon materyalinin ağız çalkalama solüsyonlarındaki renk değişim miktarları incelenmiştir. Kontrol grubu olarak yapay tükürük kullanılmıştır. Alkol, klorheksidin glukonat, benzidamine hidroklorür içerikli 3 solüsyon ve hibrid solüsyon olmak üzere 4 farklı ağız çalkalama solüsyonunda bekletilen örneklerden en az renk değişimi yapay tükürükte bekletilen polimetil metakrilat içerikli TempDent örneklerde gözlenmiştir ($1,94 \pm 0,4$). En yüksek ΔE değeri ise klorheksidin glukonat içerikli solüsyonda

bekletilen Protamp II örneklerde ($5,38 \pm 0,3$) görülmüştür.

Klorheksidinli solüsyonların kullanımı sonrası dişlerde, dilde ve ağızdaki restorasyonlarda renklenme şikâyetleri görülmektedir. Klorheksidin boyama etkisinin pelikül proteinlerinin denatürasyonu ile metalik sülfürlerin oluşmasına bağlı olduğunu savunan araştırmacılar vardır.²⁴² Bazı araştırmacılara göre ise renklemenin asıl nedeni, diyetle alınan kromojenlerle absorbe edilmiş klorheksidin arasındaki reaksiyondur. İn vitro ortamda pelikül yokluğunda klorheksidin ve diyet kromojenleri ile renklemenin oluşturulması bu düşünceleri desteklemektedir. Klorheksidin çay ile beraber kullanımı sonrası en fazla renklenme gözlenmiştir.^{243, 244}

Patel ve ark.²⁴⁵ yaptıkları çalışmada geçici akrilik rezinlerin çeşitli ağız çalkalama solüsyonlarındaki renklenme miktarları araştırılmıştır. Bu çalışmada klorheksidin glukonat, benzidamin klorür ve çay ağacı yağı içerikli ağız çalkalama solüsyonları ile kontrol grubu olarak distile su kullanılmıştır. Klorheksidin glukonat ve benzidamin hidroklorür içeren solüsyonlarda bekletilen örneklerinin ortalama ΔE değerleri sırasıyla 1,76 ve 1,55 şeklindedir. Çay ağacı yağında bekletilen örneklerin ΔE değerleri, diğer iki solüsyonda bekletilen örneklerin ΔE değerleri ortalamasına çok yakındır ($\Delta E=1.88$).

Çalışmamızda klorheksidin glukonat içerikli klorheks'de bekletilen örneklerden en yüksek ΔE değeri poliakrilik rezin içerikli Vita CAD Temp örneklerde ($0,55 \pm 0,15$) belirlenmiştir. Polimetil metakrilat içerikli Ceramill Temp ve Telio CAD örneklerdeki ΔE değerleri sırasıyla $0,31 \pm 0,14$ ve $0,26 \pm 0,08$ şeklindedir. Bu sonuçlara göre klorheksidin glukonat içerikli solüsyonların en çok poliakrilik rezin içerikli geçici materyal olan Vita CAD Temp örneklerde renklenmeye neden olduğu söylenebilir.

Çelik ve ark.²⁴⁶ yaptıkları çalışmada 4 farklı rezin içerikli kompozit materyali kullanılmıştır. Bu materyaller Oral B alkolsüz, florid içerikli çürük önleyici Listerine ve

klorheksidin glukonat içerikli Klorheks solüsyonlarında bekletilmişlerdir. Kontrol grubu olarak distile su seçilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre tüm örneklerde renk değişimi belirlenmiştir. Ceram-X grubunda en çok renklenme sırasıyla Oral B (3.52 ± 2.97) ve Klorheks'de (3.48 ± 1.64) bekletilen örneklerde bulunmuştur. Aelite All-Purpose Body grubunda en yüksek ΔE değeri Oral B'de ($3,34\pm 1,85$), bekletilen örneklerde, Filtek Supreme XT grubunda ise en yüksek ΔE değeri Klorheks'de ($3,13\pm 0,78$) bekletilen gruplarda belirlenmiştir.

Prasad ve ark.²⁴⁷ yaptıkları çalışmada 3 geçici restoratif materyali ve 2 ağız çalkalama solüsyonu kullanılmıştır. Kendiliğinden sertleşen-DPI, Protemp 4 ve Revotec LC materyallerinden üretilen disk şeklinde örnekler 4 gruba ayrılmıştır. İlk gruba hiçbir uygulama yapılmamıştır. Diğer gruplar sırasıyla yapay tükürük, yapay tükürük+hexidine ve yapay tükürük+periograd solüsyonlarında bekletilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre solüsyonlarda bekletilen örneklerden, kendiliğinden sertleşen geçici materyallerde en yüksek renk değişimi 3 ay boyunca yapay tükürük+hexidine solüsyonunda ($0,26\pm 0,08$) bekletilen örneklerde saptanmıştır. En az renk değişimi ise 1 hafta boyunca hiçbir uygulama yapılmayan Protemp 4 örneklerde ($0,008\pm 0,002$) belirlenmiştir. Tüm örneklerde en yüksek ΔE değerleri yapay tükürük+hexidine solüsyonunda bekletilen gruplarda belirlenmiştir.

Ulusoy ve ark.²⁴⁸ yaptıkları çalışmada çeşitli ağız çalkalama solüsyonlarının pediatrik diş hekimliğinde kullanılan bazı materyallerin renk stabilitelere olan etkisi incelenmiştir. Çalışmada kullanılan materyaller kompozit rezin (Filtek ultimate universal restorative), kompomer (Dyract XP), giomer (Beautiful II) ve rezin modifiye cam iyonomer siman (Photac-Fil Quick Aplicap) şeklinde gruplandırılmıştır. Her materyal grubundan hazırlanan örnekler Klorheks, Tantum Verde, Kloroben, Listerine ve kontrol grubu olarak distile su da bekletilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre en

yüksek ΔE değeri Tantum Verde'de bekletilen rezin modifiye cam iyonomer siman örneklerde ($6,36 \pm 2,82$), en düşük ΔE değeri ise Klorheks'de bekletilen kompozit rezin örneklerde ($0,84 \pm 0,37$) belirlenmiştir.

Villalta ve ark.²⁴⁹ düşük pH ve solüsyonların alkol içeriğinin, kompozit rezinlerin yüzey bütünlüğünü etkileyebileceğini ve boyanmaya neden olabildiğini göstermiştir. Listerine'in alkol konsantrasyonu (%21,6) çok yüksek ve pH değeri (3,5) düşüktür. Dolayısıyla ağız içi restorasyonlarda renk değişimine neden olabilir. Tez çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara göre en yüksek ΔE değeri Listerine Stay White'da bekletilen Telio CAD örneklerde, en düşük ΔE değeri ise Klorheks de bekletilen Telio CAD örneklerde belirlenmiştir.

Öngül ve ark.²⁵⁰ yaptıkları çalışmada birbirinden farklı 6 çeşit ağız gargarasının estetik restoratif materyallerin renk stabilitesi üzerine olan etkisi incelenmiştir. Biodent ve GC Gradia hibrid kompozit gruplarından hazırlanan örnekler Klorheks, Listerine, Tantum Verde, Andorex, Pharmol Zn, Gengigel ile kontrol grubu olarak distile suda bekletilmiştir. Tüm örneklerde istatistiksel olarak anlamlı renk farkları bulunmuştur. En yüksek ΔE değerleri Biodent materyalinden hazırlanan örneklerde saptanmıştır. Ağız çalkalama solüsyonlarından Klorheksidin ve Listerine'nin, çalışmada kullanılan diğer solüsyonlara göre istatistiksel olarak anlamlı renk farkı oluşturduğu belirtilmiştir.

Özmen ve ark.²⁵¹ yaptıkları çalışmada farklı içeceklere, ağız çalkalama solüsyonlarına ve diş macunlarına maruz bırakılan kompomer rezinlerin renk stabiliteyi değerlendirilmiştir. Solüsyon grubunda kompomer rezinden hazırlanan örnekler Listerine smart rinse mint shield, Hello kitty, Gum Junior, Listerine smart rinse bubblegum ve kontrol grubu olarak distile suda bekletilmiştir. En fazla renk değişimi Listerine smart rinse bubble gum grubunda ($\Delta E=2,33$), en az ise distile su grubunda ($\Delta E=0,71$) bulunmuştur. İçecek grubunda ise örnekler çay, kahve, kola, süt ve portakal

suyunda bekletilmiştir. Bu grupta ise en fazla renk değişimi kahvede bekletilen örneklerde ($\Delta E=5,09$), en az ise sütte bekletilen örneklerde ($\Delta E=2,81$) belirlenmiştir.

Derafshi ve ark.²⁵² yaptıkları çalışmada ağız çalkalama solüsyonlarının monolitik zirkonya ve feldspatik porselenin renk stabilitesine olan etkisi incelenmiştir. Klorheksidin diglukonat içerikli solüsyon, Listerine ve kontrol grubu olarak distile suda bekletilen örneklerin ΔE değerleri belirlenmiştir. Tüm gruplarda renk değişimi saptanmıştır. Feldspatik porselenin ΔE değerleri monolitik zirkonyaya göre daha yüksektir. İki materyal içinde en yüksek ΔE değeri klorheksidin diglukonat solüsyonunda bekletilen feldspatik porselen grubunda (1.15 ± 0.05), en düşük ΔE değeri ise distile suda bekleyen monolitik zirkonya grubunda (0.25 ± 0.33) belirlenmiştir. Klorheksidin glukonat içerikli solüsyonlar bu çalışmada daha fazla renk değişimine neden olmuştur. Tez çalışmamızda Vita CAD Temp örneklerde klorheksidin glukonat içerikli Klorheks ($\Delta E=0,55 \pm 0,15$) en fazla renklenmeye neden olmuştur. Ceramill Temp ve Telio CAD örneklerde ise Listerine Stay White, Klorheks'e göre daha fazla renk değişimine neden olmuştur.

Khosravi ve ark.²⁵³ yaptıkları çalışmada klorheksidin içerikli solüsyonların nanofil ve mikro-hibrid rezin bazlı kompozitlerdeki renk değişimi incelenmiştir. Filtek Z250 and Filtek Z350XT'lerden üretilen örnekler sırasıyla Kin (Cosmodent), Vi-One (Rozhin), Epimax (Emad), Hexodine (Donyaye Behdasht), Chlorhexidine (Shahrdaru), Najo (Najo) and Behsa (Behsa) ile kontrol grubu olarak distile suda bekletilmiştir. 1 hafta ve 2 hafta süre ile bekletilen örneklerdeki ΔE değerleri belirlenmiştir. Tüm örneklerde belirli renk değişimleri saptanmıştır. Vi-one solüsyonunda 1 hafta bekletilen Filtek Z250 örnekler ($\Delta E= 3.05 \pm 1.49$) en yüksek renk değişimini göstermiştir. Behsa solüsyonunda 2 hafta bekletilen Filtek Z350XT örneklerde (2.34 ± 0.78) ise en yüksek ΔE değeri ölçülmüştür.

Toz-Akalın ve ark.²⁵⁴ yaptıkları çalışmada dört farklı ağız gargarasının iki farklı kompozit rezinin renklenme dayanıklılığı üzerine etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmada sonikle aktive edilen bulk-fill materyal SonicFill, ile geleneksel nanohibrit kompozit rezin Filtek Z 550 kullanılmıştır. Her iki materyal grubundan hazırlanan örnekler beş gruba ayrılmıştır. Bu örnekler Oral B Pro Expert Clinic Line Alkolsüz, Listerine Tooth Defense, Pharmol Zn, Nilera ve kontrol grubu olarak distile suda bekletildi. SonicFill örnekler Oral B Pro Expert Clinic Line Alkolsüz, Listerine Tooth Defense ve Pharmol Zn solüsyonlarında bekletildiğinde istatistiksel olarak anlamlı derecede renklenme göstermiştir. Distile su ve Nilera da bekletilen hiçbir örnekte istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Bu çalışmada belirlenen en yüksek ΔE değeri, Oral B Pro Expert Clinic Line Alkolsüz'de bekletilen SonicFill örneklerde ($4,25 \pm 1,16$), en düşük ΔE değeri ise Pharmol Zn Mouth rinse solüsyonunda bekletilen Filtek Z 550 örneklerde ($1,35 \pm 0,16$) belirlenmiştir.

Çalışmamızda poliakrilik rezin içerikli Vita CAD Temp ile polimetil metakrilat içerikli Ceramill Temp ve Telio CAD geçici materyalleri kullanılmıştır. Bu materyaller arasında en fazla renk değişimini Listerine Stay White'da bekletilen polimetil metakrilat içerikli Telio CAD örnekler ($\Delta E = 0,96 \pm 0,30$) göstermiştir. En düşük ΔE değeri ise Klorheks'de bekletilen Telio CAD örneklerde ($0,26 \pm 0,08$) belirlenmiştir. O'Brien renk değişim skalasına göre 3,5 ΔE değerine kadar olan renk değişimleri klinik olarak kabul edilebilir düzeydedir.¹⁴⁰ Bizim çalışmamızda elde edilen ΔE değerleri bu değer in oldukça altındadır. Böylece çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara göre CAD-CAM sistemlerinde kullanılan hazır geçici bloklardan elde edilen örneklerde ağız çalkalama solüsyonlarında bekletilmeleri sonucu renk değişimleri gözlenmiştir. Fakat bu değişimler klinik olarak gözle görülebilir seviyede değildir.

Bu tez çalışmasının sonuçlarının klinik uygulamalarını tartışırken, ağız

ortamının in-vitro koşullardan çeşitli Őekillerde farklı olduğu dűŐünmelidir. Gıda faktörü, termal ve mekanik stresler ve bunların etkileşimleri, in vivo renk değişimini arttırabilir. Bu durum çalışmamızın bir limitasyonudur.



6. SONUÇLAR

Çalışmanın sınırları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır;

1. Örneklerin solüsyonlarda bekletilmeden öncesi ve bekletildikten sonrası arasında oluşan renk farklılıkları (ΔE değerleri) karşılaştırıldığında; en yüksek ΔE değeri Telio CAD örneklerde ($0,51 \pm 0,35$), en düşük ΔE değeri Ceramill Temp örneklerde ($0,36 \pm 0,16$) bulunmuştur. O'Brien'in klinik renk eşleşmesine göre Telio CAD örnekler "çok iyi", Vita CAD Temp ve Ceramill Temp örnekler "mükemmel" şeklinde sınıflandırılmıştır.
2. Distile suda bekletilen örneklerden en yüksek ortalama ΔE değeri Telio CAD örneklerde ($0,47 \pm 0,27$), en düşük ortalama ΔE değeri ise Vita Cad Temp örneklerde ($0,38 \pm 0,17$) bulunmuştur. Klorheks'de bekletilen örneklerden en yüksek ortalama ΔE değeri Vita CAD Temp örneklerde ($0,55 \pm 0,15$), en düşük ortalama ΔE değeri ise Telio CAD örneklerde bulunmuştur ($0,26 \pm 0,08$). Tantum verde'de bekletilen örneklerden en yüksek ortalama ΔE değeri Telio CAD örneklerde ($0,37 \pm 0,15$), en düşük ortalama ΔE değeri ise Ceramill Temp örneklerde bulunmuştur ($0,29 \pm 0,14$). Listerine Stay White'da bekletilen örneklerden en yüksek ortalama ΔE değeri Telio CAD örneklerde ($0,96 \pm 0,30$), en düşük ortalama ΔE değeri ise Vita Cad Temp örneklerde bulunmuştur. ($0,38 \pm 0,16$)
3. Vita CAD Temp örneklerin solüsyonlarda bekletilmeleri ile belirlenen en yüksek ortalama ΔE değeri Klorheks'de bekletilen örneklerde ($0,55 \pm 0,15$), en düşük ortalama ΔE değeri Tantum verde'de bekletilen örneklerde ($0,35 \pm 0,11$) bulunmuştur. Ceramill Temp örneklerin solüsyonlarda bekletilmeleri ile belirlenen en yüksek ortalama ΔE değeri Distile suda bekletilen örneklerde ($0,44 \pm 0,18$), en düşük ortalama ΔE değeri Tantum verde de bekletilen

örneklerde $(0,29\pm0,14)$ bulunmuştur. Telio CAD örneklerin solüsyonlarda bekletilmeleri ile belirlenen en yüksek ortalama ΔE değeri Listerine Stay White'da bekletilen örneklerde $(0,96\pm0,30)$, en düşük ortalama ΔE değeri Klorheks'de bekletilen örneklerde $(0,26\pm0,08)$ bulunmuştur. Bu değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,01$).



KAYNAKLAR

1. Bagis B, Basmacı DFC, Ustaomer DS, Buğra O. Sabit geçici restorasyonlar. Atatürk Uni Dis Hek Fak Derg 2006;16(3):42-49.
2. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. J Prosthet Dent 2017; 117(5S): e1-e105.
3. Lieu C, Nguyen TM, Payant L. In vitro comparison of peak polymerization temperatures of 5 provisional restoration resins. J Can Dent Assoc 2001; 67(1): 36-39.
4. Christensen GJ. The fastest and best provisional restorations. J Am Dent Assoc 2003; 134(5): 637-639.
5. Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayer M, Guth JF. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. Quintessence Int 2012; 43(6): 457-467.
6. Andreescu CF, Ghergic DL, Botoaca O, Barbu HM, Mitariu ISC, Patroi DN. The Advantages of High-density Polymer CAD/CAM Interim Restorations in Oral Implantology. Materiale Plastice 2017; 54(1): 32.
7. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MM, Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. J Prosthet Dent 2013; 109(2): 83-87.
8. Katsoulis J, Muller P, Mericske-Stern R, Blatz MB. CAD/CAM fabrication accuracy of long- vs. short-span implant-supported FDPs. Clin Oral Implants Res 2015; 26(3): 245-249.
9. Ivoclar Vivadent Telio Instruction Manual. 2010.

10. Kelvin Khng KY, Ettinger RL, Armstrong SR, Lindquist T, Gratton DG, Qian F. In vitro evaluation of the marginal integrity of CAD/CAM interim crowns. *J Prosthet Dent* 2016; 115(5): 617-623.
11. Anusavice KJ, Phillips R. Phillips' science of dental materials. 11th ed. St Louis: Elsevier 2003;145-146.
12. Rosenstiel SF, Land, MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics-E-Book 2015. Elsevier Health Sciences.
13. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dawson DV. Color stability of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent* 2005; 93(1): 70-75.
14. Doray PG, Li D, Powers JM. Color stability of provisional restorative materials after accelerated aging. *J Prosthodont* 2001; 10(4): 212-216.
15. Um CM, Ruyter IE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence Int* 1991; 22(5): 377-386.
16. Khokhar ZA, Razzoog ME, Yaman P. Color stability of restorative resins. *Quintessence Int* 1991; 22(9): 733-737.
17. Scotti R, Mascellani SC, Forniti F. The in vitro color stability of acrylic resins for provisional restorations. *Int J Prosthodont* 1997; 10(2): 164-168.
18. Robinson FG, Haywood VB, Myers M. Effect of 10 percent carbamide peroxide on color of provisional restoration materials. *J Am Dent Assoc* 1997; 128(6): 727-731.
19. Zegarelli DJ. Mouthwashes in the treatment of oral disease. *Drugs* 1991; 42(2): 171-173.
20. Gagari E, Kabani S. Adverse effects of mouthwash use. A review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995; 80(4): 432-439.

21. Walsh TF. Mouthrinses as adjuncts in periodontal therapy. *Dent Update* 1996; 23(4): 144-147.
22. Addy M, Mahdavi SA, Loyn T. Dietary staining in vitro by mouthrinses as a comparative measure of antiseptic activity and predictor of staining in vivo. *J Dent* 1995; 23(2): 95-99.
23. Sheen S, Addy M. An in vitro evaluation of the availability of cetylpyridinium chloride and chlorhexidine in some commercially available mouthrinse products. *Br Dent J* 2003; 194(4): 207-210; discussion 203.
24. Kaiser DA, Cavazos E, Jr. Temporization techniques in fixed prosthodontics. *Dent Clin North Am* 1985; 29(2): 403-412.
25. Luthardt RG, Stossel M, Hinz M, Vollandt R. Clinical performance and periodontal outcome of temporary crowns and fixed partial dentures: A randomized clinical trial. *J Prosthet Dent* 2000; 83(1): 32-39.
26. Vahidi F. The provisional restoration. *Dent Clin North Am* 1987; 31(3): 363-381.
27. Lowe RA. The art and science of provisionalization. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1987; 7(3): 64-73.
28. Baldissara P, Comin G, Martone F, Scotti R. Comparative study of the marginal microleakage of six cements in fixed provisional crowns. *J Prosthet Dent* 1998; 80(4): 417-422.
29. Zinner ID, Trachtenberg DI, Miller RD. Provisional restorations in fixed partial prosthodontics. *Dent Clin North Am* 1989; 33(3): 355-377.
30. Anderson JN. *Applied dental materials*. 7th ed. Oxford, England: Blackwell Scientific Publications, 1990: 153-154.
31. Dykema RW, Goodacre CJ, Phillips RW. *Modern practice in fixed prosthodontics*. 4th ed. Philadelphia: Saunders 1986; 77-90.

32. Gratton DG, Aquilino SA. Interim restorations. *Dent Clin North Am* 2004; 48(2): vii, 487-497.
33. Rieder CE. Use of provisional restorations to develop and achieve esthetic expectations. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1989; 9(2): 122-139.
34. Capp NJ. The diagnostic use of provisional restorations. *Restorative Dent* 1985; 1(4): 92, 94-98.
35. Federick DR. The provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1975; 34(5): 520-526.
36. Krug RS. Temporary resin crowns and bridges. *Dent Clin North Am* 1975; 19(2): 313-320.
37. Burns DR, Beck DA, Nelson SK, Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed P. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2003; 90(5): 474-497.
38. Gegauff AG, Holloway JA. Provisional Restorations. In: Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J, editors. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. St. Louis: Mosby 2001; 380-416.
39. Osman YI, Owen CP. Flexural strength of provisional restorative materials. *J Prosthet Dent* 1993; 70(1): 94-96.
40. Knobloch LA, Kerby RE, Pulido T, Johnston WM. Relative fracture toughness of bis-acryl interim resin materials. *J Prosthet Dent* 2011; 106(2): 118-125.
41. Guth JF, Almeida ESJS, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D. Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. *J Esthet Restor Dent* 2012; 24(5): 310-318.

42. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Vargas MA. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent* 2002; 87(2): 225-228.
43. Hazelton LR, Nicholls JI, Brudvik JS, Daly CH. Influence of reinforcement design on the loss of marginal seal of provisional fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 1995; 8(6): 572-579.
44. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2010; 31(9): 702-704, 706, 708-709.
45. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain JR, Mitchell DL, Blanco LJ, Kessler JC. *Fundamentals of fixed prosthodontics* 4th edition. Quintessence Publishing Co. 2012.
46. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. Ankara, A.Ü.Basımevi, 2004, s.231-35.
47. Akçaboy C. Sabit Protezlerde Başarısızlık Nedenleri. Türkiye Dişhekimleri Vakfı, Ankara, 1996;14-62.
48. Boberick KG, Wyke D. Use of a flexible cast for fabrication of multiple post-coping overdenture restorations. *J Prosthet Dent* 1999; 81(3): 365-368.
49. Usumez A, Ozturk AN, Aykent F. The effect of dentin desensitizers on thermal changes in the pulp chamber during fabrication of provisional restorations. *J Oral Rehabil* 2004; 31(6): 579-584.
50. Fox CW, Abrams BL, Doukoudakis A. Provisional restorations for altered occlusions. *J Prosthet Dent* 1984; 52(4): 567-572.
51. Skurow HM, Nevins M. The rationale of the preperiodontal provisional biologic trial restoration. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1988; 8(1): 8-29.
52. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater* 1992; 8(3): 197-202.

53. Pfeiffer P, Grube L. In vitro resistance of reinforced interim fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2003; 89(2): 170-174.
54. Lui JL, Setcos JC, Phillips RW. Temporary restorations: a review. *Oper Dent* 1986; 11(3): 103-110.
55. Christensen GJ. Provisional restorations for fixed prosthodontics. *J Am Dent Assoc* 1996; 127(2): 249-252.
56. King CJ, Young FA, Cleveland JL. Polycarbonate resin and its use in the matrix technique for temporary coverage. *J Prosthet Dent* 1973; 30(5): 789-794.
57. Kim SH, Watts DC. Polymerization shrinkage-strain kinetics of temporary crown and bridge materials. *Dent Mater* 2004; 20(1): 88-95.
58. Davidoff SR. Heat-processed acrylic resin provisional restorations: an in-office procedure. *J Prosthet Dent* 1982; 48(6): 673-675.
59. Wang RL, Moore BK, Goodacre CJ, Swartz ML, Andres CJ. A comparison of resins for fabricating provisional fixed restorations. *Int J Prosthodont* 1989; 2(2): 173-184.
60. Gegauff AG, Pryor HG. Fracture toughness of provisional resins for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1987; 58(1): 23-29.
61. Ireland MF, Dixon DL, Breeding LC, Ramp MH. In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. *J Prosthet Dent* 1998; 80(2): 158-162.
62. Prestipino V. Visible light cured resins: a technique for provisional fixed restorations. *Quintessence Int* 1989; 20(4): 241-248.
63. Passon C, Goldfogel M. Direct technique for the fabrication of a visible light-curing resin provisional restoration. *Quintessence Int* 1990; 21(9): 699-703.

64. Khan Z, Razavi R, von Fraunhofer JA. The physical properties of a visible light-cured temporary fixed partial denture material. *J Prosthet Dent* 1988; 60(5): 543-545.
65. Haddix JE. A technique for visible light-cured provisional restorations. *J Prosthet Dent* 1988; 59(4): 512-514.
66. Monday JJ, Blais D. Marginal adaptation of provisional acrylic resin crowns. *J Prosthet Dent* 1985; 54(2): 194-197.
67. VITA CAD-Temp® monoColor/multiColor for inLab®, Working Instruction 2012.
68. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/CAD/CAM/Temporary-restoration/aids/VITA-CAD-Temp-monoColor-25300,27568.html>.
69. <http://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/products/temporary-materials/telio-product-system/telio-cad>.
70. <https://www.amangirrbach.com/en/products/cadcam-material/polymers/ceramill-temp/>.
71. <https://www.merz-dental.de/en/cad-cam/artbloccr-temp/>.
72. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004; 7(1): 25-45.
73. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM--fillings of the future? *Int Dent J* 1997; 47(5): 247-258.
74. Mehl A, Hickel R. A new optical 3D-scanning system for CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent* 1999; 2(2): 129-136.
75. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88(1): 10-15.

76. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 2009; 25(1): 121-128.
77. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 2011; 56 Suppl 1(97-106).
78. Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent* 1977; 38(2): 216-225.
79. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009; 28(1): 44-56.
80. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988; 117(6): 715-720.
81. Ohm E, Silness J. The convergence angle in teeth prepared for artificial crowns. *J Oral Rehabil* 1978; 5(4): 371-375.
82. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc* 2001; 132(9): 1301-1303.
83. Uzun G. An overview of dental CAD/CAM systems. *Biotechnology & Biotechnological Equipment* 2008;22(1):530-535.
84. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008; 204(9): 505-511.
85. Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol* 2005; 28(169-184).

86. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent* 1999; 2(1): 9-35.
87. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006; 137(9): 1289-1296.
88. Willer J, Rossbach A, Weber HP. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J Prosthet Dent* 1998; 80(3): 346-353.
89. Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent* 2000; 84(5): 506-513.
90. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent* 1991; 1(2): 150-154.
91. Palin W, Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update* 2005; 32(10): 566-572.
92. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88(1): 4-9.
93. Liu Perng-Ru. A Panorama of Dental CAD/CAM Restorative Systems. *Compendium*.2005;26(7):507-13.
94. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc* 2004; 135 Suppl(11S-16S).

95. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Jr., Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *J Am Dent Assoc* 1996; 127(8): 1171-1181.
96. Fasbinder DJ. CAD/CAM ceramic restorations in the operatory and laboratory. *Compend Contin Educ Dent* 2003; 24(8): 595-598, 600-594; quiz 605.
97. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. Rezin ve seramik esaslı inley onley sistemleri 'İleri Restorasyon Teknikleri' Polat Yayınları, Ankara 1998, 309-340.
98. Qualtrough AJ, Piddock V. Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations. *Dental update* 2009;26(2):65-72.
99. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent* 2002; 23(7): 637-641, 644, 646 passim; quiz 654.
100. <https://multimedia.3m.com/mws/media/916771O/lava-plus-zirconia-technical-product-profile.pdf>.
101. Rinke S, Huls A. Copy-milled aluminous core ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent* 1996; 76(4): 343-346.
102. O'Brien WJ. *Dental Materials And Their Selection* 2nd edition. Chicago, Berlin, London Tokyo, Paris: Quintessence Publishing Co, Inc., 1997.
103. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lautenschlager EP. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2000; 13(5): 420-424.
104. Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int* 1999; 30(6): 383-392.
105. van der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2001; 85(3): 261-267.

106. Olthoff LW, Van Der Zel JM, De Ruiter WJ, Vlaar ST, Bosman F. Computer modeling of occlusal surfaces of posterior teeth with the CICERO CAD/CAM system. *J Prosthet Dent* 2000; 84(2): 154-162.
107. Lothar, V. "Cercon the all ceramic CAM system by Degussa Dental." *Quintessence* 52.8 (2001): 811-14.
108. von Schroeter P, Jurgensen B, Zollner M. Cercon move--a navigation aid for dental CAD applications. *Int J Comput Dent* 2004; 7(4): 371-377.
109. Mormann WH, Brandestini M, Lutz F. [The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting]. *Quintessenz* 1987; 38(3): 457-470.
110. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont* 2002; 15(2): 122-128.
111. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002; 46(2): 405-426, viii.
112. Commission internationale de l'Eclairage. Recommendations on uniform colour spaces, colour difference equations, psychometric color terms. Supplement no. 2 of publication;1978.
113. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent Clin North Am* 2004; 48(2): v, 341-358.
114. Mayekar SM. Shades of a color. Illusion or reality? *Dent Clin North Am* 2001; 45(1): 155-172, vii.
115. Paravina RD, Powers JM. Color, other appearance attributes. In: Rudolph P, ed. *Esthetic Color Training in Dentistry*. 1st Ed., China; Elsevier-Mosby. 2004;3-47.

116. Ulusoy M, Toksavul S. Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. Ege Ü Diş Hek Fak Derg 1992;13(1):29-36.
117. https://tr.wikipedia.org/wiki/Elektromanyetik_tayf.
118. Chu SJ, Devigus A, Mielezsko AJ. Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry 2004;2. Quintessence Publishing Co.
119. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. J Dent 2004; 32 Suppl 1(3-12).
120. Sarıkaya I, Güler AU. Diş hekimliği uygulamalarında renk kavramı. Türkiye Klinikleri J Dental Sci. 2009;15(2):118-29.
121. Keyf F, Uzun G, Altunsoy S. Diş hekimliğinde renk seçimi. Hacettepe Diş Hek Fak Derg 2009;33(4):52-58.
122. Hill AR. How we see colour. In: Mc Donald R, ed. Colour physics for industry. Huddersfield; H. Charlesworth&Co Ltd. 1987;1-34.
123. Çal E, Güneri P, Bıçakçı A. Diş hekimliğindeki estetik ikilem: diş rengi. Ege Ü Diş Hek Fak Derg 2005;26(2):117-25.
124. O'Brien WJ. Color and appearance. In: O'Brien WJ. Editor. Dental Materials and Their Selection, 3rd Ed., Canada: Quintessence Publishing Co Inc. 2002;24-36.
125. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 3rd Ed., St Louis; The Mosby Inc Co. 2001.
126. Pizzamiglio E. A color selection technique. J Prosthet Dent 1991; 66(5): 592-596.
127. Paravina RD, Powers JM. Esthetic Color Training in Dentistry, First ed., Elsevier-Mosby, China. 2004.
128. Ikeda T, Sidhu SK, Omata Y, Fujita M, Sano H. Colour and translucency of opaque-shades and body-shades of resin composites. Eur J Oral Sci 2005; 113(2): 170-173.
129. https://en.wikipedia.org/wiki/Munsell_color_system.

130. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003; 23(5): 467-479.
131. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. 1973. *J Prosthet Dent* 2001; 86(5): 453-457.
132. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J, *Contemporary Fixed Prosthodontics* 4th ed. 2006.
133. <https://munsell.com/color-blog/concepts-philosophy-of-color-part-3/>.
134. <https://munsell.com/about-munsell-color/how-color-notation-works/munsell-value/>.
135. Touati B, Miara P, Nathanson D. *Esthetic Dentistry and Ceramic Restorations*. New York: Martin Dunitz. 139-161; 1999.
136. <https://munsell.com/about-munsell-color/how-color-notation-works/munsell-chroma/>.
137. Paravina RD, Roeder L, Lu H, Vogel K, Powers JM. Effect of finishing and polishing procedures on surface roughness, gloss and color of resin-based composites. *Am J Dent* 2004; 17(4): 262-266.
138. https://en.wikipedia.org/wiki/CIE_1931_color_space.
139. https://www.researchgate.net/figure/Illustration-CIELAB-color-space_fig4_258452774.
140. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent* 1986; 56(1): 35-40.
141. Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials*. 11th ed. St. Louis Mosby: 2001.
142. Paravina RD, Powers JM. *Esthetic color training in dentistry.*, St. Louis; Elsevier Mosby: 2004. p. 3-33.

143. Zaimoğlu A, Can G.: Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara, 1993.
144. Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *Br Dent J* 2001; 190(6): 309-316.
145. Chu, S. J., Devigus, A., & Mieleszko, A. J. (2004). *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry* (p. 2). Quintessence Publishing Company.
146. Craig RG. Ceramic-metal systems. In: Craig RG, Powers JM, editors. *Restorative dental materials*. 11th Ed., St Louis; Mosby-Year Book Inc. 2002; 575-92.
147. Dede DÖ. Yapıştırma simanının renginin tam seramik restorasyonların sonuç rengi üzerindeki etkisinin incelenmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun, Doktora Tezi, 2011.
148. Knispel G. Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. *Quintessence Int* 1991; 22(7): 525-531.
149. Antonson SA, Anusavice KJ. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *Int J Prosthodont* 2001; 14(4): 316-320.
150. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont* 1995; 8(1): 79-86.
151. Chu SJ, Devigus A, Mieleszko A. *Fundamentals of color shade matching and communication in esthetic dentistry*. Quintessence Pub Co Inc, 2004. p.14-6.
152. Finger WJ, Lee KS, Podszun W. Monomers with low oxygen inhibition as enamel/dentin adhesives. *Dent Mater* 1996; 12(4): 256-261.
153. Ahmad I. *Protocols for predictable aesthetic dental restorations*. 1st Ed., Navarra; Blackwell Munksgaard. 2006; 77-97.

154. Lee YK, Lim BS, Kim CW, Powers JM. Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *J Esthet Restor Dent* 2001; 13(3): 179-186.
155. van der Burgt TP, ten Bosch JJ, Borsboom PC, Kortsmid WJ. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *J Prosthet Dent* 1990; 63(2): 155-162.
156. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent* 1998; 80(6): 642-648.
157. Sproull RC. Color matching in dentistry. II. Practical applications of the organization of color. *J Prosthet Dent* 1973; 29(5): 556-566.
158. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *J Dent Res* 1989; 68(12): 1755-1759.
159. Sorensen JA, Torres TJ. Improved color matching of metal-ceramic restorations. Part I: A systematic method for shade determination. *J Prosthet Dent* 1987; 58(2): 133-139.
160. Chu SJ, Devigus A. *Fundamentals of colors*. Chicago: Quintessence publishing 2004.
161. Bayındır F, Wee AG Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2006;30(3):40-46.
162. Garber DA, Goldstein RE, Feinmann RA. *Porcelain laminate veneers*. Quintessence Publishing Co.Inc., Chicago, 1988.
163. Turgut S, Bagis B. Diş hekimliğinde renk ve renk ölçüm yöntemleri. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2012;22.
164. <http://www.shofu.com/wp-content/uploads/pdfs/ShadeEyeGuide.pdf>.

165. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent* 2002; 88(6): 585-590.
166. Lou MR. Colorimetry. In: Paravina R, Powers J, editors. *Esthetic color training in dentistry*. 1st Ed., St. Louis; Mosby Inc. 2004;17-38.
167. <https://www.malvernpanalytical.com/en/products/product-range/asd-range/fieldspec-range/handheld-2-hand-held-vnir-spectroradiometer>.
168. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent* 2010; 38 Suppl 2(e2-16).
169. Wee AG, Kang EY, Johnston WM, Seghi RR. Evaluating porcelain color match of different porcelain shade-matching systems. *J Esthet Dent* 2000; 12(5): 271-280.
170. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-Easyshade-26934,27568.html?markierung=easyshade>.
171. Lath DL, Wildgoose DG, Guan YH, Lilley TH, Smith RN, Brook AH. A digital image analysis system for the assessment of tooth whiteness compared to visual shade matching. *J Clin Dent* 2007; 18(1): 17-20.
172. Gerlach RW, Gibb RD, Sagel PA. Initial color change and color retention with a hydrogen peroxide bleaching strip. *Am J Dent* 2002; 15(1): 3-7.
173. Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dent Mater* 2006; 22(6): 553-559.
174. Pascal M, Besler U. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach. Quintessence Publishing Co: 2002. p. 179-238.
175. Barnett ML. The rationale for the daily use of an antimicrobial mouthrinse. *J Am Dent Assoc* 2006; 137 Suppl(16S-21S).

176. Haps S, Slot DE, Berchier CE, Van der Weijden GA. The effect of cetylpyridinium chloride-containing mouth rinses as adjuncts to toothbrushing on plaque and parameters of gingival inflammation: a systematic review. *Int J Dent Hyg* 2008; 6(4): 290-303.
177. de Oliveira SM, Torres TC, Pereira SL, Mota OM, Carlos MX. Effect of a dentifrice containing Aloe vera on plaque and gingivitis control. A double-blind clinical study in humans. *J Appl Oral Sci* 2008; 16(4): 293-296.
178. Burnett GR, Stephen AS, Pizzey RL, Bradshaw DJ. In vitro effects of novel toothpaste actives on components of oral malodour. *Int Dent J* 2011; 61 Suppl 3(67-73).
179. Moshrefi A. Chlorhexidine. *J West Soc Periodontol Periodontal Abstr* 2002; 50(1): 5-9.
180. Budtz-Jorgensen E, Loe H. Chlorhexidine as a denture disinfectant in the treatment of denture stomatitis. *Scand J Dent Res* 1972; 80(6): 457-464.
181. Hennessey TD. Antibacterial properties of Hibitane. *J Clin Periodontol* 1977; 4(5): 36-48.
182. Grenier D. Effect of chlorhexidine on the adherence properties of *Porphyromonas gingivalis*. *J Clin Periodontol* 1996; 23(2): 140-142.
183. Gjermo P, Bonesvoll P, Rolla G. Relationship between plaque-inhibiting effect and retention of chlorhexidine in the human oral cavity. *Arch Oral Biol* 1974; 19(11): 1031-1034.
184. Roberts WR, Addy M. Comparison of the in vivo and in vitro antibacterial properties of antiseptic mouthrinses containing chlorhexidine, alexidine, cetyl pyridinium chloride and hexetidine. Relevance to mode of action. *J Clin Periodontol* 1981; 8(4): 295-310.

185. Schiott CR, Loe H, Jensen SB, Kilian M, Davies RM, Glavind K. The effect of chlorhexidine mouthrinses on the human oral flora. *J Periodontal Res* 1970; 5(2): 84-89.
186. Van Strydonck DA, Timmerman MF, van der Velden U, van der Weijden GA. Plaque inhibition of two commercially available chlorhexidine mouthrinses. *J Clin Periodontol* 2005; 32(3): 305-309.
187. Hull PS. Chemical inhibition of plaque. *J Clin Periodontol* 1980; 7(6): 431-442.
188. Lobene RR, Lobene S, Soparker PM. The effect of cetylpyridinium chloride mouthrinse on plaque and gingivitis. *J Dent Res* 1977;56: 595.
189. de Albuquerque RF, Jr., Head TW, Mian H, Rodrigo A, Muller K, Sanches K, Ito IY. Reduction of salivary *S. aureus* and mutans group streptococci by a preprocedural chlorhexidine rinse and maximal inhibitory dilutions of chlorhexidine and cetylpyridinium. *Quintessence Int* 2004; 35(8): 635-640.
190. Merianos JJ. Quaternary ammonium antimicrobial compounds :Disinfection, Sterilization and Preservation. 4th ed. Philadelphia: PA; 1991: 225–255.
191. Quisno R, Foter MJ. Cetyl pyridinium chloride; germicidal properties. *J Bacteriol* 1946; 52(111-117).
192. Mandel ID. Antimicrobial mouthrinses: overview and update. *J Am Dent Assoc* 1994; 125 Suppl 2(2S-10S).
193. Stallard RE, Volpe AR, Orban JE, King WJ. The effect of an antimicrobial mouth rinse on dental plaque, calculus and gingivitis. *J Periodontol* 1969; 40(12): 683-694.
194. Quirynen M, Marechal M, van Steenberghe D. Comparative antiplaque activity of sanguinarine and chlorhexidine in man. *J Clin Periodontol* 1990; 17(4): 223-227.

195. Marsh PD. Microbiological aspects of the chemical control of plaque and gingivitis. *J Dent Res* 1992; 71(7): 1431-1438.
196. Ingram GS, Horay CP, Stead WJ. Interaction of zinc with dental mineral. *Caries Res* 1992; 26(4): 248-253.
197. Grenby TH. The use of sanguinarine in mouthwashes and toothpaste compared with some other antimicrobial agents. *Br Dent J* 1995; 178(7): 254-258.
198. Waler SM, Rolla G. Plaque inhibiting effect of combinations of chlorhexidine and the metal ions zinc and tin. A preliminary report. *Acta Odontol Scand* 1980; 38(4): 213-217.
199. Giertsen E, Svaton B, Saxton A. Plaque inhibition by hexetidine and zinc. *Scand J Dent Res* 1987; 95(1): 49-54.
200. Saxton CA, van der Ouderaa FJ. The effect of a dentifrice containing zinc citrate and Triclosan on developing gingivitis. *J Periodontal Res* 1989; 24(1): 75-80.
201. Southard GL, Parsons LG, Thomas LG, Jr., Boulware RT, Woodall IR, Jones BJ. The relationship of sanguinaria extract concentration and zinc ion to plaque and gingivitis. *J Clin Periodontol* 1987; 14(6): 315-319.
202. American Dental Association. "Fluoridation facts." Fluoridation facts. 1993.
203. Axelsson P. Current role of pharmaceuticals in prevention of caries and periodontal disease. *Int Dent J* 1993; 43(5): 473-482.
204. Fischman SL. A clinician's perspective on antimicrobial mouthrinses. *J Am Dent Assoc* 1994; 125 Suppl 2(20S-22S).
205. Teles RP, Teles FRF. Antimicrobial agents used in the control of periodontal biofilms: effective adjuncts to mechanical plaque control?. *Brazilian Oral Research* 2009;23:39-48.

206. Albert-Kiszely A, Pjetursson BE, Salvi GE, Witt J, Hamilton A, Persson GR, Lang NP. Comparison of the effects of cetylpyridinium chloride with an essential oil mouth rinse on dental plaque and gingivitis - a six-month randomized controlled clinical trial. *J Clin Periodontol* 2007; 34(8): 658-667.
207. Fine, D. H., Furgang, D., Sinatra, K., Charles, C., McGuire, A., & Kumar, L. D. (2005). In vivo antimicrobial effectiveness of an essential oil-containing mouth rinse 12 h after a single use and 14 days' use. *Journal of clinical periodontology*, 32(4), 335-340.
208. Runti C, Baiocchi L. The chemistry of benzydamine. *Int J Tissue React* 1985; 7(3): 175-186.
209. Catanese B, Lagana A, Curini L, Del Bosco M, Colloca A. Bioequivalence study of two liquid formulations of benzydamine. *Biopharm Drug Dispos* 1988; 9(1): 113-118.
210. Özkan, C.K., Sürekli Etkili Bir Preparat Geliştirilmesi, Eczacılık Bilimleri Merkezi Yüksek Lisans Tezi, GATA Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2003.
211. Gurgan S, Yalcin Cakir F. The effect of three different mouth rinses on the surface hardness, gloss and colour change of bleached nano composite resins. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2008;16(3):104-108.
212. Givens EJ, Jr., Neiva G, Yaman P, Dennison JB. Marginal adaptation and color stability of four provisional materials. *J Prosthodont* 2008; 17(2): 97-101.
213. Rayyan MM, Aboushelib M, Sayed NM, Ibrahim A, Jimbo R. Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *J Prosthet Dent* 2015; 114(3): 414-419.
214. Zaimoğlu A, Can G: Sabit Protezler. Ankara, A.Ü.Basımevi, 2004, s.231-35.

215. Tjan AH, Castelnuovo J, Shiotsu G. Marginal fidelity of crowns fabricated from six proprietary provisional materials. *J Prosthet Dent* 1997; 77(5): 482-485.
216. Gracis S, Fradeani M, Celletti R, Bracchetti G. Biological integration of aesthetic restorations: factors influencing appearance and long-term success. *Periodontol* 2000 2001; 27(29-44).
217. Small BW. Pretreatment wax-ups and provisionals for restorative dentistry. *Gen Dent* 2005; 53(2): 98-100.
218. Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S, Turhan Bal B, Doğan A. Farklı içeceklerde bekletilen geçici restorasyon materyallerinin renk stabiliteilerinin karşılaştırılması. *Acta Odontol Turc* 2016;33(2):80-5
219. Doray PG, Wang X, Powers JM, Burgess JO. Accelerated aging affects color stability of provisional restorative materials. *J Prosthodont* 1997; 6(3): 183-188.
220. Bayindir F, Kurklu D, Yanikoglu ND. The effect of staining solutions on the color stability of provisional prosthodontic materials. *J Dent* 2012; 40 Suppl 2(e41-46).
221. Sham AS, Chu FC, Chai J, Chow TW. Color stability of provisional prosthodontic materials. *J Prosthet Dent* 2004; 91(5): 447-452.
222. Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *J Prosthet Dent* 2005; 94(2): 118-124.
223. Rutkunas V, Sabaliauskas V, Mizutani H. Effects of different food colorants and polishing techniques on color stability of provisional prosthetic materials. *Dent Mater J* 2010; 29(2): 167-176.
224. Alt V, Hannig M, Wostmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater* 2011; 27(4): 339-347.

225. Goncu Basaran E, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LV. Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design--computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontol Scand* 2011; 69(3): 144-150.
226. Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Ozcan M, Fischer J, Hammerle CH. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clin Oral Investig* 2012; 16(6): 1669-1677.
227. Banerjee R, Banerjee S, Prabhudesai PS, Bhide SV. Influence of the processing technique on the flexural fatigue strength of denture base resins: an in vitro investigation. *Indian J Dent Res* 2010; 21(3): 391-395.
228. Rocca GT, Bonnafous F, Rizcalla N, Krejci I. A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 2010; 104(4): 273-275.
229. Poticzny DJ, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc* 2010; 141 Suppl 2(5S-9S).
230. Gougloff R, Stalley FC. Immediate placement and provisionalization of a dental implant utilizing the CEREC 3 CAD/CAM Protocol: a clinical case report. *J Calif Dent Assoc* 2010; 38(3): 170-173, 176-177.
231. Almohareb T, Alkatheeri MS, Vohra F, Alrahlah A. Influence of experimental staining on the color stability of indirect computer-aided design/computer-aided manufacturing dental provisional materials. *Eur J Dent* 2018; 12(2): 269-274.
232. Lauvahutanon S, Shiozawa M, Takahashi H, Iwasaki N, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M. Discoloration of various CAD/CAM blocks after immersion in coffee. *Restor Dent Endod* 2017; 42(1): 9-18.

233. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Ozcan M, Hammerle CH. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater J* 2012; 31(3): 377-383.
234. Holyroyd SV. Drugs in periodontal therapy. In: Goldman HM, Cohen W. *Periodontal therapy*. 6th ed., St. Louis: The C.V. Mosby Company London 1980;637-40.
235. Eley BM. Antibacterial agents in the control of supragingival plaque--a review. *Br Dent J* 1999; 186(6): 286-296.
236. van Steenberghe D, Avontroodt P, Peeters W, Pauwels M, Coucke W, Lijnen A, Quirynen M. Effect of different mouthrinses on morning breath. *J Periodontol* 2001; 72(9): 1183-1191.
237. Cal E, Guneri P, Kose T. Digital analysis of mouthrinses' staining characteristics on provisional acrylic resins. *Journal of oral rehabilitation* 2007;34(4):297-303.
238. Sevimay M, Aykent F, Öztürk N, Cökük N, Yücel M. Effect of mouthrinses on color stability of provisional restorative materials. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg* 2008; 32(4): 2-11.
239. Anusavice KJ. Chemistry of synthetic resin. *Philip's science of dental materials*, 10th ed. Philadelphia, WB Saunders. 1996: 211–235.
240. McKinney JE, Wu W. Chemical softening and wear of dental composites. *J Dent Res* 1985; 64(11): 1326-1331.
241. Turgut S, Bagis B, Ayaz EA, Ulusoy KU, Altintas SH, Korkmaz FM, Bagis N. Discoloration of provisional restorations after oral rinses. *International journal of medical sciences* 2013;10(11):1503.

242. Nordbo H, Eriksen HM, Rolla G, Attramadal A, Solheim H. Iron staining of the acquired enamel pellicle after exposure to tannic acid or chlorhexidine: preliminary report. *Scand J Dent Res* 1982; 90(2): 117-123.
243. Addy M, Moran J. Extrinsic tooth discoloration by metals and chlorhexidine. II. Clinical staining produced by chlorhexidine, iron and tea. *Br Dent J* 1985; 159(10): 331-334.
244. Addy M, Moran J, Griffiths AA, Wills-Wood NJ. Extrinsic tooth discoloration by metals and chlorhexidine. I. Surface protein denaturation or dietary precipitation? *Br Dent J* 1985; 159(9): 281-285.
245. Patel A, Sethuraman R, Prajapati P, Patel J, Naveen YG. A comparative analysis of staining characteristics of mouthrinses on provisional acrylic resin: An in vitro study. *Journal of Interdisciplinary Dentistry* 2013;3(3):167.
246. Celik C, Yuzugullu B, Erkut S, Yamanel K. Effects of mouth rinses on color stability of resin composites. *Eur J Dent* 2008;2:247-253.
247. Prasad DK, Alva H, Shetty M. Evaluation of colour stability of provisional restorative materials exposed to different mouth rinses at varying time intervals: an in vitro study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* 2014;14(1):85-92.
248. Ulusoy NB, Arikan V, Oba AA. Effect of mouthwashes on the discolouration of restorative materials commonly used in paediatric dentistry. *European Archives of Paediatric Dentistry* 2018;19(3):147-153.
249. Villalta P, Lu H, Okte Z, Garcia-Godoy F, Powers JM. Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins. *J Prosthet Dent* 2006; 95(2): 137-142.
250. Ongul D, Mim A, Sahin H, Deger S. Ağız gargaralarının restoratif materyallerin renk stabilitesine olan etkisi. *J Istanbul Univ Fac Dent* 2011;46(2):13-20.

251. Ozmen B, Nayir Y. Kompomer rezinin renk stabilitesine içeceklerin, ağız çalkalama solüsyonlarının ve diş macunlarının etkisi. Cumhuriyet Dental Journal 2017;21(1):40-48.
252. Derafshi R, Khorshidi H, Kalantari M, Ghaffarlou I. Effect of mouthrinses on color stability of monolithic zirconia and feldspathic ceramic: an in vitro study. BMC oral health 2017;17(1):129.
253. Khosravi M, Esmaili B, Nikzad F, Khafri S. Color stability of nanofilled and microhybrid resin-based composites following exposure to chlorhexidine mouthrinses: An in vitro study. Journal of dentistry 2016;13(2):116.
254. Toz Akalin T, Genc G, Korkmaz Ceyhan Y, Ozturk Bozkurt F. The effect of mouth rinses on the color stability of sonicfill and a nanohybrid composite. J Istanbul Univ Fac Dent 2016; 50(2): 17-23.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı:	Ayşe Aksoy
Doğum Tarihi:	10.11.1987
Doğum Yeri:	İskenderun
Medeni Hali:	Bekâr
Uyruğu:	T.C.
Adres:	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 25240, ERZURUM
Tel:	0442 231 17 36
Faks:	0442 236 09 45
E-mail:	ayseaksoy2005@hotmail.com
Eğitim	
Lise:	Fethiye Kemal Mumcu Anadolu Lisesi (2004)
Lisans:	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2004-2009) Poznan University of Medical Sciences - Erasmus Programı (2008)
Uzmanlık:	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2016- Devam ediyor)
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce:	71,25 (YDS 2015)
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar	
	International Association for Dental Research (IADR)
İlgi Alanları ve Hobiler	

EK-2. ETİK KURUL ONAYI




T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 08.02.2018
Oturum Sayısı: 2/ 2018

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	Prof. Dr. Funda BAYINDIR Arş. Gör. Dt. Ayşe AKSOY
Araştırmanın Açık Adı	<i>Ağız Çalkalama solüsyonlarının CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Çeşitli Geçici Kuron Materyallerinin Uzun Dönem Renk Stabilitelerine Olan Etkisinin İn Vitro Olarak İncelenmesi</i>
Karar No	20.
Alınan Karar	Prof. Dr. Funda BAYINDIR'ın danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Ayşe AKSOY'un hazırladığı " <i>Ağız Çalkalama solüsyonlarının CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Çeşitli Geçici Kuron Materyallerinin Uzun Dönem Renk Stabilitelerine Olan Etkisinin İn Vitro Olarak İncelenmesi</i> " konulu Uzmanlık Tezi Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oybirliği ile karar verildi.


Prof. Dr. Taşkın GÜRBÜZ
Etik Kurul Başkanı


Prof. Dr. Ertunç DAYI


Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ


Prof. Dr. Recep ORBAK


Prof. Dr. K. Meltem ÇOLAK