



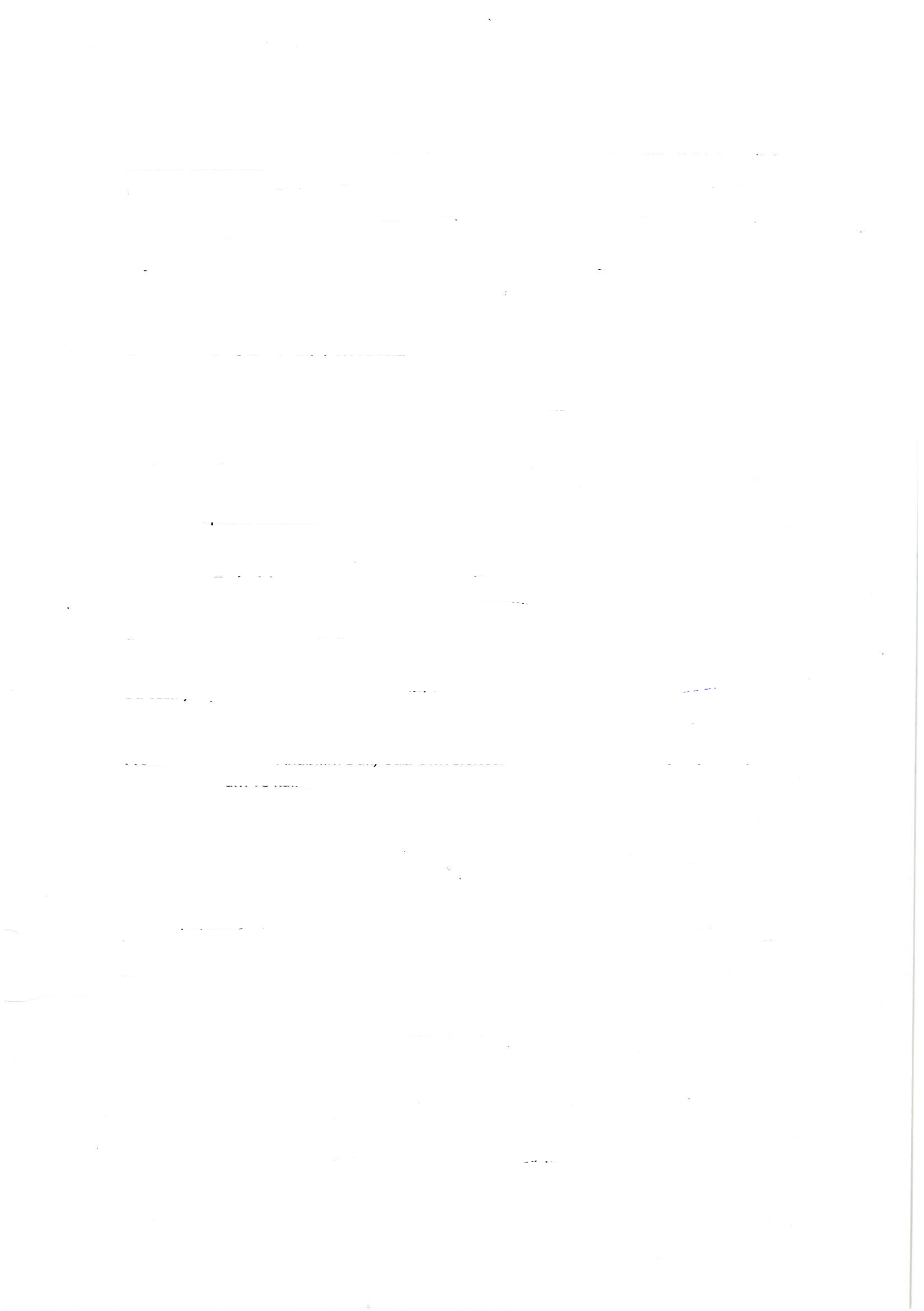
**İKİ FARKLI GEÇİCİ KRON KÖPRÜ MATERYALİNİN BAZI MEKANİK VE FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

Madina GULVERDİYEVA

**DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

MAYIS 2016



ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
 - Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
 - Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
 - Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
 - Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,
- bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Madina GULVERDİYEVA

İKİ FARKLI GEÇİCİ KRON KÖPRÜ MATERYALİNİN BAZI MEKANİK VE FİZİKSEL
ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ
(Doktora Tezi)

Madina GULVERDİYEVA

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Nisan 2016

ÖZET

Çalışmanın amacı iki farklı geçici kron-köprü materyalinin bükülme dayanımını, su emilimi/suda çözünürlüğünü ve renk stabilitesi karşılaştırmalı olarak incelemektir. Çalışmada bis-akril içerikli otopolimerizan ProtempTM4 ve CAD/CAM sistemle hazırlanan PMMA içerikli Telio-CAD materyali kullanılmıştır. Bükülme dayanımı ve renk stabilitesi testi için örnekler ısısal döngü (5000 döngü, 5°-55°C) işlemi uyulanmış ve uygulanmamış olarak iki gruba ayrıldı. Bükülme dayanımı için üç nokta bükülme testi uygulandı. Su emilimi/suda çözünürlük testleri için örnekler 37°C etüvde, 1 gün ve 7 gün boyunca su içerisinde bekletildi. Renk stabilite testi için hazırlanan örnekler 5, 10, 15 ve 20 gün süre ile su, kahve ve kola solüsyonlarında bekletildi. Materyaller arasında bükülme dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı. Su emilimi/suda çözünürlük açısından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edildi. Materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı renk değişikliği saptandı. İki geçici restorasyon materyalinde de, kahvenin istatistiksel olarak belirgin renk değişimine neden olduğu belirlendi. Isısal döngü işleminin bükülme dayanımı ve renk stabilitesine ait sonuçları etkilemediği saptandı. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda her iki geçici kron-köprü materyalinin bükülme dayanımı açısından benzer, renk stabilitesi, su emilimi ve suda çözünürlük açısından farklılık gösterdiği gözlemlendi.

Bilim Kodu : 1050

Anahtar Kelimeler : Geçici restorasyon, ısısal döngü, bükülme dayanımı, su emilimi/suda çözünürlük, renk stabilitesi, CAD/CAM

Sayfa Adedi : 85

Danışman : Prof. Dr. A. Dilek NALBANT

THE COMPARATIVE EVALUATION OF SOME MECHANICAL AND PHYSICAL PROPERTIES OF
TWO DIFFERENT TEMPORARY CROWN-BRIDGE MATERIALS.

(Ph. D. Thesis)

Madina GULVERDİYEVA

GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

April 2016

ABSTRACT

The aim of this study is to observe comparatively the flexural strength, water absorption/ water solubility and color stability of two temporary crown-bridge materials. In this study, bis-acrylic autopolymerized Protemp™ 4 and PMMA based Telio-CAD, prepared by CAD/CAM system, materials were used. For flexural strength and color stability tests, the samples were divided into two groups as thermal cycle process (5000 cycles at 5 °-55 °C) applied and not applied. For flexural strength three point bending test was used. The samples were kept in water in a 37 °C oven for 1 day and 7 days for water absorption/water solubility tests. The samples prepared for colour stability test were kept in water, coffee and cola solutions for 5, 10, 15 and 20 days. A statistically significant difference was not observed between the flexural strength of the materials. A significant difference was observed statistically in the water absorption/water solubility of materials. A significant color change was observed between the materials statistically. Both of the temporary restoration materials' colours were statistically affected by coffee. It was observed that thermal cycling process does not affect the flexural strength and the colour stability. According to the results obtained from the study; the flexural strength of the two temporary crown materials is similar; however the colour stability, water absorption and the water solubility of the materials are different.

Science Code : 1050

Key Words : temporary crowns, thermal cycles , flexural strength, water
absorption/ water solubility, colour stability, CAD/CAM

Page Number : 85

Advisor : Prof. Dr. A. Dilek NALBANT

TEŞEKKÜR

Doktora öğernimim süresince anlayışlı ve şefkatli ile bana her zaman destek ve her koşulda yardımcı olan değerli danışman hocam Prof. Dr. Dilek NALBANT'a, tez çalışmamda tecrübelerinden yararlanma fırsatı bulduğum hocam Prof. Dr. Özgül KARACEAR'e, bilgi ve tecrübelerinden yararlanma fırsatı bulduğum hocam Prof. Dr. Levent NALBANT'a

Zor zamanlarımda varlığını hissettiren anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Cemal AYDIN'a

Hocalığı, ablalığı ve dostuluğu ile yanımdan olan, bilimsel ve hayat tecrübelerini paylaşan, doğru yönlendiren çok sevdiğim hocam Doç. Dr. Ferhan KESKİN EGİLMEZ'e

Tez çalışmamda katkılarından ve yardımlarından dolayı Doç. Dr. Altay ULUDAMAR ve Dr. Beril BALCI'ya

Destekleri için Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne

Doktora eğitimim boyunca yanımda olan, zorlukları birlikte aştığım, her adımda destekleyen çok sevdiğim arkadaşlarım Dr. Ayşe Gökçen SARGIN DURAKOĞLU, Dr. Merve ÇAKIRBAY TANIŞ'a ve Dr. Burak TANIŞ'a, hayatımı renklendiren ve yüzümü güldüren Dt. Ahmet COŞKUN'a, uzak da olsa beni dinleyen, sevgisiyle şımartan ve her adımda arkamda olan canım kuzenim Aysel SEYİDOVA'ya

Hayatımın her aşamasında desteği ve sevgilerini, varlıkları ile her daim şanslı olduğumu hissettiğim, üzerimde büyük emekleri olan canım ablam Konul GÜLVERDİYEVA ve abim Qoşqar GÜLVERDİYEV'e, her daimi yanımda olan eniştem, abim Kamran AZİZİ'ye, yengem Sehran MAMMEDOVA'ya, hayatıma kattıkları neşe için yeğenlerime, anne sevgisi ve kaygısını hissettiğim, hayatıma yön veren canım teyzem Xalide SEYİDOVA'ya teşekkür ediyorum.

Tezimi çok özlediğim, üzüntüsü bir gün olsun hafiflemeyen, hayatımdaki en değerli insan olan annem Vahide NAĞİYEVA'ya ithaf ediyorum.



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	viii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Geçici Restorasyonların Kullanılma Amaçları.....	3
2.2. Geçici Restorasyonun Sahip Olması Gereken Temel Özellikleri	4
2.3. Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması	7
2.3.1. Yapım tekniklerine göre geçici restorasyonların sınıflandırması	7
2.3.2. Kullanım sürelerine göre geçici restorasyonların sınıflandırması	9
2.4. Geçici Restorasyon Materyalleri	10
2.4.1. İdeal bir geçici restorasyon materyalinin özellikleri	12
2.4.2. Geçici restorasyon yapımında kullanılan materyaller.....	13
2.5. CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) Teknolojisi	15
2.5.1. Dental CAD/CAM sistemlerinin avantajları	17
2.5.2. Dental CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları	17
2.6. Geçici Materyellerin Bazı Mekanik ve Fiziksel Özellikleri.....	17
2.6.1. Bükülme dayanımı.....	17

	Sayfa
2.6.2. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük.....	18
2.6.3. Renk.....	20
2.7. Isısal Döngü (Termal Siklus).....	26
3. GEREÇ VE YÖNTEM	27
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	28
3.1.1. Bis-akrilik içerikli örneklerin hazırlanması.....	28
3.1.2. PMMA içerikli CAD/CAM blok örneklerin hazırlanması.....	29
3.2. Isısal Döngü	33
3.3. Bükülme Dayanımı Testi.....	33
3.4. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Testi	34
3.5. Renk Stabilite Testi.....	36
3.6. İstatistiksel Analiz.....	37
4. BULGULAR	39
4.1. Bükülme Dayanımı Bulguları	39
4.2. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Bulguları	41
4.2.1. Su Emilimi.....	41
4.2.2. Suda çözünürlük.....	45
4.3. Renk Stabilitesi Testi Bulguları	49
5. TARTIŞMA	57
6. SONUÇ	71
KAYNAKLAR.....	73
ÖZGEÇMİŞ	85

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan geçici restorasyon materyalleri	27
Çizelge 3.2. Çalışmada uygulanan testlere göre gruplar ve örnek sayıları	28
Çizelge 4.1. Bükülme dayanımı istatistiksel değerlendirmeleri	40
Çizelge 4.2. Bükülme dayanımı bulgularının karşılaştırılması	40
Çizelge 4.3. Su emilimi bekletme süresine göre istatistiksel değerlendirmeleri	42
Çizelge 4.4. Su emilimi bulgularının karşılaştırılması	43
Çizelge 4.5. Geçici restorasyon materyallerin su emilimi değerlerine ait istatistiksel dağılım	43
Çizelge 4.6. Geçici restorasyon materyallerin su emilimi değerlerine ait ikili karşılaştırma sonuçları.....	44
Çizelge 4.7. Bekletme sürelerine göre su emilimi değerlerine ait istatistiksel dağılım	44
Çizelge 4.8. Bekletme sürelerine göre su emilimi değerlerine ait ikili karşılaştırma sonuçları	44
Çizelge 4.9. Suda çözünürlük değerlerine ait istatistiksel değerlendirmeleri.....	46
Çizelge 4.10. Suda çözünürlük bulgularının karşılaştırılması	47
Çizelge 4.11. Geçici restorasyon materyallerin suda çözünürlük değerlerine ait istatistiksel dağılım	47
Çizelge 4.12. Geçici restorasyon materyallerin suda çözünürlük değerlerine ait ikili karşılaştırma sonuçları	48
Çizelge 4.13. Bekletme sürelerine göre suda çözünürlük değerlerine ait istatistiksel dağılım	48
Çizelge 4.14. Bekletme sürelerine göre suda çözünürlük değerlerine ait ikili karşılaştırma sonuçları.....	48
Çizelge 4.15. Geçici materyallerin renk değişimi (ΔE) istatistiksel değerlendirmeleri.....	50
Çizelge 4.16. Geçici materyaller arasında renk değişim (ΔE) değerlerinin istatistiksel dağılımı	50

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.17. Isısal Döngü uygulanmış ve uygulanmamış geçici materyallerin renk değişimi (ΔE) istatistiksel değerlendirmeleri.....	51
Çizelge 4.18. Renk değişim (ΔE) sonuçları açısından ısısal döngü uygulamış ve uygulanmamış materyaller arasında İstatistiksel dağılım	52
Çizelge 4.19. Renklendirme solüsyonlarına göre renk değişim (ΔE) İstatistiksel değerlendirmeleri.....	53
Çizelge 4.20. Renklendirme solüsyonları göre geçici materyallerinin renk değişim (ΔE) değerleri istatistiksel dağılımı.....	53
Çizelge 4.21. Ölçüm zamanlarına göre renk değişim (ΔE) İstatistiksel değerlendirilmesi.....	53
Çizelge 4.22. Renklendirme solüsyonlarında bekletilen geçici materyallerin ölçüm zamanlarına göre renk değişim (ΔE) değerlendirilmesi.....	54
Çizelge 4.23. Renklendirme solüsyonlarına göre geçici restorasyon materyallerin renk değişim (ΔE) değerlendirilmesi.....	55
Çizelge 4.24. Protemp 4 materyalin 5. güne ait renk ölçüm değerlendirilmesi	56
Çizelge 4.25. Telio-CAD materyalin 5. gün ait ölçüm değerlendirilmesi.....	56

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Üç nokta bükülme dayanımı testinin şematik görüntüsü	18
Şekil 2.2. CIE L*a*b* ve Munsell renk sistemi	23
Şekil 4.1. Levene testiyle göre varyansların homojenlik histogramı.....	39
Şekil 4.2. Materyaller ve ısısal döngü uygulamasına göre grupların bükülme dayanım değerlerine ait istatistiksel grafik.....	41
Şekil 4.3. Su emilimi değerlerinin Levene testine göre varyansların homojenlik histogramı	42
Şekil 4.4. Geçici restorasyon materyalleri ve bekletme süresine göre grupların su emilimi değerlerine ait istatistiksel grafik.....	45
Şekil 4.5. Suda çözünürlük değerlerinin Levene testine göre varyansların homojenlik histogramı	46
Şekil 4.6. Geçici restorasyon materyalleri ve bekletme süresine göre grupların suda çözünürlük değerlerine ait istatistiksel grafik	49
Şekil 4.7. Materyallerin renk değişim (ΔE) dağılımına ait grafik	51
Şekil 4.8. Isısal döngü uygulanmış ve uygulanmamış materyallerin renk değişim (ΔE) dağılımına ait grafik	52
Şekil 4.9. Ölçüm zamanlarına göre geçici restorasyon materyallerin renk değişim (ΔE) dağılımına ait grafik	55

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Bis-akril içerikli Protemp™ 4	29
Resim 3.2. Bar ve disk şeklindeki örnek hazırlamak için kullanılan teflon kalıplar	29
Resim 3.3. Bis-akrilik içerikli örnekler	29
Resim 3.4. PMMA içerikli Telio-CAD CAD/CAM blok	30
Resim 3.5. CAD/CAM frezleme cihazı	30
Resim 3.6. PMMA içerikli bükülme dayanımı örnekleri	31
Resim 3.7. PMMA içerikli su emilimi örnekleri	31
Resim 3.8. PMMA içerikli Renk stabilite örnekleri	31
Resim 3.9. Polisaj cihazı	32
Resim 3.10. Bar şekilli örnekler boyut ölçümleri	32
Resim 3.11. Disk şekilli örneklerin boyut ölçümleri	33
Resim 3.12. Isısal döngü cihazı	33
Resim 3.13. a) Üniversal test cihazı b) Bükülme dayanımı düzeneyi	34
Resim 3.14. Kırılmış bir örneğin görüntüsü	34
Resim 3.15. Etüv cihazı	35
Resim 3.16. Hassas terazi	36
Resim 3.17. Renk ölçüm cihazı	37

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
°C	Santigrat derece
µg	mikrogram
µm	mikrometre
bis-GMA	bisfenol glisidil metakrilat
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim
CEREC	CEramicREConstruction
cm	santimetre
db	Desibel
dk	dakika
F	Kuvvet
FDA	Food and Drug Administration - Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç Kurumu
gr	gram
HEMA	2-hidroksietil metakrilat,
m ²	Metrekare
m ³	Metrekub
mg	milligram
Mm	milimetre
mm ²	milimetrekare
MPa	Megapaskal
PEMA	Polietil metakrilatlar
PMMA	Polimetil metakrilatlar
rpm	devir/dakika
sn	saniye
TEGDMA	triitilen glikol dimetakrilat
UDMA	üretan dimetakrilat

1. GİRİŞ

Geçici kronlar ve köprüler, sabit protezlerin yapım aşamasında prepare edilmiş dişlerin korunması ve hastanın konforunun sağlanabilmesi için daimi restorasyon yapılana kadar kullanılan restorasyon tipidir [1]. Tedavinin bu aşamasının doğru şekillendirilmesi ile, diş hekimi hastasının güvenini kazanır ve daimi restorasyonun başarısı olumlu yönde etkilenir. Bu restorasyonlar pulpanın korunması, stabilite, fonksiyon, kolay temizlenme, taşkın olmayan kron dişeti birleşimi, direnç ve retansiyon gibi özellikler taşımalıdır. Kabul edilebilir bir geçici restorasyon, yerini alacak olduğu daimi restorasyon geçici özelliklerine sahip olmalıdır [1, 2]. Özellikle ön bölge restorasyonlar iyi bir estetik sağlamalıdır [3]. Uzun süre ağızda kalan geçici restorasyonlar renklerini korumalıdır [4]. Geçici restorasyonlarda meydana gelen renk değişikliği gibi estetiği bozan faktörler hasta memnuniyeti açısından tedaviyi olumsuz yönde etkilemektedir [5]. Geçici restorasyon materyalleri daimi restorasyonlara nazaran düşük kırılma direncine sahiptirler. Bu nedenle, uzun gövdeli geçici köprü yapılması gerektiğinde, uzun süreli tedavi gerektiren temporomandibuler eklem rahatsızlıklarında, oklüzal dikey boyutun değiştirilmesi gereken vakalarda, brüksizmi olan hastalarda ve aşırı yük alan bölgelerde daha dayanıklı geçici restorasyon materyallerinin kullanımı gerekmektedir [6–8]. Geçici restorasyonların dayanıklı olması için çeşitli yöntemler önerilmiştir. İlave malzeme, masraf ve teknik bilgi gerektirdiği için bu yöntemlerin uygulanmaları kolay değildir. Günümüzde Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) olarak adlandırılan bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknikleri ile daha dayanıklı geçici restorasyonlar yapmak mümkündür. Bu sistemlerle yapılan restorasyonların avantajlar, mekanik ve estetik özelliklerinin iyi olması, hastanın koltukta oturma süresinin kısa olmasıdır [9].

Bu çalışmanın amacı iki farklı geçici kron-köprü materyalinin bükülme dayanımının, renk stabilitelerinin, su emilimi ve su çözünürlüklerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir.



2. GENEL BİLGİLER

Geçici protezler, prostodontik terimler sözlüğünde "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 protezler" olarak tanımlanmıştır. 1930'lu yıllardan itibaren diş hekimliğinde yer alan bu protezler genellikle yapılacak olan tedavinin etkinliğini veya planlanan daimi protezin formunu ve fonksiyonunu değerlendirmek amacı ile kullanılırlar [10]. Geçici kron ve köprüler, daimi restorasyon yapılıncaya kadar kesilmiş diş dokusunun ve çevre yumuşak dokuların sağlığını ve devamlılığını korumada önem taşımaktadır. Prepare edilmiş dişlerin geçici olarak restore edilmesiyle, daimi protez yapılıncaya kadar dişlerin dış etkenlerden korunması ve stabilitesi, çiğneme fonksiyonu, estetik ve doku uyumunun sağlanması, prognoz ve kesin diagnostik bilginin elde edilmesi mümkün olur. Daimi restorasyonun başarısında geçici restorasyonların önemli rolü vardır. İyi yapılmış geçici restorasyon, hekime daimi restorasyon hakkında bilgi verir. Böylelikle hastanın yapılacak tedavinin sonuçları ve sınırlarını görmesi ve psikolojik yönden rahatlaması sağlanır [11–16].

2.1. Geçici Restorasyonların Kullanılma Amaçları [11–13, 17–19]

- Pulpayı bakteriyel, kimyasal, termal uyarılardan korumak ve destek dişlerin hassasiyetini azaltmak,
- Kaybedilen dişlerin hemen yerine yerleştirilmesini sağlamak,
- Destek dişlerin paralellliğini değerlendirmek ve migrasyonunu önlemek,
- Estetiği sağlamak ve hastanın oral hijyenini değerlendirmek,
- Periodontal sağlığı korumak ve periodontal tedaviye yardımcı olmak,
- Periodontal tedavi sırasında ve sonrasında mobil dişleri stabilize etmek,
- Dişleri çürüklerden korumak,
- Vertikal ilişkiyi sağlayıp fonetiğin ve kassal fonksiyonların devamını sağlamak,
- Daimi sabit restorasyonların yapımından önce okluzal ilişkiyi, vertikal boyutu, fonetik ve çiğneme fonksiyonunu değerlendirmeye yardımcı olmak,
- Sorunlu destek dişlerin prognozunun saptanmasına yardımcı olmak.

2.2. Geçici Restorasyonun Sahip Olması Gereken Temel Özellikleri

İdeal bir geçici restorasyon bir biriyle ilişkili olan 3 ana faktörle uyumlu olmalıdır.

1. Biyolojik faktörler

- a) Hassasiyet ve Pulpal koruma: Geçici restorasyonun diş pulpasını mekanik , kimyasal, termal ve bakteriyel etkenlerden koruması gerekmektedir. Dişlerdeki termal duyarlılığın nedeni dentin kanalları içerisindeki sıvının hareketi ile gerçekleşen hidrodinamik mekanizaya ile açıklanmaktadır. Soğuk bir etken söz konusu olduğunda, kanallar içindeki sıvının kontrakte olmasıyla dışarıya doğru bir hareket olurken, sıcak bir etken söz konusu olduğunda kanallar içerisindeki sıvı genişleyerek içeri yani pulpaya doğru hareket eder. Dentin kanallarındaki bu hızlı sıvı hareketi pulpadaki duyu sinir uçlarında harabiyet oluşturur ve hasta bu uyarılara karşı hassasiyet duyar. Dolayısıyla, geçici restorasyonların kullanılmasıyla pulpal hassasiyet ve pulpal irritasyon önlenmiş olur [1, 20].
- b) Periodonsiyumun sağlığı: Geçici restorasyonlar çevre periodontal yapılarda olabilecek pozisyon değişikliklerini engeller. Geçici restorasyonun konturlarının ve marjinal uyumunun çok iyi olması, düzgün bir yüzeye sahip olması ve üzerindeki plağın kolaylıkla uzaklaştırılabilmesi dişeti sağlığının korunması açısından önemlidir [1, 3, 20].
- c) Okluzal fonksiyon ve diş pozisyonu: Geçici restorasyon komşu ve karşıt dişlerle olan kontakların devamlılığını sağlamalıdır. Böylece hem diş kesimi sonucu kaybedilen fonksiyon sağlanmış olur hem de kontakları kaybolan dişlerin eğilmesi ve uzaması engellenmiş olur. Kesilen dişte doğal olarak aproksimal ve okluzal kontaklar kaybolur ve buna bağlı olarak diş erüpsiyon göstermeye, yani alveolar sokette yükselmeye başlar. Kesilen dişlerde görülen bu uzama oransal olarak ilk 24 saatte en yüksek değerdedir, daha sonra ise yavaşlayarak devam eder. Bu nedenle geçici kuronların diş kesiminden hemen sonra hazırlanarak dişe uygulanması en doğru yaklaşımdır [1, 20, 21].

2. Mekanik faktörler

- a) Fonksiyon: Geçici bir restorasyon en yüksek strese çiğneme fonksiyonu sırasında maruz kalmaktadır. Polimetilmetakrilat (PMMA) rezinlerin dayanıklılığının metal seramik alaşımlarına kıyasla 20 kat daha az olması nedeniyle geçici restorasyonlarda sıklıkla kırılma meydana gelmektedir. Kırılmalar tam kronlardan ziyade parsiyel kronlarda ve köprü protezlerinde daha sık oluşmaktadır [1].
- b) Dayanıklılık ve retansiyon: Geçici restorasyonun fonksiyonel yüklere ve yerinden çıkarıcı kuvvetlere karşı direnci, restorasyon seçiminde önemli olan mekanik faktörlerdendir. Bu faktörler, özellikle geçici restorasyonun ağızda uzun süre kalması gereken vakalarda daha çok önem kazanır. Bu fonksiyonun başarıyla yapılabilmesi, geçici restorasyonların yapıldığı materyalin deformasyon direncine, köprünün uzunluğuna ve uygulanan kuvvetin büyüklüğüne bağlıdır. Geçici restorasyon kırılmamalı, yerinden çıkmamalı, dişe gelen kuvvetlere karşı koyabilmeli, yerinden çıkarıldığında deforme olmamalı ve gerekirse tekrar kullanılabilmelidir. Geçici bir restorasyonun retansiyonu, restorasyonun tam uyumuna bağlıdır. Restorasyonun retansiyonundaki başarısızlık, çoğunlukla diş kesiminin yeterli retansiyon ve rezistans formunda olmamasına, restorasyonun uyumsuz olmasına veya okluzyon bozukluğuna bağlıdır. Restorasyonun yapımında kullanılan rezin materyalin polimerizasyon büzülmesi de geçici restorasyonun uyumunda önemli rol oynar. Geçici restorasyonlar ara seanslarda zarar görmeden çıkarılabilmeli ve aşınmalara karşı dirençli olmalıdır. Bu durum özellikle uzun süre ağızda kalacak olan restorasyonlar için çok önemlidir [1, 20, 22, 23].
- c) Temizlenebilme: Restorasyon, kullanım süresince rahatça temizlenebileceği konturlara sahip olmalı, gingival dokuları irrite etmemeli ve biyouyumlu olmalıdır [1].

3. Estetik faktörler

- a) Form ve büyüklük: Yapılacak daimi restorasyonun boyutu ve şekli hakkında ön bilgi veren geçici restorasyonlar, daimi restorasyon yapılmadan önce dudak desteği ve fonetik hakkında karar vermeye yardımcı olurken destek dişlerin periodontal prognozu ve karşıt dişlerden gelen okluzal kuvvetlere karşı dayanıklılıkları hakkında da bilgi sahibi

olmamızı sağlar. Geçici restorasyonlar, yeni mandibular pozisyonun, oklüzal ilişkinin ve vertikal boyutun uyumluluğunu değerlendirmeye yardımcı olur [1, 3, 11, 20].

- b) Renk: Estetik restorasyonların başarısı; renk uyumuna, renk stabilitesine ve lekelenmeye ya da boyanmaya karşı direncine bağlıdır. Bazı rezinler ağızda bir süre sonra renk değiştirdiğinden uzun süreli bir tedavi periyodu söz konusu olduğunda seçilen materyalin renk stabilitesi önem arz etmektedir. Resin esaslı materyallerdeki renk değişimleri, laboratuvar aşaması sırasında materyalin kontaminasyonuna, kullanılan üretim tekniğine bağlı olarak oluşan poröziteye, oral hijyenin yetersiz olmasına, restorasyonun yetersiz polisajına ve boyayıcı ajanlara maruz kalmasına bağlı olarak oluşabilir [1, 3, 20].

Bazı tedavi planlamalarında yüksek dayanıklılığa sahip geçici restorasyonlara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu duruma örnek olarak uzun gövdeli geçici köprüler, uzun süreli tedavi gerektiren dikey boyut yükseltme vakaları ve temporomandibular eklem rahatsızlıkları, bruksizm ve implant tedavileri gibi protez üzerine aşırı yük gelen durumlar gösterilebilir [8, 24, 25]. Literatürde geçici restorasyonların güçlendirilmesine yönelik çeşitli çalışmalarda ısı ile polimerize olan PMMA kullanılması, restorasyonun metal destekli yapılması ve fiberle güçlendirilmesi önerilmiştir [3, 7, 26–30]. Kırılmış restorasyonların yenilenmesi veya tamiri hem zaman kaybı hem de maddi kayıp anlamına geldiği için hasta ve hekim tarafından istenmeyen bir durumdur. Son zamanlarda CAD/CAM ile üretilmek üzere geliştirilen yüksek yoğunluklu polimer blokların, uzun süreli geçici restorasyon kullanımında faydalı olacağı düşünülmektedir. Bu bloklar fabrikalarda ideal koşullarda (yüksek ısı ve basınç) polimerize edildiği için mekanik özellikleri daha iyidir, daha az porözite ve yüzey düzensizliklerine sahiptir [9, 24, 31–34].

2.3. Geçici Restorasyonların Sınıflandırılması

Geçici restorasyonlar, prefabrike olarak veya kişiye özel hazırlanmalarına göre sınıflandırılır.

Anolar, alüminyum silindirler, metal anatomik kronlar, şeffaf selüloid tabakalar (strip kronlar), polikarbonat kronlar, ışıkla sertleşen kompozit bazlı prefabrike kronlar prefabrik geçici kronlardır. Çeşitli şekil ve boyut seçenekleri mevcuttur. Prefabrike restorasyonlar tek diş için kullanılabilir. Kişiyeye özel kronlar değişik rezinlerden, direk ve indirek olmak üzere farklı yöntemler kullanılarak hazırlanır [1].

Kişiyeye özel restorasyonlarda prepare edilmiş diş ile restorasyon arasındaki boşluk daha az olduğu için kenar uyumu prefabrike geçici restorasyona göre daha iyidir [1, 35]. Bu restorasyonlarda tedavi süresince sınırları değiştirme, materyal ekleme veya tamir gibi değişiklikler yapılabilir. Bu nedenle kişisel geçici restorasyonlar prefabrike geçici restorasyonlara kıyasla daha avantajlıdır [3].

2.3.1. Yapım tekniklerine göre geçici restorasyonların sınıflandırması

Geçici restorasyonlar direkt, indirekt ve direkt-indirekt teknik olarak üç değişik yöntem ve çeşitli materyaller kullanılarak yapılır [20]. Direkt teknikte restorasyon ağız içinde prepare edilmiş dişin üzerinde hazırlanır. İndirekt teknikte ise geçici restorasyon laboratuvar ortamında alçı model üzerinde hazırlanır [1].

Geçici restorasyonların direkt yöntemle hazırlanması için preparasyon öncesinde tercihen silikon esaslı ölçü maddesi ile ölçü almak gereklidir. Preparasyonun tamamlanması sonrası iç yüzeyi tamamen kurutulmuş olan ölçünün içerisine, ağız içinde uygulanabilen bir geçici materyal yerleştirilir, ölçüsü alınan bölgeye ince bir izolasyon malzemesi (örneğin vazelin) uygulanır ve geçici materyal adapte edilir. Lastik kıvamında iken ağızdan çıkarılan ölçünün fazlalıkları alınır ve tekrar aynı bölgeye yerleştirilir. Son aşamada polimerizasyonun bitimini beklemeden polimerizasyon sırasında oluşacak ısının pulpaya ve yumuşak dokulara zarar vermesini önlemek ve polimerize olmuş geçici restorasyon materyalinin olası tutucu bölgelerden çıkmasını kolaylaştırmak amacı ile ölçü ağızdan çıkarılır. Ağızdan

çıkarılan materyalin polimerizasyonunun tamamlanmasının ardından marjinal uyumları ve oklüzyon kontrolü yapılır. Polisajının ardından geçici olarak dişe simante edilir [2, 20].

Direkt teknikle geçici restorasyon yapmanın dezavantajları rezinin polimerize olurken dokularda yaratacağı travma (polimerizasyon ısısı ve kimyasallar) ve restorasyonun kenar uyumunun iyi olmamasıdır [36]. Polimetil metakrilatın yaklaşık %8 oranında büzülmesi, ağız içinde direkt teknikle geçici yapılırken uyumsuzluklara yol açmaktadır. Kenar uyumu iyi bir geçici restorasyon yapmak için indirekt teknik tercih edilmelidir [1, 5, 35].

Direkt-indirekt teknik preparasyon öncesi alınan ölçüden alçı model elde edilir. Laboratuvarıda ideal konturlarda ince duvarları olan bir geçici restorasyon hazırlanır. Kenar uzunlukları belirlenir ve diş preparasyonu bitirildikten sonra aynı seansta laboratuvarıda hazırlanan geçici restorasyonun içersine rezin ilave edilerek geçici restorasyon ağızda tamamlanır ve uyumları kontrol edilir. Polimerizasyonun ardından gerekli kenar düzenlemelerinin tamamlanmasından sonra geçici olarak simante edilebilir [1, 20].

Direkt-indirekt tekniğın en önemli avantajı hastaların koltukta geçirdiğı süreyi kısaltması ve uyumlama işlemine daha az zaman gerektirmesidir. Ayrıca, polimerize olacak rezinin hacmi daha küçük olduğı için açığa çıkan polimerizasyon ısısının daha düşük olması ve polimerize olan rezinin yumuşak dokularla temas süresi azaltılmış olmasıdır. Laboratuvarıda hazırlanan geçici restorasyon sıcak akrilik ile yapıldığı takdirde restorasyonun direnci ve renk stabilitesi de artabilmektedir [1, 20, 37]

İndirekt teknikte preparasyonun ardından ölçü alınır ve bu ölçüden elde edilen model üzerinde geçici restorasyonlar doğrudan hazırlanabilir [20]. Uzun geçici köprü ve çok üyeli restorasyonlar yapmak için idealdir. Alçı model üzerinde hazırlandığı için direkt teknikte rastlanan dezavantajların bazıları elimine edilmiştir [38].

İndirekt teknik ek süre, masraf ve ekipman gerektirse de direkt tekniğe göre bazı avantajları vardır [1–3, 20, 35].

Bunlar:

- a) Prepare edilmiş diş veya diş eti ile artık monomer teması olmaz. Pulpa ve diş eti hassasiyetten korunur, olası hipersensitivite önlenmiş olur.
- b) Diş ve pulpa, egzotermik bir reaksiyon olan polimerizasyon ısısına maruz kalmaz. Rezinin polimerizasyonu sırasında açığa çıkan ısı direkt teknik kullanıldığında geri dönüşümsüz pulpa harabiyetine yol açabilir.
- c) İndirekt teknikle yapılan restorasyonların kenar uyumu daha iyidir. Bunun nedeni alçının polimerizasyon büzülmesini azaltması ve polimerizasyondan önce ağızdan çıkarmak gerekmediği için distorsiyona uğramamasıdır.
- d) Geçici restorasyon yapımı sırasında hastanın polimerize olmamış rezinden açığa çıkan uçucu hidrokarbonları soluması önlenmiş olur.
- e) Böylelikle ısı ve basınç gerektiren, daha dayanıklı materyallerden yapılabilir.
- f) Tekrarlanması gereken geçici restorasyonlar elde edilmiş alçı model üzerinde hastaya ölçü randevusu verilmeden yapılabilir.
- g) Geçici restorasyon teknisyen yardımı ile yapıldığı için hekime vakit kazandıracaktır.

2.3.2. Kullanım sürelerine göre geçici restorasyonların sınıflandırması

Kısa süreli geçici restorasyonlar oklüzal ve proksimal kontakların devamı, periodontal sağlığın devamı, dentinin korunması, estetik, prepare edilmiş dişin eğilmesinin ve uzamasının engellenmesi amacıyla yapılmaktadır [1, 3, 20]. Bu nedenle prepare edilen özellikle canlı dişlerin, aynı seansta kronla restorasyonu gerekir.

Uzun süreli geçici kron ve köprüler, kısa süreli restorasyonların tüm işlevlerini yerine getirmekle birlikte daha uzun süre kullanılmak üzere yapılırlar [1, 21]. Amaç, daimi restorasyonların yapımından önce, planlanan diğer tedavilerin kontrolü ve değerlendirilmesinin yapılabilmesine imkan sağlamaktır [3, 39, 40]. Mevcut restorasyonların uygun olmayan sınırlarından dolayı periodontal rahatsızlıklar söz konusu ise özellikle estetiğin önemli olduğu bölgelerde yumuşak doku şekillendirmesi için kenar uyumu iyi olan geçici restorasyonlar yapılarak periodontal tedavinin sonuçlanması beklenir [3,13]. Oklüzyonda bir değişiklik yapılacağı zaman, örneğin dikey boyut

yükseltilecek ise, geçici restorasyonlar yapılır, birkaç ay hasta ağzında bırakılır ve hastanın bu değişikliğe karşı toleransı değerlendirilir ve sonra daimi restorasyonun yapımına geçilir. Bu süre içinde hastanın oklüzyonunda gerekli düzenlemeler yapılabilir [3, 39, 41]. Temporomandibular eklem rahatsızlıkları tedavisi ve implant tedavisi gibi uzun süren tedavilerde geçici restorasyonların uzun süreli kullanımı gerekmektedir [6]. Uzun süreli geçici restorasyon kullanımını gerektiren diğer durumlar; apikal rezeksiyonda olduğu gibi prognozu belli olmayan dişler, ortodontik tedavide kullanılacak dişler, alveoplasti olabilir [1, 40].

2.4. Geçici Restorasyon Materyalleri

1937 yıllarda Dr.Walter Wrigth tarafından geliştirilen akrilik rezinler geçici restorasyon materyalleri olarak kullanılmaya başlamıştır [42]. Bunlar ısı ile polimerize olan Biolon akrilik rezinlerdir [43]. Bunu 1947 yılından sonra Alike, Trukit, Neopar, Jet, Coldpac ve Duralay gibi otopolimerizan PMMA rezin kullanımı takip etmiştir [43]. 1960'larda Snap ve Trim gibi vinil polietil metakrilatın [44], 1980'lerde Protemp, VisioGem ve Triad gibi kompozit rezin materyallerin kullanımına başlanmıştır [41, 45].

Geçici restorasyon içerisine pigmentler, monomerler, doldurucular ve reaksiyon başlatıcı ajanlar ilave edilmiş ve bu sayede materyaller ağızda kullanılmaya uygun hale getirilmiştir. Pigmentler materyalin dişe en yakın renge sahip olması sağlar. Bu sebepten klinikte çeşitli renklere sahip geçici restorasyon materyaller mevcuttur. Geçici restorasyon materyallerinin genellikle içeriğinde kompozit rezin veya akrilik polimer materyalleri vardır [46–48] .

Polimerler yüksek molekül ağırlıklı, zincirimsi yapıda moleküllerdir. Polimerdeki atomların yerleşimi rastgele değildir. Belirli atom gruplarının arka arkaya dizilmesinden oluşurlar. Zinciri oluşturan ve tekrarlayan bu ufak molekül gruplarına monomer adı verilir [49].

Polimerizasyon, çok sayıdaki monomerin birleşerek bir makromolekül veya polimer oluşturduğu bir seri kimyasal reaksiyondur [38]. Polimerizasyon başka bir deyişle çok sayıda bir veya birden fazla tipte düşük molekül ağırlıklı moleküllerin yüksek molekül ağırlıklı tek bir molekül oluşturmak için reaksiyona girmesidir [50]. Polimerleri oluşturan

her bir monomer birbirlerine kovalent bağlarla bağlıdır. Polimerizasyon sırasında monomerdeki C=C çift bağı C-C tek bağına dönüşür ve diğer monomerin karbon atomuna bağlanır [48, 50].

Monomer materyalin birçok özelliğini belirler. Monomerin polimere dönüşebilme özelliği ise ağız ortamındaki dayanıklılığını oluşturan bir katı materyale dönüşmesini sağlar. En sık kullanılan monomerler metil metakrilat (MMA), etil metakrilat (EMA) , izobutil metakrilat (IBMA) , bisfenol A glisidil metakrilat (bis-GMA) ve üretan dimetakrilattır (UDMA). Tüm bu monomerler serbest radikal polimerizasyonu yoluyla polimere dönüşürler. Bu dönüşüm süreci hiç bir zaman tam olarak gerçekleşmez ve artık monomer açığa çıkar [35, 50].

Diş hekimliğinde kompozit rezin mine ve dentin gibi sert dokuları yerine koymak için kullanılan, güçlendirilmiş polimer sistemleri olarak tanımlanır [37]. İlk olarak kimyasal yolla polimerize olan kompozitler üretilmiş, sonraları mor ötesi ışık dalga boyları ile polimerize olan kompozitler geliştirilmiştir [48].

Rezin kompozitler 4 ana bileşenden oluşur: organik polimer matriks, inorganik doldurucu partiküller, birleştirici ajan (coupling agent), ve başlatıcı-hızlandırıcı sistemi. Genellikle kompozitlerde organik polimer matriks olarak dimetakrilat monomerlerin çapraz bağı matriksi kullanılmaktadır. En sık kullanılan monomerler aromatik dimetakrilatlardır. Silanlar inorganik doldurucu partiküllerin yüzey koşullandırması için kullanılır ve kompozitin inorganik ve organik bileşenleri arasında bağ kurarlar. Başlatıcı-hızlandırıcı sistemin görevi polimerizasyonun ve çapraz bağların oluşumunu sağlamaktır [47, 50].

Günümüzde ise ışık ile polimerize olan kompozitler kullanılmaktadır. Teknolojik gelişmeler daha dayanıklı, estetik, aşınmaya karşı dirençli materyaller üretilmesine katkı sağlamıştır. Işıkla aktivasyon en fazla 465 nm dalga boyuna sahip mavi ışıkla yapılır. %0.1 ile %1.0 arasındaki konsantrasyonlarda kompozit yapısına eklenen kamforokinon ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatır. [21].

Oda ısısında organik aminin organik peroksitle reaksiyona girerek serbest radikaller oluşturması ile kimyasal aktivasyon sağlanır. Oluşan serbest radikaller karbon çift bağlarına etki ederek polimerizasyonu sağlarlar. En sık kullanılan monomerler bis-GMA ve

UDMA'dır. Bunlar serbest radikallerle başlayan katılma polimerizasyonu ile polimerize olur. Kompozitdeki doldurucuların görevi rezin matriksi güçlendirmek, uygun translusensi sağlamak ve polimerizasyon büzülmesini kontrol etmektir. Geleneksel olarak doldurucular kuartz, cam, seramik gibi minerallerin öğütülmesiyle elde edilir, son yıllarda ise nano doldurucular kullanılmaya başlanmıştır [48, 50].

Diş hekimliğinde akrilik polimerler; protez kaideleri, yapay dişler, kaide tamir materyali, kişisel ölçü kaşığı, geçici restorasyonlar, maksillofasiyal protezler ve oklüzal splintlerin yapımında kullanılırlar. Akrilik rezinler toz ve likit halinde bulunurlar. Tozun içerisinde akrilik polimer, başlatıcı, pigmentler, renklendiriciler, opaklaştırıcı, plastikleştirici ve inorganik partiküller bulunur ve tozun ilave edilen benzoil peroksit veya diizobütilazonitril, likit içerisindeki monomerin polimerizasyonunu başlatır [47]. Toza renklendirici pigmentler, çinko ve titanyum oksitler de opaklaştırıcı olarak katılır. Akrilik likiti içinde monomer, inhibitör, hızlandırıcı, plastikleştirici ve çapraz bağ ajanı bulunur. Monomerler ısı, ışık veya oksijen ile polimerize olduğu için, likidin raf ömrünü uzatabilmek için içine inhibitörler eklenir. Polimerizasyonun gerçekleştirmesi için ısı yerine kimyasal bir hızlandırıcı likidin içine ilave edildiğinde monomer oda ısısında polimerize olabilir. N,N-dimetil-para-tolidin ve N,N-dihidroksietil-para-tolidin gibi aminlerdir kimyasal hızlandırıcı olarak kullanılır [46, 48, 50].

2.4.1. İdeal bir geçici restorasyon materyalinin özellikleri [16, 35, 41, 52]

1. Elde ve kolay şekillendirilebilmeli ve yeterli çalışma süresine sahip olmalı,
2. Dokuya uyumlu olmalı; toksik, alerjik, ekzotermik olmamalı,
3. Sertleşme süresince boyutsal stabiliteye sahip olmalı
4. Yeterli dayanıklılığa ve aşınmaya direncine sahip olmalı
5. Polisajı kolay olmalı.
6. Isı iletimi düşük olmalı, renk seçenekleri ve renk stabilitesi iyi olmalı,
7. Pulpa ve periodonsiyumu irrite etmemelidir.

2.4.2. Geçici restorasyon yapımında kullanılan materyaller [16, 22, 52, 38]

Geçici restorasyon yapımında kullanılan materyaller şu şekilde sıralanabilir:

1. Polimetil metakrilatlar (PMMA)
2. Polietil metakrilatlar (PEMA)
3. Epimin rezinler
4. Bis-akril kompozit rezinler
5. Uretan dimetakrilat (UDMA)

Polimetilmetakrilatlar (PMMA)

PMMA geçici restorasyon yapımında yıllardır beri kullanılan bir materyaldir [3, 50]. Otopolimerize, ısı ile polimerize ve CAD/CAM de frezlenme gibi farklı hazırlama yöntemleri ile PMMA geçici kron köprüler hazırlanabilir [11, 14, 41, 52]. PMMA, tozunun dimetil p-toluidin benzeri aktive edici bir amin içeren metilmetakrilat monomeri ve benzoilperoksitle karıştırılması sonucu oluşur [41, 50]. PMMA'nın renklendirilmemiş hali transparandır, renk stabilitesi, kenar uyumu iyidir, tesviye-polisajı kolaydır, maliyeti düşüktür [21, 36, 41, 53]. PMMA da tüm rezinler gibi imbibisyon yoluyla su emilim özelliğine sahiptir, bu da yapısının zamanla yumaşmasına ve renklenmesine neden olur [3, 11, 52]. PMMA içerikli geçici restorasyonların polimerizasyon sırasında yüksek ekzotermik reaksiyon gösterdiği için pulpada oluşan ısı artışı, sıcak bir içeceğin neden olduğu ısı artıştan 5 kat daha fazla olduğunu bildirilmiştir [54]. PMMA'nın polimerizasyon sırasında büyük hacimsel büzülme göstermesi ve monomerin pulpa ve yumuşak dokuları irrite etmesi, aşınmaya karşı düşük direnç ve keskin koku dezavantajlarındandır. [3, 13, 21, 40, 41, 52, 55]. Bu materyalin özellikle indirekt teknikle geçici restorasyon yapımında kullanılması önerilir [11, 56].

Polietilmetakrilatlar (PEMA)

PEMA 1960'larda kullanılmaya başlanmıştır, metakrilatlar arasında PMMA'dan sonra en sert olanıdır [50]. Poli (etilmetakril) tozu ve n-butil metakrilat monomer sistemine dayalı olarak geliştirilmiştir, birçok avantajlara ve dezavantajlara sahiptir [43]. PEMA'nın

polimerizasyonu sırasında pulpa ve gingival dokuya verdikleri kimyasal ve ekzotermik irritasyon PMMA' lardan daha azdır. Direkt geçici yapımında kullanılabilir [21, 41]. PMMA' larla karşılaştırıldıklarında daha düşük yüzey sertliğine, kırılma direncine, renk stabilitesi daha düşüktür [21, 40]. Ayrıca sertliği ve aşınmaya olan dirençleri de yetersizdir, kısa süreli kullanım için daha uygundur [3, 52].

Epimin rezinler

Epimin türevi olan bu materyal, bileşiminde epoksi rezin bulunan bir plastiktir. Epoksi rezin ile arasındaki fark, epimin rezinlerde oksitin birimin grubu tarafından oluşturulmasıdır [16, 38]. Bu materyal pat ve katalizörden ibarettir. Pat; bis-fenolün etilenimin türevini içerir. Katalizör ise benzen sulfonik asit esteridir. Pat ve katalizör karıştırıldığında polimerizasyon işlemi çapraz bağlama sonucu gerçekleşir. Minimal ekzotermik ısı ile kısa sürede sertleşir. Artık monomer oluşturmadıklarından irritan değil, uyum ve boyutsal stabilite yönünden akrilik rezinlerden daha üstündürler [38].

Bis-akril kompozit rezinler

Aromatik di (metakrilat) esasına dayanan ve Bis-GMA ya da Bowen rezin olarak isimlendirilen bu rezinler, Bis-fenol A ve glisidil metakrilatın bileşiminden oluşur. Materyalin ısısı vücut ısısına yakındır, kokusu ve tadı yoktur. Radyoopaktır, öjenolden etkilenmez. Yüzey özellikleri tatmin edicidir. Geçici restorasyonların yapımı için geliştirilmiştir. Eğilme direnci ve abrazyona karşı direnci yüksek olduğundan, uzun köprülerin yapımında kullanılması önerilmekle beraber, geçici inleyler, kronlar protezlerin yapımında da kullanılırlar [48]. Bis-akril kompozit rezinlerin avantajları: daha düşük polimerizasyon ısısına ve büzülmesine sahip olmaları, artık monomer içermemeleri, kenar uyumlarının daha iyi olması, iyi aşınma direnci ve kullanım kolaylığı olarak sıralanabilir. Dezavantajları ise yüzey sertliğinin düşük ve kırılma olmalarıdır. Bunun yanı sıra, maliyeti yüksektir, tamiri zordur ve renklenmeye karşı dirençsizdir [3, 41, 55].

Ürethan dimetakrilat

Işıkla polimerize olan rezinler 1980'lerde kullanılmaya başlanmıştır, dayanıklı ve oldukça estetikdir [3, 43]. Polimerizasyonu görünür ışıkla başlatabilmek için kamforokinon/amin foto başlatıcı içerir [3, 23]. İçerisinde bulunan mikro silika doldurucular sayesinde fiziksel özellikleri güçlendirilmiştir ve polimerizasyon büzülmesi azalmıştır [3, 57]. Metakrilat rezinlerin aksine artık monomer içermezler ve doku toksisitesi minimal düzeydedir, pulpayı korumak ve komşu dişlerin oluşturduğu tutucu alanlardan kuru rahatça çıkarabilmek amacıyla; indirekt metod, direkt metoda tercih edilmektedir [3]. Avantajları: polimerizasyon büzölmeleri azdır ve bu nedenle kenar uyumları diğer materyallere göre daha iyidir, dayanıklılığı, yüzey sertliği, aşınma direnci ve makaslama kuvveti iyidir, çalışma zamanı kontrol edilebilir ve renkleri karıştırmak kolay olduğu için iyi bir estetik elde edilebilir [21]. Dezavantajları: kenar uyumunun ve renk stabilitesinin kötü olması, kırılğan olması ve maliyetin yüksek olmasıdır [55].

2.5. CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) Teknolojisi

Tüm endüstrilerde ve disiplinlerde meydana gelen dijital devrim ile birlikte, dijital teknolojinin diş hekimliğini de içine alması kaçınılmaz olmuştur. Konvansiyonel metodlarla kıyaslandığında, dijital iş akışı genellikle veri elde edilmesi ve değerlendirilmesinde etkin rol oynamıştır. Tedavi planlanmasında daha kontrollü ve hızlı üretim süreci sağlanmıştır [58].

Günümüzde CAD/CAM [Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture] teknolojisi, hemen her alanda kullanılmaktadır. CAD/CAM, bilgisayar kontrolü ile çalışan makine ile üretilen malzemenin bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımı anlamında makine teknolojisinde kullanılan bir kelimedir [59, 60]. Bunlardan bazıları; uçak, otomobil, mobilya, uzay araştırmalarında, iletişim, elektronik ve her türlü endüstriyel ürünün yanı sıra tıp ve diş hekimliğinde implant ve protezlerin üretilmesine kadar çok geniş bir alanda kullanılmaktadır [58, 61].

1971 yılında Francois Duret, endüstride kullanılan teknolojinin diş hekimliğine transfer edilebileceği fikrinden yola çıkarak CAD/CAM teknolojisini diş hekimliğine tanıtmıştır.

1979 yılında Heitlinger ve Rodder adlı araştırmacıların ardından 1980 yılında Moermann ve Brandestini CAD/CAM sistemleri ile ilgili çalışmalar yapmışlardır [58, 61, 62]. 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 [63, 64]. İlk dönemlerde kullanılan CAD/CAM teknolojisiyle inley, onley, lamine ve tek kronlar yapılabilirdi. Günümüzde ise CAD/CAM'ler ile her türlü sabit bölümlü protezin, implant dayanaklarının ve cerrahi stentlerin, total ve parsiyel protezlerin üretilmesi mümkündür [62, 65]. Bunlara ilaveten CAD/CAM sistemleri ile ortodontik bir aparey (Invisalign) yapımı da mümkün hale gelmiştir [61].

Günümüzde CAD/CAM restorasyonlar; tarayıcı uçlar kullanılarak ağızdan direkt olarak ya da alınan ölçüden elde edilen model üzerinde, bilgisayar ortamında modelasyon yapıldıktan sonra, bilgisayar destekli freze sistemleri ile hazır bloklardan kazınarak üretilmektedir. 1985 yılından günümüze dek Cerec, Cícero, Procera, Celay, DC-Zirkon ve Cercon gibi çok sayıda CAD/CAM sistemleri geliştirilmiştir [66, 67]. 1994 yılında CEREC 2, 2000 yılında CEREC 3, 2014 yılında CEREC SW 4.2.3 piyasaya sürülmüştür [68].

CAD/CAM sistemi üç majör bileşenden oluşmaktadır. İlk birleşen geometrileri bilgisayar tarafından işlenebilen dijital bilgiye çeviren dijitalizasyon kamera (tarayıcı). İkinci bileşen üretimle ilgili bilgileri işleyen, üretim için tasarlanan ürün bilgilerini sağlayan veri tabanı, üçüncü komponent bilgileri spesifik ürünlere dönüştüren frezleme cihazı/ üretim teknolojisidir [59, 67, 69].

Dental kliniklerde iki farklı yöntemle CAD/CAM sistemi kullanılır. Bunlardan ilki sadece bir ağız içi kamera ile dijital ölçü alınıp elde edilen dijital verinin laboratuvara gönderilmesi şeklindedir. İkincisi ise dijital ölçünün ağız içi kamerayla alınıp restorasyonun tasarımının ve frezelemesinin klinik ortamında yapılması şeklindedir. Böylece aynı gün içerisinde restorasyonu bitirmek mümkün olur. İkinci yöntemle örnek sistemler arasında CEREC AC ve E4D Dentist vardır [48, 59, 61].

2.5.1. Dental CAD/CAM sistemlerinin avantajları

Daha hassas çalışma ve standardizasyon sağlar. Klinisyenin yapılacak restorasyonu bilgisayar ortamında çeşitli açılardan değerlendirmesine imkan tanır ki, bu da klinisyenin bilgisayarda karşıt arkı da görerek restorasyon tasarlamasına yardımcı olur. Temiz ve kolay bir ölçü yöntemi kullanımı sağlar. Ağız içi kamera hastada bulantı refleksi yapmaz. Geleneksel ölçü malzemelerinin deforme olma dezavantajı elimine edilmiş olur ve aynı zamanda ölçü malzemelerinin masrafı ve tek kullanımlık olmalarından dolayı çevreye vermiş olduğu zarar en aza indirgenir. Laboratuvar iş gücü azaltır. Zirkonya gibi bazı materyallerin üretimi düşünüldüğünde üretim masrafları düşürülmüştür [58, 70].

2.5.2. Dental CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları

CAD/CAM sistemlerinin avantajlarına karşın, fiyatının yüksek olması, yatırım ve idame ücreti, diş hekiminin CAD/CAM konusunda eğitim alma gerekliliği, kullanıcı sayısının az olması sistemin dezavantajlarındandır. Ayrıca, bazı uygulamaların yazılım ve ürün prosedürü nedeni ile kısıtlı olması ve ürünün düzenli olarak güncellenmesinin gerekli olması da dezavantajları arasında gösterilmektedir [59].

2.6. Geçici Materyellerin Bazı Mekanik ve Fiziksel Özellikleri

2.6.1. Bükülme dayanımı

Ağız içinde çiğneme kuvvetlerine maruz kalan geçici restorasyonların kullanıldıkları süre içerisindeki dayanıklılığı önemlidir [23, 25, 35, 48]. Geçici restorasyon materyalinin seçiminde önemli ve değerlendirilmesi gereken mekanik özelliklerden biri bükülme dayanımıdır (48, 56, 57).

Bükülme dayanıklılığı temelde, iki ucundan desteklenmiş bir bara veya alttan daha küçük bir daire ile desteklenen ince bir diske tam ortadan statik bir yük uygulanması ile gerçekleştirilen bir dayanıklılık testidir [50, 48]. Seramik içerikli materyalleri için disk şeklinde örneklerle uygulanan bükülme dayanımı testi biaksiyal bükülme testidir [50]. üç-

nokta bükülme testi ise bar şeklinde hazırlanan örnekler üzerine uygulanır ve aşağıdaki formüle göre hesaplanır:

$$\sigma = \frac{3Pl}{2bd^2}$$

σ bükülme dayanımı,

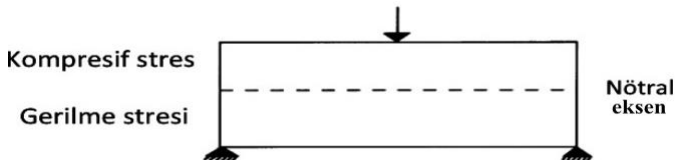
l destekler arası mesafe

b örneğin genişliği

d örneğin kalınlığı

P kırılma esnasındaki maksimum yükü tanımlar [50, 48].

Üç nokta bükülme dayanımı testinde bar şeklinde hazırlanan örnek üzerine yük uygulandığında gerinim (strain) oluşur. Örneğin üst tarafta kompresif gerilim stresi oluşarak, örnek boyunun azalmasına neden olur. Örneğin alt tarafta gerilme stresi oluşur ve alt yüzeyin uzaması olarak kendini gösterir. Örnek içerisinde kompresif ve gerilme streslerin sıfır olduğu bölge, nötral eksen olarak tanımlanır [50, 48]. Bu bölgede örnek boyutlarında hiç bir değişiklik olmaz (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Üç nokta bükülme dayanımı testinin şematik görüntüsü

2.6.2. Su emilimi ve suda çözünürlük

Su emilimi ve suda çözünürlük; tüm restoratif materyallerin fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerini etkileyen, restoratif materyallerin klinik başarısının azalmasında önemli rol oynar.

Su Emilimi

Geçici restorasyon materyallerin ağız ortamında su emilimi klinik olarak önemlidir.

Su emilimi hidrolitik bozulma ve ayrılmalara neden olur. Bu durum ise restoratif materyalin aşınma direncini ve mekanik özelliklerini olumsuz etkiler. Materyalin boyutsal değişikliğine bağlı olarak, renk stabilitesi bozulur ve hijyenik özellikleri kaybolur. Su emilimi esas olarak rezin moleküllerin polar özelliklerinden kaynaklanır [71, 72]

Suda Çözünürlük

Suda çözünürlük ise, restorasyonun kimyasal çözünürlüklerinin arttırarak biyolojik yapılarla olan uyumlarını olumsuz yönde etkiler. Materyalin kimyasal yapısının bozulması, mekanik özelliklerinin zayıflamasına, bazı çözünme ürünlerinin ağız ortamına salınmasına ve bunun sonucunda bir takım alerjik reaksiyonların ortaya çıkmasına neden olabilir [73, 74]. Sonuç olarak restorasyon bütünlüğü, yüzey özelliği ve estetik görünümünde kayıplar ortaya çıkar [75].

Su Emilimi ve Suda Çözünürlük testleri için örnekler ağırlık değerlerine gelene kadar kurutulur, hassas terazide tartılır, bu m_1 değeri olarak kayıtedilir. Belli bir süre 37 C°'de suda bekletilir. Bu süre bir gün, birkaç hafta, birkaç ay ya da birkaç yıl olabilir. Suda bekletme sonrasında ağırlık değerleri ölçümü m_2 olarak kayıt edilir [72, 76]. Tekrar kurutulan örnekler hassas terazide tartılır ve m_3 değeri olarak kayıt edilir [48, 71, 72, 77]. Bu durum rezin veya kollojenin hidrolizle yıkımına ve suyun polimerize matrikse infiltre olarak rezinin mekanik özelliklerini etkilemesine bağlıdır. Su emilimi değerlerini hesaplamak için aşağıdaki formül kullanılmaktadır:

$$SE = \frac{m_2 - m_1}{V}$$

SE: Su emilimi (mg/ cm²)

m_1 : Kuru ağırlığı (mg)

m_2 : Suda bekletildikten sonraki ağırlığı (mg)

V: Örneğin hacmi (mm³)

Normalde rezindeki ağırlık artışı 0.8 mg/cm³ aşmamalıdır [71].

Geçici restorasyon materyallerinin suda çözünürlüğü ise su emilimini belirlemek için kullanılan yöntemde hazırlanan diskler ikinci kere kurutulduğunda gözlenen ağırlık kaybı olarak kabul edilir ve aşağıdaki formüller hesaplanır:

$$SÇ = \frac{m_3 - m_1}{V}$$

SÇ: Su çözünürlüğü (mg/ cm²)

m₁: Kuru ağırlığı (mg)

m₃: Suda bekletildikten sonraki ağırlığı (mg)

V: Örneğin hacmi (mm³)

Normalde 0.04 mg/cm³ lik bir kayıp klinik açıdan önemli değildir [71].

2.6.3. Renk

Günümüz diş hekimliğinde bilim ve sanat içiçedir. Bu alandaki başarı, uygulamaların fonksiyonel ve estetik açıdan değerlendirilmesiyle belirlenmektedir. Hasar görmüş veya kaybedilmiş dişler doğal görünümüne en yakın biçimde yerine konulmalıdır [50]. Geçici restorasyonlardan da daimi restorasyonla aynı doğallık beklenmektedir. Özellikle anterior bölgelerde geçici restorasyon hem doğal dişlere en yakın renkte olmalı, hem de kullanım süresi boyunca rengini korumalıdır. Fark edilebilir bir yapay görünüm hasta memnuniyetsizliğine yol açar [13, 78].

Renk bir objenin özelliği değil, ondan gözümüze yansıyan ışığın bir özelliğidir. Renk, dört ayrı öğeden meydana gelmiştir [50, 48].

Bunlar;

- Işık
- Cisim
- Gözlemci (Göz ya da spektrofotometre)
- Algılamadır.

Işık

Elektromanyetik spektrumun 380 nm'den 770 nm'ye kadar olan aralığı, görünen spektrum olarak bilinir. Renkler, bu spektrumdaki ışığın değişik dalga boylarıyla eşleştirilmiştir. Her ışık kaynağı, bu spektrum içerisindeki ışığın farklı miktarlardaki değişik dalga boylarını içerdiği için cismi aydınlatan ışık kaynağı rengin algılanmasını etkilemektedir [48, 50, 79].

Cisim

Cismin ışığı yansıtma veya soğurma miktarları o cismin yüzeyinin renk özelliklerinin belirlenmesinde etkilidir [50, 79].

Gözlemci

Rengin belirlenmesindeki son bileşendir. Gözün ışık- renk dalgalarındaki titreşimlerin retina üzerindeki reseptörlerle algılaması ve bu uyarıları renk sinirleri aracılığı ile beyne göndermesi sonucunda renk kavramı oluşmaktadır [50, 80].

Algılama

Renk algılamasının doğruluğu ışık tarafından uyarılan retinal alanın büyüklüğüne de bağlıdır [81].

Diş hekimliğinde kullanılan renk sistemleri [48, 50]:

- Munsell renk sistemi (1905)
- CIE renk sistemi (1931)
- CIE Lab Renk sistemi (1976)

Munsell Renk sistemi

1905 yılında geliştirilmiştir. Munsell renk sistemi tutarlılık, esneklik, kullanım kolaylığı gibi nedenlerle diş hekimliğinde tercih edilen ve dünya çapında kabul edilmiş bir sistemdir. Bu sistemde renkler hue, chroma ve value terimleri ile sayısal olarak açıklanır [48, 79].

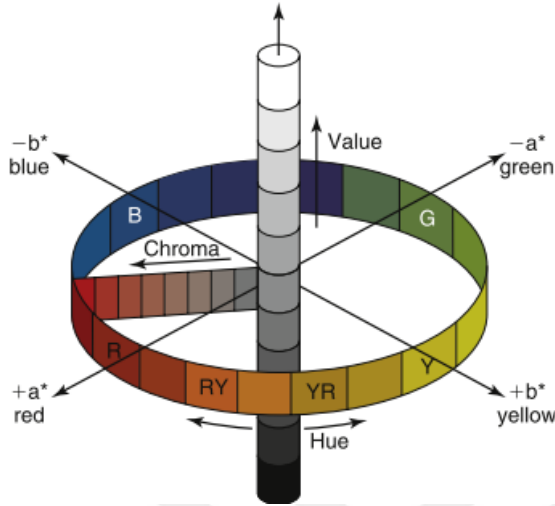
Hue (renk tonu): Rengin tonu, çeşidi ve karakteridir. Rengi tanıtan, diğer renklerden ayrılmasını sağlayan kırmızı, sarı olarak ifade edilen özelliktir. Aynı zamanda algılanan ışığın dalga boyu ile ilgilidir [50, 81].

Value (parlaklık veya renk değeri): Rengin açıklık veya koyuluk değerine value denir. Siyah beyazlığın bir derecesidir. Cismin parlaklığını belirtir. Parlaklık, bir cisimden geri dönen ışığın miktarıdır. Açık bir rengi koyu bir renkten ayıran özelliğidir. Düşük value değeri koyu renkleri, yüksek value değeri ise daha açık, parlak renkleri ifade eder. Hue'deki (renk tonu) beyaz ve gri oranını gösterir [48, 82, 83].

Chroma (renk yoğunluğu): Renk tonunun renk içindeki miktarı olarak tanımlanır. Rengin doygunluk derecesini gösterir. Ana rengin gücünü veya pigment yoğunluğunu ifade eder. Yoğunlukla parlaklık ters orantılıdır. Yoğunluk arttığında parlaklık azalır [48, 50, 79].

Munsell renk sistemi kullanılır. Munsell rengin üç boyutunu düzensiz bir küre olarak göstermiştir. Kürenin dikey eksen renk değeri (value) boyutudur ve 10 basamağa bölünmüştür. 0. basamak en koyuyu yani siyahı, 10. basamak beyazı, 5. basamak nötral griyi ifade eder. Hue boyutunu merkez eksen çevresinde sıralanmış 10 renk belirtilir. Bütün renk tonları eşit parlaklığa sahip olmadığı için Munsell küresi simetrik değildir.. Rengin üç boyutu x, y, z olarak tayin edilir. Munsell renk sistemi Şekil 2.2'te gösterilmiştir. Önce parlaklık belirlenir ve materyalin renginin açık veya koyu olma özelliğine göre bir

plaka seçilir. Sonra doygunluk, seçilen parlaklığa yakın fakat artan satürasyon değerleri olan plakalar arasından seçilir. Son olarak ise temel renk seçilir [48, 50, 79, 84].



Şekil 2.2. CIE L*a*b* ve Munsell renk sistemi

CIE sistemi

1931 yılında Comission International'de L'Eclairage (CIE, International Comission on Illumination) tarafından geliştirilmiş bir sistemdir. Standart bir ışık kaynağı altında rengin insan gözünde oluşturduğu spektral cevabın standart bir gözlemci tarafından tanımlanıp koordinat değerlerinin ortaya koyulmasına dayanmaktadır. CIE sistemimde X kırmızı, Y yeşil, Z mavi olmak üzere üç renk esastır. Bu tanımlanmaya göre renkler, bu üç başlıca rengin (kırmızı, yeşil, mavi) çeşitli miktarlarda karışımı ile elde edilir [48, 79, 81].

CIE lab sistemleri

CIE tarafından 1976'da tanımlanan bu sistem renk algısının insan gözündeki 3 ayrı renk reseptörüne (kırmızı, yeşil, mavi) bağlı olduğu teorisini desteklemektedir. Rengin 3 ayrı farkı boyutu bulunmaktadır ve tüm renkler 3 farklı eksenin kesişerek merkezini oluşturduğu bir küre içinde yer alır. Klinik olarak yorumlanabilir ve renk farklılıklarını tanımlamaya imkan sağlar.

Munsell sistemindeki parlaklık, ton ve yoğunluk CIE Lab sisteminde L*, a* ve b* ile gösterilir [48, 50].

Bu uzayda L^* parlaklığı, a^* ve b^* doygunluğu gösterir. a^* kırmızı-yeşil eksenindeki ölçümü anlatır. Kırmızı renk için $+a^*$, yeşil renk için $-a^*$ değerleri ölçülür. b^* ise sarı-mavi eksenindeki ölçümü anlatır. Sarı renk için $+b^*$, mavi renk için ise $-b^*$ değerleri ölçülür [48, 50, 79, 81]. İki renk arasındaki fark bu formülle hesaplanır:

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

Standart koşullarda ΔE değerinin 1 olduğu durumlarda gözlemcilerin yarısı bir renk değişikliği olduğunu fark edebilir [85]. ΔE değerlerinin sınıflaması Ulusal Standartlar Bürosu (National Bureau of Standards) tarafından yapılmıştır. Buna göre [86]:

ΔE değerleri 0,0-0,5 arasında: çok az değişim;

ΔE değerleri 0,5-1,5 arasında: az değişim; 1 insan gözü tarafından tespit edilmez

ΔE değerleri 1,5-3,0 arasında: fark edilebilir değişim; operatörler tarafından farkedilir, klinik olarak kabul edilebilir

ΔE değerleri 3,0-6,0 arasında: belirgin değişim; hastalar tarafından dahi farkedilir, klinik olarak kabul edilmez

ΔE değerleri 6,0-12,0 arasında: ciddi belirgin değişim;

ΔE değerleri 12,0 veya üzerinde: başka bir renge değişim olarak tanımlanmıştır.

Renk analizi

Görsel renk analizi ve renk ölçüm cihazlarıyla yapılan renk analizi olmak üzere iki başlık altında birleşir [83].

Görsel renk analizi

İnsan gözü 400 nm (mor) ile 700 nm (kırmızı) dalga boyları arasındaki renklere hassastır. Bir objenin görülebilmesi için üzerine gelen ışığı yansıtması veya ışığı yayması gerekir [83]. Objenin üzerine gelen ışık genellikle gün ışığındaki gibi birçok dalga boyunu içerir, objenin yansıttığı dalga boyları o objenin optik özelliklerini belirler [50]. Grassmann kanunlarına göre insan gözü rengin sadece üç parametresini ayırt edebilir.

Diş hekimliğinde renk seçimi için en doğru ışık gün ışığıdır. Dolayısıyla renk seçimi sırasında ışık kaynağı olarak yakın mor ötesi dalga boylarını içeren bir ışık kaynağı seçilmelidir [50, 78, 79].

Renk ölçüm cihazları

Yapılacak restorasyonun rengini belirlerken hekime ve çevredeki renk, ışık gibi değişkenlerine bağlı bütün etkili faktörler gözle renk belirlemesinin subjektif olması ile sonuçlanır [50, 82] . Bu subjektivitenin ortadan kaldırılması için elektronik aygıtların kullanımı, dişhekimliğinde gittikçe popüler bir özellik kazanmıştır. Dijital aygıtlar rengi standart bir biçimde algıladığı için daha güvenilir ölçüm sonuçları için gözle renk belirlenmesi yerine tercih edilebilirler [48, 78, 84].

Renk tayin cihazları [48, 78, 82];

- Kolorimetreler
- Spektrofotometreler
- Spektroradyometreler
- Dijital kameralar

Kolorimetreler, ışığın dalga boyu ve yoğunluğuna göre renk ölçümü yapan cihazlardır. Bu cihazlarla CIE Lab sistemi birimlerine (L^* , a^* , b^*) göre ölçüm yapar ve elde edilen veriler karşılaştırmak için matematiksel olarak analiz edilebilir. Kolorimetrelerin, kullanım kolaylığı ve ekonomik olma gibi avantajlarına karşı, yalnız düz yüzeyde ölçüm yapabilmeleri dezavantajlarındadır [50, 82, 80, 87].

Spektrofotometreler, yansıyan ışığı dalga boyu cinsinden ölçerler. Ölçebildikleri dalga boyları 300 nm ile 780 nm arasındadır. Bir obje tarafından yansıtılan ya da iletilen görünür enerjinin miktarını, her seferinde sadece bir dalga boyu olacak şekilde value, chroma ve hue için ayrı ayrı ölçüp kaydeder [82, 87, 79]. Spektrofotometreler genellikle kolorimetrelerden daha sistematik ve kesin ölçümler yapabilir [80]. Bunun sebebi objelerden yansıyan ışığın tüm spektral dalga boylarını ölçebilmesidir. Oysa kolorimetreler sadece kırmızı, mavi, yeşil dalga boylarının miktarını ölçerler [87].

Spektrofotometreler ve kolorimetreler endüstri ve araştırma alanlarında geniş bir yelpazedeki materyallerin renk ölçümünde kullanılmıştır [87].

Spekroradyometreler, parlaklık ve ışınım gibi radyometrik nicelikleri ölçümünde kullanılır. Rengin tüm biçimlerinin ölçülmesinde kullanılabilir. Cihazın avantajı ölçüm sonuçlarının gerçek görüş koşullarına uyum göstermesidir [80].

Dijital kameralar ile renk belirlenmesi etkili ve kolay olması özelliğinden dolayı, hekim ve teknisyen için ideal bir araçtır, ancak tek başına kullanıldığında renk analizi için güvenilir bir yöntem değildir. Aydınlatma ve fotoğraf alınırken kullanılan açının rengin kamera tarafından algılanmasını etkileyebilir [80].

2.7. Isısal Döngü (Termal Siklus)

Ağız ortamındaki sıcaklık değişimlerinin, kullanılan restorasyon materyallerinin fiziksel ve mekanik özellikleri üzerinde önemli etkisi vardır. Isısal döngü geleneksel ağız boşluğunda meydana gelen termal değişikliklerin laboratuvar ortamında yapılabilmesi için restoratif materyallerin, su banyolarında sıcak ve soğuğa tekrarlanan halkalı maruziyetler şeklinde tabi tutularak in vivo yaşlanmasını simüle etmek için kullanılır [88].

Isısal döngü dental araştırmalarda 1952 yılından beri sıklıkla kullanılmaktadır [89]. Çalışmalarda sıcaklık ve döngü sürelerinde geniş bir aralık mevcuttur [90].

Alınan gıda ve sıvılarla ağız içi sıcaklığın 0-70 °C arasında, restorasyonların iç yüzey sıcaklığının ise 9-52 °C arasında değiştiği bildirilmiştir [91]. Bununla beraber ağız içinde genellikle görülen sıcaklık değişiminin 5-55 °C arasında olduğu rapor edilmiştir. Bu nedenle ısısal döngü işlemi sıklıkla 5-55 °C arasında döngüler uygulanacak şekilde yapılmaktadır [92].

Ağız içi sıcaklığın en yüksek ve en düşük olduğu değerlerin bir gün içerisinde 20-50 kez meydana geldiği ve bu nedenle 10000 siklusun bir yıllık oral fonksiyona denk geldiği bildirilmiştir [93–95].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

İki farklı geçici kron-köprü materyellerin mekanik (bükülme dayanımı) ve fiziksel (renk stabilitesi, su emilimi ve suda çözünürlüğü) özelliklerinin incelendiği araştırma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarlarında ve Dental Estetik Laboratuvarında yapılmıştır. Çalışmada uzun süreli kullanılabilen iki farklı geçici kron-köprü materyali olarak bis-akrilik rezin içerikli Protemp™4 ve PMMA içerikli Telio-CAD kullanılmıştır. Bis-akrilik rezin içerikli Protemp™4 otopolimerize yöntemle, PMMA içerikli Telio-CAD CAD/CAM sistemle hazırlanmıştır. Örneklerin su emilimi ve suda çözünürlüğü, ısısal döngü uygulanmış ve uygulanmamış örneklerin ise bükülme dayanımı ve renk stabilitesi değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada kullanılan geçici restorasyon materyalleri içerik ve üreticileri Çizelge 3.1' de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan geçici restorasyon materyalleri

Materyal	Ticari İsmi	Materyal İçeriği	Lot No	Üretici Firma
Bis-akrilik rezin	Protemp™4	Bis GMA, UDMA, TEGDMA, bis-EMA ve 50 nm silanize amorf silika doldurucular.	555927	3M ESPE, Neuss, Almanya
Polimetil metakrilat (PMMA)	Telio-CAD	99.5% PMMA, renk pigmentleri	T20206	Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn

Çalışma basamakları:

- 3.1. Örneklerin hazırlanması.
- 3.2. Isısal Döngü uygulanması.
- 3.3. Bükülme dayanımı testi.
- 3.4. Su emilimi testi.
- 3.5. Renk stabilitesi testi.
- 3.6. İstatistiksel analizi.

şeklinde gerçekleştirilmiştir.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada mekanik ve fiziksel bazı özellikleri incelemek üzere, her deney grubundan 10'ar adet olacak şekilde; bükülme dayanımı testi için 40, su emilimi ve suda çözünürlük testi için 20, renk stabilitesi testi için 120 olmak üzere toplam 180 adet A2 rengine örnek hazırlanmıştır. Deney gruplarındaki örnek sayıları ve dağılımı Çizelge 3.2 de verilmiştir. Bükülme dayanımı örnekleri bar şeklinde, renk stabilitesi, su emilimi ve suda çözünürlüğü örnekleri disk şeklinde hazırlanmıştır.

Çizelge 3.2. Çalışmada uygulanan testlere göre gruplar ve örnek sayıları

Materyaller	Isısal Döngü	Bükülme dayanımı (n)	Su emilimi ve çözünürlük (n)	Renk stabilitesi		
				Su (n)	Kahve (n)	Kola (n)
Bis-akrilik içerikli Protemp™4	Uygulanmış	10	X	10	10	10
	Uygulanmamış	10	10	10	10	10
PMMA içerikli Telio-CAD	Uygulanmış	10	x	10	10	10
	Uygulanmamış	10	10	10	10	10
Toplam		40	20	40	40	40

3.1.1. Bis-akrilik içerikli örneklerin hazırlanması

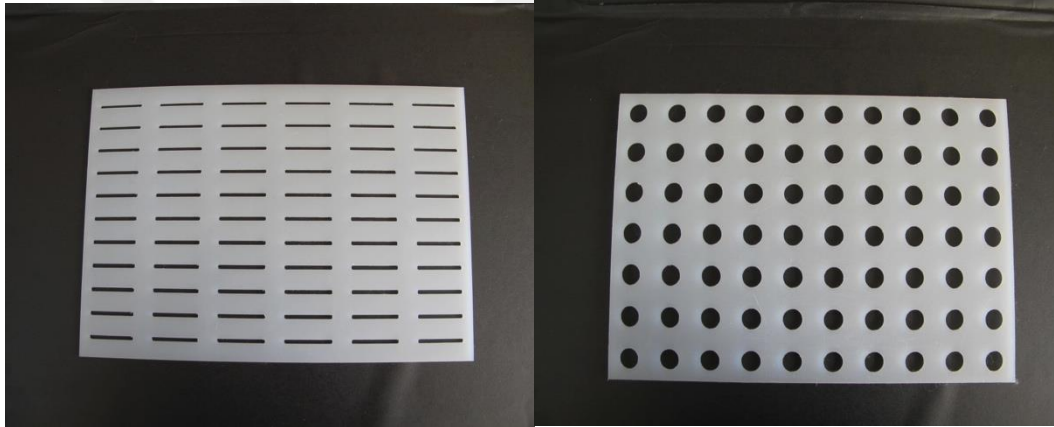
Bu çalışmada bis-akrilik içerikli deney örnekleri Protemp™4'ten hazırlanmıştır.(Resim 3.1)örnekler için teflon kalıplar kullanılmıştır (Resim 3.2).

Bükülme dayanımı testi için 2x2x25 mm boyutlarda bar şeklinde, su emilimi, suda çözünürlük ve renk stabilitesi testi için 10±0,1mm çapında 2±0,1mm kalınlığında, disk şeklinde teflon kalıp kullanılarak (Resim 3.1-3.3).

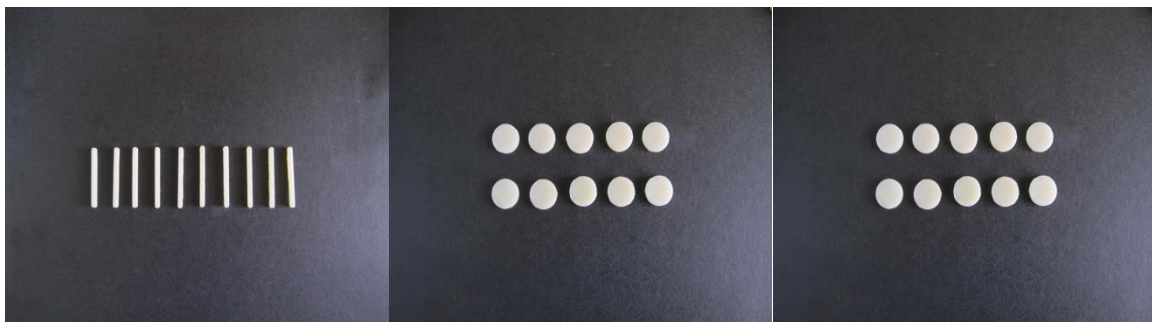
Cam üzerine yerleştirilen teflon kalıpların içi üretici firma talimatlarına uygun olarak karıştırılmış geçici materyal ile doldurulduktan sonra ikinci bir cam ile üzeri örtülmüştür ve 2 dakika boyunca parmak basıncı uygulanmıştır.



Resim 3.1. Bis-akril içerikli Protent™ 4



Resim 3.2. Bar ve disk şeklindeki örnek hazırlamak için kullanılan teflon kalıplar



Resim 3.3. Bis-akrilik içerikli örnekler

3.1.2. PMMA içerikli CAD/CAM blok örneklerin hazırlanması

Bu çalışmada kullanılan PMMA içerikli CAD/CAM blok test örnekleri Telio-CAD bloklarından (Resim 3.4) üretilmiştir. CAD/CAM bloklarından elde edilen örnekler

CAD/CAM frezleme cihazında (Yenamak D30, Yana, Türkiye) toplam 90 adet olacak şekilde hazırlanmıştır (Resim 3.5).

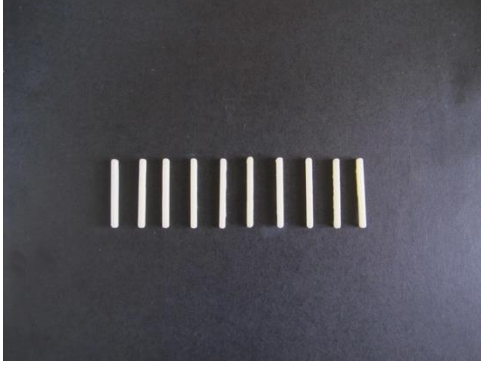


Resim 3.4. PMMA içerikli Telio-CAD CAD/CAM blok



Resim 3.5. CAD/CAM frezleme cihazı

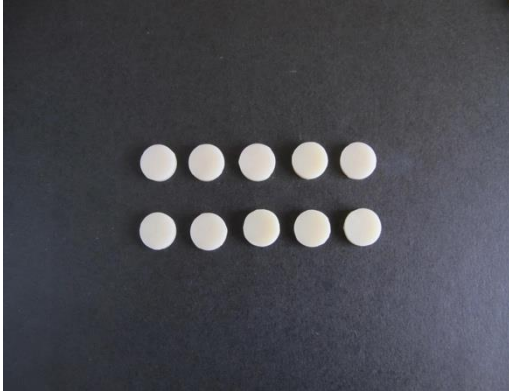
Bükülme dayanımı testi için EN ISO 4049:2000 standartlarına uygun olarak 25 x 2 x 2 mm boyutlarında bar şeklinde 20 adet örnek hazırlanmıştır (Resim 3.6).



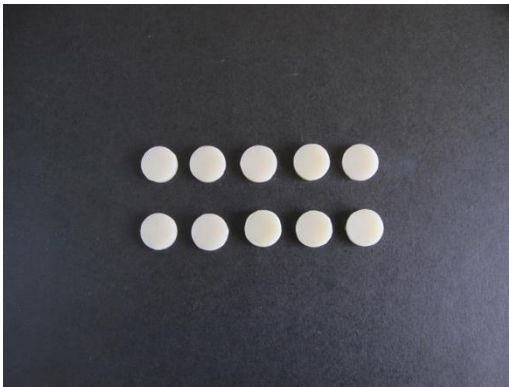
Resim 3.6. PMMA içerikli bükülme dayanımı örnekleri

Su emilimi ve suda çözünürlük testi için $10\pm0,1$ mm çapında $2\pm0,1$ mm kalınlığında disk şeklinde 10 adet örnek hazırlanmıştır (Resim 3.7).

Renk stabilitesi için $10\pm0,1$ mm çapında $2\pm0,1$ mm kalınlığında disk şeklinde toplam 60 adet örnek hazırlanmıştır (Resim 3.8).



Resim 3.7. PMMA içerikli su emilimi örnekleri

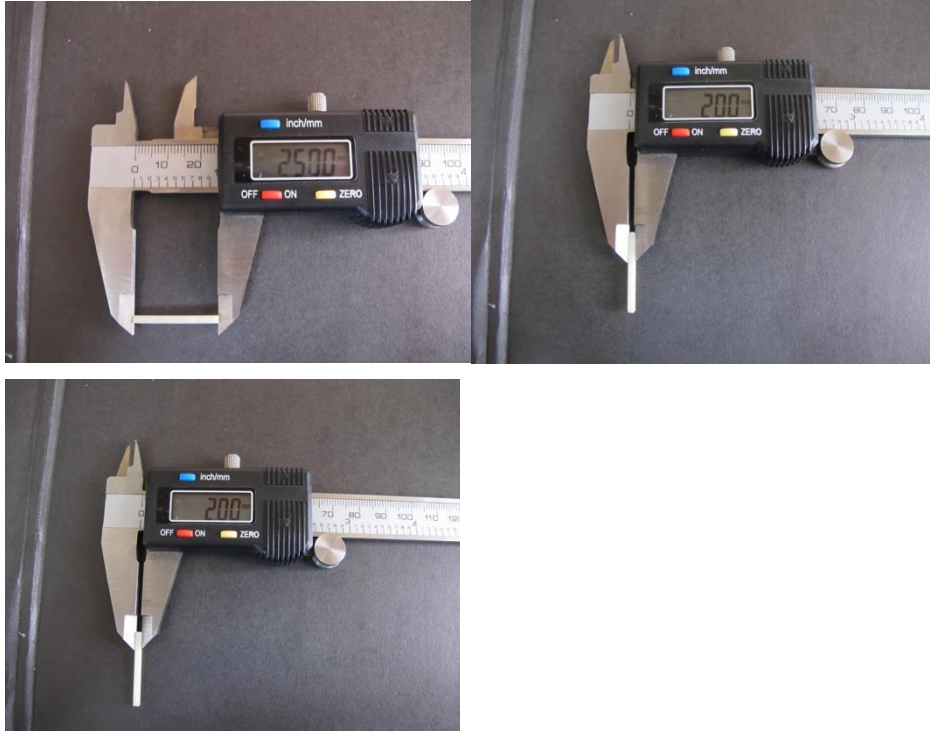


Resim 3.8. PMMA içerikli Renk stabilite örnekleri

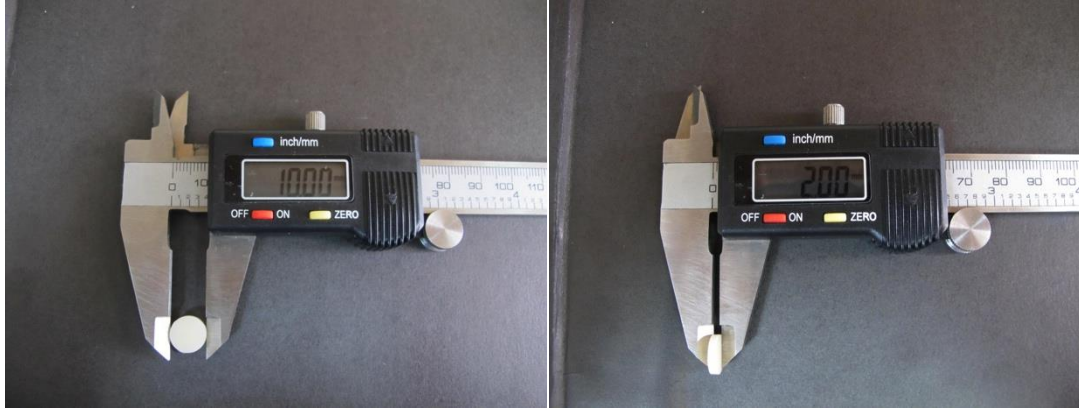
Deney grupları için hazırlanan PMMA ve Bis-akrilik içerikli bütün örnekler ($n=180$) sırasıyla 400, 800, 1200, 2400 grit SiC zımpara ile ıslak zımparalanarak polisajları yapılmıştır (Resim 3.9). Örnek boyutları dijital kumpas (Dijital Caliper, World Precision Instrument Inc., Florida, ABD) kullanılarak ölçülmüştür (Resim 3.10 ve Resim 3.11). Örnekler bir hafta süre ile 25°C ısıda distile suda bekletilmiştir.



Resim 3.9. Polisaj cihazı



Resim 3.10. Bar şekilli örnekler boyut ölçümleri



Resim 3.11. Disk şekilli örneklerin boyut ölçümleri

3.2. Isısal Döngü

Bükülme dayanımı ve renk stabilite testleri için hazırlanan PMMA ve Bis-akrilik içerikli örnek grupları önce 37^o C suda 24 saat bekletilmiş, daha sonra ısısal döngü uygulanmıştır. Isısal döngü cihazı (SD Mechatronik Thermocyler, Westerham, Almanya) kullanılarak 5^oC'lik banyoda 30sn, banyo değişim süresi 10sn ve 55^oC'lik banyoda 30 sn kalacak şekilde tekrarlanarak 5000 döngü uygulanmıştır (Resim 3.12).



Resim 3.12. Isısal döngü cihazı

3.3. Bükülme Dayanımı Testi

Bükülme dayanımı testi Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Kırılma esnasındaki maksimum yük değerleri universal mekanik test cihazı (Lloyd Instruments, Fareham,

Hampshire, İngiltere) kullanılarak ölçülmüştür (Resim 3.13). Isısal döngü uygulanmış ve uygulanmamış bis-akril ve PMMA içerikli örnekler bükülme dayanım testine tabi tutulmuştur. 25 mm uzunluğundaki örnekleri test etmek amacıyla birbirine paralel dayanaklar arası mesafe 20 mm, ve cihazın hızı ISO 1567 no'lu standarta uygun olarak 5 mm/dakika olarak ayarlanmıştır. Örnekler kırılana kadar kuvvet uygulanmış ve her bir örneğin maksimum yük değerleri kaydedilmiştir (Resim 3.14).



Resim 3.13. a) Üiversal mekanik test cihazı b) Bükülme dayanımı düzeneyi



Resim 3.14. Kırılmış bir örneğin görüntüsü

3.4. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Testi

Su emilimi ve suda çözünürlük testi Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tedavi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. PMMA ve Bis-akrilik içerikli örnekler 24 saat 37°C etüv (Heal Force, HF151UV, Shanghai, Çin) cihazında kurutulup

(Resim 3.15), her bir örnek üçer kez hassas terazide (Precisa XB220A, PrecisaSWISS, İsviçre) tartılmış (Resim3.16) ve ortalama değerler alınmış, m_1 değeri olarak kaydedilmiştir. Ağırlıkları tartılan örnekler 20 ml distile su içerisinde etüve yerleştirilmiştir. 24 saat sonra, örnekler sudan çıkarılarak kurutma kağıdı ile fazla nemleri alınmış ve ağırlıkları sabit ağırlıklarına ulaşıncaya kadar hassas terazi ile tartılmıştır (m_2).

Daha sonra örnekler susuz olarak tekrar etüve yerleştirilip, 24 saat sonra kurutulmuş örneklerin ağırlıkları tekrar ölçülmüştür (m_3).

Örnekler tekrar 20 ml distille su içinde 7 gün etüv'de bekletilmiş ve hassas terazide ölçülmüştür. Tekrar kurutulmak için örnekler, 24 saat etüvde bekletilmiş ve hassas terazide tartılmıştır. 1. gün ve 7. gün değerleri aşağıdaki formüller kullanılarak hesaplanmıştır:

$$SE = \frac{m_2 - m_1}{V}$$

$$SÇ = \frac{m_3 - m_1}{V}$$



Resim 3.15. Etüv cihazı



Resim 3.16. Hassas terazi

3.5. Renk Stabilite Testi

Çalışmada renk ölçümleri Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında Minolta Chromascop kolorimetre cihazı (MINOLTA CR-321, Minolta, Osaka, Japonya) ile yapılmıştır (Resim 3.17). Renk ölçüm başlığı 3 mm olarak seçilmiştir. Öncelikle renk analizinde ısısal döngü uygulanmış ve uygulanmamış toplam 120 (60+60) deney örneklerinin CIE Lab sistemine uygun olarak L_1 , a_1 ve b_1 değerleri kaydedilmiştir.

Başlangıç renk değerlerinin tespitinden sonra renklendirme solüsyonları hazırlanmıştır. Renklendirme için kahve solüsyonu, kola ve su kullanılmıştır. Isısal döngü uygulanmış PMMA ve Bis-akrilik içerikli örneklerin her birinden 10'ar adet olmak üzere toplam 60 adet örnek bu üç solüsyonda ayrı-ayrı bekletilmiştir. Aynı işlem ısısal döngü uygulanmamış PMMA ve Bis-akrilik içerikli tüm örnekler içinde yapılmıştır. Kahve solüsyonu (Nescafe Classic, Nestle, İsviçre) için 2 gr granül hazır kahveye 200 ml sıcak su eklenerek karıştırılmış ve solüsyonunun oda ısısına gelmesi beklenilerek hazırlanmıştır. Kola solüsyonu için Coca-Cola kullanılmıştır (Coca-Cola, Coca Cola Company, ABD). Erikli su (Erikli Su, Bursa, Türkiye) kullanılmıştır.

Üç ayrı solüsyonda 5 gün bekletilen örneklerin herbiri distile su ile 20 sn boyunca yıkanmış ve kağıt havlu ile hafifçe kurulanmıştır. Ölçümler yapıldıktan sonra solüsyonlar yenilenmiş ve bu işlemler her beş günde bir (10 gün, 15 gün ve 20 gün) tekrarlanarak değerler alınmıştır. Tekrarlamalarda üçer kez L^* , a^* , b^* değerleri alınarak, ortalamaları kaydedilmiştir. Elde edilen veriler $\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$ formülü ile ΔE değerleri hesaplanmıştır.

5 gün, 10 gün, 15 gün ve 20 gün sonunda alınan renk ölçüm değerleri aşağıda yer alan formülle hesaplanmıştır.

$$\Delta E = [(L_2 - L_1)^2 + (a_2 - a_1)^2 + (b_2 - b_1)^2]^{1/2}$$

L_2 , a_2 ve b_2 değerleri, örneklerin 5 gün renklendirme solüsyonlarında bekletilme sonrası CIE L^* a^* b^* değerini,

L_1 , a_1 ve b_1 değerleri, örneklerin başlangıçta ölçülen CIE L^* a^* b^* değerini göstermektedir.



Resim 3.17. Renk ölçüm cihazı

3.6. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS 11.5 paket programında yapılmıştır. Bağımsız değişkenlerin dağılımının normal dağılıma uygun olup olmadığı Shapiro Wilk testiyle saptanmıştır. Varyansların homojenliği ise Levene testiyle değerlendirilmiştir.

Bükülme dayanımı, su emilimi ve suda çözünürlük verilerinin homojen dağılması nedeni ile istatistiksel analiz için iki yönlü Anova testi kullanılmıştır. Çoklu karşılaştırma testlerinde Tip1 hatanın kontrolü için Bonferroni ayarlaması yapılmıştır.

Renk stabilitesi test verilerinin homojen dağılım göstermemesi nedeniyle gruplar arasındaki farkın önemi Kruskal-Wallis testi ile incelenmiştir. Kruskal-Wallis test istatistikseliyi sonuçlarının önemli bulunması halinde Mann-Whitney U parametrik olmayan karşılaştırma testi kullanılarak farka neden olan gruplar tespit edilmiştir.

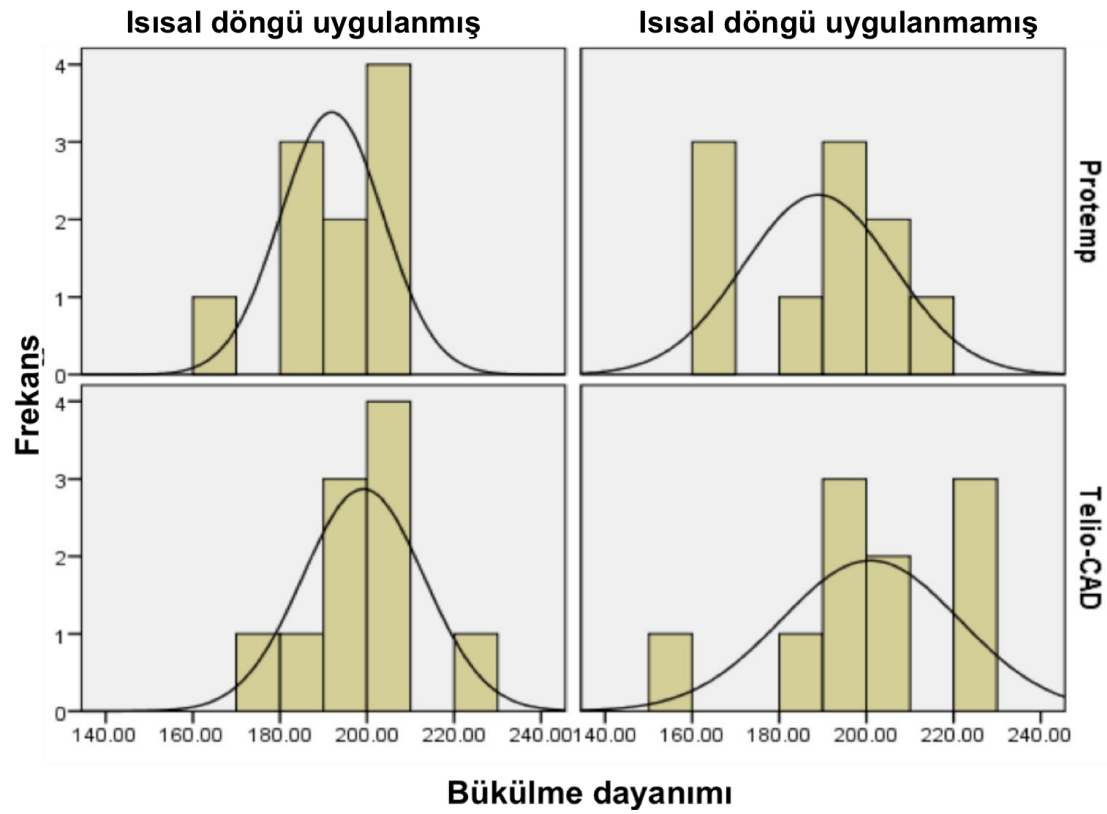
$P < 0,05$ için sonuçları istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



4. BULGULAR

4.1. Bükülme Dayanımı Bulguları

Isısal döngü uygulanmış ve ısısal döngü uygulanmamış bis-akrilik içerikli Protemp™4 ve PMMA içerikli Telio-CAD materyallerinin bükülme dayanımı ölçüm verileri kaydedilmiş ve istatistiksel olarak varyansların homojenliği Levene testiyle değerlendirilmiştir (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Levene testiyle göre varyansların homojenlik histogramı

Bükülme dayanımı verilerinin homojen dağılması nedeni ile istatistiksel analiz için iki yönlü Anova testi kullanılmıştır. İkili karşılaştırma testlerinde Tip1 hatanın kontrolü için Bonferroni düzeltme yapılmıştır.

Isısal döngü uygulanmış ve uygulanmamış geçici restorasyon materyallerin deney gruplarına ait bükülme dayanımı ölçüm verileri, ortalama ve standart sapma, %95 güven aralığındaki minimum ve maksimum değerler Çizelge 4.1 de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. Bükülme dayanımı istatistiksel değerlendirmeleri (iki yönlü Anova analizi)

Materiyal	Isısal döngü	Ortalama	Standart Sapma	%95 güven aralığı	
				Minimum	Maksimum
Protemp™4	Isısal döngü Uygulanmış	191,924	11,78895	181,539	202,308
	Isısal döngü Uygulanmamış	188,911	17,20045	178,526	199,296
Telio-CAD	Isısal döngü Uygulanmış	199,153	13,90263	188,769	209,538
	Isısal döngü Uygulanmamış	200,937	20,50952	190,552	211,322

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre bağımlı ve bağımsız değişkenler arasındaki etkileşim Çizelge 4.2 de gösterilmiştir.

Çizelge 4.2. Bükülme dayanımı bulgularının karşılaştırılması (iki yönlü Anova analizi)

Varyansın kaynağı	Kareler toplamı	sd	Kareler ortalaması	F	(p)
Düzeltilmiş model	988,238 ^a	3	329,413	1,256	0,304
Kesen	1524610,793	1	1524610,793	5814,917	0,000
Materyal	926,948	1	926,948	3,535	0,068
Isısal döngü	3,774	1	3,774	0,014	0,905
Materyal * Isısal döngü	57,515	1	57,515	0,219	0,642
Hata	9438,825	36	262,190		
Toplam	1535037,856	40			
Düzeltilmiş toplam	10427,063	39			

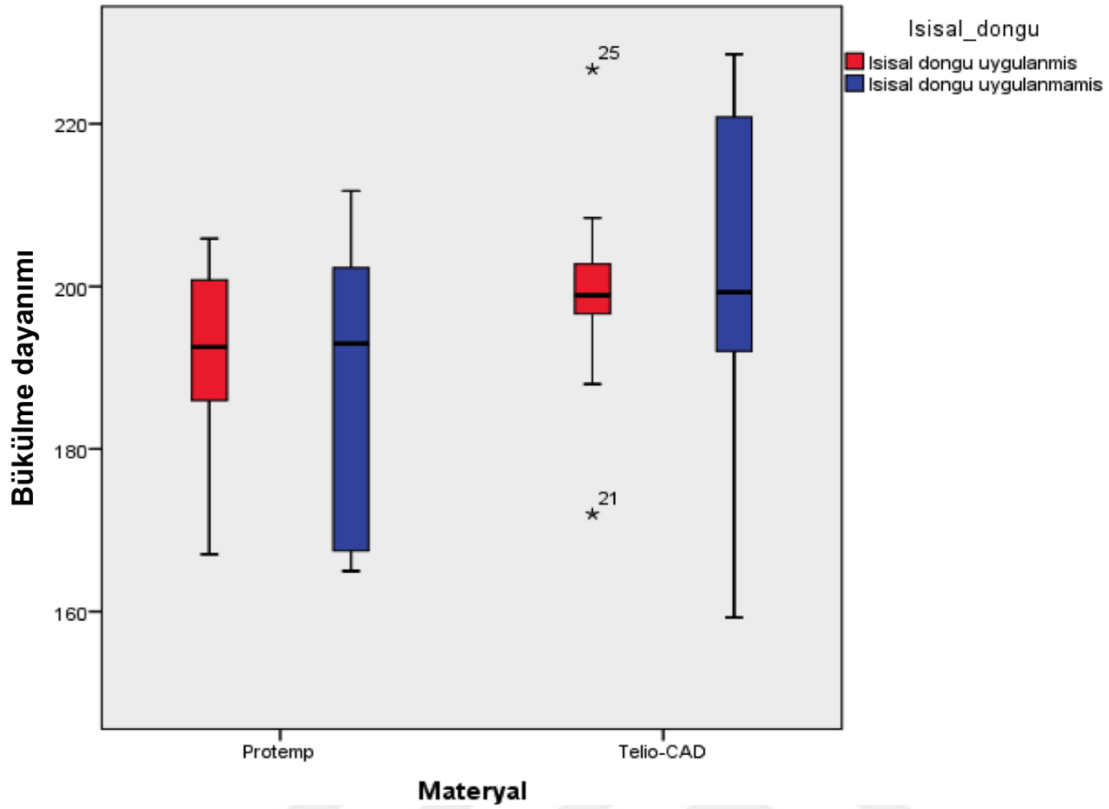
a. R kare = 0,095 (uyumlanmış R kare = 0,019)

Analiz sonuçlarına göre bis-akrilik içerikli Protemp™4 ile PMMA içerikli Telio-CAD deney grupları arasında bükülme dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (F=3,535;P=0,068).

Isısal döngü uygulanmış ve uygulanmamış geçici materyal grupları karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (F=0,014; P=0,905).

Materyeller ve ısısal döngü uygulaması işlemleri açısından ikili karşılaştırmada istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (F=0,219; P=0,642).

İstatistiksel analiz sonucunda deney gruplarına ait bükülme dayanımı değerleri ve istatistiksel dağılım grafiği Şekil 4.2’de gösterilmiştir.

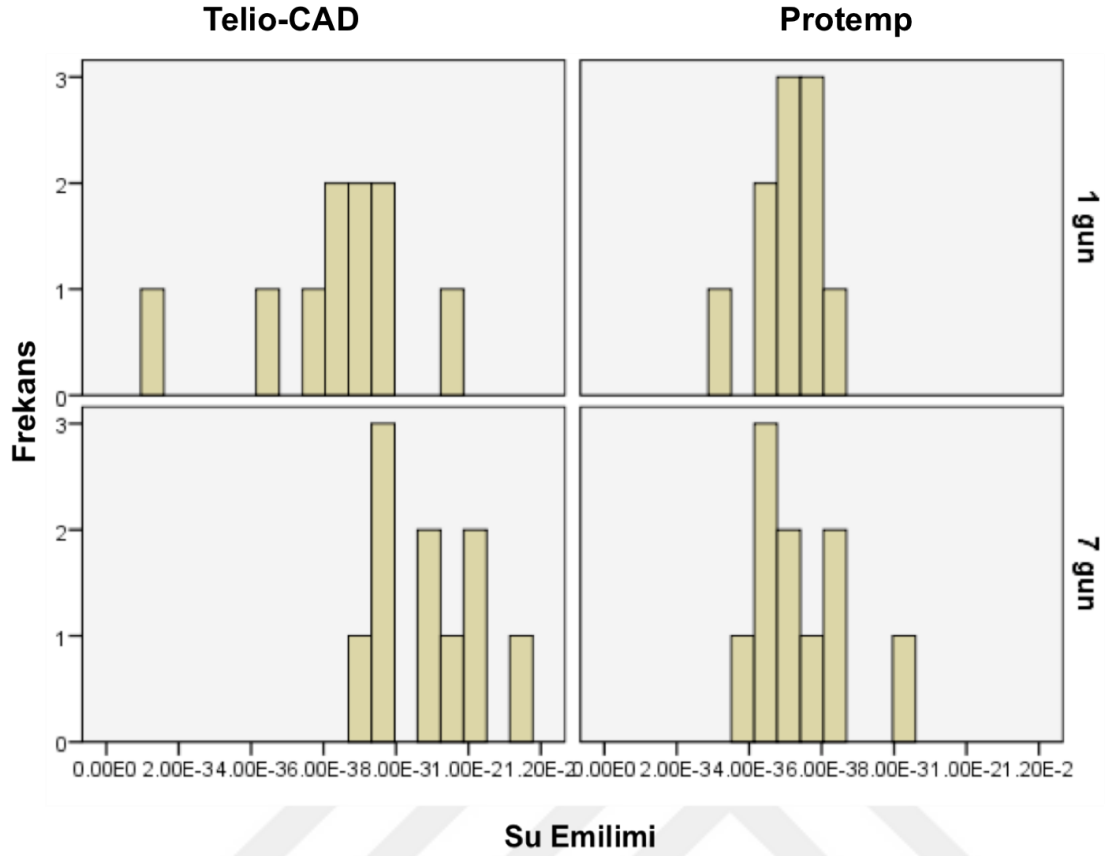


Şekil 4.2. Materyaller ve ısısal döngü uygulamasına göre grupların bükülme dayanım değerlerine ait istatistiksel grafik

4.2. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Bulguları

4.2.1. Su emilimi

Bis-akrilik içerikli ProtempTM4 ve PMMA içerikli Telio-CAD materyallerinin su emilimi ölçüm verileri kaydedilmiş ve istatistiksel olarak varyansların homojenliği Levene testiyle değerlendirilmiştir (Şekil 4.3).



Şekil 4.3. Su emilimi değerlerinin Levene testine göre varyansların homojenlik histogramı

Su emilimi verilerinin homojen dağılması nedeni ile istatistiksel analiz için iki yönlü Anova testi kullanılmıştır. İkili karşılaştırma testlerinde Tip1 hatanın kontrolü için Bonferroni düzeltmesi yapılmıştır.

Bekletme süresi ve geçici restorasyon materyallerine ait su emilimi ölçüm verileri, ortalama, standart sapma, %95 güven aralığındaki minimum ve maksimum değerler Çizelge 4.3’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.3. Su emilimi bekletme süresine göre istatistiksel değerlendirmeleri (iki yönlü Anova analizi)

Materyal	Bekletme Süresi	Ortalama	Standart Sapma	%95 güven aralığı	
				Minimum	Maksimum
Protemp™4	1 gün	0,0051	0,00090	0,004	.004
	7 gün	0,0054	0,00132	.004	.004
Telio-CAD	1 gün	0,0063	0,00222	.005	.007
	7 gün	0,0089	0,00144	.008	.010

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre bağımlı ve bağımsız değişkenler arasındaki etkileşim Çizelge 4.4’ de gösterilmiştir.

Çizelge 4.4. Su emilimi bulgularının karşılaştırılması (iki yönlü Anova analizi)

Varyansın kaynağı	Kareler toplamı	sd	Kareler ortalaması	F	(p)
Düzeltilmiş model	9,015E-005 ^a	3	3,005E-005	12,613	0,000
Kesen	0,002	1	0,002	694,865	0,000
Materyal	5,554E-005	1	5,554E-005	23,313	0,000
Bekleme Süresi	2,146E-005	1	2,146E-005	9,009	0,005
Materyal*Bekleme Süresi	1,314E-005	1	1,314E-005	5,518	0,024
Hata	8,576E-005	36	2,382E-006		
Toplam	0,002	40			
Düzeltilmiş toplam	0,000	39			

a. R kare = 0,512 (uyumlanmış R kare = 0,472)

Analiz sonuçlarına göre bis-akrilik içerikli Protemp™4 ile PMMA içerikli Telio-CAD deney grupları arasında su emilimi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($F=23,313$; $p<0,001$) (Çizelge 4.4).

Materyallerin su emilimi değerlerine ait ortalama, standart hata ve %95 güven aralığındaki minimum ve maksimum değerler Çizelge 4.5 gösterilmiştir.

Çizelge 4.5. Geçici restorasyon materyallerin su emilimi değerlerine ait istatistiksel dağılım (iki yönlü Anova analizi)

Materyal	Ortalama	Standart hata	%95 güven aralığı	
			Minumum	Maksimum
Protemp™4	0,005	0,000	0,005	0,006
Telio-CAD	0,008	0,000	0,007	0,008

PMMA içerikli Telio-CAD örneklerin su emilimi değerlerinin bis-akrilik içerikli Protemp™4 örneklerden daha yüksek olduğu gözlenmiştir ($p<0,001$).

Materyallere ait ikili karşılaştırma sonuçlarına ait ortalama, standart hata ve %95 güven aralığındaki minimum ve maksimum değerler Çizelge 4.6’te göstermiştir.

Çizelge 4.6. Geçici restorasyon materyallerin su Emilimi değerlerine ait ikili karşılaştırma sonuçları (İki yönlü Anova analizi)

Materyal	Materyal	Ortalama Farkı (1-2)	Standart hata	%95 güven aralığı	
				Minumum	Maksimum
1. Protemp 4	2. Telio-CAD	-0,002*	0,000	-0,003	-0,001
1. Telio-CAD	2. Protemp 4	0,002*	0,000	0,001	0,003

Çizelge 4.4’de analiz sonuçlarına göre bis-akrilik içerikli Protemp 4 ile PMMA içerikli Telio-CAD deney gruplarının suda bekletme süreleri arasında su Emilimi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($F=9,009$; $p<0,05$).

Test materyallerinin bekletme sürelerine göre su Emilimi değerlerine ait ortalama, standart hata ve %95 güven aralığındaki minimum ve maksimum değerleri Çizelge 4.7 gösterilmiştir.

Çizelge 4.7. Bekletme sürelerine göre su Emilimi değerlerine ait istatistiksel dağılım (İki yönlü Anova analizi)

Bekletme süresi	Ortalama	Standart hata	%95 güven aralığı	
			Minumum	Maksimum
1. gün	0,006	0,000	0,005	0,006
7. gün	0,007	0,000	0,006	0,008

Analiz sonuçlarına göre test edilen materyallerin 7. gün su Emilimi değerlerinin 1. gün değerlerinden istatistiksel olarak daha yüksek olduğu bulunmuştur ($p<0,05$).

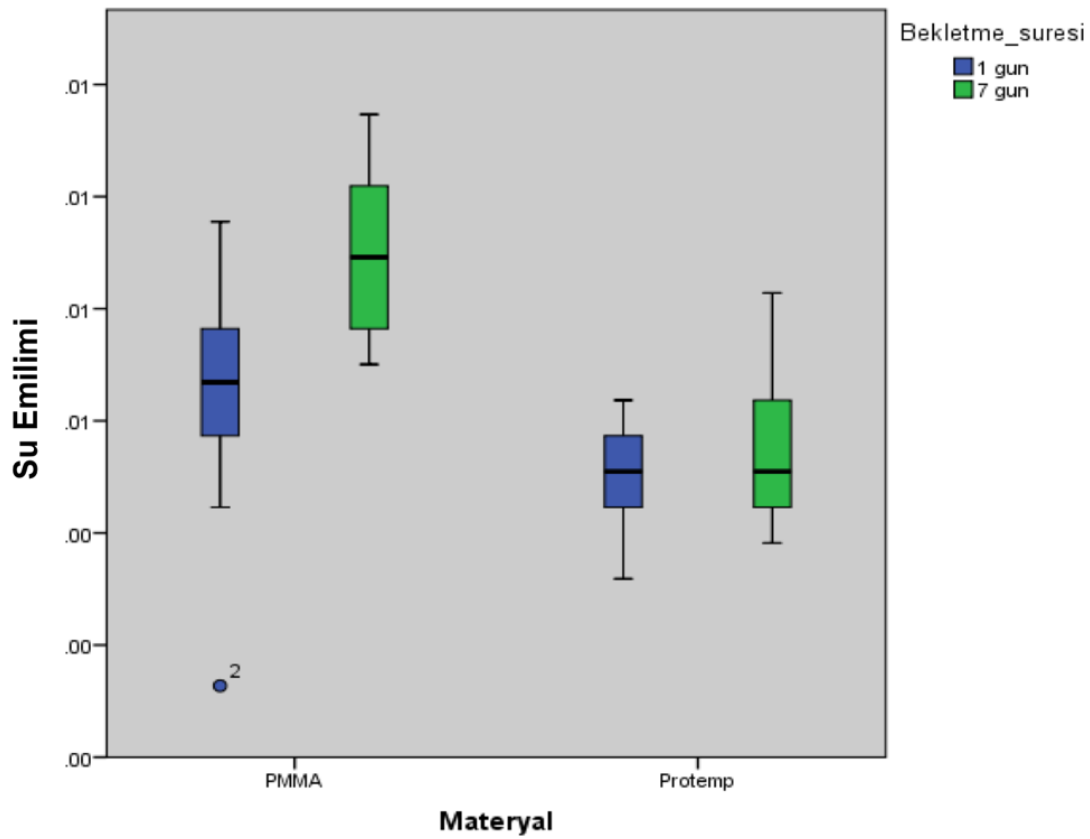
Materyallere ait ikili karşılaştırma sonuçlarına göre su Emilimi değerlerine ait ortalama, standart hata ve %95 güven aralığındaki minimum ve maksimum değerleri Çizelge 4.8’te gösterilmiştir.

Çizelge 4.8. Bekletme sürelerine göre su Emilimi değerlerine ait ikili karşılaştırma sonuçları (İki yönlü Anova analizi)

Bekletme süresi	Bekletme süresi	Ortalama (1-2)	Standart hata	%95 güven aralığı	
				Minumum	Maksimum
1. 1. gün	2. 7. gün	-0,001*	0,000	-0,002	-0,000
1. 7. gün	2. 1. gün	0,001*	0,000	0,000	0,002

Çizelge 4.4'deki istatistiksel analize sonuçlarına göre materyaller ve bekletme süresi birlikte değerlendirildiğinde su emilimi değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($F=5,518$; $p<0,05$).

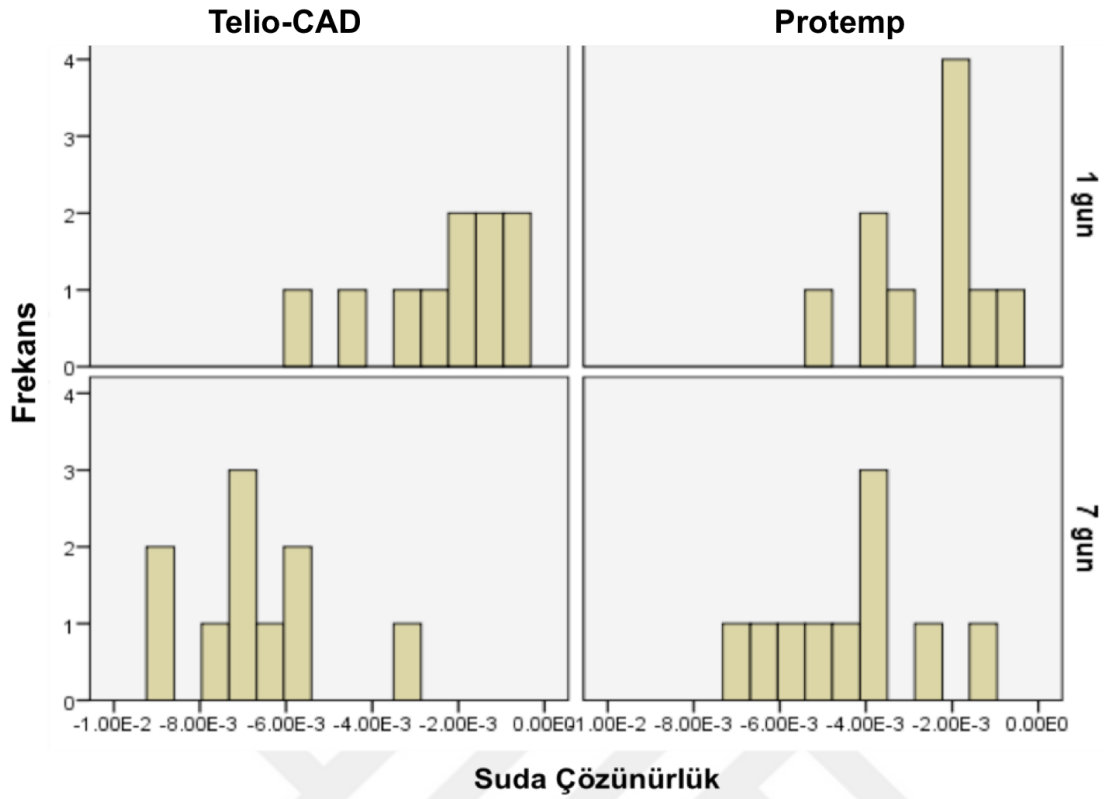
İstatistiksel analiz sonucunda materyaller ve bekletme süresine göre deney gruplarının su emilimi değerleri ve istatistiksel dağılım grafiği Şekil 4.4'de gösterilmiştir.



Şekil 4.4. Geçici restorasyon materyalleri ve bekletme süresine göre grupların su emilimi değerlerine ait istatistiksel grafik

4.2.2. Suda çözünürlük

Bis-akrilik içerikli ProtempTM4 ve PMMA içerikli Telio-CAD materyallerinin suda çözünürlük ölçüm verileri kaydedilmiş ve istatistiksel olarak varyansların homojenliği Levene testiyle değerlendirilmiştir.



Şekil 4.5. Suda çözünürlük değerlerinin Levene testine göre varyansların homojenlik histogramı

Suda çözünürlük verilerinin homojen dağılması nedeni ile istatistiksel analiz için iki yönlü Anova testi kullanılmıştır. İkili karşılaştırma testlerinde Tip1 hatanın kontrolü için Bonferroni düzeltmesi yapılmıştır.

Bekletme süresi ve geçici restorasyon materyallerine ait suda çözünürlük ölçüm verileri, ortalama, standart sapma, %95 güven aralığındaki minimum ve maksimum değerler Çizelge 4.9’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.9. Suda çözünürlük değerlerine ait istatistiksel değerlendirmeleri (iki yönlü Anova analizi)

Materiyal	Bekleme Süresi	Ortalama	Standart Sapma	%95 güven aralığı	
				Minimum	Maksimum
Protemp™4	1 gün	-0,0025	0,00138	-0,004	-0,002
	7 gün	-0,0044	0,00174	-0,005	-0,003
Telio-CAD	1 gün	-0,0024	0,00167	-0,003	-0,001
	7 gün	-0,0068	0,00168	-0,008	-0,006

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre bağımlı ve bağımsız değişkenler arasındaki etkileşim Çizelge 4.10' de gösterilmiştir

Çizelge 4.10. Suda çözünürlülük bulgularının karşılaştırılması (iki yönlü Anova analiz)

Varyansın kaynağı	Kareler toplamı	sd	Kareler ortalaması	F	(p)
Düzeltilmiş model	0,000 ^a	3	4,179E-005	15,887	0,000
Kesen	0,001	1	0,001	244,874	0,000
Materyal	1,172E-005	1	1,172E-005	4,458	0,042
Bekleme Süresi	9,741E-005	1	9,741E-005	37,033	0,000
Materyal*Bekleme Süresi	1,623E-005	1	1,623E-005	6,170	0,018
Hata	9,469E-005	36	2,630E-006		
Toplam	0,001	40			
Düzeltilmiş toplam	0,000	39			

a. R kare = 0,570 (uyumlanmış R kare = 0,534)

Analiz sonuçlarına göre bis-akrilik içerikli ProtempTM4 ile PMMA içerikli Telio-CAD deney grupları arasında suda çözünürlük açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (F=4.458;P<0,05) (Çizelge 4.10).

Materyallerin suda çözünürlük değerlerine ait ortalama, standart hata ve %95 güven aralığındaki minimum ve maksimum değerler Çizelge 4.11'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.11. Geçici restorasyon materyallerin suda çözünürlük değerlerine ait istatistiksel dağılım (iki yönlü Anova analizi)

Materyal	Ortalama	Standart hata	%95 güven aralığı	
			Minimum	Maksimum
Protemp 4	-0,003	0,000	-0,004	-0,003
Telio-CAD	-0,005	0,000	-0,005	-0,004

PMMA içerikli Telio-CAD örneklerin suda çözünürlük değerlerinin bis-akrilik içerikli ProtempTM4 örneklerden daha yüksek olduğu bulunmuştur (P<0,001).

Materyallerin ikili karşılaştırma sonuçlarına ait ortalama, standart hata ve %95 güven aralığındaki minimum ve maksimum değerler Çizelge 4.12'de verilmiştir.

Çizelge 4.12. Geçici restorasyon materyallerin suda çözünürlük değerlerine ait ikili karşılaştırma sonuçları (iki yönlü Anova analizi)

Materyal	Materyal	Ortalama Farkı (1-2)	Standart hata	%95 güven aralığı	
				Minumum	Maksimum
1. Protemp™4	2. Telio-CAD	-0,001*	0,042	4.267E-005	0,002
1. Telio-CAD	2. Protemp™4	0,001*	0,042	-0,002	4.267E-005

Analiz sonuçlarına göre bis-akrilik içerikli Protemp™4 ile PMMA içerikli Telio-CAD deney gruplarının suda bekletme süreleri arasında suda çözünürlük açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($F=37.033$; $p<0,001$) (Çizelge 4.10).

Test materyallerinin bekletme sürelerine göre su emilimi değerlerine ait ortalama, standart hata ve %95 güven aralığındaki min ve max değerler Çizelge 4.13’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.13. Bekletme sürelerine göre suda çözünürlük değerlerine ait istatistiksel dağılım (iki yönlü Anova analizi)

Bekletme süresi	Ortalama	Standart hata	%95 güven aralığı	
			Minumum	Maksimum
1. gün	-0,002	0,000	-0,003	-0,002
7. gün	-0,006	0,000	-0,006	-0,005

İstatistiksel analize göre test edilen materyallerin 7. gün suda çözünürlük değerlerinin 1. gün değerlerinden daha yüksek olduğu bulunmuştur ($p<0,05$).

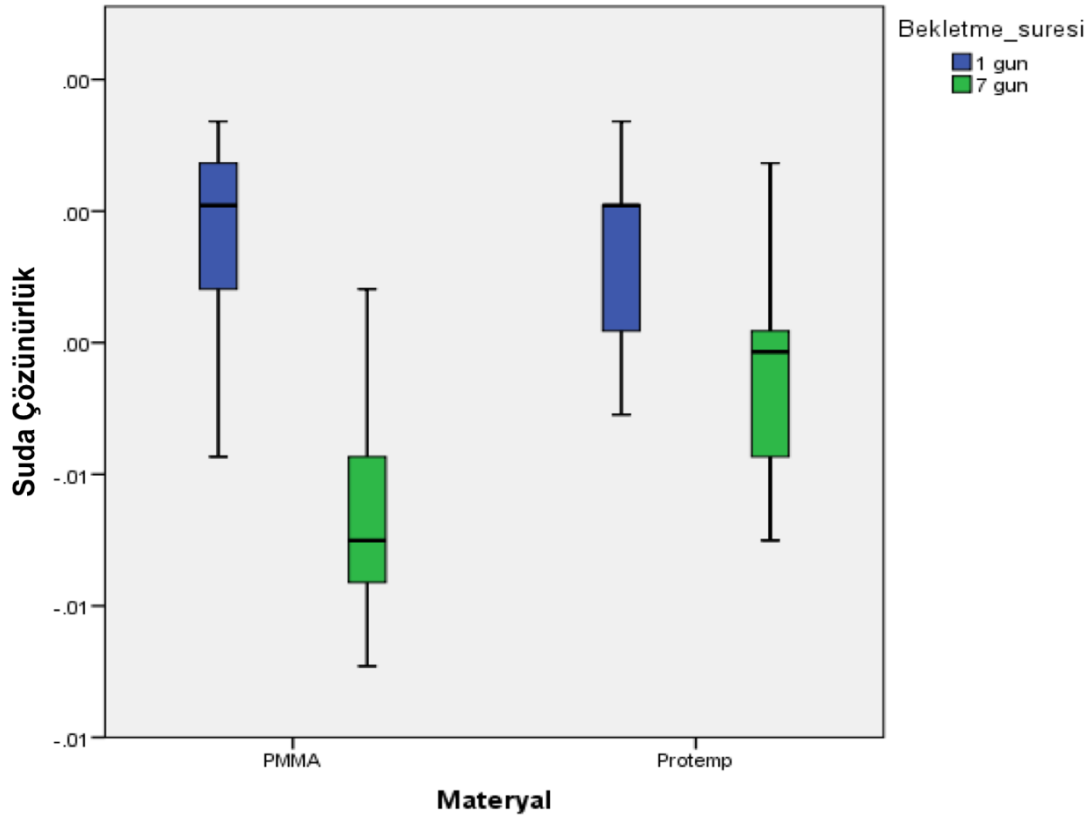
Materyallere ait ikili karşılaştırma sonuçlarına göre suda çözünürlük değerlerine ait ortalama, standart hata ve %95 güven aralığındaki minimum ve maksimum değerleri Çizelge 4.14’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.14. Bekletme sürelerine göre suda çözünürlük değerlerine ait ikili karşılaştırma sonuçları (iki yönlü Anova analizi)

Bekletme süresi	Bekletme süresi	Ortalama Farkı (1-2)	Standart hata	%95 güven aralığı	
				Minumum	Maksimum
1. 1. gün	2. 7. gün	0,003*	0,001	0,002	0,004
1. 7. gün	2. 1. gün	-0,003*	0,001	0,004	-0,002

Çizelge 4.10'daki istatistiksel analize sonuçlarında göre materyaller ve bekletme süresi birlikte değerlendirildiğinde suda çözünürlük değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($F=6,170$; $P<0,001$).

İstatiksel analiz sonucunda materyaller ve bekletme süresine göre deney gruplarının suda çözünürlük değerleri ve istatistiksel dağılım grafiği Şekil 4.6'da gösterilmiştir.



Şekil 4.6. Geçici restorasyon materyalleri ve bekletme süresine göre grupların suda çözünürlük değerlerine ait istatistiksel grafik

4.3. Renk Stabilitesi Testi Bulguları

Geçici restorasyon materyallerin ısısal döngü uygulanmış ve uygulanmamış deney gruplarına ait renk değişim değerlerinin ölçümlerinin ortalama, standart sapma, %95 güven aralığındaki minimum ve maksimum değerleri Çizelge 4.15'de verilmiştir.

Çizelge 4.15. Geçici materyallerin renk değişimi (ΔE) İstatistiksel değerlendirmeleri

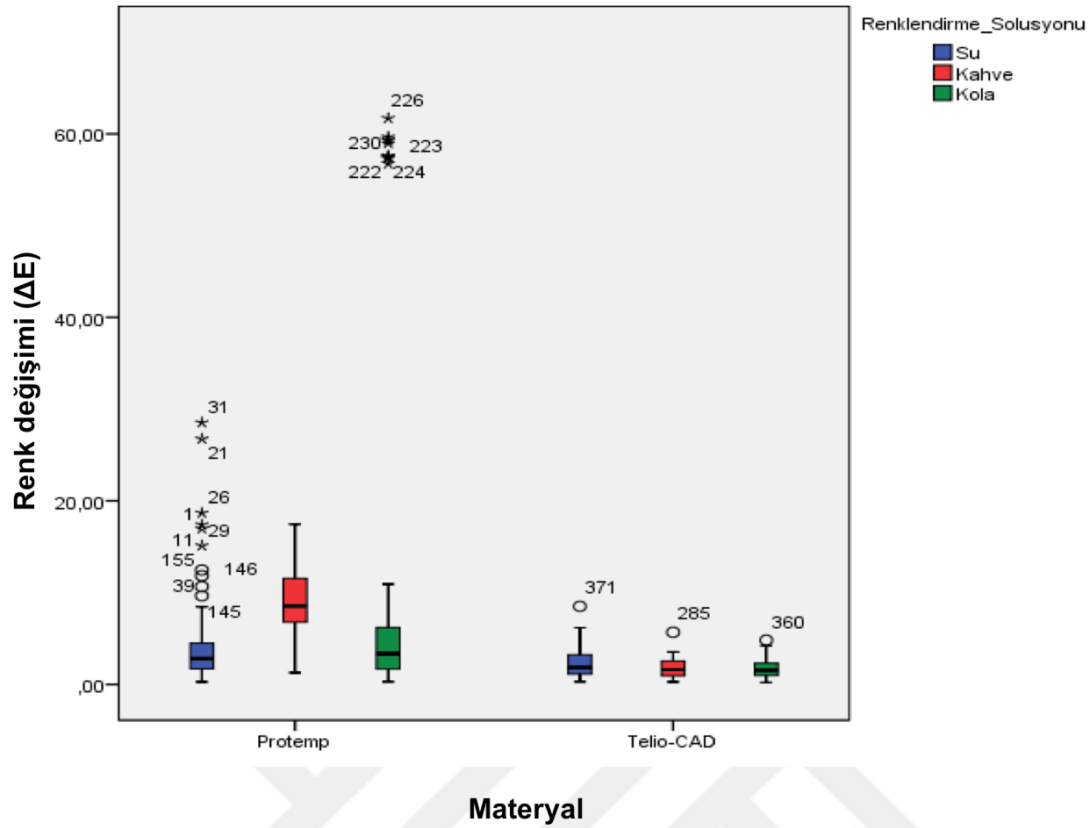
Materyal	Ortalama	Standart Sapma	%95 güven aralığı	
			Minimum	Maksimum
Protemp™4	8.0776	11.51599	6.6132	9.5419
Telio-CAD	1.9404	1.30305	1.7748	2.1061

Geçici restorasyon materyallerine ait renk değişim (ΔE) değerleri ölçüm verileri homojen dağılım göstermediği için gruplar arasındaki farkın önemi Kruskal – Wallis istatistiksel analizi ile incelenmiştir. ΔE değerleri açısından geçici materyaller arasında İstatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. İstatistiksel analiz sonuçlarına göre bis-akrilik içerikli Protemp™4; PMMA içerikli Telio-CAD materyaline göre belirgin olarak yüksek renk değişim (ΔE) değerleri göstermiştir (Ki-Kare=137,054; $p<0,001$) (Çizelge 4.16).

Çizelge 4.16. Geçici materyaller arasında renk değişim (ΔE) değerlerinin istatistiksel dağılımı

ΔE değerleri		
	Protemp™4	Telio- CAD
n	240	240
Sıra ortalaması	314,62	166,38
Ki-Kare	137,054	
Sd	1	
Anlamlı Fark	0,000	

Geçici restorasyon materyallerin gruplara göre renk değişimleri (ΔE) grafiği Şekil 4.7’de verilmiştir.



Şekil 4.7. Materyallerin renk değişim (ΔE) dağılımına ait grafik

Isısal döngü uygulanmış ve uygulanmamış geçici materyallerinin renk değişim (ΔE) değerlerinin ortalama, standart sapma%95 güven aralığındaki minimum ve maksimum değerleri Çizelge 4.17’de yer almıştır.

Çizelge 4.17. Isısal Döngü uygulanmış ve uygulanmamış geçici materyallerin renk değişimi (ΔE) istatistiksel değerlendirmeleri

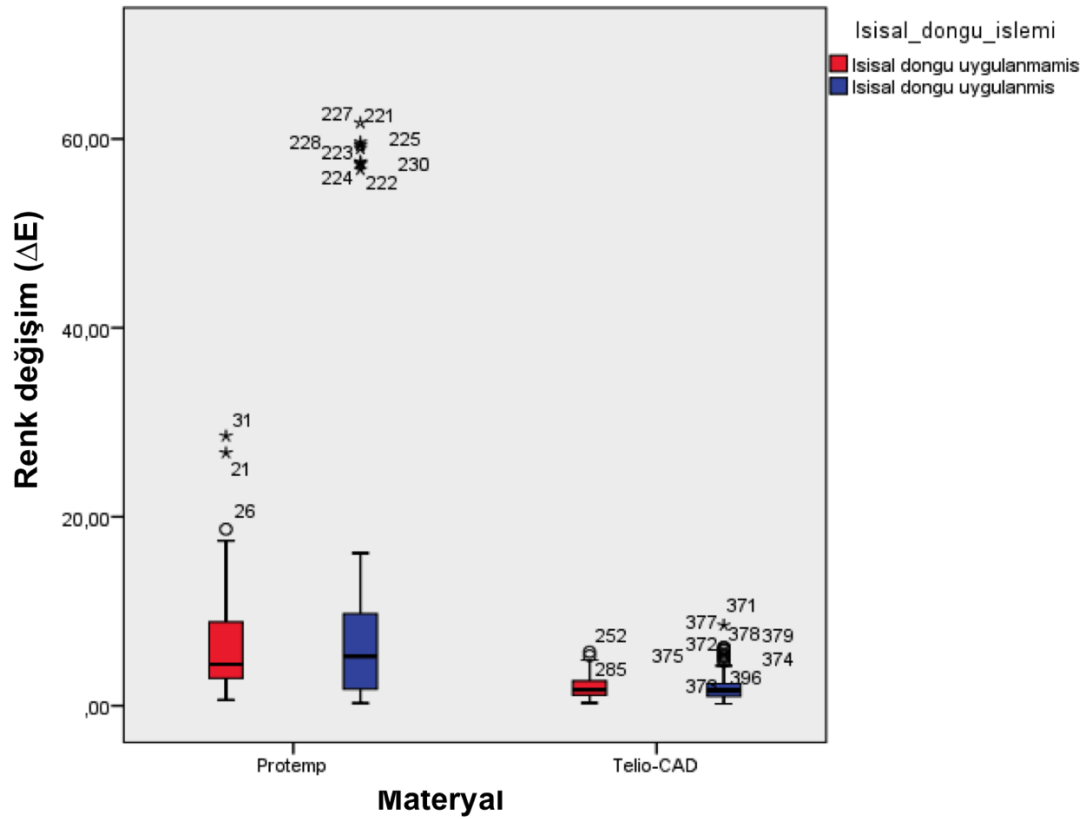
Materyal	Ortalama	Standart Sapma	%95 güven aralığı	
			Minimum	Maksimum
Isısal döngü uygulanmış	4.1182	4.25960	3.5765	4.6598
Isısal döngü uygulanmamış	5.8998	11.55374	4.4307	7.3690

Isısal döngü uygulamış ve uygulanmamış geçici materyaller arasında renk değişim (ΔE) sonuçları açısından İstatistiksel bir farklılık bulunmamıştır (Ki-Kare=1,987 p=0,159) (Çizelge 4.18).

Çizelge 4.18. Renk değişim (ΔE) sonuçları açısından ısısal döngü uygulamış ve uygulanmamış materyaller arasında İstatistiksel dağılım

Renk değişim (ΔE)		
	Isısal döngü uygulanmış	Isısal döngü uygulanmamış
N	240	240
Sıra ortalaması	249,43	231,58
Ki- Kare	1,987	
Sd	1	
Anlamlı Fark	0,159	

Isısal döngü uygulanmış ve uygulanmamış geçici restorasyon materyallerin renk değişimleri (ΔE) grafiği Şekil 4.8 'de verilmiştir.



Şekil 4.8. Isısal döngü uygulanmış ve uygulanmamış materyallerin renk değişim (ΔE) dağılımına ait grafik

Çizelge 4.19'da reklendirme solüsyonlarına göre renk değişim (ΔE) değerleri ortalama, standart sapma, %95 güven aralığındaki minimum ve maksimum değerleri yer almıştır.

Çizelge 4.19. Renklendirme solüsyonlarına göre renk değişim (ΔE) İstatistiksel değerlendirmeleri

Materyal	Ortalama	Standart Sapma	%95 güven aralığı	
			Minimum	Maksimum
Su	3.5378	4.14784	2.8902	4.1855
Kahve	5.4549	4.45537	4.7592	6.1505
Kola	6.0343	13.77792	3.8831	8.1856

Renk değişim (ΔE) değerleri açısından renklendirme solüsyonları karşılaştırıldığında solüsyonlar arasında İstatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (Ki-Kare= 23,483; $p < 0,001$) (Çizelge 4.20).

Çizelge 4.20. Renklendirme solüsyonlarına göre geçici materyallerinin renk değişim (ΔE) değerleri istatistiksel dağılımı

Renklendirme Solüsyonu	Su	Kahve	Kola
n	160	160	160
Sıra Ortalaması	227,83	282,77	210,89
Ki-Kare	23,483		
Sd	2		
Anlamlı Fark	,000		

Renklendirme solüsyonlarında bekletilen örneklerin renk değişimleri (ΔE) değerlendirilmiştir ve en fazla renk değişimine kahve solüsyonunun neden olduğu belirlenmiştir. Renklendirme solüsyonları materyallerin renk değişimi (ΔE) değerleri açısından sıralaması şu şekildedir: kahve > su $\geq$ kola.

Ölçüm zamanlarına göre renk değişimi (ΔE) verileri ortalama, standart sapma, %95 güven aralığındaki minimum ve maksimum değerleri Çizelge 4.21’de verilmiştir.

Çizelge 4.21. Ölçüm zamanlarına göre renk değişim (ΔE) İstatistiksel değerlendirilmesi

Materyal	Ortalama	Standart Sapma	%95 güven aralığı	
			Minimum	Maksimum
5.gün	2.4048	2.73040	1.9112	2.8983
10.gün	3.4997	3.10437	2.9385	4.0608
15.gün	9.0049	15.66521	6.1733	11.8365
20.gün	5.1267	4.47199	4.3184	5.9351

Renklendirme solüyonlarında bekletilen geçici materyallerin ölçüm zamanlarına (5 gün, 10 gün, 15 gün, 20 gün) göre renk değişim (ΔE) sonuçları İstatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir (Ki-kare=64,574; $p<0,001$) (Çizelge 4.22).

Çizelge 4.22. Renklendirme soluyonlarında bekletilen geçici materyallerin ölçüm zamanlarına göre renk değişim (ΔE) değerlendirilmesi

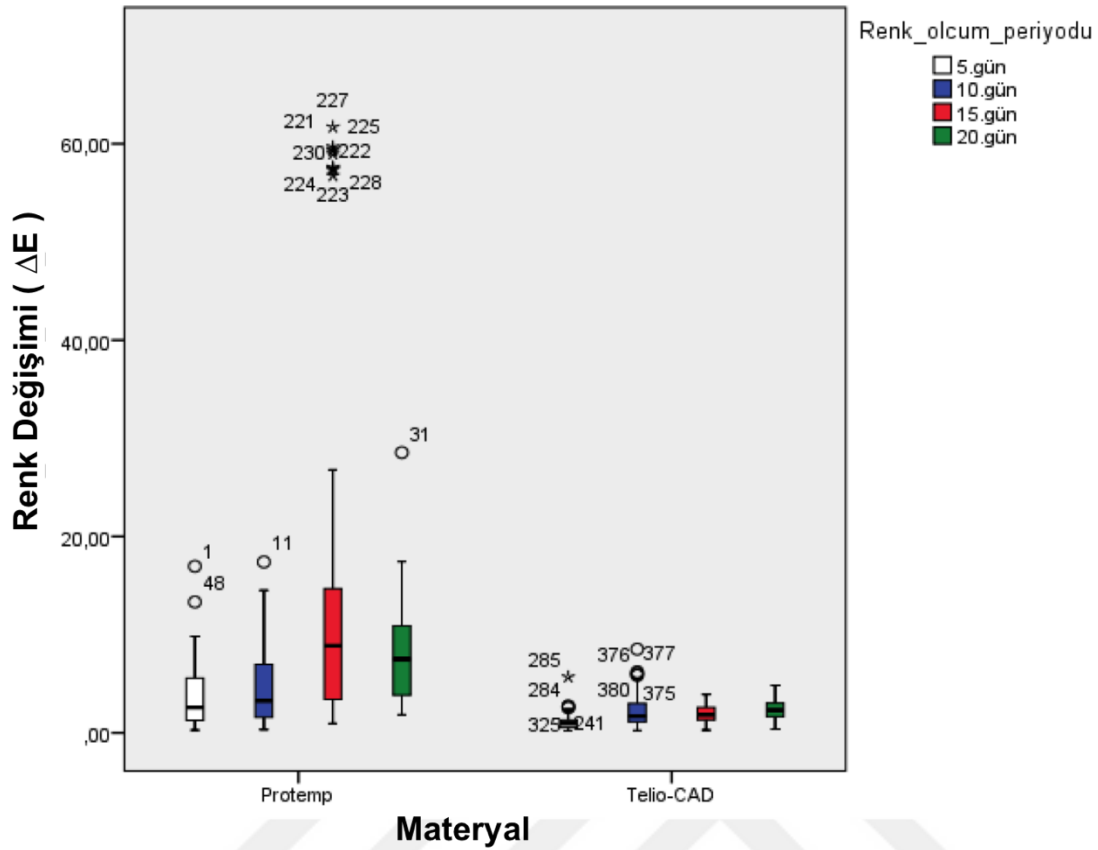
Renk değişimi (ΔE)				
Renk ölçü zamanları	5 gün	10 gün	15 gün	20 gün
n	120	120	120	120
Sıra Ortalaması	162,16	230,33	274,83	294,67
Ki-kare	64,574			
Sd	3			
Anlamlı Fark	0,000			

Ölçüm zamanlarına göre geçici materyallerin renk değişikliği incelendiğine 5.gün sonuçlarının 10.gün, 15.gün, 20.gün ölçüm zamanlarında elde edilen sonuçlardan belirgin olarak düşük olduğu istatiktisel olarak belirlenmiştir. Bununla birlikte 20. gün, 15. gün ve 10. gün ölçüm zamanları arasında istatiktisel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir ($p>0.05$).

Ölçüm zamanlarının geçici materyallerin renk değişimi açısından sıralaması şu şekildedir:

20. gün $\geq$ 15. gün $\geq$ 10. gün $>$ 5. gün

Ölçüm zamanlarına göre (5gün, 10. gün, 15. gün 20. gün) her iki geçici materyalinin renk değişimi (ΔE) değerleri grafiği Şekil 4.9'da verilmiştir.



Şekil 4.9. Ölçüm zamanlarına göre geçici restorasyon materyallerin renk değişim (ΔE) dağılımına ait grafik

İstatistiksel analiz sonucunda bis-akrilik içerikli ProtimpTM4 materyalinin her üç renklendirme solüsyonunda PMMA içerikli Telio-CAD materyalinden belirgin olarak yüksek renk değişimi gösterdiği bulunmuştur. (su için Ki-Kare=12,022, $p=0,001$; kahve için Ki-Kare= 113,076, $p<0,001$; kola için Ki-kare=31,937, $p<0,001$) (Çizelge 4.23).

Çizelge 4.23. Renklendirme solüsyonlarına göre geçici restorasyon materyallerin renk değişim (ΔE) değerlendirilmesi

ΔE değerleri	Su		Kahve		Kola	
	Protimp 4	Telio-CAD	Protimp 4	Telio- CAD	Protimp 4	Telio- CAD
n	80	80	80	80	80	80
Sıra ortalaması	93,20	67,80	119,45	41,55	101,20	59,80
Ki-Kare	12,022		113,076		31,937	
Sd	1		1		1	
Anlamlı Fark	0,001		0,000		0,000	

ProtimpTM4 materyalin çoklu istatistiksel karşılaştırma sonuçları incelendiğinde; 5.güne ait ölçüm verileri ile renklendirme solüsyonları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık

tespit edilmiştir (Ki-Kare= 26,895; $p<0,001$). Buna göre renk değişim sırası Kahve>su≥kola şeklinde belirlenmiştir (Çizelge 4.24).

Çizelge 4.24. Protemp 4 materyalin 5. güne ait renk ölçüm değerlendirilmesi

Renklendirme Solüsyonu	Su	Kahve	Kola
n	20	20	20
Sıra Ortalaması	25,50	46,65	19,35
Ki-Kare	26,895		
Sd	2		
Anlamlı Fark	,000		

Telio-CAD materyalin 5. gün ait ölçüm verileri karşılaştırıldığında renklendirme solüsyonları arasında istatistiksel olarak farklılık bulunmamıştır (Ki-kare=4,527; $p=0,104$) (Çizelge 4.25).

Çizelge 4.25. Telio-CAD materyalin 5. gün ait ölçüm değerlendirilmesi

Renklendirme_Solüsyonu	Su	Kahve	Kola
n	20	20	20
Sıra Ortalaması	36,35	24,60	30,55
Ki-Kare	4,527		
Sd	2		
Anlamlı Fark	,104		

5. TARTIŞMA

Geçici restorasyonlar daimi restorasyonunların en önemli komponentlerinden biridir [96]. Sabit protetik tedavi sırasında daimi restorasyonun hazırlanmasına kadar geçen sürede dişleri ve destek dokuları korumak için geçici restorasyonlar yapılmaktadır. Geçici restorasyonun önemli amaçlarından biri prepare edilmiş dişte sabit protetik tedavi sonucunun görülebilir olmasını sağlamaktır [97]. Doğal dişler ve implant dayanakları için hazırlanan geçici kron ve köprüler estetik, yumuşak doku şekillendirilmesi, fonasyon, fonksiyon, periodontal sağlık, maksillo-mandibuler ilişkiler ve daimi restorasyonun provası gibi amaçlara hizmet edebilmelidir [96].

Geçici restorasyon yapımında kullanılan materyal ve teknikler, yapılması planlanan tedavinin gereklerini yerine getirebilmelidir. Tüm diş hekimliği alanlarında olduğu gibi, her klinik duruma ve tedavi planlamasına uygun ideal bir geçici materyal günümüzde mevcut değildir. Hekim, tedavi şekli ve süresine göre uygun materyali seçmelidir. Ön bölgede yapılan geçici restorasyonlarda arka bölgede yapılanlara göre estetik ve yumuşak doku şekillendirilmesi daha önemli iken [3, 98], uzun süreli kullanımı planlanan veya uzun gövdeli restorasyonlarda mekanik özellikler önem kazanmaktadır [3, 19]. Özellikler implant üstü protetik restorasyonların yapım sürecinde, cerrahi sonrası iyileşme fazı beklenirken geçici restorasyonların uzun süreli kullanımı önem kazanmaktadır. Dolayısıyla geçici restorasyon için materyal seçimi yapılırken materyalin mekanik ve fiziksel özellikleri, kullanım kolaylığı ve biyouyumluluğu göz önünde bulundurulması gereken önemli faktörlerdendir [3].

Sabit geçici restorasyon materyali olarak günümüzde polimetilmetakrilat, polietil metakrilat, polietilen metakrilat, ürethane dimetakrilat ve bis-akril rezinler kullanılmaktadır. Bu materyallerde polimerizasyon; kimyasal olarak, ışıkla veya hem kimyasal, hem ışıkla aktive edilebilmektedir. Ayrıca uzun süreli ağızda kalma gereksinimleri nedeni ile CAD/CAM bloklarından üretilen geçici kron-köprülerin kullanımın da gittikçe yaygınlaşmaktadır. Bu nedenlerle bu tez çalışmasında ağızda uzun süre kullanılabilen geçici kron-köprü materyallerinden, kimyasal olarak polimerize olan mikro partikül dolduruculu bis-akril içerikli Protemp™4 ve CAD/CAM de frezleme yolu ile elde

edilen çapraz bağlı PMMA içerikli Telio-CAD kullanılmıştır. Bu iki geçici kron-köprü materyalinin bükülme dayanımı, su emilimi, suda çözünürlük, renk stabilitesi gibi bazı mekanik ve fiziksel özellikleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir [96].

Geçici restorasyon materyaller çiğneme kuvvetleri, oklüzal alışkanlıkları, beslenme faktörleri, nem ve sıcaklık dalgalanmaları tüm malzemeler uzun ömürlü etkileyebilecek faktörlerdendir [99]. In vitro çalışmalarda klinik yaşlanma sırasında mekanik ve yapısal çürüme özelliklerini değerlendirmek, geçici materyallerin kullanım ömürünü tahmin etmek için yararlı olabilir. Bu nedenle ağız boşluğu fizyolojisi mümkün olduğu kadar yakın olan ısısal değişiklik yapmak için ısısal döngü rejimini yapmak gerekir. Analiz etmek için üç önemli faktör vardır: sıcaklık, zaman ve döngü sayısı [90].

Barclay ve diğerleri [91], yapmış oldukları bir çalışmada dişler çevresinde oluşan en fazla sıcaklığın 70°C, en az sıcaklığın ise 0°C olduğunu bulmuştur. Bununla birlikte ısısal döngü analizleri için ISO 11405 numaralı standartta sıcaklık değişim protokolünün 5°C'lik ve 55°C'lik arasında olduğu belirtilmiştir [93]. Ağız boşluğunda sıcaklığın göstergesi olarak 37°C kabul edilmiştir [100]. Isısal döngü analizlerinde döngü süresi örneklerin seçilen sıcaklıktaki banyoda bekletilme süresini belirtmektedir [101]. Amaral ve diğerleri [102], yüksek sıcaklıktaki veya soğuk gıdalarla uzun süreli direk temasın vital dişlerin tolere edemeyeceklerini bildirmişlerdir. Bu nedenlerle bir çok çalışmada döngü süresi 10 sn veya 15 sn olarak seçilmiştir [103–105]. Bazı çalışmalarda döngü süresi 5sn olarak seçilmiş [106], en kısa süre ise protokolde 2sn olarak belirtilmiştir [101]. Bir grup yazar 10000 döngü uygulamasını oral kavitede 1 yıllık fizyolojik yaşlandırma süresine denk geldiğini bildirmişlerdir [93, 94, 107–109].

Bu çalışmalara uygun bir şekilde çalışmamızda 5°C'lik ve 55°C'lik ısısal değişimle 5000 döngü uygulanmıştır. Bu ısısal değişiklik ağız kavitesinde 6 aylık kullanıma denk gelmektedir. Bu çalışmada ısısal döngü uygulanmış ve ısısal döngü uygulanmamış geçici kron-köprü materyalleri bükülme dayanımı ve renk stabilitesi yönünden değerlendirilmiştir.

Diş hekimliğinde kullanılan restorasyon materyallerinin üzerine gelen kuvvetler karşısında dayanımı, materyalin mekanik özelliklerine bağlıdır. Mekanik özellikler, materyal üzerine gelen yüklerin veya baskının ölçülebilen yanıtlarıdır. Bu yanıtlar elastik veya plastik olabilir. Mekanik özellikler genellikle gerilim veya gerinme birimleriyle anlatılmaktadır. Ölçülebilen mekanik özellikler arasında elastiklik, kırılma dayanıklılığı, bükülme dayanıklılığı, esneklik, sertlik, kırılma dayanıklılığı gibi özellikler bulunmaktadır [50]. Geçici restorasyon materyallerinin değerlendirilmesinde bükülme dayanımı önemli bir mekanik özelliktir. Restorasyonların uzun süreli kullanımında, hastanın parafonksiyonel alışkanlıkları varsa ve çok üyeli köprüler gerekliyse önemi daha da artmaktadır.

Literatürde bükülme dayanımının test edildiği çalışmalara sıklıkla rastlanmaktadır [7, 25, 96]. Bu çalışmalarda statik ve dinamik yüklemelerin yapıldığı tek eksenli veya çift eksenli bükülme dayanımı testleri uygulanmıştır [110, 111]. Çift eksenli bükülme testi sonuçları, tek eksenli bükülme testi sonuçlarından daha yüksek değerler göstermektedir [3]. Çalışmamızda iki farklı geçici kron-köprü materyalinin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi amacıyla üç nokta bükülme dayanımı testi uygulanmıştır. Test sonucu materyallerin bükülme dayanımları hesaplanmış ve istatistiksel analiz sonuçları değerlendirilmesi yapılmıştır. Materyallerin özelliklerinin test edildiği birçok çalışmada, American Dental Association Council of Dental Materyals, Instruments and Equipment (ANSI/ADA), Deutsches Institut für Normung (DIN), International Organization for Standardization (ISO), ve Fédération Dentaire Internationale (FDI) gibi uluslararası standartlar rehber olarak kullanılmaktadır [112, 113].

Günümüzde ise tek eksenli üç nokta bükülme testi, uygulama kolaylığı ve tekrarlanabilirliği nedeni ile rezin materyaller için ISO tarafından standart test olarak kabul edilmiştir [114, 115]. Bu nedenle çalışmamızda tek eksenli üç nokta bükülme dayanımı testi uygulanmıştır. ISO 4049 standardına göre tek eksenli bükülme dayanımı testi için, 25 x 2 x 2 mm boyutlarında bar şeklinde örnekler hazırlanmıştır [116].

Nejatidanesh ve diğerleri [117], 7 farklı geçici restorasyon materyali kıyasladıkları çalışmalarında, bis-akrilik geçici materyallerin metilmetakrilat rezinlerden daha yüksek bükülme dayanımı gösterdiklerini belirtmişlerdir.

Haselton ve diğ erleri [25], 8 adet bis-akrilik ve 5 adet metil metakrilik içerikli geçici restorasyon materyallerinin bükülme dayanımı inceledikleri çalışmalarında, bis-akrilik içerikli materyallerin daha yüksek bükülme dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir. Yapılan bir çok çalışmada da benzer sonuçlara ulaşıldığı bildirmiştir [17, 118, 119]. Araştırmacılar bis-akrilik rezin materyellerinin çapraz bağlantılı monomer zincirine sahip oldukları için bükülme dayanımının yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Karaokutan ve diğ erleri[97], 6 adet geçici restorasyon materyalinin bükülme dayanımına inceledikleri çalışmalarında, ısısal döngü uygulanmamış bis-akrilik içerikli kompozit yapılı materyellerin PMMA içerikli materyaller göre daha yüksek dayanıma sahip olduklarını, CAD/CAM ile kullanılan geçici kron-köprü materyalinin bükülme dayanımının ise diğ er malzemelerden daha yüksek olduğı bildirmişlerdir. Araştırmacılar CAD/CAM ile kullanılan PMMA bloklar yüksek oranda çapraz bağlar içerdiği için ve idealize koşullarda polimerize oldukları için konvansiyonel yöntemle hazırlanan PMMA materyellere göre daha yüksek bükülme dayanımına sahip olduğı sonucuna varmışlardır.

Yao ve diğ erleri [114], 2 adet bis-akril resin ve 2 adet CAD/CAM geçici restorasyon materyallerine üç nokta bükülme testi uygulayarak mekanik özelliklerini incelemişler. Çalışma sonucunda ısısal d lg  uyganmamış 4 deney grubundan bis-akrik içerikli Protemp 4 materyali ortalama değeri 103,13 MPa sonucu gösterirken, PMMA içerikli Telio-CAD materyelinin ortalama değeri 124,10 MPa sonucu göstermiştir. Bu çalışmanın sonucuna göre Telio-CAD materyalinin bükülme dayanımı Protemp 4 materyalin bükülme dayanımına göre istatistiksel olarak daha yüksek gösterdiği bildirilmiştir.

Çalışmamız sonuçlarına göre ısısal döngü uygulanmamış bis-akrilik içerikli ProtempTM4 bükülme dayanımı ortalama değeri 188,911 MPa, PMMA içerikli Telio-CAD materyalinin bükülme dayanımı ortalama değeri 200,937 MPa olarak tespit edilmiştir. Bu değerler Yao ve diğ erlerinin [114], yapığı benzer çalışma sonuçlarına göre yüksek bulunmuştur, bunun örneklerin hazırlanma koşullarındaki farklılıktan kaynaklandığı düşünülmektedir. CAD/CAM de şekillendirilen Telio-CAD materyali ile bis-akril içerikli Protemp4 materyali arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Bunun nedeni olarak, bis-akril içerikli materyalin çapraz bağlantılı monomere sahip olması, CAD/CAM de şekillendirilen

PMMA içerikli blokların da yüksek oranda çapraz bağlantı içermesi ve endüstriyel ortamada polimerize olması düşünülmektedir.

Yao ve diğerleri [114], çalışmalarında PMMA içerikli Telio-CAD en yüksek bükülme dayanımı göstermiştir. Burduroğlu [120], çalışmasında ise bis-akril içerikli Protemp 4 materyalinin bükülme dayanımı PMMA içerikli Telio-CAD materyalinden daha yüksek değerde olduğunu sonucunu bildirmiştir. Her iki araştırma sonuçlarından farklı olarak, çalışmamızın bulgularına göre ısısal döngü uygulanmamış gruplar arasında bükülme dayanımı değerleri istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemiştir.

Nejatidanesh ve diğerleri [117], 2500 döngü 5°C-55°C aralık ısısal döngüye tabi tutulan bis-akrilik, PMMA, PEMA içerikli 7 farklı geçici materyali kıyasladıkları çalışmalarında, bis-akrilik içerikli geçici restorasyon materyalin gruplar arasında en yüksek bükülme dayanımına sahip olduğunu gösterilmişlerdir.

Kerby ve diğerleri [115], bis-akril ve üretan dimetakrilat geçici restorasyon materyalinin bükülme dayanımını karşılaştırdıkları çalışmalarında, örnekleri 1 ve 24 saat boyunca distile suda ve susuz ortamda beklettikten sonra üç nokta bükülme dayanımı testi uygulamışlardır. 24 saat suda bekletilen örneklerin bükülme dayanımı 1 saat'lik gruptan belirgin derecede yüksek olduğu bulunmuştur.

Thompson ve diğerleri [121], bir adet otopolimerizan PMMA içerikler ve iki adet bis-akril içerikli geçici restorasyon materyalini farklı bekletme süreleri ve ortamlarında karşılaştırmışlardır. Materyallerin ısısal döngü ile yaşlandırma sonucunda, bükülme dayanımının azaldığı sonucuna varmışlardır.

6 adet geçici restorasyon materyalinin ağız içi sıcaklığı değişik derecelerine (5-55°C) maruz kaldıklarında bükülme dayanımının azaldığını gösteren bir çalışmada geçici kron-köprü materyalleri 24 saat 37°C sıcak suda bekletilmiş ve 6 aylık klinik döneme denk gelecek şekilde uzun dönem ısısal döngüye maruz bırakılmıştır (TC,5000x, 5-55°C). Çalışma sonucunda bis-akrilik içerikli kompozit yapılı materyeller PMMA yapılı malzemelere göre daha yüksek dayanıma sahipken, yalnız CAD/CAM ile freze olan geçici kron-köprü

materyalinin bükülme dayanımının diğer malzemelerden daha yüksek olduğu bulunmuştur [97].

Yao ve diğerleri [114], çalışmalarında 2 adet bis-akril rezin ve 2 adet CAD/CAM bloğunu ısısal döngü (5°C-55°C) işlemi uygulanmışlardır. ısısal döngü öncesinde PMMA içerikli Telio-CAD materyelinin bükülme dayanımı ortalama değeri 124,10 MPa' iken, ısısal döngü işlemi sonrası bu değer 95.39 MPa olarak bulunmuştur. Bis-akril içerikli Protemp4 materyelinin bükülme dayanımı ortalama değeri 103,13 MPa iken, ısısal döngü işlemi sonrası ortalama değer 92.97 MPa tespit edilmiştir. Çalışmamızda ise ısısal döngü öncesinde PMMA içerikli Telio-CAD materyelinin bükülme dayanımı ortalama değeri 200,937 MPa iken, ısısal döngü işlemi sonrası ortalama değer 199,153 MPa bulunmuştur. Bis-akril içerikli Protemp4 materyelinin bükülme dayanımı ortalama değeri 188,911 MPa iken, ısısal döngü işlemi sonrası 191,924 MPa ortalama değeri göstermiştir.

Yao ve diğerleri [114], çalışmalarından ısısal döngü öncesinde Telio-CAD materyalinin istatistiksel olarak daha yüksek bükülme dayanımı değerleri gösterdiğini, ısısal döngü uygulaması sonrası ise istatistiksel fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Ancak örnekler kıyaslandığında ısısal döngü sonrasında bükülme dayanımı değerlerinin düştüğü tespit etmişlerdir. Çalışmamızda ısısal döngü uygulanmış ve uygulanmamış bis-akrilik içerikli ProtempTM4 ve PMMA içerikli CAD/CAM bloklarının bükülme dayanımı karşılaştırılmış ve istatistiksel olarak önemli bir farklılık bulunmamıştır. Bu sonuç Yao ve diğerlerinin [114], çalışma sonuçlarıyla aynı paralelliktedir. Ayrıca materyeller ve ısısal döngü uygulanması işlemleri açısından ikili karşılaştırmada anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmiştir. Çalışmamızda incelediğimiz her iki geçici restorasyon materyali ısısal döngü işleminden çok fazla etkilenmediği belirlenmiştir.

Oral kavitesinde materyallerin su emilimi ve suda çözünürlüğü klinik olarak önemlidir. Su emilimi ve suda çözünürlük materyallerin fiziksel ve kimyasal yapısının bozulmasında önemli bir rol oynar. Su emilimi ve suda çözünürlük hidrolitik bozulma ve ayrılmalara neden olur. Bu durum ise restoratif materyalin aşınma direncini ve mekanik özelliklerini azaltmaktadır. Su emilimi ve suda çözünürlük sonucu materyalin renk stabilitesi bozulmakta ve hijyenik özellikleri kaybolmaktadır [122–124]. Geçici restorasyon

materyallerinin su Emilimi ve suda çözünürlüğün incelendiği çalışmalarda örnekler farklı boyutlardadır. Bu çalışmada, Yıkılğan ve diğerlerinin [125], çalışmasına benzer şekilde tüm örnekler 10 mm çapında, 2 mm kalınlığında hazırlanmıştır. Su Emilimi ve suda çözünürlük için örnekleri benzer çalışmalardaki gibi suda 1 gün ve 7 gün bekletilmiştir [77, 125, 126].

Oysaed ve diğerleri [127], yaptıkları çalışmada kompozit materyalinin su Emilimi ve çözünürlük özelliklerini incelemiş ve doldurucu oranı arttıkça su Emilimi ve çözünürlük değerlerinin azaldığını, doldurucu yüzey alanının geniş olması ve materyalde hava boşluklarının bulunmasının ise su Emilimini ve suda çözünürlüğü arttırdığını bildirmişlerdir.

Pearson ve diğerleri [128], normal polimerizasyon koşulları altında urethan disakrilat esaslı materyallerin Bis-GAM esaslı materyallere göre daha az su Emilimi ve suda çözünürlük gösterdiğini belirtmişlerdir. Yapılan birçok çalışmada benzer sonuçlar elde edilmiştir [122, 125, 129].

Yıkılğan ve diğerleri [125], kompozit rezinlerin su Emilimi ve suda çözünürlüklerini karşılaştırdıkları çalışmada, bis-akril içerikli kompozit rezinlerin su Emilimi ve suda çözünürlükleri daha düşük olduğunu belirtmişlerdir.

Kompozitlerdeki su Emilimi rezindeki hidrofilik gruplar nedeniyle olduğu ve her bir kompozit için değişen su Emilimi derecesi rezinin yapısına bağlı olduğu bildirilmektedir. Genellikle düşük doldurucu yüksek rezin içeren materyallerin su Emilimi ve suda çözünürlüğün daha yüksek olduğu belirtilmektedir [122].

Liebermann ve diğerleri [130], Telio-CAD ve Protemp 4 materyallerinde içinde olduğu farklı geçici restorasyon materyallerinin su Emilimi ve suda çözünürlüğü inceledikleri çalışmalarında, örnekleri su ve farklı solüsyonlarda bekletilmişlerdir. Bis-akril içerikli Protemp 4 su Emilimi ve su çözünürlüğü yüksek olduğu sonucunu elde etmişlerdir. Sonuç olarak su Emilimi ve suda çözünürlük genel olarak yüksek rezin matriks ve düşük doldurucu oranı ile genel olarak arttığı konsepti ile aynı yöndedir. Bu çalışmada da görüldüğü gibi endüstriyel olarak üretilen CAD/CAM materyallerde daha düşük porözite riski ve daha yüksek katı mekanik özellik göstermektedir.

Çalışmamızda su emilimi ve suda çözünürlük değeri PMMA içerikli Telio-CAD ve bis-akril içerikli Protemp 4 materyali kullanılmıştır. PMMA içerikli Telio-CAD materyalleri su emilimi ortalama değeri 0,008 mg iken, bis-akril içerikli Protemp 4 materyalinin ortalama değeri 0,005mg'dir. Sonuç olarak iki grup arasındaki en yüksek su emilimi değeri Telio-CAD materyalinde bulunmuştur. Suda çözünürlük sonuçlarına göre ise, Telio-CAD materyalinin ortalama değeri -0,005 mg, Protemp 4 için bu değer -0,003 mg bulunmuştur. Yine aynı şekilde Telio-CAD materyali suda çözünürlüğü Protemp4 materyaline göre daha yüksek sonuç göstermiştir. Liebermann ve diğerleri [130], çalışmalarında su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin Protemp 4 materyalinde Telio-CAD materyaline göre daha yüksek bulduklarını bildirmişlerdir. Bu sonuç çalışmamız sonuçlarıyla uyuşmamaktadır. Bu konuyla ilgili daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Bu konuda yapılan çalışmalar daha çok bis-akril içerikli kompozit rezinlerle ilgilidir. Bunların su emilimi ve suda çözünürlüklerinin düşük olmasının içerisinde bis-GMA nedeni ile olduğu bildirilmektedir. Bu çalışmamız sonuçlarını desteklemektedir [128].

Yapılan birçok çalışmada su emilimi ve suda çözünürlüğün bekletme süresi ile orantılı değiştiği bildirilmektedir. Geçici restorasyon materyalinin hangi solüsyonda bekletildiğinin değil materyal ve bekletilme süresine bağlı olduğunu belirtilmektedir [129, 131–133].

Yikilgan ve diğerleri [125], kompozit rezinlerin su emilimi ve suda çözünürlüklerinin inceledikleri çalışmada, örnekler suda bekletilmiş ve ölçümler 1.gün,7.gün yapılmıştır. Materyaller içinde su emilimin ve suda çözünürlük, solüsyonda bekletme süresi ile aynı paralellikte arttığını bildirmişlerdir.

Liebermann ve diğerleri [130], içerisinde Telio-CAD ve Protemp 4 materyalinin de olduğu geçici restorasyon materyallerinin su emilimine ve suda çözünürlük inceledikleri çalışmada, örnekler suda ve farklı solüsyonlarda bekletilmiştir. Ölçümler 1.gün, 7.gün, 14.gün, 28.gün, 90.gün ve 180.gün yapılmış, iki materyal için de en yüksek su emiliminin ve suda çözünürlük solüsyonda bekleme süresi ile orantılı olarak arttığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızda Telio-CAD ve Protemp 4 materyallerinin ölçüm zamanları incelendiğinde su emilimi ve suda çözünürlük değerleri istatistiksel açıdan farklılık göstermiştir. Su emilimi

değerlerinin ölçüm zamanları ile ikili karşılaştırıldığında; 1.gün ortalama su emilimi değeri 0,006 mg iken, 7.gün ait ortalama değer 0,007 mg'dır. Suda çözünürlük değerlerinin ölçüm zamanları ile ikili karşılaştırıldığında; 1. gün ortalama suda çözünürlük değeri -0,002 mg iken, 7.gün ait ortalama değer -0,006 mg'dır. Sonuc olarak 7. gün su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin 1. gün değerlerinden istatistiksel olarak daha yüksek olduğu bulunmuştur. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar, önceki araştırmalara benzerlik gösterir niteliktedir [125, 128, 130].

Geçici restorasyon materyallerinin elastiklik, kırılma dayanıklılığı, bükülme dayanıklılığı, esneklik, sertlik, kırılma dayanıklılık karşı direnç gösterme gibi yeterli mekanik özellikler göstermesinin yanı sıra biyolojik ve estetik özellikleri de karşılaması gerekmektedir [50, 134]. Ön bölgede kullanılan geçici restorasyon materyalleri, uygulanan implant tedavisindeki yumuşak doku şekillendirilmesi ve renk gibi estetik özelliklerinin değerlendirilmesi açısından çok önemlidir [4, 36, 135, 81]. Geçici restorasyon materyalleri olarak kullanılır rezinler su emilimi göstererek renk değişikliğine uğrarlar.

Geçici restorasyonların uzun süreli kullanımında renk değişimleri estetik olarak önemli sorun yaratabilir. Bu nedenle çalışmamızda uzun süreli kullanımı ön görülen PMMA içerikli Telio-CAD ve bis-akril içerikli Protemp 4 materyallerinin renk stabilite değerlendirmeleri yapılmıştır. Geçici restorasyon materyallerinin renk stabilitesinin incelendiği çalışmalarda benzer şekilde tüm örnekler 10 mm çapında, 2 mm kalınlığında hazırlanmıştır [134, 136–139]. Günlük yaşantıda bir çok içecek kompozisyon ve içeriğine bağlı olarak kullanılan geçici restorasyon materyallerinde renklendirmeye neden olmaktadır. Yapılan bir çok çalışmada kahve ve kola renklendirici solüsyon olarak tercih edilmiştir [5, 96, 134, 139, 140]. Çalışmamızda renklendirme solüsyonu olarak kahve, kola ve su kullanılmıştır.

Yannikakis ve diğerleri [36], PMMA içerikli, Bis-akril içerikli ve ışıkla sertleşen kompozit içerikli geçici restorasyon materyallerinin renk stabilitesini değerlendirdikleri çalışmada bis-akril içerikli geçici restorasyon materyallerinin kabul edilmez bir renk değişimi gösterdiğini belirtmişlerdir.

Haselton ve diğerkleri [4], metilmetakrilatlar ve bis-akril içerikli 12 adet geçici restorasyon materyallerinin renk stabilitesini araştırmış, metilmetakrilatlar gözle görülür renk değişimi gösterdiği bildirilmiştir.

Doray ve diğerkleri [136], içerisinde 4 akrilik rezin ve 7 kompozit rezin, toplamda 11 adet geçici restorasyon materyallerinin renk stabilitesini değerlendirdikleri çalışmada, yaşladırma yapmada önce ve sonra renk değişim (ΔE) değerini ölçülmüştür. Sonuç olarak renk değişim değerinin kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir.

Sham ve diğerkleri [135], bis-akril ve metilmetakrilat içerikli geçici restorasyon materyallerinin renk stabilitesini değerlendirdikleri çalışmada, bis-akril içerikli materyallerin metilmetakrilat içerikli materyallere göre daha düşük renk değişimi gösterdiği sonucunu elde etmişlerdir.

Gujjari ve diğerkleri [96], geleneksel yöntemle elde edilen PMMA ve Bis-akril içerikli geçici restorasyon materyallerinin karşılaştırdıkları çalışmada, bis-akril içerikli geçici restorasyon materyalinin PMMA içerikli geçici restorasyon materyalinden daha düşük renk değişim değeri gösterildiği belirtilmiştir.

Bankoğlu-Güngör ve diğerkleri[134], çalışmalarında PMMA içerikli otopolimerize, işikla polimerize olan ve CAD/CAM de hazırlanan geçici restorasyon materyallerinin renk stabilitesi incelemişler. Sonuç olarak endüstriyel şartlarda polimerizasyonu yapılmış PMMA esaslı Telio-CAD materyalinde kabul edilebilir miktarda renk değişimi gösterdiği bildirilmiştir.

Stawarczyk ve diğerkleri [141], ilerinde PMMA bloklar da olan çeşitli CAD/CAM bloklarını ve bis-akril içerikli otopolimerizan rezinlerin bulunduğu çalışmada bis-akril içerikli rezinlerin PMMA içerikli CAD/CAM bloklarına göre renk değişim (ΔE) değerinin daha yüksek olduğu belirtmişlerdir.

Burduroğlu [120], farklı içerikli 6 adet geçici restorasyon materyallerinin renk stabilitesi değerleri incelediği çalışmasında, bis-akril içerikli Protemp materyalinin renk değişim değerlerinin PMMA içerikli Telio-CAD materyalininden daha yüksek olduğunu bildirmiştir.

Çalışmamızda diğer çalışmalara benzer olarak, ısısal döngü uygulanmamış bis-akril içerikli Protemp4 ve PMMA içeirkli Telio-CAD materyalinin renk stabilitesi incelenmiştir. Protemp4 materyalinin ortalama renk değişim değeri 8.07, PMMA içerikli Telio-CAD materyalin ise ortalama renk değişim değeri 1,94 olarak bulunmuştur. Protemp 4 materyalinin ortalama renk değişim değeri Telio-CAD materyalinden anlamlı olarak yüksek olduğu istatistiksel olarak belirlenmiştir. Yapılan bir çok araştırmada da bulgularımızla aynı paralellikte sonuçlar gösterilmiştir [120, 141]. PMMA içerikli CAD/CAM blokların renk stabilitelerinin daha iyi olması, bunların polimerizasyonlarının ideal üretim şartlarında yapılması nedeniyle olabileceği ve bunların geleneksel yöntemle polimerize PMMA geçici restorasyon materyallerine göre üstün mekanik özellikler ve uyum gösterdiği şeklinde yorumlanabileceğini araştırmalarda bildirmişlerdir [142, 143]. Çalışmamız sonuçları da bu görüşleri destekler niteliktedir. Tamamlanmamış polimerizasyon, materyalin su emiliminin yüksek olması ve yüzey pürüzlülüğünün iyi olmaması geçici restorasyonlarda renk değişimine neden olabileceği bildirilmektedir [15, 50, 135].

Çalışmamızda ısısal döngü uygulanmamış örneklerin ortalama renk değişim değeri 5,89 iken, ısısal döngü uygulanmış örneklerin ortalama renk değişim değeri 4,11 olarak belirlenmiştir. Isısal döngü uygulanmamış ve ısısal döngü uygulanmış örneklerin ortalama renk değişim değerleri arasında istatistiksel anlamda farklılık bulunmamıştır. Isısal döngü işlemi sonrası ortalama değerlerde azalma gözlenmiştir.

Rutkunas ve diğerleri [144], kırmızı şarap ve kahvenin geçici materyallerde önemli miktarda renk değişimine sebep olduğu bildirilmiştir.

Guler ve diğerleri [140], çalışmalarında 9 farklı renklendirme solüsyonu olarak su, şekerli ve şekerli kahve, şekerli ve şekerli çay, kola, vişne suyu ve şarap kullanmışlardır. Kahvenin ve çayın renklendirme özelliğinin benzer olduğunu bildirmişlerdir.

Köroglu ve diğerleri [139], çalışmalarında renklendirme solüsyonu olarak su ve kahve kullandıkları çalışmada, kahvenin renklendirme özelliğinin yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Bankoğlu-Güngör ve diğerleri [134], çalışmalarında renklendirme solüsyonu olarak şarap, kahve, kola, meyve suyu ve su kullanmışlar. En fazla renk değişiminin değerinin kahve ile olduğu, daha sonrasında sarap ve çayın onu takip ettiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda renklendirme solüsyonu olarak su, kahve ve kola kullanılmıştır. Renk değişim (ΔE) değerleri açısından renklendirme solüsyonları karşılaştırıldığında solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Su solüsyonunun sıra ortalaması 227,83; kahve solüsyonunun sıra ortalaması 282,77; kola solüsyonunun sıra ortalaması ise 210,89 olarak belirlenmiştir. Renklendirme solüsyonlarında bekletilen örneklerin renk değişimleri değerlendirilmiştir ve en fazla renk değişimine kahve solüsyonunun neden olduğu belirlenmiştir. Su ve kola solüsyonları ikili karşılaştırıldığında renk değişiminde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Diğer çalışmalara benzer olarak kahve solüsyonun renklendirme özelliğinin su ve koladan daha yüksek olduğu görülmüştür [4, 5, 96, 135, 141, 145]. Yapılan çalışmalarda belirtildiği üzere, kahve solüsyonu dental rezinler üzerinde etkili bir renklendirici ajan olarak bilinmektedir [4, 135]. Kahve solüsyonun renklendirici özelliğinin yapısındaki renklendirici partiküllerin hem yüzeyde tutunarak, hem de pigmentlerinin organik matrikse absorpsiyonu ile renklenmeye neden olduğunu bildirilmiştir [140]. Kolanın düşük pH değerinin rezin esaslı materyalin yüzey bütünlüğünü bozmasına rağmen kahve ve çayın içerdiği sarı renklendiricileri içermediği için yüksek miktarda renk değişimi yaratmadığını çalışmalarda gösterilektedir [5]. Çalışmamız bulguları da bu bilgileri desteklemektedir.

Stawarczyk ve diğerleri [141], 5 adet CAD/CAM rezin blokları ve 4 adet otopolimerizan rezinlerin olduğu geçici restorasyon materyallerini renk stabilitesini değerlendirdikleri çalışmalarında, örneklerin 1.gün, 7.gün, 29.gün, 90.gün ve 180.gün süre ile renk değişim ölçümleri yapılmıştır. En yüksek renk değişim değeri 180.gün sonunda bildirilmiştir. Renklendirme solüsyonunda bekletildiği süre arttıkça daha yüksek renk değişim değeri elde edildiği bildirilmiştir.

Haselton ve diğerleri [4], 3 adet PMMA ve 8 adet bis-akril içeikli geçici rezinlerin renk stabilitesini değerlendirdikleri çalışmada, 1.hafta, 2.hafta ve 4.haftada renk ölçümleri yapılmış ve en yüksek renk değişimin değerinin 4.haftaya ait olduğunu bildirmişlerdir.

Bayindir ve diğerleri [5], 3 adet bis-akril içeikli ve 1 adet PMMA içeikli geçici restorasyon materyallerinin renk stabilitesi değerlendirdikleri çalışmada, 1.gün, 1.hafta ve 1.ay renk ölçümlerini yapmışlar ve her ölçüm günü için belirgin derecede artan renk değişimi olduğunu belirlemişlerdir.

Bu çalışmalar gibi bir çok çalışmada, benzer olarak geçici restorasyon materyallerin renklendirici solüsyonda bekleme süresi arttıkça, renk değişim değerin de arttığını bildirilmiştir [36, 96, 137].

Çalışmamızda renk stabilitesi ölçümü için 5.gün, 10.gün, 15.gün, 20.gün değerler alınmış, 5.gün sonuçlarının 10.gün, 15.gün, 20.gün ölçüm zamanlarında elde edilen sonuçlardan belirgin olarak düşük olduğu istatistiksel olarak belirlenmiştir. Renklendirme solüsyonlarda bekletildiği süre arttıkça, renk değişim değerlerinin arttığı görülmektedir. Bununla birlikte 20. gün, 15. gün ve 10. gün ölçüm zamanları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir. Diğer çalışma sonuçlarında da belirtildiği gibi, renklendirme solüsyonlarında bekletildikçe, su emilim ve suda çözünürlüğün arttığı ve fiziksel özelliklerinin değişebileceği öngörülmüştür [5, 144].

Çalışmamızda materyalleri ayrı ayrı çoklu istatistiksel karşılaştırma sonuçları incelendiğinde, Protemp 4 materyali 5.güne ait ölçüm verileri ile renklendirme solüsyonları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir Buna göre Protemp4 en çok renk değişimi kahve solüsyonunda olduğu belirlenmiştir. Telio-CAD materyalin 5. gün ait ölçüm verileri karşılaştırıldığında ise, renklendirme solüsyonları arasında istatistiksel olarak farklılık bulunmamıştır.

Çalışmamızın sınırları dahilinde PMMA içeikli Telio-CAD ve bis-akril içeikli Protemp TM4 materyallerin mekanik özellikleri açısından benzer, fiziksel özellikleri açısından farklılık gösterdiği gözlenmiştir.

Teknolojideki gelişmelere bağlı olarak farklı yöntemlerle elde edilen, değişik içerikli geçici kron-köprü materyallerinin, mekanik ve fiziksel özelliklerinin değerlendirildiği daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

.



6. SONUÇ

Bis-akril içerikli ProtempTM4 ve PMMA içerikli Telio-CAD materyalinin bükülme dayanımı, su emilimi, suda çözünürlük ve renk stabilitesi açısından değerlendirildiği bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Isısal döngü uygulanmış ve ısısal döngü uygulanmamış her iki geçici restorasyon materyalinin bükülme dayanımı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir
2. Telio-CAD materyali ProtempTM4 materyaline göre istatistiksel olarak daha yüksek su emilimi ve suda çözünürlük değerleri göstermiştir.
3. ProtempTM4 materyali Telio-CAD materyaline göre istatistiksel olarak daha yüksek renk değişimi göstermiştir.
4. Isısal döngü uygulanmış ve ısısal döngü uygulanmamış geçici restorasyon materyalleri arasında renk değişimi sonuçları açısından istatistiksel bir farklılık bulunmamıştır.
5. İki geçici restorasyon materyalinde de renklendirme solüsyonları arasında kahve istatistiksel olarak belirgin renk değişimine neden olmuştur. İstatistiksel olarak 20.gün renk değişim değerlerinin 5.güne göre daha yüksek olduğu görülmüştür.



KAYNAKLAR

1. Shillingburg, H. T., Hobo, S., D. Whitsett, L., Jacobi, R., and E. Brackett, S. (2010). *Sabit Protezlerin Temelleri*. (Ünsal. K. M ve Ü. Aslıhan, Eds.) (3ed ed.). İstanbul: Quintessence yayıncılık.
2. Fox, C. W., Abrams, B. L., and Doukoudakis, A. (1984). Provisional restorations for altered occlusions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 52(4), 567–572.
3. Burns, D. R., Beck, D. A., and Nelson, S. K. (2003). 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(5), 474–497.
4. Haselton, D. R., Diaz-Arnold, A. M., and Dawson, D. V. (2005). Color stability of provisional crown and fixed partial denture resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93(1), 70–5.
5. Bayindir, F., Kürklü, D., ve Yanikoğlu, N. D. (2012). The effect of staining solutions on the color stability of provisional prosthodontic materials. *Journal of Dentistry*, 40, e41–e46.
6. Goldberg, a J., and Burstone, C. J. (1992). The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 8(May), 197–202.
7. Hamza, T. A., Rosenstiel, S. F., Elhosary, M. M., and Ibraheem, R. M. (2004). The effect of fiber reinforcement on the fracture toughness and flexural strength of provisional restorative resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(3), 258–264.
8. Knobloch, L. A., Kerby, R. E., Pulido, T., and Johnston, W. M. (2011). Relative fracture toughness of bis-acryl interim resin materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 106(2), 118–25.
9. Alt, V., Hannig, M., Wöstmann, B., and Balkenhol, M. (2011). Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 27(4), 339–47.
10. The glossary of prosthodontic terms. (2005). *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(1), 10–92.
11. Kaiser, D.A, and Cavazos, E. (1985). Temporization techniques in fixed prosthodontics. *Dental clinics of North America*, 29(2), 403–412.
12. Luthardt RG, Stossel M, and Hinz M, V. R. (2000). Clinical performance and periodontal outcome of temporary crowns and fixed partial dentures:A randomized clinical trial. *Journal of Dentistry*, 83(1), 32–39.

13. RA, Lowe. (1987). The art and science of provisionalization. *Int.J perodontics Restorative Dent*, 7(3), 64–73.
14. Zinner ID, and Trachtenberg DI, (1989). Provisional restorations in fixed partial prosthodontics. *Dental clinics of North America*, 33(3), 355–377.
15. Baldissara P, Comin G, Martone F, and S. R. (1998). Comparative study of the marginal microleakage of six cements in fixed provisional crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(4), 417–422.
16. Anderson, J.N. (1990). *Applied dental materials*. (7th ed.). Oxford, England: Blackwell Scientific Publications.
17. Osman, Y. I., and Owen, C. P. (1993). Flexural strength of provisional restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 70(1), 94–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8366461>
18. Gegauff AG, H. J. (2001). *Provisional Restorations*. In Rudolph P. ed *Contemporary Fixed Prosthodontics*. (3 rd.). Saint Louis: Mosby.
19. Federick, D. R. (1975). The provisional fixed partial denture. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 34(5), 520–526.
20. Zaimoglu, A., ve Can, G. (2004). *Sabit Protezler*. (A. Zaimoglu & G. Can, Eds.) (24th ed.). Ankara: Ankara Üniversitesi Basım Evi.
21. Christensen, G. J. (2003). The fastest and best provisional restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 134(5), 637–639.
22. Larson, W. R., Dixon, D. L., Aquilino, S. A., and Clancy, J. M. S. (1991). The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 66(6), 816–820.
23. Ireland, M. F., Dixon, D. L., Breeding, L. C., and Ramp, M. H. (1998). In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(2), 158–162.
24. Güth, J.-F., Zuch, T., Zwing, S., Engels, J., Stimmelmayer, M., and Edelhoff, D. (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials Journal*, 32(6), 865–871.
25. Haselton, D. R., Diaz-Arnold, A. M., and Vargas, M. (2002). Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(2), 225–228.
26. Schreiber, C. K. (1971). Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibres. *British dental journal*, 130(1), 29–30.
27. Schreiber, C. K. (1974). The clinical application of carbon fibre/polymer denture bases. *British Dental Journal*, 137(1), 21–22.

28. DeBoer, J., Vermilyea, S. G., and Brady, R. E. (1984). The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 51(1), 119–121.
29. Ladizesky, N. H., Ho, C. F., and Chow, T. W. (1992). Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(6), 934–939.
30. Vallittu, P. K., Ruyter, I. E., and Ekstrand, K. (1998). Effect of water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont*, 11(4), 340–350.
31. Edelhoff, D., Beuer, F., Schweiger, J., Brix, O., Stimmelmayer, M., and Güth, J.-F. (2012). CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: A case report. *Quintessence International*, 43(6), 457–467.
32. Stawarczyk, B., Özcan, M., Trottman, A., Schmutz, F., Roos, M., and Hämmerle, C. (2013). Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(5), 325–332.
33. Stawarczyk, B., Ender, A., Trottman, A., Özcan, M., Fischer, J., and Hämmerle, C. H. F. (2012). Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: Effect of aging regimens. *Clinical Oral Investigations*, 16(6), 1669–1677.
34. Wimmer, T., Ender, A., Roos, M., and Stawarczyk, B. (2013). Fracture load of milled polymeric fixed dental prostheses as a function of connector cross-sectional areas. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(4), 288–295.
35. Rosenstiel, S. F., Land, M. F., and Fujimoto, J. (n.d.). Dental Library-Contemporary Fixed Prosthodontics, 5th Edition - Dental Library-.
36. Yannikakis, S., Zissis, J., Polyzois, G. L., and Caroni, C. (1998). Color stability of provisional resin restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(5), 533–539.
37. Kinsel, R. P. (1986). Fabrication of treatment restorations using acrylic resin denture teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 56(2), 142–145.
38. Yavuzylmaz, H. (2013). *Metal Destekli Estetik Kronlar* (3 Baskı.). Ankara: Gazi Kitabevi.
39. Skurow, H. M., and Nevins, M. (1988). The rationale of the preperiodontal provisional biologic trial restoration. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 8(1), 8–29.
40. Lui, J. L., Setcos, J. C., and Phillips, R. W. (1986). Temporary restorations: a review. *Operative dentistry*, 11(3), 103–10.

41. Vahidi, F. (1987). The provisional restoration. *Dental clinics of North America*.
42. Peyton, F. A. (1975). History of resins in dentistry. *Dental clinics of North America*, 19(2), 211–22. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1090459>
43. Emtiaz, S., and Tarnow, D. P. (1998). Processed acrylic resin provisional restoration with lingual cast metal framework. *The Journal of prosthetic dentistry*, 79(4), 484–8.
44. Crispin, B. J., Watson, J. F., and Caputo, A. A. (1980). The marginal accuracy of treatment restorations: a comparative analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 44(3), 283–90.
45. LaVecchia, L., Belott, R., DeBellis, L., and Naylor, W. P. (1980). A transitional anterior fixed prosthesis using composite resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 44(3), 264–6.
46. Lloyd, C. H., Scrimgeour, S. N., Brown, D., Clarke, R. L., Curtis, R. V, Hatton, P. V, and Wood, D. (1997). Dental materials: 1995 literature review. *Journal of dentistry*, 25(3-4),
47. Peutzfeldt, A., (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*, 105(2), 97–116.
48. Sakaguchi, R. L., and Powers, J. M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials*. Elsevier Health Sciences.
49. Whitters, C. J., Strang, R., Brown, D., Clarke, R. L., Curtis, R. V., Hatton, P. V., and Wood, D. (1999). Dental materials: 1997 literature review. *Journal of Dentistry*.
50. Anusavice, K. J., Shen, C., and Rawls, H. R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier Health Sciences.
51. Sakaguchi, R. L., and Powers, J. M. (2012). Acknowledgments. *Craig's Restorative Dental Materials*, xi.
52. RS., K. (1975). Temporary resin crowns and bridges. *Dental clinics of North America*, 19(2), 313–320.
53. Lui, J. L. (1979). Hypersensitivity to a temporary crown and bridge material. *Journal of Dentistry*, 7(1), 22–24.
54. Plant, C. G., Jones, D. W., and Darvell, B. W. (1974). The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *British Dental Journal*, 137(6), 233–238.
55. Wang, R. L., Moore, B. K., Goodacre, C. J., Swartz, M. L., and Andres, C. J. A comparison of resins for fabricating provisional fixed restorations. *The International journal of prosthodontics*, 2(2), 173–84.

56. Dahl, B. L., Tronstad, L., and Spångberg, L. (1974). Biological tests of a temporary crown and bridge material. *Journal of oral rehabilitation*, 1(3), 299–309.
57. Passon Craig, and Goldfogel Marvin. (n.d.). A direct technique for the fabrication of a visible light-curing resin prov: Retrieved March 16, 2016, from <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer>
58. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., and Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 28(1), 44–56.
59. Beuer, F., Schweiger, J., and Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204(9), 505–511.
60. Beuer, F., Schweiger, J., and Edelhoff, D. (2010). CAD / CAM in Dentistry : New Materials and Technologies. *Dentistry India*, 2(4).
61. Davidowitz, G., and Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental clinics of North America*, 55(3), 559–70, ix.
62. Aeran, H., Kumar, V., Seth, J., and Sharma, A. (2014). Computer Aided Designing-Computer Aided Milling in Prosthodontics : A Promising Technology for Future. *IJSS Case Reports & Reviews* /, 1(1), 23–27.
63. Duret, F., and Preston, J. D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*, 1(2), 150–4.
64. Duret, F., Blouin, J.-L., and Duret, B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 117(6), 715–720.
65. Williams, R. J., Bibb, R., Eggbeer, D., and Collis, J. (2006). Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(2), 96–99.
66. Sim C, I. R. (1993). Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. *Int J Prosthodont.*, 6, 36–42.
67. Mörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association* (1939), 137 Suppl(September), 7S–13S.
68. Fasbinder, D. J. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *Journal of the American Dental Association* (1939), 137 Suppl(September), 22S–31S.
69. Sakaguchi, R. L. (2012). General Classes of Biomaterials. *Craig's restorative dental materials*, 400.
70. Freedman, M., Quinn, F., and O'Sullivan, M. (2007). Single unit CAD/CAM restorations: a literature review.: *Journal of the Irish Dental Association*.

71. Zaimoglu, A., Can, G., Ersoy, E. A., ve Aksu, L. (2009). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi* (1993rd ed.). Ankara: Ankara Üniversitesi Basım Evi.
72. Karacear, Ö., Derendeliler Yaman, S., ve Gül Değim, Z. (2001). Kompozit Rezin Materyallerin Su Emilim ve Çözünürlüğü. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 11(3), 7–10.
73. Ferracane, J. L. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 22(3), 211–22.
74. Mortier, E., Jager, S., and Alain, D. (2013). Influence of Filler Amount on Water Sorption and Solubility of Three Experimental Flowable Composite Resins, 7(1), 35–48.
75. Yap, A., & Lee, C. M. (1997). Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. *Journal of Oral Rehabilitation*, 24(4), 310.
76. Karacaer, O., Darendeliler Yaman, S., ve Degim, Gul, Z. (2001). Poliasit-modifiye kompozit rezinlerin (Compomer) su emilimi ve çözünürlüğü. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, (5), 24–27.
77. Cekic-Nagas, I., and Ergun, G. (2011). Effect of different light curing methods on mechanical and physical properties of resin-cements polymerized through ceramic discs. *Journal of Applied Oral Science*, 19(4), 403–412.
78. Tam, W. K., and Lee, H. J. (2012). Dental shade matching using a digital camera. *Journal of dentistry*, 40 Suppl 2, e3–10.
79. Mayekar, S. M. (2001). Shades of a color. Illusion or reality? *Dental clinics of North America*, 45(1), 155–72, vii.
80. Chu, S. J., Trushkowsky, R. D., and Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry*, 38 Suppl 2, e2–16.
81. Swift, E. J., and Paravina, R. D. (2012). Color and esthetics for a lifetime. *Journal of dentistry*, 40 Suppl 2, e1–2.
82. Chu, S. J. (2007). Clinical steps to predictable color management in aesthetic restorative dentistry. *Dental clinics of North America*, 51(2), 473–85, x.
83. Joiner, A., Hopkinson, I., Deng, Y., and Westland, S. (2008). A review of tooth colour and whiteness. *Journal of Dentistry*, 36(SUPPL. 1), 2–7.
84. Lee, Y. K., Yu, B., Lee, S. H., Cho, M. S., Lee, C. Y., and Lim, H. N. (2010). Shade compatibility of esthetic restorative materials - A review. *Dental Materials*, 26(12), 1119–1126.

85. Koczorowski, R., Linkowska-Swidzińska, K., Gedrange, T., and Swidziński, T. (2009). Analysis of colour stability of selected provisional prosthetic materials: an in vitro study. *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering*, 54(4), 205–10.
86. Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., and Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of materials science. Materials in medicine*, 18(1), 155–63.
87. Da Silva, J. D., Park, S. E., Weber, H.-P., and Ishikawa-Nagai, S. (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of prosthetic dentistry*, 99(5), 361–8.
88. Catalbas, B., Uysal, T., Nur, M., Demir, A., and Gunduz, B. (2010). Effects of thermocycling on the degree of cure of two lingual retainer composites. *Dental materials journal*, 29(1), 41–6.
89. Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., and Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295–308.
90. Pazinato F., Campos B., and Costa L., A. (2003). Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations Efeito do número de ciclos térmicos na microinfiltração de. *Pesqui Odontol Bras*, 17(4), 337–341.
91. Barclay, C. W., Spence, D., and Laird, W. R. E. (2005). Intra-oral temperatures during function. *Journal of oral rehabilitation*, 32(12), 886–94.
92. Ernst, C.-P., Cortain, G., Spohn, M., Rippin, G., and Willershausen, B. (2002). Marginal integrity of different resin-based composites for posterior teeth: an in vitro dye-penetration study on eight resin-composite and compomer-/adhesive combinations with a particular look at the additional use of flow-composites. *Dental Materials*, 18(4), 351–358.
93. Gale, M., and Darvell, B. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89–99.
94. De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P., and Van Meerbeek, B. (2005). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 21(11), 999–1007.
95. Ulker, M., Ozcan, M., Sengün, A., Ozer, F., and Belli, S. (2010). Effect of artificial aging regimens on the performance of self-etching adhesives. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 93(1), 175–84.
96. Gujjari, A. K., Bhatnagar, V. M., and Basavaraju, R. M. (2013). Color stability and flexural strength of poly (methyl methacrylate) and bis-acrylic composite based

- provisional crown and bridge auto-polymerizing resins exposed to beverages and food dye: an in vitro study. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*, 24(2), 172–7.
97. Karaokutan, I., Sayin, G., and Kara, O. (2015). In vitro study of fracture strength of provisional crown materials, 27–31.
 98. Kamble, V. D., Parkhedkar, R. D., and Mowade, T. K. (2012). The effect of different fiber reinforcements on flexural strength of provisional restorative resins: an in-vitro study. *The journal of advanced prosthodontics*, 4(1), 1–6.
 99. Cavalcanti, A. N., Mitsui, F. H. O., Ambrosano, G. M. B., and Marchi, G. M. (2007). Influence of adhesive systems and flowable composite lining on bond strength of class II restorations submitted to thermal and mechanical stresses. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 80(1), 52–8.
 100. Moore, R. J., Watts, J. T. F., Hood, J. A. A., and Burritt, D. J. (1999). Intra-oral temperature variation over 24 hours. *European Journal of Orthodontics*, 21(3), 249–261.
 101. Schmid-Schwap, M., Graf, A., Preinerstorfer, A., Watts, D. C., Piehslinger, E., and Schedle, A. (2011). Microleakage after thermocycling of cemented crowns--a meta-analysis. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 27(9), 855–69.
 102. Amaral, F. L. B., Colucci, V., Palma-Dibb, R. G., and Corona, S. A. M. (2007). Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 19(6), 340–53; discussion 354.
 103. Li, H., Burrow, M. F., and Tyas, M. J. (2002). The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental Materials*, 18(3), 189–196.
 104. Helvatjoglu-Antoniades, M., Koliniotou-Kubia, E., and Dionyssopoulos, P. (2004). The effect of thermal cycling on the bovine dentine shear bond strength of current adhesive systems. *Journal of oral rehabilitation*, 31(9), 911–7.
 105. Ernst, C.-P., Canbek, K., Euler, T., and Willershausen, B. (2004). In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clinical oral investigations*, 8(3), 130–8. doi:10.1007/s00784-004-0267-2
 106. Doerr, C. L., Hilton, T. J., and Hermes, C. B. (1996). Effect of thermocycling on the microleakage of conventional and resin-modified glass ionomers. *American journal of dentistry*, 9(1), 19–21.
 107. Hatanaka, K., Irie, M., Tjandrawinata, R., and Suzuki, K. (2006). Effect of spherical silica filler addition on immediate interfacial gap-formation in Class V cavity and

- mechanical properties of resin-modified glass-ionomer cement. *Dental materials journal*, 25(3), 415–22.
108. Xie, C., Han, Y., Zhao, X. Y., Wang, Z. Y., and He, H. M. (2010). Microtensile Bond Strength of One- and Two-step Self-etching Adhesives on Sclerotic Dentin: The Effects of Thermocycling. *Operative Dentistry*, 35(5), 547–555.
 109. Özel Bektas, Ö., Eren, D., Herguner Siso, S., and Akin, G. E. (2012). Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers in medical science*, 27(4), 723–8.
 110. Kang, A., Son, S.-A., Hur, B., Kwon, Y. H., Ro, J. H., and Park, J.-K. (2012). The color stability of silorane- and methacrylate-based resin composites. *Dental Materials Journal*, 31(5), 879–884.
 111. Yanikoğlu, N. D., Bayindir, F., Kürklü, D., and Beşir, B. (2014). Flexural Strength of Temporary Restorative Materials Stored in Different Solutions. *Open Journal of Stomatology*, 4(June), 291–298.
 112. Sakaguchi, R. L., and Powers, J. M. (2011). Preventive and Intermediary Materials. *Craig's Restorative Dental Materials*, 147–160.
 113. Balkenhol, M., Ferger, P., Mautner, M. C., and Wöstmann, B. (2007). Provisional crown and fixed partial denture materials: mechanical properties and degree of conversion. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, 23(12), 1574–83.
 114. Yao, J., Li, J., Wang, Y., and Huang, H. (2014). Comparison of the flexural strength and marginal accuracy of traditional and CAD/CAM interim materials before and after thermal cycling. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(3), 649–57.
 115. Kerby, R. E., Knobloch, L. A., Sharples, S., and Peregrina, A. (2013). Mechanical properties of urethane and bis-acryl interim resin materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 110(1), 21–8.
 116. Strength, C., Strength, F., Bending, P., Strength, D. T., Strength, S., Strength, F., and Analysis, C. (2012). Testing of Dental Materials and Biomechanics. *Craig's Restorative Dental Materials*, 83–107.
 117. Nejatidanesh, F., Momeni, G., and Savabi, O. (2009). Flexural strength of interim resin materials for fixed prosthodontics. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists*, 18(6), 507–11.
 118. Koumjian, J. H., and Nimmo, A. (1990). Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 64(6), 654–657.

119. Lang, R., Rosentritt, M., Handel, G., and Dent, M. (2003). Fracture Resistance of PMMA and Resin Matrix Composite – Based Interim FPD Materials. *International Journal Prosthodont*, 16(4), 381–385.
120. Burduloğlu, H. D. (2015). *Çeşitli geçici kron materyallerinin mekanik ve fiziksel özelliklerinin in-vitro karşılaştırılması*. Hacettepe Üniversitesi.
121. Thompson, G. A., and Luo, Q. (2014). Contribution of postpolymerization conditioning and storage environments to the mechanical properties of three interim restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(3), 638–48.
122. Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3–12.
123. Örtengren, U., Andersson, F., Elgh, U., Terselius, B., and Karlsson, S. (2001). Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *Journal of Dentistry*, 29(1), 35–41.
124. Hutcheon, G. a., Messiou, C., Wyre, R. M., Davies, M. C., and Downes, S. (2001). Water absorption and surface properties of novel poly(ethylmethacrylate) polymer systems for use in bone and cartilage repair. *Biomaterials*, 22, 667–676.
125. Yikilgan, İ., Guler, M. A., Bala, O., ve Ömurlu, H. (2010). Farklı estetik restoratif materyallerin su emilimi ve suda çözünürlüklerinin karşılaştırılması. *Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 27(2), 93–98.
126. Shah, J., Bulbule, N., Kulkarni, S., Shah, R., and Kakade, D. (2014). Comparative evaluation of sorption, solubility and microhardness of heat cure polymethylmethacrylate denture base resin & flexible (thermoplastic polyamide nylon) denture base resin. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(8), 1–4.
127. Oysaed, H., and Ruyter, I. E. (1986). Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *Journal of dental research*, 65(11), 1315–8.
128. Pearson, G. J., and Longman, C. M. (1989). Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *Journal of Oral Rehabilitation*, 16(1), 57–61.
129. Üçtaşlı, M. B., ve Erten, H. (2004). Estetik Restoratif Materyallerin Su Emilimi ve Çözünürlüğü. *Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 21(1), 31–34.
130. Liebermann, A., Wimmer, T., Schmidlin, P. R., Scherer, H., Löffler, P., Roos, M., and Stawarczyk, B. (2015). Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *The Journal of prosthetic dentistry*.
131. Musanje, L., and Darvell, B. . (2003). Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials. *Dental Materials*, 19(5), 414–422.

132. Hamanaka, I., Iwamoto, M., Lassila, L., Vallittu, P., Shimizu, H., and Takahashi, Y. (2014). Influence of water sorption on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins. *Acta odontologica Scandinavica*, 72(8), 859–65.
133. Şahin, D., Ünal, M., Kapdan, A., and Hürmüzlü, F. (2009). Farklı yapılardaki kompozit rezin materyallerinin su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin değerlendirilmesinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Dental Journal*, 12(1), 22–28.
134. Bankoğlu Güngör, M., Karakoca Nemli, S., Turhan Bal, B., ve Doğan, A. (2015). Farklı içeceklerde bekletilen geçici restorasyon materyallerinin renk stabiliteilerinin karşılaştırılması. *Acta Odontologica Turcica*, 33(2).
135. Sham, A. S., Chu, F. C., Chai, J., and Chow, T. W. (2004). Color stability of provisional prosthodontic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(5), 447–452.
136. Doray, P. G., Li, D., and Powers, J. M. (2001). Color stability of provisional restorative materials after accelerated aging. *Journal of Prosthodontics*, 10(4), ajpro0100212.
137. Madhyastha, P. S., Naik, D. G., Kotian, R., Srikant, N., and Bhat, K. M. R. (2015). Effect of Staining Solutions on Color Stability of Silorane & Methacrylate Restorative Material, 11(1), 29–34.
138. Rutkunas, V., Mizutani, H., Peciuliene, V., Bendinskaite, R., and Linkevicius, T. (2008). Maxillary complete denture outcome with two-implant supported mandibular overdentures. A systematic review. *Stomatologija / issued by public institution "Odontologijos studija" [et al.]*, 10(1), 10–5.
139. Köroğlu, A., Sahin, O., Dede, D. Ö., and Yilmaz, B. (2016). Effect of different surface treatment methods on the surface roughness and color stability of interim prosthodontic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(4), 447–455.
140. Guler, A. U., Yilmaz, F., Kulunk, T., Guler, E., and Kurt, S. (2005). Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 94(2), 118–24.
141. Stawarczyk, B., Sener, B., Trottman, A., Roos, M., Özcan, M., and Hämmerle, C. H. F. (2012). Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: Effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dental Materials Journal*, 31(3), 377–383.
142. Proussaefs, P. (2015). Immediate provisionalization with a CAD/CAM interim abutment and crown: a guided soft tissue healing technique. *The Journal of prosthetic dentistry*, 113(2), 91–5.
143. Rayyan, M. M., Aboushelib, M., Sayed, N. M., Ibrahim, A., and Jimbo, R. (2015). Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(3), 414–9.

144. Rutkunas, V., Sabaliauskas, V., and Mizutani, H. (2010). Effects of different food colorants and polishing techniques on color stability of provisional prosthetic materials. *Dental materials journal*, 29(2), 167–176.
145. Mundim, F. M., Garcia, L. D. F. R., and Pires-de-Souza, F. D. C. P. (2010). Effect of staining solutions and repolishing on color stability of direct composites. *Journal of applied oral science : revista FOB*, 18(3), 249–254.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : Madina Gulverdiyeva

Uyruğu : Azeri

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi Sağlık Bilim Ens	devam ediyor
Lisans	Azerbaycan Tıp Üniversitesi Diş Hekim	2010
Lise	Baku/Azerbaycan	2003

Yabancı Dil

İngilizce, Rusca, Türkçe

Yayınlar

Gulverdiyeva, M. Nalbant, A.D. (2011). *Tooth supported overdenture: A Case Report*. EPA 35th Congress. Poster presentation. Bern, Switzerland.





GAZİ GELECEKTİR..