

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ÇEŞİTLİ GEÇİCİ KRON MATERYALLERİNİN
MEKANİK VE FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN
İN-VİTRO KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Hatice Defne BURDUROĞLU

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2015**

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ÇEŞİTLİ GEÇİCİ KRON MATERYALLERİNİN
MEKANİK VE FİZİKSEL ÖZELLİKLERİNİN
İN-VİTRO KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Hatice Defne BURDUROĞLU

**Protez Programı
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Filiz KEYF**

**ANKARA
2015**

Anabilim Dalı :Protetik Diş Tedavisi
 Program :Protez
 Tez Başlığı :Çeşitli Geçici Kron Materyallerinin Mekanik ve Fiziksel Özelliklerinin İn Vitro Karşılaştırılması

Öğrenci Adı-Soyadı :Hatice Defne BURDUROĞLU
 Savunma Sınavı Tarihi :25.2.2015

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans/doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Yavuz ASLAN
 Hacettepe Üniversitesi

Tez danışmanı: Prof. Dr. Filiz KEYF
 Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Nesrin ANIL
 Hacettepe Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Yasemin KESKİN
 Ankara Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Gülfem ERGÜN
 Gazi Üniversitesi

(imza)
 Yavuz Aslan
 Filiz Keyf
 Nesrin Anil
 Yasemin Keskin
 Gülfem Ergün

ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

(imza)
 Prof.Dr. Ersin FADILLIOĞLU
 Müdür

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince yardımlarını, tecrübe ve bilgilerini esirgemeyen değerli danışman hocam Prof. Dr. Filiz KEYF'e,

Tezim süresince bilgi ve tavsiyelerinden yararlandığım , tez izleme komitemde görev alan Prof. Dr. Yasemin KESKİN'e,

Doktora öğrenciliğim boyunca eğitimime katkıları olan tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri ve öğretim elemanlarına,

Beraber çalışmayı keyifli kılan sevgili asistan arkadaşlarıma ve bölüm çalışanlarına,

Tez sürecimde hem manevi desteği ile, hem de çalışmalarım esnasında spektrofotometre kullanımını mümkün kılan sevgili ağabeyim Ogün BURDUROĞLU'na,

Hayatım boyunca beni maddi manevi destekleyen, her zaman yanımda olduklarını hissettiğim sevgili anneme ve babama,

İçtenlikle ve tüm kalbimle teşekkür ederim.

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından desteklenmiştir (H.Ü.B.A.B. 014 D04 201 001).

ÖZET

Burduroğlu, HD. Çeşitli geçici restorasyon materyallerinin mekanik ve fiziksel özelliklerinin in-vitro karşılaştırılması, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez Programı Doktora Tezi, Ankara, 2015. Geçici restorasyon materyallerinin ağızda kalma süresi içinde kırılmaması, deforme olmaması ve renk değiştirmemesi hasta konforu ve memnuniyeti açısından önemlidir. Çalışmamızda 6 farklı geçici kron materyalinin mekanik dayanıklılığının ölçülmesi için sertlik ve bükülme testleri, estetik açıdan değerlendirmek üzere yüzey pürüzlülüğü ve renk ölçümleri yapıldı. Bu testler yardımıyla geçici bir restorasyon materyali seçiminde, restorasyonun ağızda kalma süresi içerisinde hangi materyalin daha avantajlı olacağı araştırıldı. Çalışmada Vita CAD-Temp ve Ivoclar Telio-CAD CAD/CAM blokları kullanıldı. Diğer dört materyal geleneksel yöntemlerle üretilen Revotek LC (UDMA), Protemp 4 (Bis-akril), Dentalon Plus (PEMA) ve İmident (PMMA) olarak seçildi. Üç nokta bükülme dayanıklılığı test edilecek örnekler ISO 4049'a uygun olarak 2 x 2 x 25 mm boyutlarında hazırlandı (n=15). Örneklerle universal bir test cihazında kırılana kadar yük uygulandı. Mikrosertlik, yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi testleri için 10 mm çapında, 2 mm kalınlığında diskler hazırlandı (n=15). Örneklerin Vickers mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapıldıktan sonra spektrofotometre ile ilk renk ölçümleri yapıldı. Renklendirme ajanı olarak kahve solüsyonu seçildi. Tüm örnekler 7 gün süre ile kahve solüsyonunda bekletildi, ardından ikinci renk ölçümleri yapıldı. İki ölçüm arasındaki farkı gösteren ΔE değerleri hesaplandı. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS for Windows 11.5 paket programında yapıldı. Gruplar arasında ortanca değerler yönünden farkın önemliliği Kruskal Wallis testiyle incelendi ($p < 0,05$). Bükülme dayanıklılığı sonuçları 146 MPa ile 63 MPa arasında değerler gösterdi. En dayanıklı gruplar İmident ve Protemp 4 bulundu. Mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesinde metakrilat rezinlerin diğerlerinden daha iyi olduğu bulundu. Renk stabilitesi açısından PMMA'ların diğer gruplardan daha az renklendiği bulundu. Revotek LC ve Protemp 4 klinik olarak kabul edilemez ΔE değerleri ($\Delta E > 3.3$) gösterdi. Bu çalışmanın verileri göz önünde bulundurularak, uzun dönem geçici restorasyon kullanılması gereken durumlarda ısı ile polimerize olan PMMA kullanımı önerilmektedir.

Anahtar kelimeler: Geçici restorasyon, PMMA, CAD/CAM rezin blok, renk stabilitesi, bükülme dayanıklılığı.

Destekleyen Kurumlar: H.Ü.B.A.B. Destek Projesi (014 D04 201 001).

ABSTRACT

Burduroğlu, HD. Hacettepe University Institute of Health Sciences, Ph.D. Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2015. In-vitro comparison of mechanical and physical properties of various provisional restoration materials. It is important for patient comfort and satisfaction that provisional restorations should not fracture, get deformed and show discoloration while in use. In our study, 6 different provisional restoration materials were subjected to microhardness test and flexural test in order to measure mechanical strength, surface roughness test and discoloration test in order to evaluate esthetics. With the help of these tests, we searched for materials that are advantageous during clinic use. Vita CAD-Temp and Ivoclar Telio-CAD blocks for CAD/CAM are used in our study. Other materials used in our study are Revotek LC (UDMA), Protemp 4 (Bis-akril), Dentalon Plus (PEMA) and İmident (PMMA). Samples for 3-point bending test are manufactured with dimensions 2 x 2 x 25 mm according to ISO 4049 (n=15). Samples were loaded with a universal testing machine until fracture occurred. For microhardness, surface roughness and discoloration tests, disc shaped samples with 10 mm diameter and 2 mm thickness were manufactured (n=15). Baseline color measurements were made after Vickers microhardness and surface roughness tests. As a coloring agent, coffee was chosen. All samples were immersed in coffee solution for 7 days. Second color measurements were made. ΔE values, which shows discoloration, were calculated. Statistical analysis of the data was made with SPSS for Windows 11.5. Kruskal Wallis test was used in order to evaluate level of significance ($p<0,05$). Flexural strength values varied between 146 MPa and 63 MPa. The most strong groups were İmident and Protemp 4. Microhardness and surface roughness evaluation showed methacrylate resins are better than other groups. As color stability, PMMA groups were found to discolor less than other groups. Revotek LC and Protemp 4 showed clinically unacceptable ΔE values ($\Delta E>3.3$). Based on this study data, it is advised to use heat polymerized PMMA when long-term use is indicated.

Keywords: Provisional restoration, PMMA, CAD/CAM blocks, color stability, flexural strength.

Supported by H.Ü.B.A.B. Project Grant (014 D04 201 001).

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
TABLolar DİZİNİ	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Geçici Restorasyonların Sınıflandırması	6
2.1.1. Yapım Tekniklerine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırması	6
2.1.2. Kullanım Sürelerine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırması	8
2.2. Geçici Restorasyon Materyalleri	9
2.2.1. Geçici Restorasyon Materyallerinin Polimerizasyon Tiplerine Göre Sınıflandırması	12
2.2.2. İdeal Bir Geçici Restorasyon Materyalinin Özellikleri	12
2.2.3. Geçici Restorasyon Yapımında Kullanılan Bazı Materyaller	13
2.3. CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) Teknolojisi ve Tarihçesi	15
2.4. Geçici Restorasyonlarda Aranılan Bazı Mekanik ve Fiziksel Özellikler	16
2.4.1. Bükülme Dayanıklılığı ve Ölçümü	16
2.4.2. Yüzey Sertliği ve Ölçümü	18
2.4.3. Renk ve Ölçümü	19
2.4.4. Yüzey Pürüzlülüğü ve Ölçümü	22
2.5. Çalışmada Kullanılan Geçici Restorasyon Materyalleri	23
2.5.1. Vita CAD-Temp	24
2.5.2. Telio CAD	25

2.5.3. Revotek LC	26
2.5.4. Protemp 4	27
2.5.5. Dentalon Plus	28
2.5.6. İmident Geçici Kron-köprü Akriliği	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM	30
3.1. Örneklerin Hazırlanması	30
3.1.1. Bükülme Dayanıklılığı Test Edilecek Örneklerin Hazırlanması	31
3.1.2. Renk Stabilitesi Test Edilecek Örneklerin Hazırlanması	32
3.2. Kullanılan Testler ve Cihazlar	34
3.2.1. Yüzey Pürüzlülüğü Testi	34
3.2.2. Sertlik Testi	35
3.2.3. Renk Testi	36
3.2.4. Bükülme Dayanıklılığı Testi	37
3.3 İstatistiksel Analiz	38
4. BULGULAR	39
4.1. Bükülme Dayanıklılığı Bulguları	39
4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Testi Bulguları	42
4.3. Mikrosertlik Testi Bulguları	44
4.4. Renk Stabilitesi Testi Bulguları	48
4.5. Testler arasında ikili korelasyonlar	51
5. TARTIŞMA	59
6. SONUÇLAR	72
KAYNAKLAR	73

SİMGELER VE KISALTMALAR

°C	Santigrad derece (sıcaklık birimi)
µm	Mikrometre (uzunluk birimi)
a*	Rengin kırmızı-yeşil ekseninde doygunluğu
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscope)
b*	Rengin sarı-mavi ekseninde doygunluğu
BHN	Brinell sertlik değeri (Brinell Hardness Number)
bis-EMA	Etoksilatlı bisfenol A glikol dimetakrilat
bis-GMA	Bisfenol A glisidil metakrilat
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CIE	<i>Commission Internationale de l'Eclairage</i>
gr	Gram (ağırlık birimi)
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
KHN	Knoop sertlik değeri (Knoop Hardness Number)
L*	Rengin parlaklığı
ml	Mililitre (hacim birimi)
mm	Milimetre (uzunluk birimi)
mN	Mili Newton (kuvvet birimi)
Mpa	Megapaskal (basınç birimi)
MRP	<i>Microfilled Reinforced Polyacrylate</i>
mW/cm ²	Mili Watt / Santimetre kare (kuvvet yoğunluğu birimi)
nm	Nanometre (uzunluk birimi)
OH-	Hidroksit iyonu
PEMA	Polietil metakrilat
PMMA	Polimetil metakrilat
R _a	Yüzey pürüzlülüğü birimi
RHN	Rockwell sertlik değeri (Rockwell Hardness Number)
SEM	Tarayıcı electron mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
SiC	Silikon karbit

SiO ₂	Silisyum oksit
sn	Saniye
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
TME	Temporo mandibuler eklem
UDMA	Üretan dimetakrilat
VHN	Vickers sertlik değeri (Vickers Hardness Number)
ΔE	Delta E (renk değişimi sayısal değeri)

ŞEKİLLER

Şekil		Sayfa
2.1.	Bis-GMA ve UDMA kimyasal yapısı	11
2.2.	Metil metakrilatın monomer ve polimer yapısı	12
2.3.	Üç nokta bükülme testinin şematik görüntüsü ve stres bölgeleri	17
2.4.	Knoop sertlik testinde delici uç ve meydana gelen çentiğin şematik resmi	19
2.5.	CIE L*a*b* ve Munsell renk sistemi	20
2.6.	Vita 3-D renk skalasında parlaklık değerleri soldan sağa 1, 2, 3, 4, 5; doygunluk değerleri yukardan aşağı 1, 2, 3; satürasyon değerleri L, M, R olarak kodlanmıştır	21
2.7.	Vita Cad-Temp'in yapısı	24
2.8.	Vita Cad-Temp bloğu	25
2.9.	Telio-CAD bloğu	26
2.10.	Revotek LC	27
2.11.	Protemp 4	27
2.12.	Dentalon Plus tozu ve likiti	28
2.13.	İmicryl sıcak akrilik likiti ve geçici restorasyon akrilik tozu	29
3.1.	Test örnekleri	31
3.2.	Çubuk şeklinde hazırlanan örnekler	32
3.3.	Çubuk şeklinde hazırlanan örnekler	32
3.4.	A) Çalışmada kullanılan halojen ışık kaynağı B) Disk şeklindeki örnekleri hazırlamak için kullanılan silikon halka C) Materyalin kalıba yerleştirilmesi	33
3.5.	A ve B) Işıkla sertleşen örneklerin hazırlanması	34
3.6.	Çalışmada kullanılan yüzey pürüzlülük test cihazı	34
3.7.	Çalışmada kullanılan mikrosertlik test cihazı	35

3.8.	Vickers sertlik testi:	
	A) Delici ucun materyal üzerinde bıraktığı çentik	
	B) Cihazın ışık mikroskobundan bir görüntü	35
3.9.	Çalışmada kullanılan spektrofotometre	36
3.10.	Bükülme dayanıklılığı testi:	
	A) Çalışmada kullanılan üniversal test cihazı	
	B) Bükülme dayanıklılığı test düzeneği	37
3.11.	Kırılmış bir örneğin görüntüsü	38
4.1.	Bükülme dayanıklılığı (MPa) değerleri	55
4.2.	Mikrosertlik (VHN) değerleri	56
4.3.	Yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri	57
4.4.	ΔE değerleri	58

TABLOLAR

Tablo		Sayfa
3.1.	Çalışmada kullanılan geçici restorasyon materyalleri	30
4.1.	Bükülme dayanıklılık testi sonuçları	39
4.2.	Gruplara göre bükülme dayanıklılığı ölçümleri	40
4.3.	Gruplar arasında ikili karşılaştırmada bükülme dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı gruplar.	41
4.4.	Yüzey pürüzlülüğü testi sonuçları	42
4.5.	Gruplara göre yüzey pürüzlülüğü ölçümleri	43
4.6.	Gruplar arasında ikili karşılaştırmada yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı gruplar.	44
4.7.	Mikrosertlik testi sonuçları	45
4.8.	Gruplara göre mikrosertlik ölçümleri	46
4.9.	Gruplar arasında ikili karşılaştırmada mikrosertlik açısından istatistiksel olarak anlamlı gruplar.	47
4.10.	Renk stabilitesi testi bulguları	48
4.11.	Gruplara göre ΔE ölçümleri	49
4.12.	Gruplar arasında ikili karşılaştırmada ΔE açısından istatistiksel olarak anlamlı gruplar.	50
4.13.	Yüzey pürüzlülüğü ile ΔE ölçümleri arasındaki korelasyon katsayıları ve önemlilik düzeyleri	51
4.14.	Kırılma direnci ile mikrosertlik ölçümleri arasındaki korelasyon katsayıları ve önemlilik düzeyleri	52
4.15.	Kırılma direnci ile yüzey pürüzlülüğü ölçümleri arasındaki korelasyon katsayıları ve önemlilik düzeyleri	53
4.16.	Yüzey pürüzlülüğü ile mikrosertlik ölçümleri arasındaki korelasyon katsayıları ve önemlilik düzeyleri	54

1. GİRİŞ

Sabit protezlerin yapım aşamasında prepare edilmiş dişlerin korunması ve hastanın konforunun sağlanabilmesi için tedavi bitirilene kadar bir geçici restorasyon kullanılması önemlidir (1) . Geçici restorasyonlar kullanımı süresince çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilecek dayanıklılığa sahip olmalı, diş stabilize etmeli, pulpayı ve periyodonsiyumu korumalı, kenar uyumu ve estetiği iyi olmalıdır. Kabul edilebilir bir geçici restorasyon, yerini alacak olduğu daimi restorasyondan özellikler açısından fazla farklı olmamalıdır (1,2) . Bu restorasyonlar özellikle estetiğin önemli olduğu ön bölgelerde çok faydalıdır (3) . Geçici restorasyonların kullanım süresi boyunca renk değiştirmemesi özellikle uzun süreli kullanımda önem taşır (4) . Renk değiştiren bir geçici restorasyon hasta memnuniyetsizliğine ve yeniden yapılması için ek masrafa neden olur (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 restorasyonları güçlendirmek için çeşitli yöntemler önerilmiştir. Ancak bu yöntemler ek malzemeler, masraf ve teknik bilgi gerektirdiğinden yapımı kolay değildir. Günümüzde Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) adıyla anılan bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknikleri ile daha dayanıklı geçici restorasyonlar yapmak mümkündür. Ayrıca CAD/CAM sistemlerle yapılan restorasyonlar hastanın koltukta oturma süresini azaltmakta ve üstün mekanik ve estetik özellikler göstermektedir (9) .

Çalışmamızda 6 farklı materyalden üretilen değişik geçici kron materyallerinin mekanik dayanıklılığının ölçülmesi için sertlik ve bükülme dayanıklılığı testleri, estetik açıdan değerlendirmek üzere yüzey pürüzlülüğü ve renk ölçümleri yapılmıştır. Bu testler

yardımla geçici bir restorasyon materyali seçiminde, restorasyonun ağızda kalma süresi içerisinde hangi materyalin daha avantajlı olacağı araştırılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Geçici protezler prostodontik terimler sözlüğünde şu şekilde tanımlanmıştır: Daimi bir dental veya maksillofasiyal protez ile değiştirilmek üzere; estetiği, stabilizasyonu ve/veya fonksiyonu iyileştirmek için belirli bir süre kullanılması amacıyla yapılan, sabit veya hareketli protezlerdir. Bu protezler sıklıkla tedavi planının terapötik etkinliğini veya planlanan daimi protezin formunu ve fonksiyonunu değerlendirmek üzere kullanılırlar (10) .

Diş hekimliğinde geçici restorasyonların kullanımı 1930’lu yıllarda başlamıştır (11) . Prostodontik tedavide geçici kron ve köprülerin önemi büyüktür. Daimi restorasyon iki hafta kadar kısa bir sürede tamamlanabilir olsa da geçici restorasyonun bu süreç içerisinde hastanın konforunu ve ihtiyaçlarını karşılaması gereklidir. Ne yazık ki geçici kelimesi düşük kaliteli bir ürünü çağrıştırdığı için geçici restorasyonlara gereken önem verilmeyebilmektedir. Böyle bir durumda diş hekimi daimi restorasyonun başarısını tehlikeye atacaktır. Özenli üretilmemiş bir geçici restorasyon tekrarlamalara ve vakit kaybına veya diş eti rahatsızlıklarına yol açabilir (12) .

Geçici restorasyon biyolojik, mekanik ve estetik gereksinimleri karşılayabilmelidir (12) .

İdeal bir geçici restorasyonun aşağıdaki özelliklere sahip olması gerekir;

1. Pulpanın korunması: Geçici restorasyon pulpayı ısı değişikliklerinden koruyabilecek bir materyalden yapılmalıdır. Restorasyonun kenar uyumu sızıntıları önleyebilecek biçimde olmalıdır. Toksik olmamalıdır.
2. Konumsal stabilite: Prepare edilen dişin uzamasını veya devrilmesini engellemelidir.
3. Oklüzal fonksiyon: Geçici restorasyonlar hastanın oklüzal fonksiyonlarını devam ettirmeli, hasta konforunu artırmalıdır. Ayrıca ortodontik hareketlere ve eklem rahatsızlıklarına neden olmamalıdır.

4. Kolay temizlenme: Restorasyonun materyali ve konturları kolay temizlenebilecek şekilde olmalıdır. Periodontal dokuların sağlığını koruyabilmelidir.

5. Taşkın olmayan kron dişeti birleşimi: Taşkın kenarları olan bir geçici restorasyon diş etini iterek enflamasyona ve dişeti çekilmesine neden olabilir. Bu durum final restorasyonun başarısızlığına ve tekrarlanmasına yol açabilir.

6. Direnç ve retansiyon: Geçici restorasyon kullanımı sırasında yerinden çıkmamalı ve kırılmamalıdır.

7. Estetik: Özellikle ön dişlerde kabul edilir estetik sağlanmalıdır. Kullanım süresince rengi değişmemelidir.

8. Maliyet: Ekonomik olmalıdır (3,13) .

Sabit protetik tedavide geçici restorasyonlar eşsiz bir diagnostik araçtır. Yapılması planlanan daimi restorasyonun fonksiyonel ve estetik provası gibidir. Bu sayede yapılması planlanan protezin, hastanın biyomekanik, fizyolojik ve estetik gereksinimlerini karşılayıp karşılamadığı değerlendirilebilir (14-16) . Tedavi karmaşıktıkça, geçici restorasyonun diagnostik özelliği daha da önem kazanır. Diş boyutunda ve konturunda, dudak desteğinde, diş renginde, dikey boyutta, sentrik oklüzal kontaklarda ve anterior rehberlikteki değişiklikler bu sayede kolaylıkla değerlendirilebilir (15,17,18) . Hekim ve hasta geçici restorasyonun tatmin edici olduğunu düşünüyorsa, daimi restorasyon yapımında teknisyene bir rehber olur.

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

1. Pulpa dokusunu korur ve prepare edilmiş dayanak dişlerin hassasiyetini giderir.
2. Prepare edilmiş diş çürüklerden korur.
3. Hasta konforunu ve fonksiyonunu sağlar.
4. Dayanak dişlerin paralelliğinin değerlendirilmesine yardımcı olur.
5. Çekilmiş dişlerin hemen yerine konulmasını sağlar.
6. Dayanak dişlerin hareketini engeller.

7. Estetiği sağlar.
8. Periodontal sağlının devamını sağlar.
9. Hastanın ağız bakımı alışkanlıklarını değerlendirmeye yardımcı olur.
10. Periodontal tedavi sırasında çıkarılabilir olması nedeniyle cerrahi bölgeye ulaşımı sağlar, cerrahi patlar için matriks oluşturur ve mobil dişlerin sabitlemesinde yardımcı olur.
11. Ortodonti hastalarında braketler için dayanak oluşturur.
12. Daimi restotasyondan önce oklüzal düzenin, dikey boyutun, fonetiğın ve çiğneme fonksiyonunun değerlendirilmesine yardımcı olur.
13. Prognozu belli olmayan dayanak dişlerin değerlendirilmesine yardımcı olur (3,18,19) .

Bazı klinik tedavi planlamalarında yüksek dayanıklılığa sahip geçici restorasyonlara ihtiyaç duyulmaktadır. Bunlar: uzun gövdeli geçici köprüler, uzun süreli tedavi gerektiren dikey boyutun yükseltilmesi ve temporomandibuler eklem rahatsızlığı durumları, bruksizm vakalarında olduğu gibi hasta kontrolü dışında protez üzerine aşırı yük gelen durumlar olarak sıralanabilir (8,20-22). Geçici restorasyonların güçlendirilmesi için çeşitli teknikler literatürde bulunmaktadır. Bunlar arasında ısı ile polimerize olan polimetil metakrilat materyali kullanımı, restorasyonun metal destekli yapılması ve fiberle güçlendirilmesi sayılabilir (3,7,23-26). Kırılmış restorasyonların yenilenmesi veya tamiri fazladan zaman ve masraf anlamına geldiği için hem hasta hem de hekim tarafından istenmeyen bir durumdur (25). Son zamanlarda CAD/CAM ile işlenmek üzere üretilen yüksek yoğunlukta polimer blokların, uzun süreli geçici restorasyon kullanımında faydalı olacağı düşünülmektedir. Bu bloklar fabrikalarda ideal koşullarda (yüksek ısı ve basınç) polimerize edildiği için mekanik özellikleri gelişmiştir, daha az pöröziteye ve yüzey düzensizliklerine sahiptir (9,20,21,27-29).

2.1. Geçici Restorasyonların Sınıflandırması

Geçici restorasyonlar prefabrike ve kişisel geçici restorasyonlar olarak iki farklı şekilde sınıflandırılır. Prefabrike geçici restorasyonlar alüminyum silindirler, metal anatomik kronlar, şeffaf selüloid tabakalar (strip kronlar), polikarbonat kronlar (3M Espe), ışıkla sertleşen kompozit bazlı prefabrike kronlar (3M Espe Protemp) şeklinde olabilirler. Çeşitli şekil ve boyut seçenekleri mevcuttur. Prefabrike restorasyonlar tek diş için kullanılabilir.

Kişisel geçici restorasyonlar ise çok çeşitli materyallerden direkt ve indirekt tekniklerle yapılabilir (12,13,30) . Kişisel geçici restorasyonlar prepare edilmiş diş ile arasında minimal aralık bırakacak şekilde üretilbildiği için kenar uyumu daha iyidir. Tedavi süresince sınırları değiştirme, materyal ekleme, tamir gibi çeşitli değişiklikleri yapmaya olanak tanır. Bu sebeplerden dolayı kişisel geçici restorasyonlar prefabrike olanlardan daha avantajlıdır (3).

2.1.1.Yapım Tekniklerine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırması

Geçici restorasyonlar üretim yöntemleri olarak direkt ve indirekt teknikler ve ikisinin kombinasyonu olan direkt-indirekt teknik olarak 3 şekilde sınıflandırılır. Direkt teknikte restorasyon yapımı prepare edilmiş dişin üzerinde ağız içinde olur. İndirekt teknikte ise hasta ağızından ölçü alınarak elde edilen alçı model üzerinde laboratuvar ortamında restorasyon yapımı gerçekleştirilir (13).

Direkt teknik, deneyimli bir hekim tarafından tercih edilebilir. Görünüşte aljinat ölçü ve alçı model aşamaları olmadığı için pratik görünebilir, fakat yapımı özen ve bilgi gerektirir. Bu teknikte genellikle polimerizasyon sırasında açığa çıkan fazla ısıdan dolayı polimetil metakrilat dışında bir rezin kullanılır. Prefabrike geçici kronlar ağız içinde dişe adapte edilir ve içerisi seçilen bir rezin materyali ile beslenir.

Direkt teknikte geçici kronlar ayrıca, dişler kesilmeden önce ağızdan veya diagnostik ölçü üzerinden alınan bir ölçünün kalıp olarak kullanılması yardımıyla da yapılabilir. Diş preperasyonunu takiben ölçünün içerisindeki boşluk rezin ile beslenir ve ağıza adapte edilir (30) .

Direkt teknikle geçici restorasyon yapmanın bazı dezavantajları vardır. Bunlar: polimerize olmakta olan rezinin dokularda yaratacağı travma (polimerizasyon ısı ve kimyasallar) ve kenar uyumunun iyi olmamasıdır (17,31) . Polimetil metakrilatın yaklaşık %8 oranında büzülmesi ağız içinde direkt teknikle yapımında uyumsuzluklara yol açacaktır. Kenar uyumu iyi bir geçici restorasyon yapmak için indirekt teknik tercih edilmelidir (12,13,32) .

İndirekt teknik çok üyeli restorasyonlar yapmak için idealdir. Alçı model üzerinde hazırlandığı için direkt teknikte rastlanan dezavantajların bazıları elimine edilmiştir (3) .

İndirekt teknik ek süre, masraf ve ekipman gerektirse de direkt tekniğe göre bazı avantajları vardır (33) . Bunlar:

1. Prepare edilmiş diş veya diş eti ile artık monomer teması olmaz. Pulpa ve diş eti hassasiyetten korunur, olası hipersensitivite durumunun önüne geçilir.
2. Diş ve pulpa, egzotermik bir reaksiyon olan polimerizasyon ısısına maruz kalmaz. Açığa çıkan ısı direkt teknikle yapıldığında geri dönüşümsüz pulpa harabiyetine yol açabilir.
3. İndirekt teknikle yapılan restorasyonların kenar uyumu daha iyidir. Bunun nedeni alçının polimerizasyon büzülmesini azaltması ve sertleşmeden önce ağızdan çıkarmak gerekmediği için distorsiyona uğramamasıdır.
4. Hastanın polimerize olmamış rezinden açığa çıkan uçucu hidrokarbonları solunması önlenmiş olur (3) .
5. Hasta ağızında üretilmeyecek, ısı ve basınç gerektiren, daha dayanıklı materyallerden üretilir (2) .
6. Tekrarlanması gereken geçici restorasyonlar elde edilmiş alçı model üzerinde hastaya ölçü randevusu verilmeden üretilir.
7. Geçici restorasyon teknisyen yardımı ile yapıldığı için hekime vakit kazandıracaktır (3,12,13) .

Direkt-indirekt teknik, geçici restorasyonun laboratuarda alçı model üzerinde yapılmasını takiben, ağız içinde kalan boşluğun rezin ile beslenmesiyle yapılır. Diş preperasyonundan önce ideal konturlarda ince duvarları olan bir geçici restorasyon

laboratuarda üretilir. Diş preperasyonu seansında hekimin yanında hazır olan geçici restorasyonlar, preperasyon aşaması bitirildikten sonra aynı seansta içerisi rezin ile beslenerek tamamlanır (31) . Bu tekniğin birçok avantajı vardır. Hasta koltuğundaki süre kısaltılmıştır, daha az uyumlama gerektirir. En önemli avantajı, polimerize olacak rezinin hacmi daha küçük olduğu için açığa çıkan polimerizasyon ısısının daha düşük olmasıdır. Ayrıca yumuşak dokularla temas eden, polimerize olmakta olan rezinin miktarı da azaltılmıştır. Laboratuvar aşamasında hazırlanan restorasyon sıcak akrilik ile üretildiği takdirde restorasyonun direnci ve renk stabilitesi de artırılabilir (31) .

2.1.2. Kullanım Sürelerine Göre Geçici Restorasyonların Sınıflandırması

Kısa süreli restorasyonlar, geçici restorasyonların başlıca amaçları olan oklüzal ve proksimal kontakların devamı, pulpanın korunması, estetik, diş hareketlerinin engellenmesi ve periodontal sağlığın devamı için yapılır. Basit tekniklerle en kısa zamanda yapılır ve geçici siman ile simante edilirler (1,3,34) .

Uzun süreli restorasyonların, kısa süreli restorasyonların tüm görevlerini yerine getirmekle beraber başka amaçları da vardır. Daimi restorasyonların yapımından önce planlanan diğer tedavilerin sürecinde tedaviye yardımcı olur ve fonksiyonun, estetiğin devamlılığını sağlar (3,35,36) . Estetiğin önemli olduğu bölgelerde yumuşak doku şekillendirmesi için kullanılırlar (3,37) . Dikey boyut değişikliği gereken vakalarda planlanan tedavinin sonuçlarını öngörme açısından faydalıdır (3,38) . Periodontal tedavi sırasında dişlerin prognozunu değerlendirebilmeye yardımcı olur ve gerektiğinde çıkarılarak interproksimal alanlara ulaşımı kolaylaştırır (3,36,38) . Ayrıca, temporomandibuler eklem rahatsızlıkları tedavisi ve implant tedavisi gibi uzun süren tedavilerde geçici restorasyonların uzun süreli kullanımı gerekmektedir (6,39) . Uzun süreli geçici restorasyon kullanımı gerektiren diğer durumlar; apikal rezeksiyonda olduğu gibi prognozu belli olmayan dişler, ortodontik tedavide kullanılacak dişler, alveoplasti olabilir (1,3,35) .

2.2. Geçici Restorasyon Materyalleri

Geçici restorasyon materyali için rezinlerin kullanımı 1937'ye uzanmaktadır. O tarihlerde kullanılan rezinler Biolon gibi ısı ile polimerize olan akriliklerdi (26,40) . Bunu 1947 yılından sonra Alike, Trukit, Neopar, Jet, Coldpac ve Duralay gibi otopolimerizan polimetil metakrilat (PMMA) rezin kullanımı almıştır (26,41-43) . 1960'larda Snap ve Trim gibi vinil polietil metakrilatın (44) , 1980'lerde Protemp, VisioGem ve Triad gibi kompozit rezin materyallerin kullanımına başlanmıştır (38,45) .

Geçici restorasyon yapımında kullanılan materyaller içerik olarak pigmentler, monomerler, doldurucular ve başlatıcıların birleşmesiyle ağızda kullanılmaya uygun bir estetik restorasyon oluştururlar. Pigmentler üretici tarafından materyale eklenir ve sonuç ürünün dişe mümkün olan en yakın görünümde olması amaçlanır. Çeşitli renklerde materyaller mevcuttur. Geçici restorasyonlar genellikle bir kompozit rezin veya akrilik polimer materyali kullanılarak fabrike edilir.

Polimerler yüksek molekül ağırlıklı, zincirimsi yapıda moleküllerdir. Atomların yerleşimi gelişigüzel değildir. Belirli atom gruplarının arka arkaya sıralanmasından oluşurlar. Zinciri oluşturan ve tekrarlayan bu ufak molekül gruplarına monomer adı verilir (46) .

Polimerizasyon, çok sayıdaki monomer molekülünün birleşerek bir makromolekül veya polimer oluşturduğu bir seri kimyasal reaksiyondur. Polimerlerin en önemli özelliği çok büyük moleküllerden oluşmalarıdır. Diğer bir deyişle çok sayıda bir veya birden fazla tipte düşük molekül ağırlıklı moleküllerin yüksek molekül ağırlıklı tek bir molekül oluşturmak için reaksiyona girmesi polimerizasyon olarak adlandırılır (47) . 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) .

Materyalin birçok özelliklerini monomer belirler. Monomerin polimere dönüşebilme özelliği, ağız ortamında dayanıklılığını sürdürebilecek bir katı materyale dönüşebilmesine olanak verir. En sık kullanılan monomerler metil metakrilat, etil metakrilat, izobutil metakrilat, bisfenol A glisidil metakrilat (bis-GMA) ve ürean

dimetakrilattır (UDMA). Tüm bu monomerler serbest radikal polimerizasyonu yoluyla polimere dönüşürler. Bu dönüşüm süreci hiçbir zaman eksiksiz olarak tamamlanmaz ve artık monomer açığa çıkabilir (12) .

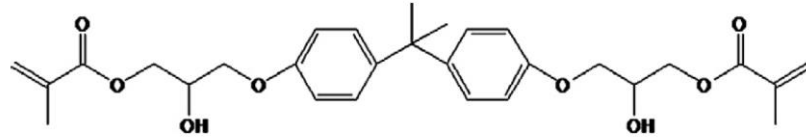
Diş hekimliğinde rezin kompozit terimi genel olarak mine ve dentin gibi sert dokuları yerine koymak için kullanılan, güçlendirilmiş polimer sistemleri olarak tanımlanır (48) . İlk üretilen kompozitler kimyasal olarak aktive oluyordu. Daha sonra mor ötesi ışık dalga boyları ile aktive olan kompozitler geliştirildi. Günümüzde bunların da yerini görünür ışık dalga boyları ile aktive olan kompozitler almıştır. Kompozit teknolojisindeki gelişmeler dayanıklı, estetik, aşınmaya dirençli modern materyaller üretilmesine katkıda bulunmuştur. Son yıllarda doldurucuların yapısında nano teknolojinin kullanılmasıyla çok daha etkileyici gelişmeler olmuştur (48) .

Rezin kompozitler 4 ana bileşenden oluşur: organik polimer matriks, inorganik doldurucu partiküller, birleştirici ajan (*coupling agent*), ve başlatıcı-hızlandırıcı sistemi. Piyasada bulunan çoğu kompozitte, organik polimer matriks olarak dimetakrilat monomerlerin çapraz bağlı matriksi kullanılmaktadır. En sık kullanılan monomerler aromatik dimetakrilatlardır. Birleştirici ajan olarak silan, inorganik doldurucu partiküllerin yüzey koşullandırması için kullanılır. Silanlar kompozitin inorganik ve organik bileşenleri arasında bağ kurarlar. Başlatıcı-hızlandırıcı sisteminin görevi polimerizasyonun ve çapraz bağların oluşumunun sağlanmasıdır.

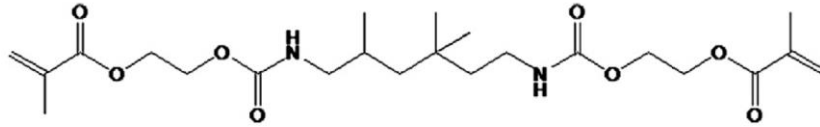
Polimerizasyon reaksiyonu ışıkla, kimyasal olarak (otopolimerizan) veya ikisinin beraber olduğu (*dual cure*) şekilde başlatılabilir. Işıkla aktivasyon en fazla 465 nm dalga boyuna sahip mavi ışıkla yapılır. %0.1 ile %1.0 arasında konsantrasyonlarda kompozite eklenen kamforokinon bu ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatır.

Kimyasal aktivasyon oda ısısında oluşur ve bir organik aminin bir organik peroksitle reaksiyona girerek serbest radikaller oluşturması ile başlar. Oluşan serbest radikaller karbon çift bağlarına etki ederek polimerizasyonu sağlarlar. Kompozitin diş renginde olabilmesi için içine küçük miktarlarda demir oksit gibi inorganik oksitler eklenir. En sık kullanılan monomerler bis-GMA ve UDMA'dır. Her iki monomer de serbest radikallerle başlayan katılma polimerizasyonu ile polimerize olur. Kompozitlerin içindeki doldurucuların görevi rezin matriksi güçlendirmek, uygun translusensiyi

sağlamak ve polimerizasyon büzülmesini kontrol etmektir. Geleneksel olarak doldurucular kuartz, cam, seramik gibi minerallerin    t lmesiyle elde edilir. Son yıllarda nano doldurucuların da kullanımına başlanmıştır (48) .



Structure of Bis-GMA.

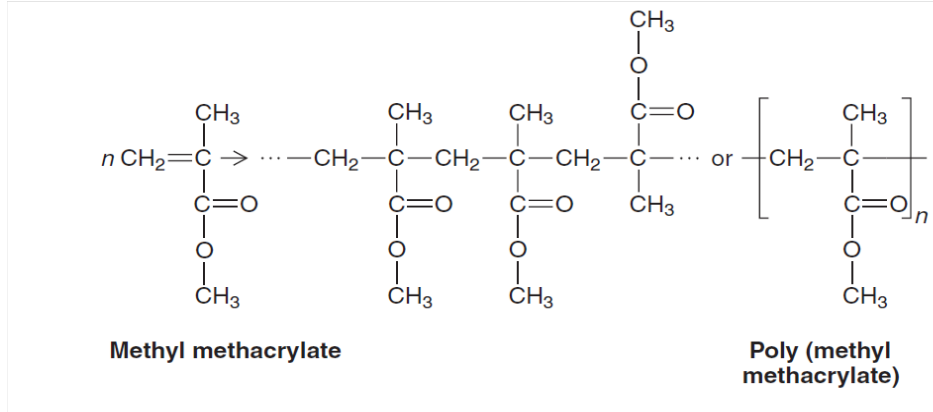


Structure of UDMA.

    . 2.1. Bis-GMA ve UDMA kimyasal yapısı.

Akrilik polimerlerin restoratif di  hekimliğinde geniş bir uygulama alanı vardır. Protez kaidesi, yapay di ler, kaide tamir materyali, kişisel     ka ı ı, geçici restorasyonlar, maksillofasiyal protezler, oklüzal splintler gibi birçok tedavide kullanılırlar. Toz ve likit halinde piyasaya sunulurlar. Tozun içerisinde akrilik polimer, başlatıcı, pigmentler, renklendiriciler, opakla tırıcı, plastikleştirici ve inorganik partiküller vardır. Tozun içine başlatıcı olarak katılan benzoil peroksit veya diizob tilazonitril, likit içindeki monomerin polimerizasyonunu başlatmak için bulunur. Polimetil metakrilat gibi saf polimerler  effaftır ve di  dokularını taklit edebilmeleri için renklendirici pigmentler toza katılır. Çinko ve titanyum oksitleri de toz içine opakla tırıcı olarak katılır. Akrilik polimerlerin likiti monomerden oluşur fakat diğer monomerlerin de katılmasıyla modifiye edilebilir. Likitin içinde monomer, inhibitör, hızlandırıcı, plastikleştirici ve çapraz ba  ajanı bulunur. Monomerler ısı, ışık veya oksijen ile polimerize edildiği için, likitin raf ömrünü uzatabilmek için içine inhibitörler eklenir. Prematüre polimerizasyonu engellemek için en fazla hidrokinon kullanılır. Polimerizasyonun gerçekleşmesi için ısı yerine kimyasal bir hızlandırıcı likitin içine

katıldığı zaman monomer oda ısısında polimerize olabilir. Bu sistemlere soğuk akrilik veya otopolimerizan akrilik denir. En sık kullanılan kimyasal hızlandırıcılar N,N-dimetil-para-tolidin ve N,N-dihidroksietil-para-tolidin gibi aminlerdir. Eğer çapraz bağlı bir polimer arzu ediliyorsa likitin içine çapraz bağlama ajanı olarak glikol dimetakrilat gibi organik bileşimler eklenir (48) .



Şekil 2.2. Metil metakrilatın monomer ve polimer yapısı.

Geçici restorasyon materyali olarak kullanılması önerilen birçok tipte rezin mevcuttur. Polimetil metakrilat en uzun süredir kullanılan materyaldir. Epimin rezin geçmişte kullanılmış, fakat günümüzde kullanımı bırakılmıştır (7,13) .

2.2.1. Geçici Restorasyon Materyallerinin Polimerizasyon Tiplerine Göre Sınıflandırması:

1. Kimyasal olarak aktive olan otopolimerizan akrilik rezinler
2. Isı ile aktive olan akrilik rezinler
3. Işık ile aktive olan rezinler
4. Dual yani hem ısı hem ışıkla aktive olan rezinler (38,49) .

2.2.2. İdeal Bir Geçici Restorasyon Materyalinin Özellikleri

1. Yeterli çalışma zamanına sahip olmalı, kolay şekillendirilebilmeli.

2. Dokuya uyumlu olmalı, toksik olmamalı, alerjik olmamalı, ısı açığa çıkarmamalı.
3. Sertleşirken boyutsal değişim göstermemeli.
4. Tesviye ve polisajı kolay yapılabilmesi.
5. Yeterli dayanıklılığa ve aşınma direncine sahip olmalı.
6. Estetik olmalı, translusent olmalı, renk seçenekleri olmalı ve renk değiştirmemeli.
7. Hastayı rahatsız etmemeli, kokusuz olmalı.
8. Tamir edilebilir olmalı.
9. Geçici simanlarla uyumlu olmalı (12) .

2.2.3. Geçici Restorasyon Yapımında Kullanılan Bazı Materyaller

Geçici restorasyon yapımında kullanılan bazı materyaller şu şekilde sıralanabilir:

1. Polimetil metakrilatlar (PMMA)
2. Polietil metakrilatlar (PEMA)
3. Bis-akril kompozit rezinler
4. Görünür ışıkla polimerize olan rezinler.

Polimetil metakrilatlar geçici restorasyon yapımında 1940'lı yıllardan beri kullanılmaktadır ve bu amaç için en sık kullanılan materyaldir (3) . PMMA, dental rezinler arasında en sert olanıdır. Knoop sertlik değeri 18 ile 20 arasındadır (47) . Likit monomer olan metil metakrilatın toz formundaki polimer ile karıştırılmasıyla elde edilir. PMMA renklendirilmemiş halinde transparan bir rezindir. Oldukça stabil bir polimerdir. PMMA'nın renk stabilitesi, estetiği, kenar uyumu iyidir, kolay ve iyi tesviye-polisaj yapılır, düşük maliyetlidir (17,35,38,50,51) . Tüm rezinler gibi PMMA da imbibisyon yoluyla bir miktar su emer. Bu özelliği yapının zamanla yumaşmasına ve renklenmesine neden olur (47) . Geçici restorasyon materyali olarak, otopolimerizan ve ısı ile polimerize olan PMMA kullanımı birçok araştırmacı tarafından değerlendirilmiştir (3,11,19,33) . Plant ve arkadaşları PMMA'nın polimerizasyon sırasında açığa çıkardığı ısı nedeniyle oluşan pulpada ısı artışının, sıcak bir içecek içerken olan artıştan 5 kat daha fazla olduğunu bulmuşlardır (52) . Polimerizasyon ısısı nedeniyle PMMA'nın indirekt

2.3. CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*)

Teknolojisi ve Tarihçesi

CAD/CAM sistemleri 1960'lerden beri, uçak ve otomotiv endüstrisinde uzun yıllardır kullanılmaktadır (63) . Diş hekimliğinde bu sistem kullanılarak objelerin, yani dişlerin dijital görünümü veya modelleri elde edilir. Bu dijital veri yardımıyla son ürünün tasarımı ve üretimi yapılır. Diş hekimliğinde kullanımı son yıllarda oldukça popüler olmuştur (48) . Dental CAD/CAM kullanımı 1971'de Fransız diş hekimi Dr. François Duret'in çalışmalarıyla başlamıştır. Daha sonra onu İsviçre'den Dr. Werner Mörmann (CEREC sistemini geliştirmiştir), Amerika Birleşik Devletleri'nden Dianne Rekow ve İsveç'ten Matts Andersson (Procera sistemini geliştirmiştir) izlemiştir (63-65) . İlk dönemlerde kullanılan CAD/CAM teknolojisiyle inley, onley, lamine ve tek kronlar yapmak mümkün olabiliyordu. Günümüzde ise her türlü sabit bölümlü protez, implant dayanakları ve cerrahi stentler, total ve parsiyel protezler üretmek mümkündür. (63,65-67) CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğinde diğer bir kullanımı da ortodontik bir aparey olan *Invisalign* yapımıdır. (63)

Dental CAD/CAM sistemleri 3 bileşenden oluşur:

1. Fiziksel geometriyi dijital dataya çeviren bir tarayıcı veya kamera.
2. Taranmış datayı dijital objeye çeviren ve üretilecek restorasyonun tasarımını yapan bir yazılım.
3. Tasarlanan dijital restorasyonu fiziksel ürüne çeviren fabrikasyon teknolojisi (48,68) .

Dental kliniklerde iki farklı yöntemle CAD/CAM sistemi kullanılır. İlkinde sadece bir ağız içi kamera ile dijital ölçü alınır ve elde edilen dijital veri bir laboratuara gönderilir. İkincisinde ise hem dijital ölçü ağız içi kamera ile alınır, hem de tasarım ve frezeleme klinik ortamında yapılır. Böylelikle aynı gün içerisinde restorasyonu bitirmek mümkün olur. Son yöntemle örnek sistemler arasında CEREC AC ve E4D Dentist vardır (48,63,68) .

Dental CAD/CAM sistemlerinin avantajları şunlardır:

1. Daha iyi hassasiyet ve standardizasyon sağlar.

2. Klinisyenin yapılacak restorasyonu bilgisayar ortamında çeşitli açılardan değerlendirmesine olanak verir.
3. Klinisyene bilgisayarda karşıt arkı da görerek restorasyon tasarlamasına yardımcı olur.
4. Temiz ve kolay bir ölçü yöntemi kullanımı sağlar. Ağız içi kamera hastada bulantı refleksi yapmaz. Geleneksel ölçü malzemelerinin deforme olma dezavantajı elimine edilmiş olur.
5. Geleneksel ölçü malzemelerinin masrafı ve tek kullanımlık olmalarından dolayı çevreye vermiş olduğu zarar en aza indirgenir (48) .
6. Laboratuvar iş gücü azaltılmıştır.
7. Yeni materyaller diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır.
8. Zirkonya gibi bazı materyallerin üretimi düşünüldüğünde üretim masrafları düşürülmüştür (64,69) .

2.4. Geçici Restorasyonlarda Aranılan Bazı Mekanik ve Fiziksel Özellikler

2.4.1. Bükülme Dayanıklılığı ve Ölçümü

Fonksiyonel yüklere karşı direnç, klinikte kullanım için geçici restorasyon materyali seçiminde önemli ve değerlendirilmesi gereken bir mekanik özelliktir (48,56,57) . Geçici restorasyonlar ağız içinde çiğneme kuvvetlerine maruz kaldıkları için kullanım süresince dayanıklılığının öngörülebilmesi için materyalin mekanik özelliklerinin iyi bilinmesi önemlidir (12,22,48,57) .

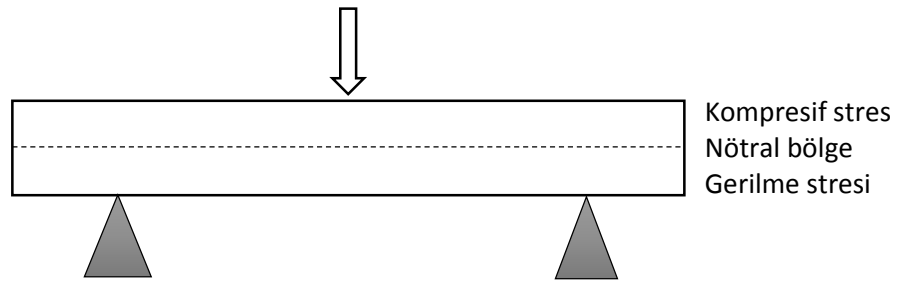
Bükülme dayanıklılığı temelde, iki ucundan desteklenmiş bir bara veya alttan daha küçük bir daire ile desteklenen ince bir diske tam ortadan statik bir yük uygulanması ile gerçekleştirilen bir dayanıklılık testidir (47,48) . Disk şeklinde örneklerin testi biaksiyal bükülme dayanıklılığı olarak anılır ve genellikle seramik materyalleri için uygundur (47) . Bar şeklinde hazırlanan örneğin testi üç-nokta bükülme testi olarak anılır ve şu formülle hesaplanır:

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

Yukardaki formülde σ bükülme dayanıklılığını, l destekler arası mesafeyi, b örneğin genişliğini, d örneğin kalınlığını ve P kırılma esnasındaki maksimum yükü tanımlar (47,48) .

Örnek üzerine yük uygulandığı zaman örnek bükülür. Düz bir çubuk şeklinde örnekte oluşan gerinim (*strain*), üst yüzeyde örnek boyunun azalması ve alt yüzeyde uzaması olarak kendini gösterir. Sonuç olarak üst tarafta kompresif, alt tarafta gerilme stresleri oluşur. Görüldüğü üzere örnek içerisinde stres tipleri değişkenlik göstermektedir. Örnek içinde stres ve gerinimlerin sıfır olduğu bir bölge vardır ve nötral eksen olarak tanımlanır. Nötral eksen bölgesinde örneğin boyutlarında hiçbir değişiklik olmaz. Dayanak bölgelerinde makaslama stresi de oluşur ancak kırılma işleminde önemli bir rolü yoktur (47) .

Üç nokta bükülme dayanıklılığı testi dental rezinler için ANSI/ADA şartnamesi No. 12 (ISO 1567)'nin bir bölümüdür (48) .



Şekil. 2.3. Üç nokta bükülme testinin şematik görüntüsü ve stres bölgeleri.

2.4.2. Yüzey Sertliği ve Ölçümü

Dental materyallerde yüzey sertliği genel olarak yüzeyde daimi delinmeye veya çentikleşmeye direnci tanımlar (48,70) . Yüzey sertliği ölçme metodlarının çoğunda materyalin yüzeyinde delici bir uçla ve belirlenmiş bir kuvvetle bir çentik oluşturulur. Oluşturulan çentiğin boyutlarının ölçülmesiyle sertlik değeri hesaplanır. Sertlik arttıkça, sertlik değeri de artar (70) . Böylelikle sertlik, plastik deformasyona direnci ölçer ve çentikteki birey alana gelen kuvvetin ölçümüyle belirlenir (48) . Materyalin sertlik değerinin bilinmesi diş hekimine değerli bir bilgi sağlar (47) . Sertlik bir objenin freze edilmesini, tesviyesini, polisajını ve kullanım sırasında çizilmeye direncini etkiler. Tesviye ve polisaj estetik açıdan önemlidir ve oluşan çizikler materyalin dayanıklılığını etkiler, başarısızlıklara yol açar (48) .

En sık kullanılan yüzey sertliği ölçme yöntemleri; Barcol, Brinell, Rockwell, Shore A, Vickers ve Knoop'dur (47) . Bu testlerin birbirinden farkı, çentik oluşturan ucun farklı şekillerde olması ve sertliğin hesaplama yöntemleridir (48) .

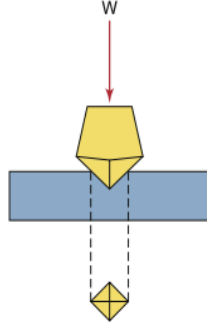
Brinell sertlik testinde kullanılan uç bir çelik top şeklindedir. En uzun zamandır kullanılan test yöntemidir. Oluşan çentiğin çapı ölçülür. Ölçülen Brinell sertlik değeri BHN olarak adlandırılır. Genellikle metallerin sertliğinin ölçülmesinde kullanılır.

Rockwell testi Brinell'e benzer şekildedir. Top şeklinde veya baklava şeklinde bir uç kullanılır. Bu testte çentiğin çapı değil derinliği ölçülür. Ölçülen sertlik değeri RHN olarak adlandırılır.

Vickers sertlik testi, Brinell ile aynı prensiplere sahiptir. Kare tabanlı bir piramit uç kullanılır (Şekil 2.4). Uygulanan kuvvetin oluşan çentiğin alanına bölünmesiyle Vickers sertlik değeri ölçülür, VHN olarak adlandırılır.

Knoop sertlik testi baklava şekilli bir uç ile yapılır. Oluşan çentik romboid şekillidir. En uzun diagonalın boyu ölçülür. Ölçülen sertlik değeri KHN olarak adlandırılır.

Knoop ve Vickers sertlik testleri mikro-sertlik testleri, Brinell ve Rockwell ise makro-sertlik testleri olarak sınıflandırılır. Daha az sofistike testler olan Barcol ve Shore A yumuşak plastik, kauçuk gibi elastik materyaller için kullanılır. Genelde endüstride kalite kontrol için kullanılmaktadırlar (47,70) .



Şekil 2.4. Vickers sertlik testinde delici uç ve meydana gelen çentiğin şematik resmi (48) .

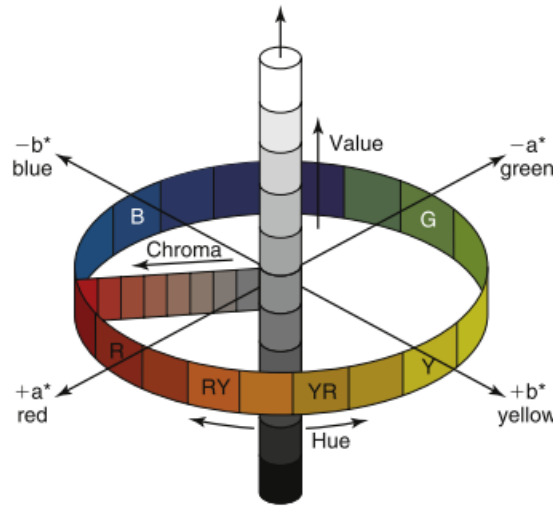
2.4.3. Renk ve Ölçümü

Diş hekimliğinin amaçlarından biri hasar görmüş veya kaybedilmiş dişlerin doğal görünümüne en yakın biçimde yerine konulmasıdır (47) . Özellikle estetiğin önemli olduğu bölgelerde geçici restorasyon hem doğal dişlere en yakın renkte olmalı, hem de kullanım süresi boyunca rengini kaybetmemelidir. Estetik beklentilerin yüksek olduğu günümüzde, geçici restorasyonda fark edilebilir bir renklenme hasta memnuniyetsizliğine neden olur (32,71) .

Renk algısı fiziksel bir uyarıcının fizyolojik cevabı sonucunda oluşur (48) . İnsan gözü 400 nm (mor) ile 700 nm (kırmızı) dalga boyları arasındaki renklere hassastır. Bir objenin görünür olabilmesi için üzerine gelen ışığı yansıtması veya ışığı yayması gerekir. Objenin üzerine gelen ışık gün ışığında olduğu gibi genelde birçok dalga boyunu içerir, objenin yansıttığı dalga boyları o objenin optik özelliklerini belirler (47) . Grassmann'ın kanunlarına göre insan gözü rengin sadece üç parametresini ayırt edebilir.

Bu parametreler: baskın dalga boyu veya ana renk (*hue*), ışığın yansımaya derecesi veya parlaklık (*value*) ve doygunluk veya saturasyondur (*chroma*) (47,48) . Temel renk; mavi, yeşil ve kırmızı ana renklerinin uygun oranlarda karışmasıyla insan gözü tarafından algılanır. Parlaklık, objenin akromatik gri skalasındaki renk özelliğini tanımlar. Tam siyah bir objenin parlaklığı 0 iken, tam beyaz bir objenin parlaklık değeri 100'dür. Doygunluk ise objenin renginin ona en yakın olan akromatik skaladan uzaklık derecesini belirtir, 0 ile 1 arasında değişen değerler alır (48) .

İnsan gözünde renk sinyalleri beyine retinadaki üç set halinde bulunan koni hücreleri tarafından gönderilir. Bu koniler kırmızı, yeşil ve mavi renklerine hassastır. Diğer renkler ise bu üç ana rengin karışımından elde edilir (47,48,70) . Işığın yetersiz olduğu durumlarda retinadaki çubuk hücreleri aktiftir ve renk algısı yok olur. Çubuk hücreleri siyahtan beyaza giden bir skalada, gri tonlarında optik algıdan sorumludur (47) . Dış hekimliğinde renk seçmek için en doğru ışık gün ışığıdır. Gün ışığı spektrumun tüm dalgaboylarını içerir. Dış rengi temelde yakın mor ötesi denilen mor ve mavi renklerinden zengindir. Dolayısıyla renk seçimi sırasında ışık kaynağı olarak yakın mor ötesi dalga boylarını içeren bir ışık seçilmelidir (47) .



Şekil 2.5. CIE L*a*b* ve Munsel renk sistemi (48) .

Dental restoratif materyallerin renk ölçümü genellikle görsel metotla veya renk ölçüm cihazlarıyla yapılır (48) .

Görsel metotla yapılan renk ölçümünde Munsel renk sistemi kullanılır. Rengin üç boyutu x,y,z olarak tayin edilir. Munsel renk sistemi Şekil 2.5'te gösterilmiştir. Üzerinde renk plakaları olan bir skaladan renk tayini yapılır (Şekil 2.6). Önce parlaklık belirlenir, materyalin renginin açık veya koyu olma özelliğine göre bir plaka seçilir. İkinci sırada doygunluk, seçilen parlaklığa yakın fakat artan satürasyon değerleri olan plakalar arasından seçilir. Son olarak ise temel renk seçilir (48) .



Şekil 2.6. Vita 3-D renk skalasında parlaklık değerleri soldan sağa 1, 2, 3, 4, 5; doygunluk değerleri yukardan aşağı 1, 2, 3; satürasyon değerleri L, M, R olarak kodlanmıştır (72) .

Ölçüm cihazlarıyla seçim görsel yöntemle göre daha güvenli ve değişmez sonuçlar verir. Kolorimetre ve spektrofotometre kullanılan renk ölçüm cihazlarıdır. Spektrofotometre objeden yansıyan ışığı dalga boyu miktarına göre ölçer. Kolorimetre ise objeden yansıyan kırmızı, yeşil ve mavi rengin miktarını ölçer. Bu cihazlar renk algısında kullanılan x, y, z düzlemlerindeki tristimulus değerlerini sayısal olarak bize verir. Bu tristimulus değerleri üç ana rengin, objenin yansıttığı ışık içerisindeki miktarını

anlatır. Tipik olarak bu değerler, *Commission Internationale de le l'Eclairage* (CIE) (Uluslararası İlüminasyon Komisyonu)'na göre hesaplanır ve sonucunda CIE L*a*b* değerlerine ulaşılır (47,48,70) . Şekil 2.5'te CIE L*a*b* renk sistemi görülmektedir. 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 (47,48) . İki renk arasındaki fark şu 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 (73) . ΔE değerlerinin sınıflaması Ulusal Standartlar Bürosu (*National Bureau of Standarts*) tarafından yapılmıştır. Buna göre: ΔE değerleri 0,0-0,5 arasında: çok az değişim; 0,5-1,5 arasında: az değişim; 1,5-3,0 arasında: fark edilebilir değişim; 3,0-6,0 arasında: belirgin değişim; 6,0-12,0 arasında: ciddi belirgin değişim; 12,0 veya üzerinde: başka bir renge değişim olarak tanımlanmıştır (74) .

2.4.4. Yüzey Pürüzlülüğü ve Ölçümü

Dental restoratif materyallerin estetik özellikleri günümüzde oldukça önem kazanmıştır. Parlak ve pürüzsüz bir yüzey estetik görünüm için gereklidir ve ağız ortamında uzun süre pürüzsüzlüğünü koruyabilmelidir. Pürüzsüz yüzeyler estetik görünümü sağlamanın yanında lekelenmeye neden olan film tabakanın yerleşmesini ve plak retansiyonunun oluşmasını da engellerler (75) . Plak retansiyonu olabilmesi için yüzeyin pürüzlülüğünün 0,2 μm den daha büyük olması gerekmektedir (76) . Ayrıca, yüzeyin pürüzsüz olması sürtünme katsayısını azaltır ve bunun sonucunda materyalin aşınma hızını yavaşlatabilir (77) . Rezin kompozitler gibi kırılğan materyallerde yüzey kalitesi kırılma direncini de etkilemektedir (75) .

Dental rezinlerde yüzey pürüzlülüğü materyalin kompozisyonuna, pörözitesine, kullanılan aletlere ve frezlere, polisaj sırasında kullanılan aşamalara bağlıdır. Resin matriksi ve doldurucular değişik seviyelerde sertliğe sahiptirler. Bu nedenden dolayı polisaj sırasında farklı oranlarda aşındırılırlar ve farklı resin tiplerinde değişik yüzey pürüzlülüklerine neden olurlar. Kompozisyon farklılıkları, resin tipleri, doldurucu partiküllerinin çeşitliliği ve tesviye-polisajda kullanılan aşındırıcıların farklılıkları, kullanılan rezine uygun ve tavsiye edilen şekilde tesviye-polisajının yapılmasının gerekliliğinin önemini vurgular (78,79) .

Materyallerin yüzey pürüzlülüğü ölçümü *Scanning Electron Microscopy* (SEM) ile veya mekanik yüzey profili analizi (Profilometre) ile yapılmaktadır. Ayrıca son yıllarda yeni bir uygulama olan Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM: *Atomic Force Microscope*) ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılabilmektedir (75) . Atomik Kuvvet Mikroskobu ile üç boyutlu, nanometre çözünürlüğünde detaylı topografik görüntüler elde edilebilmektedir (75) .

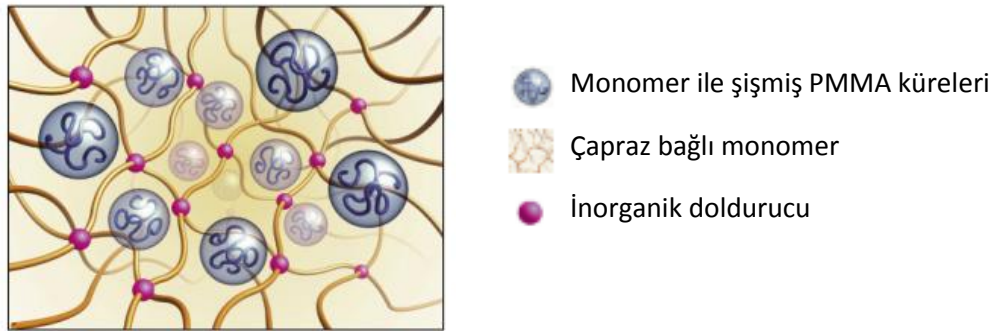
Profilometreler mekanik ve optik olmak üzere iki farklı tipte üretilmişlerdir. Mekanik profilometreler, iki-boyutlu ölçüm yaparlar ve örnek yüzeyi üzerinde boyutları belirli bir elmas ucun yüzeyi taraması prensibiyle çalışırlar (76) . Bu elmas kaydedici uç, belirli bir hızda örnek yüzeyinde gezerken, yüzeydeki düzensizliklere bağlı olarak ucun yaptığı dikey hareketleri kaydetmekte ve yüzey topografisi ile ilgili rakamsal değerler elde edilebilmektedir.

2.5. Çalışmada Kullanılan Geçici Restorasyon Materyalleri

Çalışmada 6 değişik geçici restorasyon materyali kullanılmıştır. Materyallerin ikisi CAD/CAM sistemleriyle kullanılmak üzere üretilmiş bloklardır. Bir adet otopolimerizan akrilik ve bir adet ısı ile polimerize olan sıcak akrilik materyal, bir adet görünür ışıkla polimerize olan resin, bir adet de otopolimerizan bis-akril resin kullanılmıştır.

2.5.1. Vita CAD-Temp

Vita CAD-Temp blokları fiber içermeyen, homojen, yüksek moleküllü ve çapraz bağlı akrilat polimerden oluşur. Yapısında doldurucu olarak %14 oranında mikro SiO_2 partiküller vardır. Bu inorganik mikro doldurucular ağ yapının içerisine polimerize olurlar ve tamamen homojen bir yapı oluştururlar. Bu özel yapı Vita tarafından MRP (Microfilled Reinforced Polyacrylate) materyali olarak anılmaktadır (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Vita Cad-Temp'in yapısı

Renk seçenekleri Vita'nın üç boyutlu renk skalasına uygun olarak 0M1T, 1M2T, 2M2T, 3M2T şeklindedir. Yüksek estetik gereksinimi olan durumlar için renk geçişli bloklar da mevcuttur (Şekil 2.8).

Vita CAD-Temp'in endikasyonları arasında uzun dönem kullanım için parsiyel kronlar, anterior ve posterior tek kronlar, iki gövdeye kadar uzunlukta anterior ve posterior köprüler vardır.



Şekil 2.8. Vita Cad-Temp bloğu

2.5.2. Telio CAD

Telio CAD blokları %99,5 çapraz bağlı PMMA ve renk pigmentlerinden oluşmuştur. Uzun dönem kullanım için tek üyeli ve çok üyeli kron köprü restorasyonlarının CAD/CAM sistemleriyle üretilebilmesi için tasarlanmıştır. Endüstriyel polimerizasyon sayesinde bloklar yüksek homojeniteye sahiptir.

Altı değişik renk seçeneği vardır: BL3, A1, A2, A3, A3.5 ve B1.

Telio CAD'in endikasyonları arasında en fazla 12 ay kullanıma uygun tek kronlar ve iki gövdeye kadar uzunlukta köprüler, implant üstü geçici kronlar ve TME rehabilitasyonu için geçici restorasyonlar sayılabilir (Şekil 2.9).



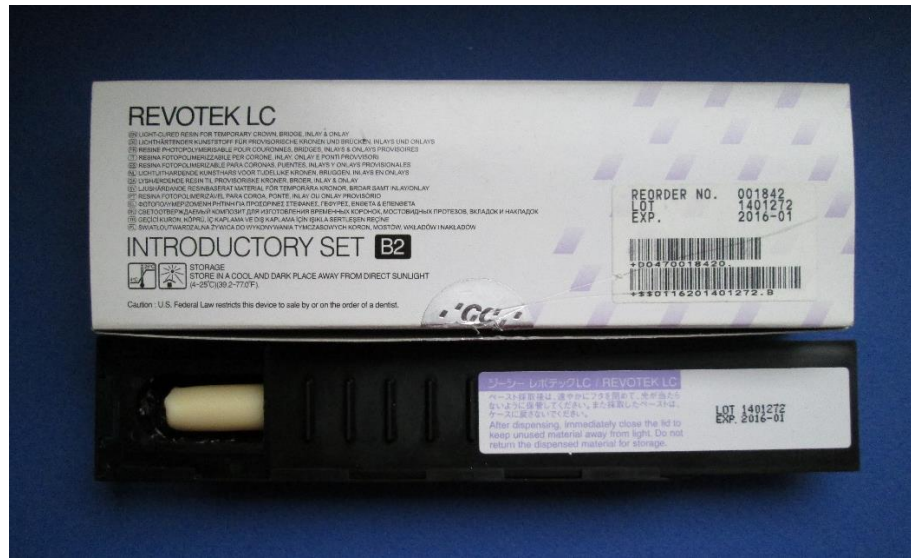
Şekil 2.9. Telio-CAD bloğu

2.5.3. Revotek LC

Revotek LC görünür ışıkla polimerize olan, tek bileşenli, ağızda şekillendirmeye izin veren bir kompozit rezindir. Yapısında UDMA vardır.

Renk seçeneği yoktur. Vita renk sistemine uygun B2 renkli paketler tek seçenektir.

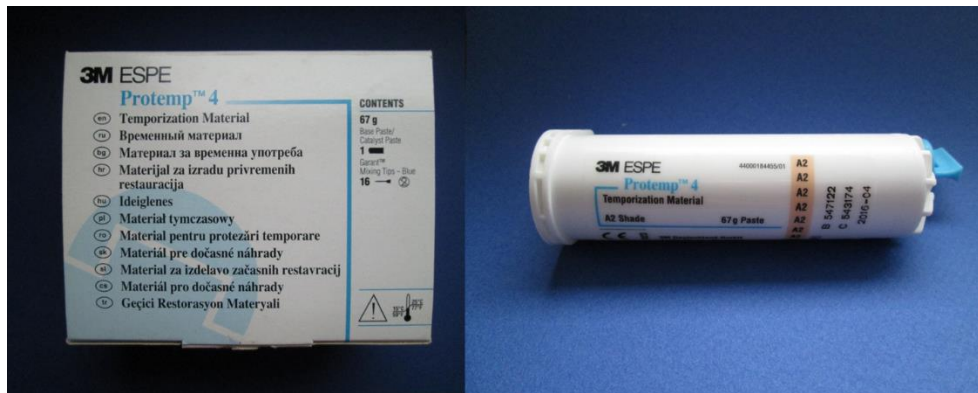
Ağız içerisinde şekillendirme ile veya model üzerinde şekillendirerek restorasyonlar hazırlanabilir. Geçici kron, köprü, inley ve onley endikasyonları arasındadır (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Revotek LC

2.5.4. Protemp 4

Yapısında mikro partikül dolduruculu bis-akril kompozit rezin vardır. İçinde bis-GMA, UDMA, TEGDMA, bis-EMA ve 50 nm silanize amorf silika doldurucular vardır (80) . Otomatik karıştırma sağlayan tabancalı sistemle uygulanır. Akışkan kompozitle kolaylıkla tamir edilebilir (Resim 2.11).



Şekil 2.11. Protemp 4

Altı değişik renk seçeneği bulunur: Bleach, A1, A2, A3, A3.5 ve B3.

Endikasyonları arasında geçici kronlar, köprüler, inleyler, onleyler, veneerler ve implant üstü geçici kronlar vardır. Uzun dönem kullanıma uygundur.

2.5.5. Dentalon Plus

Geçici kron ve köprülerin yapımı için otopolimerizan, toz ve likit şeklinde kullanılan bir polimerdir. Tozun içeriğinde polietil metakrilat, polimetakrilat ve inorganik dolgu maddeleri bulunur. Likitin içeriğinde ise n-bütül metakrilat, üretan akrilat ve etil metakrilat bulunur (Şekil 2.12).



Şekil 2.12. Dentalon Plus tozu ve likiti

Açık (L), orta (M) ve koyu (D) olmak üzere üç renk seçeneği vardır.

Endikasyonları arasında direkt yöntemle hazırlanan geçici kron ve köprüler, ve indirekt geçici restorasyonların üretilmesi vardır.

2.5.6. Imident Geçici Kron-köprü Akriliği

Kadmiyum içermeyen polimetil metakrilat esaslı bir polimerdir. Kendi likiti ile birlikte kullanıldığında otopolimerizan özellik gösterir. Eğer aynı üreticiden sağlanan IQ-15 heat cure likit ile kullanılırsa ısı ile polimerize olan akrilik olarak kullanılabilir (Şekil 2.13).

Açıktan koyuya beş değişik doğal renk seçeneği vardır: A0, A1, A2, A3, A4
Tüm geçici kron ve köprü yapımlarında endikedir.



Şekil 2.13. Imicryl sıcak akrilik likiti ve geçici restorasyon akrilik tozu.

Bu çalışmada; 6 farklı materyalden üretilen değişik geçici restorasyon materyallerinin mekanik dayanıklılığının ölçülmesi için sertlik ve kırma testleri, estetik açıdan değerlendirmek üzere yüzey pürüzlülüğü ve renk ölçümleri yapılmıştır. Bu testler yardımıyla geçici bir restorasyon materyali seçiminde, restorasyonun ağızda kalma süresi içerisinde hangi materyalin daha avantajlı olacağı araştırılmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada piyasada bulunan altı farklı geçici restorasyon materyalinin bükülme dayanıklılığı, mikrosertlik, yüzey pürüzlülüğü ve renk özellikleri değerlendirilmiştir. Tablo 3.1’de kullanılan materyallerin içerikleri belirtilmiştir.

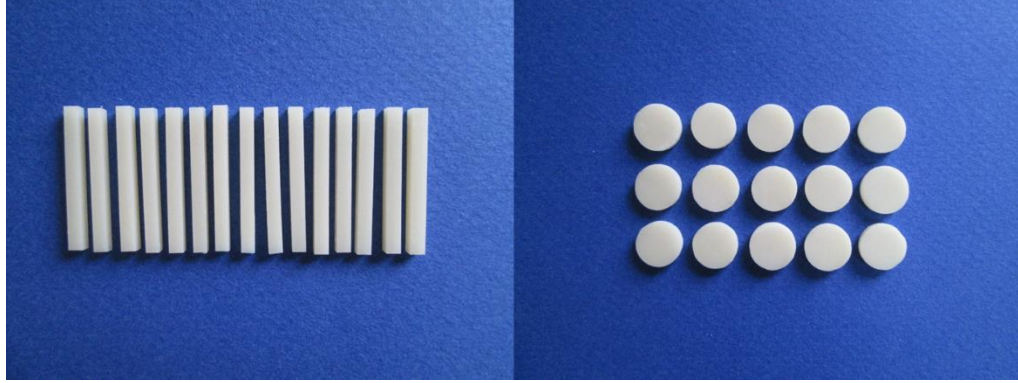
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan geçici restorasyon materyalleri

Materyal Tipi	Ticari İsmi	Lot Numarası	Üretici
Poliakril rezin	Vita CAD-Temp®	45870/34760	Vita Zahnfabrik, Almanya
Polimetil metakrilat	Telio CAD	T20206	Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn
Üretan dimetakrilat	Revotek LC	1401272	GC, Tokyo, Japonya
Bis-akrilik rezin	Protemp 4	555927	3M ESPE, Neuss, Almanya
Polietil metakrilat/polimetil metakrilat	Dentalon Plus	010215/010293	Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya
Polimetil metakrilat	Imident	13351/14164	Imicryl, Konya, Türkiye

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada mekanik ve fiziksel bazı özellikleri incelemek üzere, her örnek grubundan 15’er tane olacak şekilde iki değişik formda örnek hazırlanmıştır. Altı örnek grubundan toplam 180 adet test örneği bulunmaktadır. Bükülme dayanıklılığı bakılacak

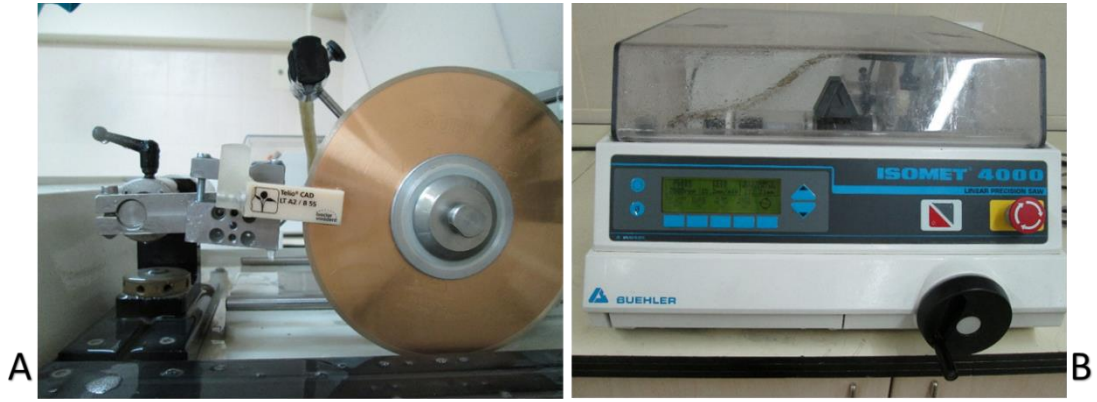
örnekler çubuk şeklinde hazırlanmış; renk stabilitesi, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey sertliği bakılacak örnekler ise disk şeklinde hazırlanmıştır (Şekil 3.1).



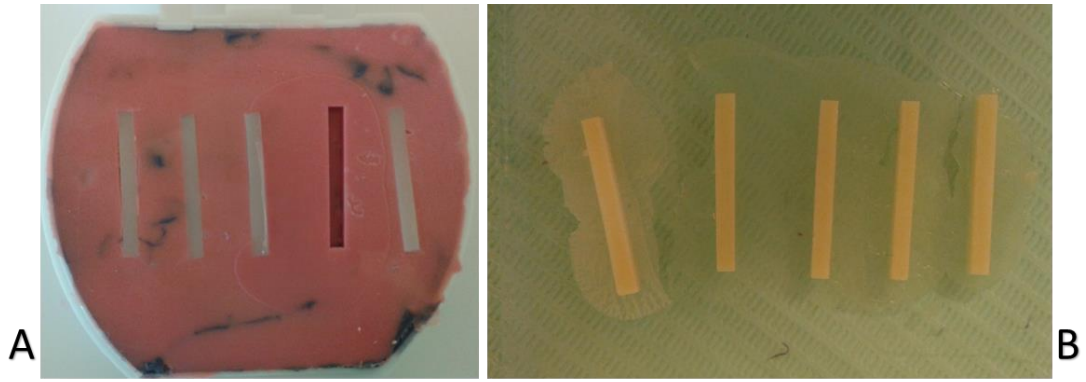
Şekil 3.1. Test örnekleri.

3.1.1. Bükülme Dayanıklılığı Test Edilecek Örneklerin Hazırlanması

Çubuk şeklindeki örnekler EN ISO 4049:2000 standartlarına uygun olarak 25 x 2 x 2 mm boyutlarında hazırlandı. CAD/CAM bloklarından elde edilen örnekler hassas testere (Isomet 4000, Buehler IL, ABD) yardımıyla kesildi (Şekil 3.2). Dentalon plus, Imident, Revotek LC ve Protemp 4 örnekleri silikon kalıp yardımıyla hazırlandı (Şekil 3.3). Silikon kalıba doldurulan polimerize olmamış rezinin üzeri cam ile örtülerek düzgün yüzeyler elde edildi ve polimerizasyon süreci boyunca parmak basıncı uygulandı. Revotek LC silikon kalıplara doldurulduktan sonra bir halojen ışık kaynağı (Hilux Optimax, 800 mW/cm², Benlioglu Dental, Ankara, Türkiye) ile 40 sn boyunca polimerize edildi. Farklı olarak Imident, ısı ile polimerizasyon yöntemi ile üretilmek üzere muflada polimerize edildi. Tüm örneklerin sırasıyla 400, 800, 1200, 2400 grit SiC zımpara ile ıslak zımparalanarak polisajı yapıldı. Polisajı yapılan örnekler bir hafta süre ile 25°C ısıda distile suda bekletildi.



Şekil 3.2. Çubuk şeklinde hazırlanan örnekler: A) CAD/CAM bloklarının hassas testere ile kesilmesi B) Çalışmada kullanılan hassas testere.



Şekil 3.3. Çubuk şeklinde hazırlanan örnekler: A) Silikon kalıp B) Kalıptan çıkan örnekler.

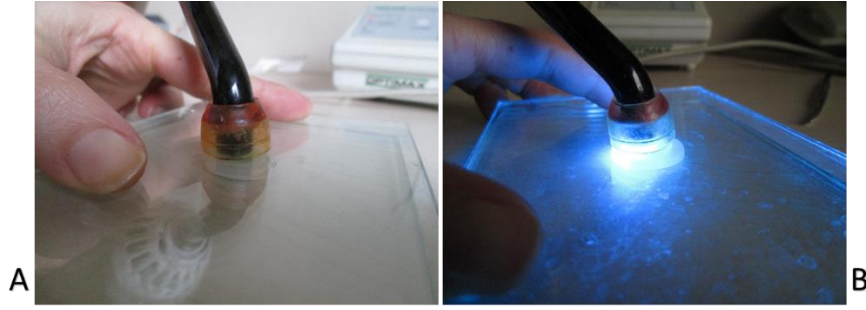
3.1.2. Renk Stabilitesi Test Edilecek Örneklerin Hazırlanması

Renk stabilitesi, yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertlik test edilecek örnekler, $10 \pm 0,1$ mm çapında $2 \pm 0,1$ mm kalınlığında ve disk şeklinde üretildi. CAD/CAM bloklarından elde edilen örnekler önce $10 \times 10 \times 2$ mm boyutlarında hassas testerede kesildi, sonra çelik frez yardımıyla disk şekline getirildi (Şekil 3.2). Dentalon plus, Revotek LC ve Protemp 4 örnekleri silikon bir kalıp ve iki cam yardımıyla hazırlandı. Cam üzerine

yerleştirilen disk şeklindeki silikon kalıpların içi üretici talimatlarına uygun olarak karıştırılmış materyal ile doldurulduktan sonra ikinci bir cam ile üzeri örtüldü (Şekil 3.4). İki dakika boyunca parmak basıncı uygulandı. Revotek LC bir halojen ışık kaynağı (Hilux Optimax, 800 mW/cm², Benlioglu Dental, Ankara, Türkiye) ile polimerize edildi ve sadece ışık verilme süresince (40 sn) baskı uygulandı (Şekil 3.5). Farklı olarak Imident, ısı ile polimerizasyon yöntemi ile üretilmek üzere muflada polimerize edildi. Tüm örneklerin sırasıyla 400, 800, 1200, 2400 grit SiC zımpara ile ıslak zımparalanarak polisajı yapıldı. Polisajı yapılan örnekler bir hafta süre ile 25°C ısıda distile suda bekletildi.



Şekil 3.4. A) Çalışmada kullanılan halojen ışık kaynağı B) Disk şeklindeki örnekleri hazırlamak için kullanılan silikon halka C) Materyalin kalıba yerleştirilmesi.



Şekil 3.5. Işıkla sertleşen örneklerin hazırlanması.

3.2. Kullanılan Testler ve Cihazlar

3.2.1. Yüzey Pürüzlülüğü Testi

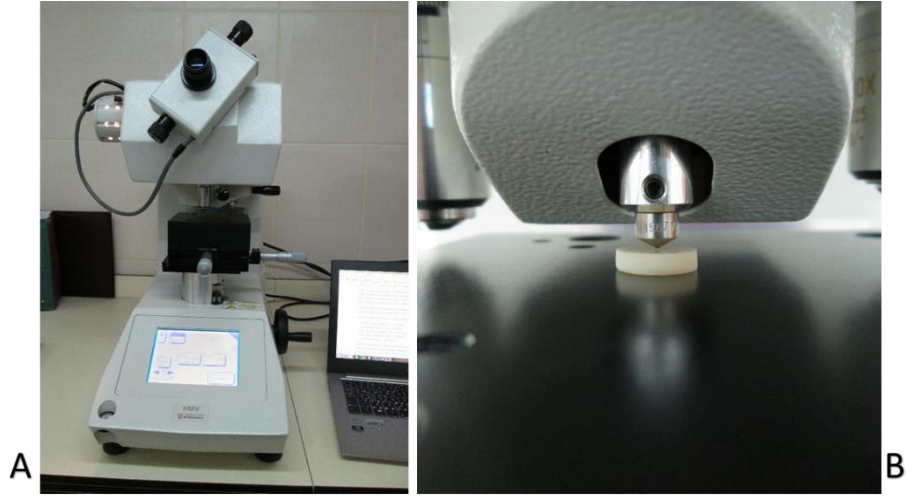
Yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için disk şeklindeki örneklerde renklendirme yapılmadan önce test yapıldı. Çalışmada, yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarında yapıldı. Yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra tüm örneklerin ortalama yüzey pürüzlülükleri (R_a) profilometre (Perthometer M2, Mahr GmbH, Göttingen, Almanya) ile ölçüldü (Şekil 3.6). Örnekler üzerindeki ölçüm uzunluğu 5,6 mm olacak şekilde ayarlandı. Her bir örneğin yüzey pürüzlülüğünü saptamak için örnek yüzeyinden her ölçüm sonrası örneği 120° çevirerek 3 farklı yönde ölçüm yapıldı, elde edilen R_a değerlerinin ortalamaları alındı.



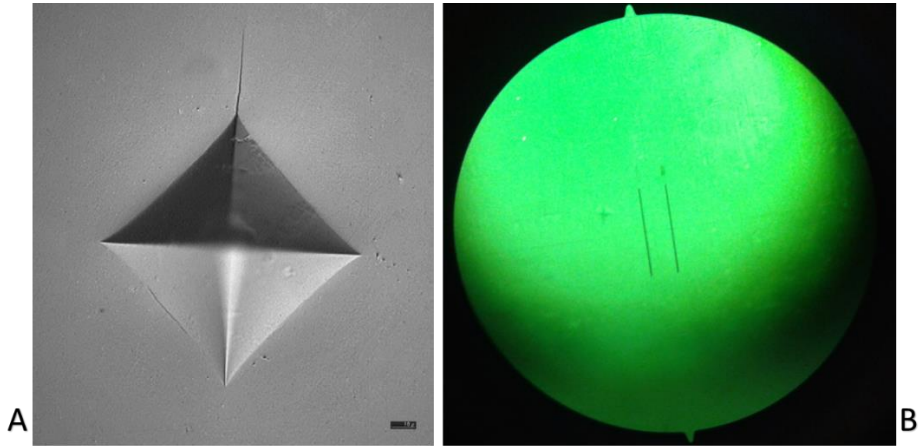
Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan yüzey pürüzlülük test cihazı.

3.2.2. Sertlik Testi

Örneklerin yüzey sertliği ölçümü Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku Laboratuvarında bulunan mikrosertlik cihazı (SHIMADZU HMV-2, Tokyo, Japonya) ile yapıldı (Şekil 3.7). Her bir örneğin Vickers sertlik değerlerini ölçmek için, 98,07 mN yük uygulayarak ve 15 saniye süre ile örnek yüzeyinde 4 farklı noktadan ölçüm yapıldı ve bu değerlerin ortalaması alındı.



Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan mikrosertlik test cihazı.



Şekil 3.8. Vickers sertlik testi: A) Delici ucun materyal üzerinde bıraktığı çentik
B) Cihazın ışık mikroskobundan bir görüntü.

3.2.3. Renk Testi

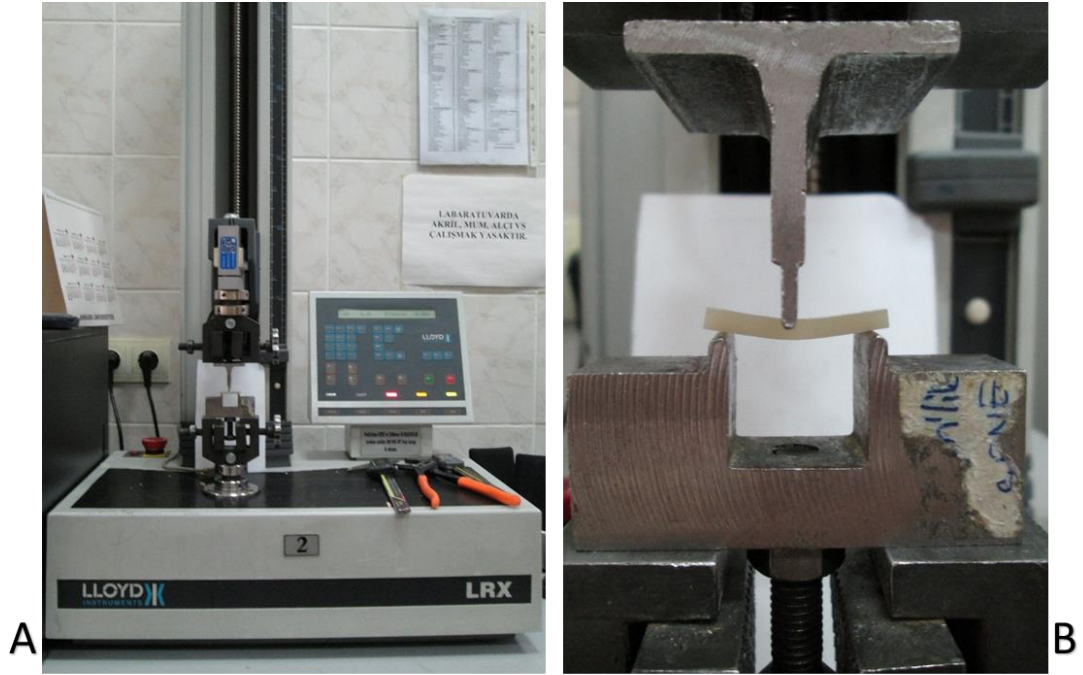
Çalışmada renk ölçümleri Dystar Kimya Sanayi ve Ticaret Limited Şirketi'nde bulunan spektrofotometre cihazı (Datacolor SF-600 Spectrophotometer, New Jersey, ABD) ile yapıldı (Şekil 3.9). Renk ölçüm başlığı 0,6 mm olarak seçildi. Renk ölçümleri iki aşamalı olarak yapıldı. İlk aşamada tüm örneklerin renk ölçümleri yapılarak L_1 , a_1 ve b_1 değerleri elde edildi. İkinci aşamadan önce tüm örnekler 1 hafta süre ile kahve solüsyonunun içinde bekletildi. Kahve solüsyonu (Nescafe Classic, Nestle, İsviçre), 2 gr granül hazır kahveye 200 ml sıcak su eklenmesi ve karıştırılmasıyla elde edildi. Örnekler renklendirme için solüsyona eklenmeden önce kahve solüsyonunun oda ısısına gelmesi beklendi ve bu işlem 7 gün boyunca tekrarlanarak solüsyon yenilendi. Renklendirme işlemi tamamlandıktan sonra tüm örnekler distile su ile 20 sn boyunca yıkandı ve kağıt havlu ile hafifçe kurulandı. Ardından ikinci aşama renk ölçümleri yapıldı ve L_2 , a_2 , b_2 değerleri kaydedildi. Elde edilen değerlerden $\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$ formülü ile ΔE değerleri hesaplandı.



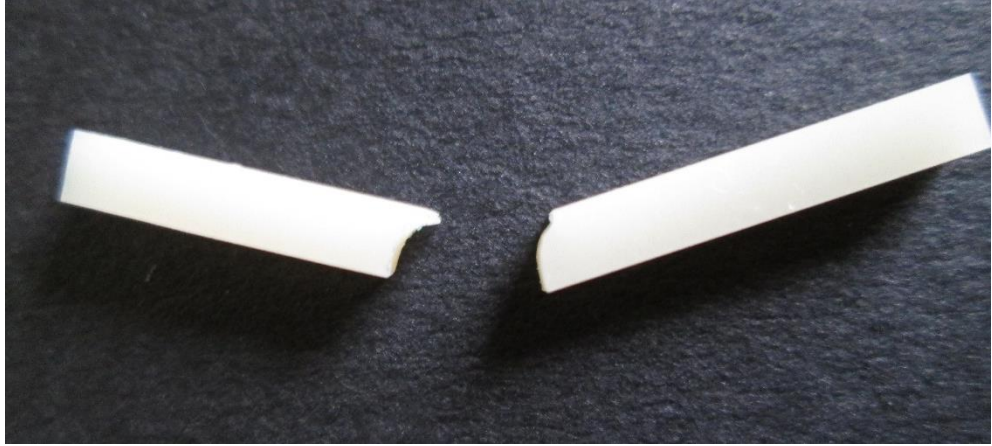
Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan spektrofotometre.

3.2.4. Bükülme Dayanıklılığı Testi

Bükülme dayanıklılığı testi Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirildi. Kırılma esnasındaki maksimum yük değerleri bir universal mekanik test cihazı (Lloyd Instruments, Fareham, Hampshire, İngiltere) ile yapıldı (Şekil 3.10). 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 ayarlandı. Tüm örneklere kırılana kadar kuvvet uygulandı ve maksimum yük değerleri kaydedildi (Şekil 3.11).



Şekil 3.10. Bükülme dayanıklılığı testi: A) Çalışmada kullanılan universal test cihazı
B) Bükülme dayanıklılığı test düzeneği.



Şekil 3.11. Kırılmış bir örneğin görüntüsü

3.3 İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS for Windows 11.5 paket programında yapıldı. Sürekli değişkenlerin dağılımının normal dağılıma uygun dağılıp dağılmadığı Kolmogorov Smirnov testiyle, varyansların homojenliği ise Levene testiyle araştırıldı. Tanımlayıcı istatistikler ortanca (çeyrekler arası genişlik) şeklinde gösterildi.

Gruplar arasında ortanca değerler yönünden farkın önemliliği Kruskal Wallis testiyle incelendi. Kruskal Wallis test istatistiği sonuçlarının önemli bulunması halinde Conover'ın parametrik olmayan çoklu karşılaştırma testi kullanılarak farka neden olan durumlar tespit edildi. Sürekli değişkenler arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişkinin olup olmadığı Spearman'ın Korelasyon testi kullanılarak araştırıldı.

$p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Bükülme Dayanıklılığı Bulguları

Test edilen altı farklı geçici restorasyon materyaline ait bükülme dayanıklılığı ölçüm verileri, ortalamaları, standart sapmaları, ortanca değerleri, çeyrekler arası genişlik, minimum ve maksimum değerler Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Bükülme dayanıklılık testi sonuçları

Test	Gruplar	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Çeyrekler Arası Genişlik	Minimum	Maksimum
Bükülme Dayanıklılığı	Cad-Temp	76,6599	8,32099	78,2064	11,25	58,39	89,74
	Telio-CAD	123,0517	34,94300	116,7969	61,82	82,62	181,04
	Revotek LC	88,8750	15,86753	83,5938	23,34	67,97	120,12
	Protemp 4	139,6544	19,63620	146,2317	33,99	102,93	165,97
	Dentalon Plus	64,4922	16,69358	63,0860	19,53	34,96	90,82
	Imident	143,1641	27,63349	146,0938	28,32	91,80	200,00

Tablo 4.2. Gruplara göre bükülme dayanıklılığı ölçümleri

Materyaller	Bükülme dayanıklılığı
CAD-Temp	78,21 (11,25) ^{a,b,c}
Telio-CAD	116,80 (61,82) ^{a,d,e}
Revotek LC	83,59 (23,34) ^{d,f,g,h}
Protemp 4	146,23 (33,99) ^{b,f,i}
Dentalon Plus	63,09 (19,53) ^{e,g,i,j}
Imident	146,09 (28,32) ^{c,h,j}
p-değeri †	<0,001

† Kruskal Wallis testi

- a: Cad-Temp grubu ile Telio-CAD grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),
b: Cad-Temp grubu ile Protemp 4 grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),
c: Cad-Temp grubu ile Imident grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),
d: Telio-CAD grubu ile Revotek LC grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,006$),
e: Telio-CAD grubu ile Dentalon Plus grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),
f: Revotek LC grubu ile Protemp 4 grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),
g: Revotek LC grubu ile Dentalon Plus grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,020$),
h: Revotek LC grubu ile Imident grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),
i: Protemp 4 grubu ile Dentalon Plus grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),
j: Dentalon Plus grubu ile Imident grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$).

Test sonucunda ortanca değerlerine göre en yüksek değerler Imident ve Protemp 4’te görülürken, en düşük değer Dentalon Plus’ta görülmüştür. Gruplara göre bükülme dayanıklılığı ölçümleri, ortanca ve çeyrekler arası genişlik değerleriyle Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Ortanca değerleri karşılaştırıldığında Protemp 4 (146,23 MPa) ve Imident (146,09 MPa) benzer bükülme dayanıklılık değerleri göstermiştir.

Tablo 4.3. Gruplar arasında ikili karşılaştırmada bükülme dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı gruplar.

	Cad-Temp	Telio-CAD	Revotek LC	Protemp 4	Dentalon Plus	Imident
Cad-Temp		x		x		x
Telio-CAD	x		x		x	
Revotek LC		x		x	x	x
Protemp 4	x		x		x	
Dentalon Plus		x	x	x		x
Imident	x		x		x	

Tablo 4.3'te Gruplara göre bükülme dayanıklılığı ikili olarak karşılaştırılmıştır. “x” ile işaretlenen kutularda iki sonuç arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunan gruplara aittir. $p < 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Testi Bulguları

Test edilen altı farklı geçici restorasyon materyaline ait yüzey pürüzlülüğü ölçüm verileri, ortalamaları, standart sapmaları, ortanca değerleri, çeyrekler arası genişlik, minimum ve maksimum değerler Tablo 4.4'te gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Yüzey pürüzlülüğü testi sonuçları

Test	Gruplar	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Çeyrekler Arası Genişlik	Minimum	Maksimum
Yüzey Pürüzlülüğü	Cad-Temp	0,2355	0,10057	0,2690	0,17	0,08	0,40
	Telio-CAD	0,1661	0,03356	0,1697	0,06	0,12	0,23
	Revotek LC	0,4529	0,18552	0,4300	0,23	0,24	0,94
	Protemp 4	0,3405	0,12351	0,3547	0,17	0,12	0,55
	Dentalon Plus	0,1871	0,02026	0,1920	0,03	0,15	0,22
	Imident	0,1236	0,01890	0,1133	0,02	0,10	0,16

En yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri ortanca verileri dikkate alındığında Revotek LC'de görülmüştür. Protemp 4 ve Cad-Temp benzer yüzey pürüzlülük değerleri göstermiş, en düşük değerler sıcak akrilik grubu olan Imident'te görülmüştür.

Tablo 4.5. Gruplara göre yüzey pürüzlülüğü ölçümleri

Materyaller	Yüzey pürüzlülüğü
CAD-Temp	0,27 (0,17) ^{a,b,c}
Telio-CAD	0,17 (0,06) ^{d,e,f}
Revotek LC	0,43 (0,23) ^{a,d,g,h}
Protemp 4	0,35 (0,17) ^{b,e,i,j}
Dentalon Plus	0,19 (0,03) ^{g,i,k}
Imident	0,11 (0,02) ^{c,f,h,j,k}
p-değeri †	<0,001

† Kruskal Wallis testi,

- a: Cad-Temp grubu ile Revotek LC grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),
b: Cad-Temp grubu ile Protemp 4 grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,027$),
c: Cad-Temp grubu ile Imident grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),
d: Telio-CAD grubu ile Revotek LC grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),
e: Telio-CAD grubu ile Protemp 4 grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),
f: Telio-CAD grubu ile Imident grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,036$),
g: Revotek LC grubu ile Dentalon Plus grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),
h: Revotek LC grubu ile Imident grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),
i: Protemp 4 grubu ile Dentalon Plus grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,005$),
j: Protemp 4 grubu ile Imident grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),
k: Dentalon Plus grubu ile Imident grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,003$).

Imident grubu ile diğer tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak belirgin bir şekilde anlamlı bulunmuştur. Imident'in yüzey pürüzlülük değeri 0,11 ile en düşük bulunmuştur.

Tablo 4.6. Gruplar arasında ikili karşılaştırmada yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı gruplar.

	Cad-Temp	Telio-CAD	Revotek LC	Protemp 4	Dentalon Plus	Imident
Cad-Temp			x	x		x
Telio-CAD			x	x		x
Revotek LC	x	x			x	x
Protemp 4	x	x			x	x
Dentalon Plus			x	x		x
Imident	x	x	x	x	x	

Tablo 4.6’da gruplara göre yüzey pürüzlülüğü ikili olarak karşılaştırılmıştır. “x” ile işaretlenen kutularda iki sonuç arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunan gruplara aittir. $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4.3. Mikrosertlik Testi Bulguları

Test edilen altı farklı geçici restorasyon materyaline ait mikrosertlik ölçüm verileri: ortalamaları, standart sapmaları, ortanca değerleri, çeyrekler arası genişlik, minimum ve maksimum değerler Tablo 4.7’de gösterilmiştir.

Tablo 4.7. Mikrosertlik testi sonuçları

Test	Gruplar	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Çeyrekler Arası Genişlik	Minimum	Maksimum
Mikrosertlik	Cad-Temp	27,8950	1,96089	27,9750	2,48	23,78	30,53
	Telio-CAD	24,4833	1,83302	24,7250	2,58	21,45	27,98
	Revotek LC	14,4200	0,95596	14,4750	1,25	13,08	16,20
	Protemp 4	3,3489	0,50805	3,1875	0,58	2,50	4,28
	Dentalon Plus	13,4867	1,06720	13,5750	1,60	11,33	15,43
	Imident	26,4900	2,01348	26,6500	3,08	21,83	30,25

Mikrosertlik testi sonuçlarında ortanca değerlerine göre en yüksek değerler Cad-Temp grubunda bulunmuş, Imident ve Telio-CAD benzer yüksek sertlik değerleri göstermiştir. Protemp 4 diğer gruplardan belirgin şekilde düşük sertlik değerleri göstermiştir.

Tablo 4.8. Gruplara göre mikrosertlik ölçümleri

Materyaller	Mikrosertlik
CAD-Temp	27,97 (2,48) ^{a,b,c,d}
Telio-CAD	24,72 (2,58) ^{a,e,f,g}
Revotek LC	14,47 (1,25) ^{b,e,h,i}
Protemp 4	3,19 (0,58) ^{c,f,h,j,k}
Dentalon Plus	13,57 (1,60) ^{d,g,j,l}
Imident	26,65 (3,08) ^{i,k,l}
p-değeri †	<0,001

† Kruskal Wallis testi,

a: Cad-Temp grubu ile Telio-CAD grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,030$),

b: Cad-Temp grubu ile Revotek LC grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),

c: Cad-Temp grubu ile Protemp 4 grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),

d: Cad-Temp grubu ile Dentalon Plus grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),

e: Telio-CAD grubu ile Revotek LC grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,007$),

f: Telio-CAD grubu ile Protemp 4 grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),

g: Telio-CAD grubu ile Dentalon Plus grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),

h: Revotek LC grubu ile Protemp 4 grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),

i: Revotek LC grubu ile Imident grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),

j: Protemp 4 grubu ile Dentalon Plus grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,030$),

k: Protemp 4 grubu ile Imident grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),

l: Dentalon Plus grubu ile Imident grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$).

Tablo 4.9. Gruplar arasında ikili karşılaştırmada mikrosertlik açısından istatistiksel olarak anlamlı gruplar.

	Cad-Temp	Telio-CAD	Revotek LC	Protemp 4	Dentalon Plus	Imident
Cad-Temp		x	x	x	x	
Telio-CAD	x		x	x	x	
Revotek LC	x	x		x		x
Protemp 4	x	x	x		x	x
Dentalon Plus	x	x		x		x
Imident			x	x	x	

Tablo 4.9’da gruplara göre mikrosertlik değerleri ikili olarak karşılaştırılmıştır. “x” ile işaretlenen kutularda iki sonuç arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunan gruplara aittir. $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4.4. Renk Stabilitesi Testi Bulguları

Test edilen altı farklı geçici restorasyon materyaline ait renk ölçüm verileri: ortalamaları, standart sapmaları, ortanca değerleri, çeyrekler arası genişlik, minimum ve maksimum değerler Tablo 4.10'da gösterilmiştir.

Tablo 4.10. Renk stabilitesi testi bulguları

Test	Gruplar	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Çeyrekler Arası Genişlik	Minimum	Maksimum
ΔE	Cad-Temp	1,6880	0,64409	1,7300	1,18	0,73	2,71
	Telio-CAD	1,8973	0,31381	1,9200	0,58	1,28	2,26
	Revotek LC	4,5593	0,56220	4,6400	0,79	3,32	5,49
	Protemp 4	5,4853	1,24641	5,8000	2,59	3,57	6,94
	Dentalon Plus	3,1660	0,54013	3,1600	0,72	1,97	4,08
	Imident	2,9880	0,51863	2,8300	0,76	1,74	3,61

Test örneklerinin ilk ve renklendirme sonrası değerleri kaydedilmiş, ΔE değerleri hesaplanmıştır. Yapılan spektrofotometre ölçümleri sonrası elde edilen verilere göre en

fazla renklenme Protemp 4 grubunda görülmüştür. Tüm örneklerde renklenme saptanmıştır. En az renklenme CAD/CAM blokları olan Cad-Temp ve Telio-CAD'de görülmüştür.

Tablo 4.11. Gruplara göre ΔE ölçümleri

Materyaller	ΔE
CAD-Temp	1,73 (1,18) ^{a,b,c,d}
Telio-CAD	1,92 (0,58) ^{e,f,g,h}
Revotek LC	4,64 (0,79) ^{a,e,i,j}
Protemp 4	5,80 (2,59) ^{b,f,k,l}
Dentalon Plus	3,16 (0,72) ^{c,g,i,k}
Imident	2,83 (0,76) ^{d,h,j,l}
p-değeri †	<0,001

† Kruskal Wallis testi,

a: Cad-Temp grubu ile Revotek LC grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),

b: Cad-Temp grubu ile Protemp 4 grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),

c: Cad-Temp grubu ile Dentalon Plus grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),

d: Cad-Temp grubu ile Imident grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,002$),

e: Telio-CAD grubu ile Revotek LC grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),

f: Telio-CAD grubu ile Protemp 4 grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),

g: Telio-CAD grubu ile Dentalon Plus grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),

h: Telio-CAD grubu ile Imident grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,005$),

i: Revotek LC grubu ile Dentalon Plus grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,007$),

j: Revotek LC grubu ile Imident grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,002$),

k: Protemp 4 grubu ile Dentalon Plus grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$),

l: Protemp 4 grubu ile Imident grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$).

Tablo 4.12. Gruplar arasında ikili karşılaştırmada ΔE açısından istatistiksel olarak anlamlı gruplar.

	Cad-Temp	Telio-CAD	Revotek LC	Protemp 4	Dentalon Plus	Imident
Cad-Temp			x	x	x	x
Telio-CAD			x	x	x	x
Revotek LC	x	x			x	x
Protemp 4	x	x			x	x
Dentalon Plus	x	x	x	x		
Imident	x	x	x	x		

Tablo 4.12’de gruplara göre ΔE değerleri ikili olarak karşılaştırılmıştır. “x” ile işaretlenen kutularda iki sonuç arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunan gruplara aittir. $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4.5. Testler arasında ikili korelasyonlar

Yüzey pürüzlülüğü ile ΔE ölçümleri arasındaki korelasyon katsayıları ve p-değerleri Tablo 4.13'te gösterilmiştir. Gruplar arasında korelasyon bulunamamış fakat genele baktığımızda bir korelasyon gözlemlenmiştir ($p<0,001$).

Tablo 4.13. Yüzey pürüzlülüğü ile ΔE ölçümleri arasındaki korelasyon katsayıları ve önemlilik düzeyleri.

	Korelasyon Katsayısı	p-değeri
CAD-Temp	0,407	0,132
Telio-CAD	0,166	0,554
Revotek LC	-0,211	0,451
Protemp 4	0,161	0,567
Dentalon Plus	-0,084	0,766
Imident	-0,063	0,825
Genel	0,490	<0,001

Bükülme dayanıklılığı ile mikrosertlik ölçümleri arasındaki korelasyon katsayıları ve p-değerleri Tablo 4.14'te gösterilmiştir. Yapılan istatistik çalışmaları sonucunda gruplar arasında ve genelde bir korelasyon bulunamamıştır.

Tablo 4.14. Bükülme dayanıklılığı ile mikrosertlik ölçümleri arasındaki korelasyon katsayıları ve önemlilik düzeyleri.

	Korelasyon Katsayısı	p-değeri
CAD-Temp	0,464	0,081
Telio-CAD	-0,132	0,639
Revotek LC	-0,161	0,567
Protemp 4	-0,318	0,248
Dentalon Plus	-0,120	0,671
Imident	0,256	0,358
Genel	-0,032	0,765

Bükülme dayanıklılığı ile yüzey pürüzlülüğü ölçümleri arasındaki korelasyon katsayıları ve p-değerleri Tablo 4.15'te gösterilmiştir. Yapılan istatistik çalışmaları sonucunda gruplar arasında ve genelde bir korelasyon bulunamamıştır.

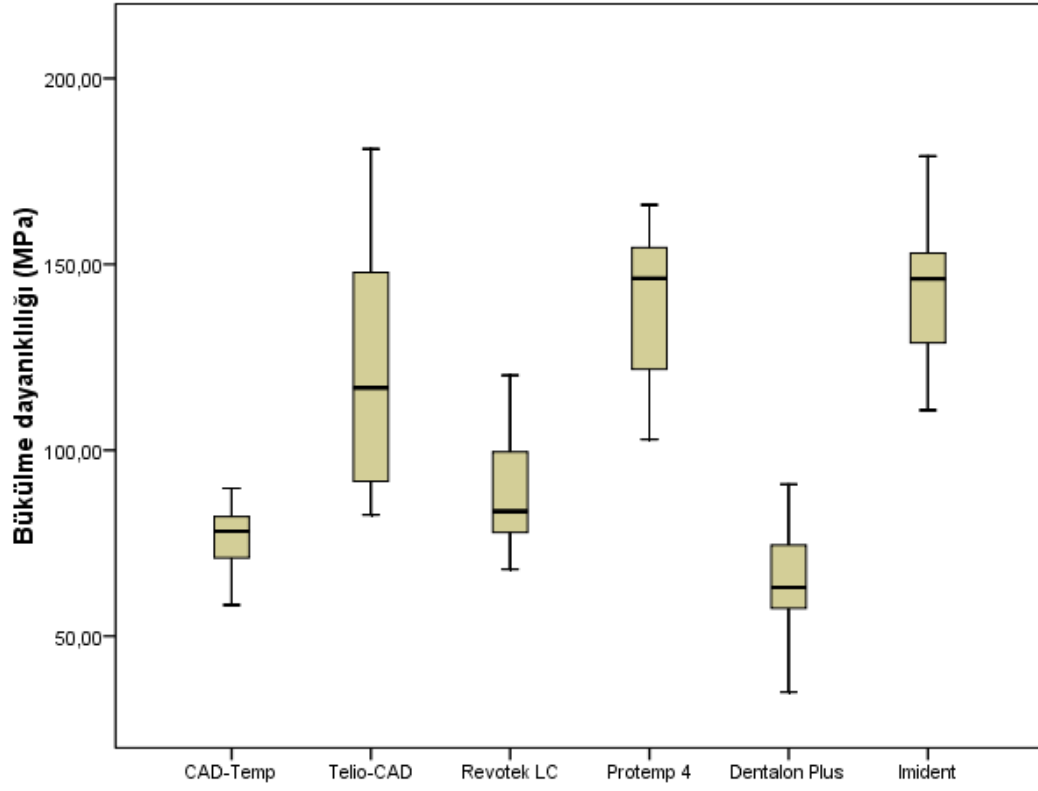
Tablo 4.15. Bükülme dayanıklılığı ile yüzey pürüzlülüğü ölçümleri arasındaki korelasyon katsayıları ve önemlilik düzeyleri.

	Korelasyon Katsayısı	p-değeri
CAD-Temp	0,511	0,052
Telio-CAD	0,375	0,168
Revotek LC	-0,124	0,659
Protemp 4	0,161	0,567
Dentalon Plus	-0,054	0,849
Imident	-0,257	0,355
Genel	-0,099	0,354

Yüzey pürüzlülüğü ile mikrosertlik ölçümleri arasındaki korelasyon katsayıları ve p-değerleri Tablo 4.16'da gösterilmiştir. Yapılan istatistik çalışmaları sonucunda gruplar arasında korelasyona rastlanmamış fakat genele bakıldığında korelasyon bulunmuştur ($p<0,001$).

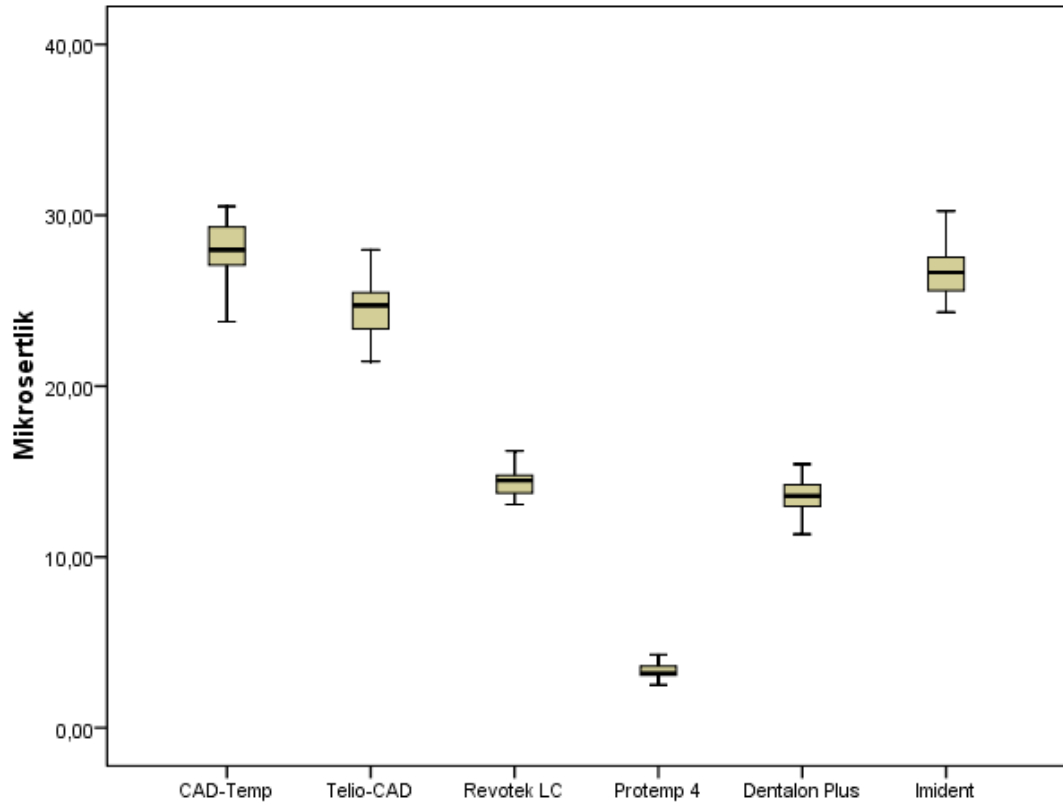
Tablo 4.16. Yüzey pürüzlülüğü ile mikrosertlik ölçümleri arasındaki korelasyon katsayıları ve önemlilik düzeyleri.

	Korelasyon Katsayısı	p-değeri
CAD-Temp	0,154	0,585
Telio-CAD	-0,332	0,226
Revotek LC	-0,173	0,537
Protemp 4	-0,293	0,289
Dentalon Plus	-0,072	0,800
Imident	-0,265	0,341
Genel	-0,484	<0,001



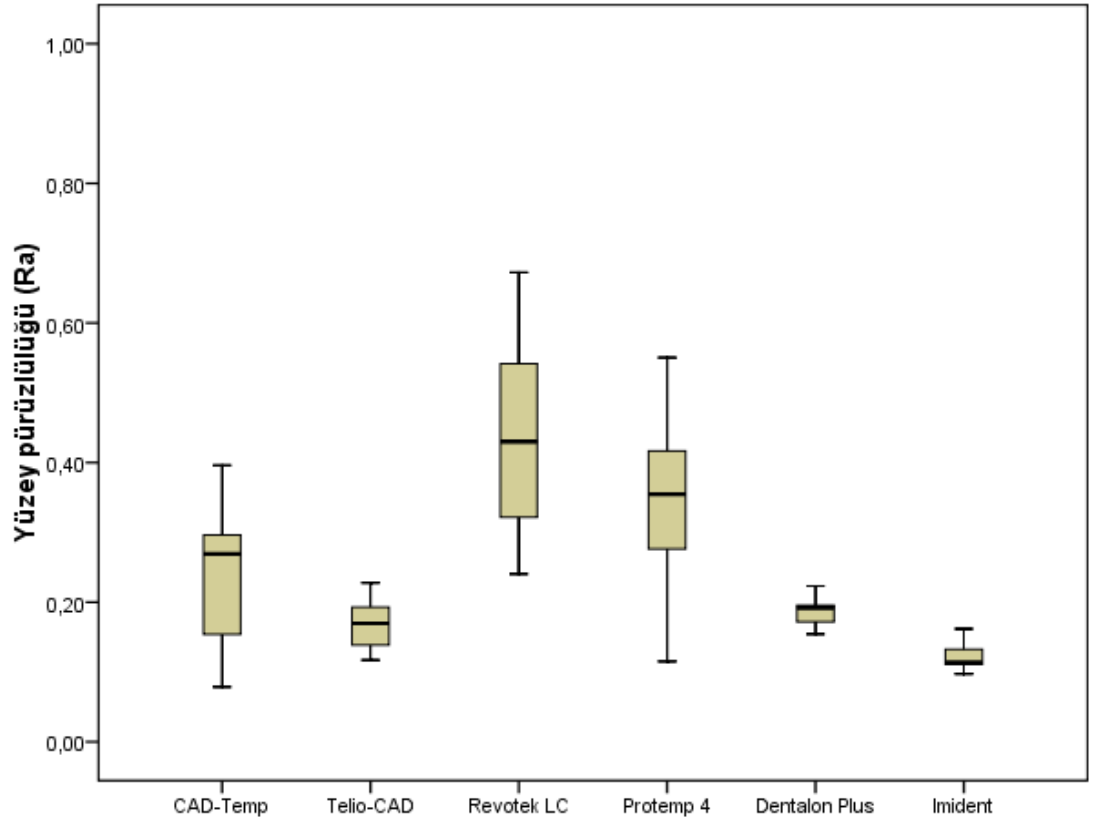
Şekil 4.1. Bükülme dayanıklılığı (MPa) değerleri

Bükülme dayanıklılığı değerleri karşılaştırıldığında Telio-CAD, Protemp 4 ve İmident benzer değerler göstermektedir. Ayrıca CAD-Temp ve Revotek LC de birbiriyle benzer değerlere sahiptir. Dentalon Plus tüm gruplar arasında en dayanıksız olarak bulunmuştur (Şekil 4.1).



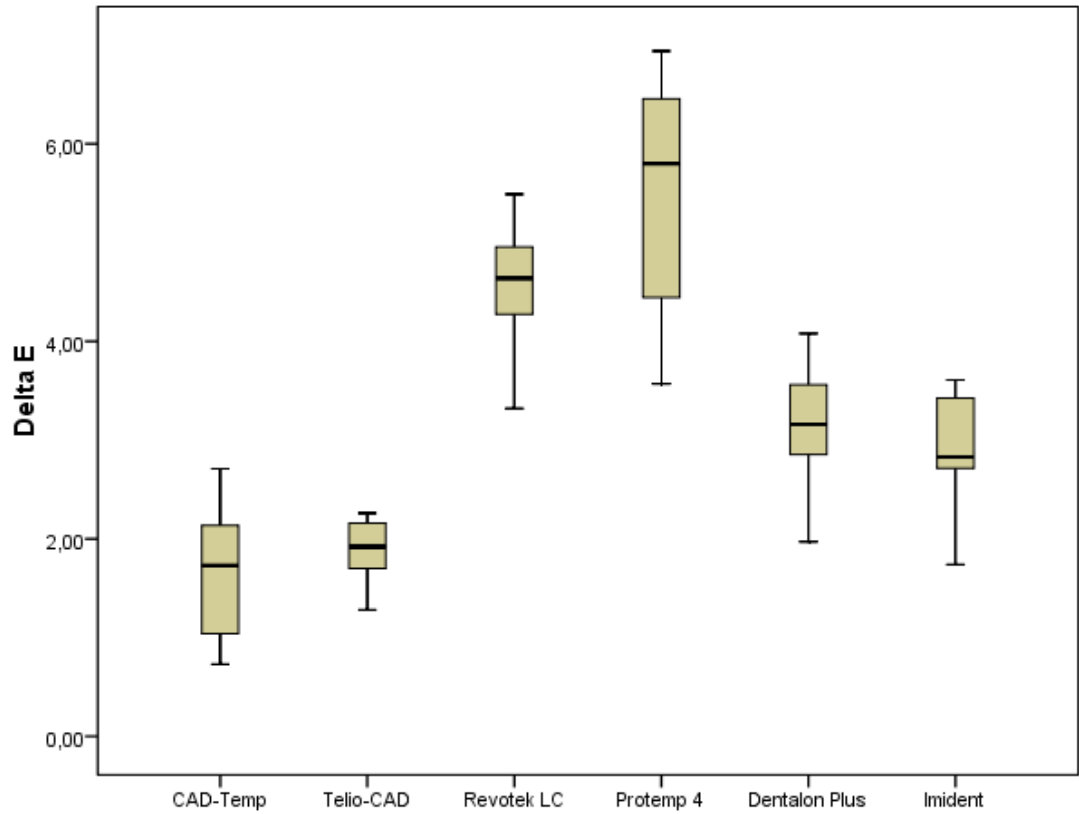
Şekil 4.2. Mikrosertlik (VHN) değerleri

Gruplar arasında mikrosertlik değerleri karşılaştırıldığında CAD-Temp, Telio-CAD ve Imident benzer değerler göstermiştir. Revotek LC ve Dentalon Plus birbiriyle benzer bulunmuş, Protemp 4 tüm gruplar arasında en düşük değerleri göstermiştir (Şekil 4.2).



Şekil 4.3. Yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri

Yüzey pürüzlülüğü gruplar arasında karşılaştırıldığında Revotek LC ve Protemp 4 benzer bulunmuştur. Imident en düşük yüzey pürüzlülük değerleri göstermiştir. Telio-CAD ve Dentalon Plus ise benzer pürüzlülük değerleri göstermiştir (Şekil 4.3).



Şekil 4.4. ΔE değerleri

Gruplar arasında ΔE değerleri karşılaştırıldığında ikili olarak benzerlikler bulunmuştur. CAD-Temp ve Telio-CAD birbirine benzer ve en düşük değerleri göstermiştir. Revotek LC ve Protemp benzer ve en yüksek değerleri göstermiştir. Dentalon Plus ve Imident de benzer değerler göstermiştir (Şekil 4.4).

5. TARTIŞMA

Geçici kron ve köprüler daimi restorasyonun hazırlanmasına kadar geçen sürede dişleri ve destek dokuları korumak için yapılırlar. Sabit protetik tedavide gerek doğal dişler, gerekse implant dayanakları için üretilen geçici restorasyonlar, estetik, rahatlık, konuşma, fonksiyon, periodontal sağlık, maksillo-mandibuler ilişkiler ve daimi restorasyonun provası gibi amaçları yerine getirebilmelidir (3) .

Geçici restorasyon yapımında kullanılan malzemeler ve teknikler, yapılması planlanan tedavinin gereklerini yerine getirebilecek şekilde olmalıdır. Materyal bilgisinin önemli rol oynadığı tüm diş hekimliği alanlarında olduğu gibi, her klinik duruma ve tedavi planlamasına uyacak ideal bir geçici materyal günümüzde mevcut değildir. Hekim, tedavinin şekline ve süresine göre uygun materyali seçmelidir. Örneğin ön bölgede yapılan geçici bir restorasyonun arka bölgede yapılanlardan daha fazla estetik gereksinimi vardır. Diş renginde olmalı, renk değiştirmemeli, yeteri kadar translüsent olmalı ve renk modifikasyonları yapılabilmelidir (3,71) . Uzun süreli kullanılması gereken veya uzun gövdeli bir restorasyonun mekanik olarak daha dirençli olması gerekmektedir (3,7,14) .

Geçici kron ve köprüler için materyal seçiminde materyalin mekanik ve fiziksel özellikleri önemlidir. Materyal seçimi, yapılacak olan tedavinin klinik gereklerini yerine getirebilecek şekilde, söz konusu materyalin kuvvetli ve zayıf yönleri göz önünde bulundurularak yapılmalıdır (51) . Geçici restorasyon için materyal seçimini mekanik ve fiziksel özellikler, kullanım kolaylığı ve biyouyumluluk etkiler (81) .

Çalışmamızda altı değişik geçici restorasyon malzemesinin fiziksel ve mekanik özelliklerini karşılaştırdık. Materyalleri seçerken, klinikte en sık kullanılan materyallerden bis-akril, UDMA ve metakrilat malzemelerini ve gün geçtikçe kullanımı yaygınlaşan CAD/CAM bloklarını çalışmaya dahil etmeye özen gösterdik.

Diş hekimliğinde kullanılan restorasyon materyallerinin üzerine gelen kuvvetler karşısında dayanıklılığı, restorasyon materyalinin 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 anlatılırlar. Ölçülebilen mekanik özellikler arasında elastiklik, kırılma dayanıklılığı, bükülme dayanıklılığı, esneklik, sertlik, kırılmalık gibi özellikler vardır (47) .

Günümüzde bükülme dayanıklılığının test edildiği çalışmalara sıklıkla rastlanmaktadır (7,22,82) . Materyallerin bu özelliğinin test edilebilmesi için statik ve dinamik yüklemelerin uygulandığı tek eksenli ve çift eksenli testler uygulanmaktadır (83-86) . *American Dental Association Council of Dental Materials, Instruments and Equipment* (ANSI/ADA), *Deutsches Institut für Normung* (DIN), *International Organization for Standardization* (ISO), ve *Fédération Dentaire Internationale* (FDI) gibi uluslararası standartlar materyallerin özelliklerinin test edildiği birçok çalışmada rehber olarak kullanılmaktadır (47,87,88) .

Tek eksenli bükülme testi için ISO 4049, 25 x 2 x 2 mm boyutlarında çubuk şeklinde örnekler kullanılması gerektiğini belirtir (89) . Çubuk şeklinde hazırlanan örnekler genellikle kenar düzensizliklerine sahiptirler. Bu bölgeler streslerin yoğunlaştığı yerlerdir ve test sırasında materyalin kendine özgü hatalarından doğan kırılmalar yerine kenar düzensizliklerinden kaynaklanan kırılmalara yol açabilirler (90,91) . Bu şekilde hazırlanan örneklerin başka bir dezavantajı da örnek uzunluğundan dolayı ışıqla sertleşen rezinlerde homojen olmayan polimerizasyon alanlarıdır (86,92) . Çift eksenli bükülme testlerinden olan üç top üzerinde piston testi, seramik alt yapı materyallerinin dayanıklılığını değerlendirmek için 1960'larda geliştirilmiştir. ISO 6872'de açıklanan yöntemde üç küre üzerine yerleştirilen diske, tam ortasından yük uygulanır (83,93) . Maksimum stres diskin ortasında oluşacağından kenar düzensizlikleri sonucu etkilemez (94) . Çift eksenli bükülme testi sonuçları, tek eksenli bükülme testi sonuçlarından daha yüksek değerler göstermektedir (86,92) . Ancak günümüzde tek eksenli üç nokta bükülme testi, uygulama kolaylığı ve tekrarlanabilirliği nedeni ile rezin

materyaller için ISO tarafından standart test olarak kabul edilmiştir (95) . Bu sebepten dolayı çalışmamızda bükülme dayanıklılığı test edilecek örnekler ISO standartlarına uygun olacak şekilde, 25 x 2 x 2 mm boyutlarında çubuk şeklinde hazırlanmıştır.

Yao ve arkadaşları (96) , 2 adet bis-akril resin (Protemp 4, Structur 2 SC/QM) ve 2 adet CAD/CAM bloğunun (Telio-CAD ve Cad-Temp) bükülme dayanıklılıklarını incelemişlerdir. Her bir gruptan 20 adet örneği 25 x 2 x 2 mm boyutlarında hazırlayıp üç nokta bükülme testine tabi tutmuşlardır. Sonuçlarda Telio-CAD en yüksek bükülme direnci gösterirken, Cad-Temp en düşük bükülme direnci göstermiş, diğer bis-akril materyallerinin Cad-Temp'ten daha yüksek ve birbirlerine benzer değerlere sahip olduklarını bulmuşlardır.

Kerby ve arkadaşları (97) , 4 adet bis-akril ve 2 adet üretan dimetakrilat geçici restorasyon materyalinin mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. 25 x 2 x 2 mm boyutlarında hazırlanan örnekler 1 ve 24 saat boyunca distile suda ve susuz ortamda bekletildikten sonra üç nokta bükülme testi uygulanmıştır. 24 saat suda bekletilenlerin bükülme dayanıklılığı 1 saat bekletilenlerden belirgin bir şekilde yüksek bulunmuştur. Yazarlar bu sonucun polimerizasyonun 1 saat içinde tamamlanmamış olmasından kaynaklandığını, polimerizasyonun bir süre daha devam ettiğini belirtmişlerdir. Ayrıca 24 saat bekletilen gruplar hem su, hem açık hava ortamında olmak üzere iki gruba ayrılmış, su içinde bekletilenlerin açık havada bekletilenlerden daha düşük bükülme direncine sahip olduğu bulunmuştur. Yazarlar rezinlerin su emiliminin polimer matriksini yumuşattığını ve mekanik direncini düşürdüğünü savunmuşlardır. Materyallere göre karşılaştırma yapıldığında 24 saat suda bekletilen örneklerde bis-akrillerin hepsi üretan materyallerden daha yüksek bükülme dayanıklılığı göstermiştir. Çalışmamızda kullanılan bis-akril materyali olan Protemp 4 de, UDMA materyali olan Revotek LC'den daha dayanıklı olarak gözlemlendi.

Thompson ve arkadaşları (98) , bir adet otopolimerizan PMMA ile iki adet bis-akril geçici restorasyon materyalini değişik bekletme süreleri ve ortamlarında karşılaştırmışlardır. Örneklerle bükülme dayanıklılığı ve mikrosertlik testi yapmışlar,

yaşlandırma ortamlarının hem bükülme dayanıklılığı hem de mikrosertlik üzerinde önemli etkileri olduğunu bulmuşlardır. Termosiklüs ile yaşlandırma sonucunda, bükülme dayanıklılığının azaldığı ama mikrosertliğin fazla etkilenmediği sonucuna varmışlardır. Mikrosertliği ve kırılma direncini en fazla iyileştiren uygulamanın polimerizasyon esnasında ısı uygulaması olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda en yüksek bükülme direnci ısı ile polimerize olan PMMA materyali İmident'te görüldü. Fabrika ortamında polimerize olan PMMA CAD/CAM bloğu Telio-CAD de gruplar arasında yüksek bükülme direnci göstermiştir. Isı ile polimerizasyonun materyallerin mekanik özelliklerini iyileştirdiği hem çalışmamızdaki bulgularda hem de literatürde gösterilmiştir.

Balkenhol ve arkadaşları (88) , dört adet dimetakrilat bazlı geçici retorasyon materyalinin bükülme dayanıklılığı ve bükülme modülünü polimerizasyon sonrası zamana bağlı olarak karşılaştırmışlar, 2 x 2 x 25 mm boyutlarında örnekler üç nokta bükülme testi uygulamışlardır. Geçici restorasyonun yapımını takiben ilk saatlerde mekanik direncinin oldukça düşük olduğunu, zamanla kuvvetlendiğini vurgulamışlardır. Yazarlar geçici protezlerle ilk gün dikkatli çiğnemeleri gerektiğinin hastalara söylenmesi tavsiyesinde bulunmuşlardır. Çalışmamızda örnekler, polimerizasyonun tamamlanması için literatürde belirtildiği gibi 7 gün boyunca distile su içinde bekletilmiştir (22,28,88)

Sharma ve arkadaşları (49) , ışıkla polimerize olan UDMA ve otopolimerizan PMMA geçici restorasyon materyallerinin bükülme dayanıklılıklarını karşılaştırmışlar, 10 gün boyunca yapay tükrükte bekletilen 20'şer adet çubuk şeklinde örneği üç nokta bükülme testine tabi tutmuşlardır. PMMA'nın ortalama bükülme dayanıklılığının UDMA'dan önemli şekilde yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Yazarlar, polimerizasyon büzülmesinin UDMA'da PMMA'lardan çok daha az olduğunu, büzülme sırasında materyalin kitlenin ortasına doğru büzüldüğünü ve bu durumun bükülme dayanıklılığında farklılık yaratabileceğini savunmuşlardır. Uzun süren tedavilerde PMMA materyali kullanımını önermişlerdir. Çalışmamızda, Sharma ve arkadaşlarının sonuçlarına benzer şekilde UDMA materyali olan Revotek LC'nin bükülme

dayanıklılığı 83,59 Mpa bulunurken, PMMA materyali Imident'in 146,09 Mpa bulunmuştur. Aradaki fark oldukça dikkat çekicidir.

Haselton ve arkadaşları (22) , geçici restorasyon yapımında kullanılan beş adet metakrilat bazlı ve 8 adet bis-akril bazlı rezinin bükülme dayanıklılıklarını karşılaştırmışlar, 25 x 2 x 2 mm boyutlarında 10'ar örneği 10 gün boyunca yapay tükürkte beklettikten sonra üç nokta bükülme testi uygulamışlardır. En yüksek bükülme direnci gösteren dört materyali bis-akril olarak bulmuşlar, materyaller ve bükülme direnci arasında korelasyona rastlamamışlardır. Biz de çalışmamızda böyle bir korelasyon bulamadık.

Geçici restorasyon materyallerinin bükülme dayanıklılığı önemli bir mekanik özelliktir. Restorasyon uzun süreli kullanılacaksa, hastanın parafonksiyonel alışkanlıkları varsa ve çok üyeli köprüler gerekliyse önemi daha da artmaktadır. Laboratuvar ortamında yapılan testler tam olarak klinik koşulları taklit edemese de, kontrollü bir ortamda yapılan bu testler materyaller arasında karşılaştırma yapabilmemize olanak verir. Literatürde yapılan çalışmalarda bükülme direncinin sadece rezin tipine bağlı değil, materyallerin kimyasal kompozisyonlarına da bağlı olduğu gösterilmiştir (51,57,99) . Çalışmamızda en yüksek bükülme direncini 143,14 Mpa ortalama değeri ile ısı ile polimerize olan PMMA materyali Imident göstermiştir. Bis-akril materyali olan Protemp 4, 139,65 Mpa ortalama değer ile Imident'e çok yakın bükülme dayanıklılığı sergilemiştir. Diğer PMMA materyali olan ve fabrika koşullarında hazırlanan Telio-CAD, 116,79 Mpa ile üçüncü sırada yer almıştır. PEMA materyali olan Dentalon Plus 64,49 Mpa ile en düşük değere sahiptir. Özellikle metakrilat materyallerinin arasındaki farklı sonuçlar, bükülme direncinin rezin tipine değil, materyal kompozisyonuna bağlı olduğu tezini desteklemektedir.

Birçok çalışmada polimer rezinlerin mekanik özelliklerinin monomerin polimere dönüşüm derecesine bağlı olduğu bulunmuştur (100-103) . Bu bağlamda araştırmacılar, materyalin sertliğinin onun dönüşüm derecesini ölçmede basit ve etkili bir yöntem olduğunu göstermişlerdir (100,102) . Asmussen (100) , dönüşüm derecesinin aşınmaya

karşı direnci etkileyen önemli faktör olduğunu, daha yoğun bir materyalin daha fazla aşınma direnci olacağını düşünmüştür. Yüksek derecede polimerize olan rezinlerin artık monomer miktarının da daha az olacağı düşünülmektedir (104) . Stawarczyk ve arkadaşları (27) , CAD/CAM rezin blokların aşınmasını ve karşıt dişte yarattığı aşınmayı incelemişler, ve restorasyonun sertliğinin ve yüzey özelliklerinin karşıt dişte aşınmayı etkileyen önemli bir faktör olduğunu bulmuştur. Lee ve arkadaşları (104) , farklı basınç ve sıcaklık değerlerinde polimerize edilen otopolimerizan akrilik rezinlerin dönüşüm derecelerini ölçmek için sertlik değerlerini karşılaştırmışlar, su içinde ve yüksek sıcaklık altında polimerize olan rezinlerin sertlik değerlerini daha yüksek bulmuştur. Resin materyallerin sertliği bize dönüşüm derecesi ile ilgili bilgi vermektedir (47,98) . Dönüşüm derecesi düşük rezinler bulundukları ortama artık monomer verebildikleri gibi, aşınmaya direnci de olumsuz etkilemektedirler. Artık monomer materyalin su emilim miktarını etkiler (98) . Çalışmalar bize su emiliminin UDMA, bis-akril ve akrilat geçici restorasyon materyallerinde yorulma dayanıklılığını, bükülme dayanıklılığını ve sertliğini etkilediğini göstermektedir (8,97,105,106) .

Sertlik ölçümü yapılacak materyalin hangi yöntem ile test edileceği materyalin özelliklerine bağlıdır. Genel olarak Knoop sertlik testi sert, kırılğan ve ince materyaller için kullanılırken, Vickers sertlik testi hemen hemen tüm materyaller için uygundur. Vickers mikrosertlik testi yüzey koşullarına daha az duyarlı olmasına rağmen ölçüm sırasında oluşabilecek hatalara daha duyarlıdır (98) . Bu sebepten dolayı çalışmamızda örneklerin mikrosertliklerini ölçmek üzere Vickers test yöntemi kullanılmıştır.

Diaz-Arnold ve arkadaşları (107) , üç adet bis-akril ve iki adet PMMA geçici restorasyon materyalinin Knoop mikrosertliklerini ölçmüşler, bis-akrillerin 14 gün yapay tükürük içinde bekletilmesinden sonra metakrilatlardan daha iyi sonuç verdiğini bulmuştur. Bis-akrillerin bu sonucu yapısındaki rijit iskelet ve çapraz bağ yapısı sayesinde olabilir denilmiştir. Metakrilatlar çapraz bağlı değildir ve polimerizasyonu basınç altında yapılmadıysa yapı içine hava sıkışabilir. Düşük mikrosertlik değerlerinin sebebi bu olabilir yorumunu getirmişlerdir (108) . Ayrıca bis-akrillerin içine aşınmaya

direnci arttırmak ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak için inorganik doldurucular konulmaktadır.

Yap ve arkadaşları (109) , iki adet PMMA, bir adet UDMA ve üç adet bis-akril geçici restorasyon materyalinin mikrosertliklerini kar ıla tırmı lar, örnekleri bir hafta boyunca heptan, çeşitli konsantrasyonlarda etanol, distile su ve açıkta kuru olarak bekletmi lerdir. Etanol solüsyonunda bekletilen örneklerin sertlik değerleri suda ve kuru bekletilenlerden belirgin şekilde düşük bulunmuştur. Su içerisinde bekletilen örnekler kar ıla tırıldı ında, gruplar arasında korelasyon bulunamamış. En yüksek sertlik UDMA materyalinde, en düşük ise bis-akril materyalinde gözlenmiştir. Genele bakıldığında PMMA materyallerinin mikrosertlik değerlerinin, bizim çalışmamızda da olduğu gibi, bis-akril ve UDMA gruplarından daha yüksek olduğu bulunmuştur.

Akova ve arkadaşları (108) , Dentalon Plus (PEMA), Protemp 2 (bis-GMA), Systemp C&B (bis-EMA) ve Integrity (bis-GMA) materyallerinin bükülme dayanıklılıklarını ve Knoop sertlik değerlerini kar ıla tırmı lar, test gruplarını bir hafta süre ile hava ile temas halinde, suda, sitrik asitte, heptan ve etanol solüsyonlarında bekletmi lerdir. Sonrasında  rnekler üç nokta bükülme testi ve mikrosertlik testi yapılmış, her iki testte de en yüksek değerler Integrity’de bulunurken, en düşük bükülme direnci Systemp C&B’de, en düşük mikrosertlik de Dentalon Plus’ta bulunmuştur.

Çalışmamızda en düşük mikrosertlik değeri bis-akril materyali olan Protemp 4’te bulunmuştur. Diaz-Arnold ve arkadaşları (107) en sert materyali bis-akrilik olarak bulmuşlardır, fakat Yap ve arkadaşlarının (109) sonuçları çalışmamızla benzer değerler göstermiştir. Bis-akrilik rezinlerde kullanılan bis-GMA’nın rijit bir merkezi yapısı vardır ve polimerizasyon sürecine katılımı sınırlıdır. Bu yapıdaki rezinlerin polimerize olma dereceleri düşüktür (47) . Yapılarında inorganik doldurucular olmasına rağmen, bis-akrillerin diğer rezinlere göre düşük sertlik değerleri göstermelerinin sebebi bu olabilir (109) .

Geçici restorasyonlar sadece mekanik dayanıklılık açısından de erlendirilmemeli, estetik ve biyolojik gereksinimleri de kar ılayabilmelidir (12,47)

. Geçici restorasyonların renk stabilitesi özellikle ön bölgede olduklarında ve uzun süre kullanılmaları gerektiğinde daha da önem kazanır (4,5,17) . Renklenmeden dolayı restorasyonların değiştirilmesi hasta memnuniyetsizliğine ve ek ücretlere neden olmaktadır (5) . Renk değişikliğinin derecesi birçok faktöre bağlıdır. Bunlar; tamamlanmamış polimerizasyon, sıvı emilimi, beslenme alışkanlıkları ve kötü ağız hijyeni olabilir (5,47,110-113) . Ayrıca yüzey pürüzlülüğü de renklemeyle etkileyen faktörler arasındadır (114-119) . Dental polimerlerin kimyasal yapısına bakılmaksızın hepsi bir miktar sıvı emilimi gösterir (4,17,47) . Bu sebepten dolayı çay, kahve, kırmızı şarap, klorheksidin ve bunlar gibi renkli ortamlara maruz kalan rezinler renk değişimi gösterebilirler (4,110,112,119-122) . Renklenmenin sebebi materyale bağlı veya dış etkenlere bağlı olabilir. Dış etkenlere bağlı sebepler arasında plak birikimi ve yüzey lekelenmesi, yüzeydeki veya yüzeyin altındaki tabakalarda renk değişimi, yüzeyel materyal bozulması veya renklendirici ajanların rezine hafif penetrasyonu sayılabilir (119,123) . Restorasyon yüzeyinin polisajının yapılması, dış etkenlere bağlı renklenmeyi gidermede etkilidir fakat daha derin tabakalar etkilenmişse renklenme geri dönüşümsüzdür (119) . Materyale bağlı renklenme ise rezinlerin içerisinde bulunan başlatıcı sistemlere bağlı olmakla birlikte polimerizasyonun formu ve süresine de bağlıdır (119,124,125) . Materyalin matriksinde kimyasal değişikliklerden dolayı renklenme gerçekleştiği için materyalin tüm tabakalarında etkili olur (119) .

Sham ve arkadaşları (5) , beş değişik geçici restorasyon materyalini 20 gün boyunca distile su ve kahve ile renklendirmişlerdir. Haselton ve arkadaşları (4) , 12 değişik geçici restorasyon materyalini 1 , 2 ve 4 hafta süre ile, yapay tükürük ve kahve solüsyonu ile renklendirmişlerdir. Yannikakis ve arkadaşları, (17) 6 değişik geçici restorasyon materyalini 1 gün, 7 gün ve 30 gün süre ile; su, çay ve kahve solüsyonları ile renklendirmişlerdir. Bütün araştırmacılar kolorimetre ile yapılan test sonucu en fazla kahve ile renklenme olduğunu bulmuşlardır. Stawarczyk ve arkadaşları (119) , içlerinde PMMA bloklar da olan çeşitli CAD/CAM bloklarını çay, kahve ve kırmızı şarap ile renklendirmişler; en fazla renklenmeyi kırmızı şarap yapmış, ikinci sırada ise kahve yer almıştır. Literatürde belirtildiği üzere, kahve dental rezinler üzerinde etkili bir

renklendirinci ajandır (4,5,17,126) . Kahve hem yüzeyde tutunarak hem de pigmentlerinin organik matrikse absorpsiyonu ile renklenmeye neden olmaktadır (127) . Bu gerekçeyle çalışmamızda örnekler renk stabiliteyi ölçülmek üzere 1 hafta süre ile kahve solüsyonunun içinde bekletilmiştir. Çeşitli likitlerin renklenme üzerine etkisi değil, materyalin renk stabilitesi değerlendirildiği için sadece kahve solüsyonu kullanılmıştır.

Dental restoratif materyallerin renk ölçümü ya görsel yöntemle ya da bir renk tayin cihazıyla yapılır (48) . Renk tayin cihazları arasında kolorimetreler ve spektrofotometreler mevcuttur. Spektrofotometreler yansıyan ışığı dalga boyu cinsinden ölçerler. Ölçebildikleri dalga boyları 300 nm ile 780 nm arasındadır. Kolorimetreler ise yansıyan ışığın CIE kolorimetrik koordinatlarını belirler (128) . Kolorimetreler tek bir noktadan ölçüm yaparken, spektrofotometreler ik boyutlu ölçüm yapmaktadır (129) . Spektrofotometreler genellikle kolorimetrelerden daha sistematik ve kesin ölçümler yapabilir (130) . Bunun sebebi objelerden yansıyan ışığın tüm spektral dalga boylarını ölçebilmesidir. Oysa kolorimetreler sadece kırmızı, mavi, yeşil dalga boylarının miktarını ölçerler (129) . Görsel metodun tekrarlanabilirliği mümkün olmadığı için, çalışmamızda örneklerin renk ölçümü en kesin sonuçları elde edebilmek amacıyla spektrofotometre yardımıyla yapılmıştır.

Haselton ve arkadaşları (4) , metakrilatlar ve bis-akrillerden oluşan 12 değişik geçici restorasyon materyalinin renk stabilitesini araştırmışlar. 1, 2 ve 4 hafta süre ile örnekleri yapay tükürük ve kahve içinde bekletmişlerdir. Renklendirme öncesinde ve sonrasında ölçümler yapıp ΔE değerlerini hesaplamışlar, kahve tüm gruplarda en fazla renklenme yaratırken, en yüksek ΔE değerleri bis-akril grubundan Provipont'ta bulunmuştur, en az renk değişikliği ise metakrilat grubundan Zeta CC'de gözlenmiştir. Çalışmamızda da Haselton ve arkadaşlarının (4) sonuçlarına benzer olarak en yüksek ΔE değeri, yapısı bis-akril olan Protemp 4'te bulunmuştur.

Sham ve arkadaşları (5) , iki adet PMMA, bir adet PEMA ve iki adet bis-akril rezin geçici restorasyon materyalinin renk stabilitesini araştırmışlar, örnekleri distile su

ve kahve solüsyonlarında 20 gün bekletilmişlerdir. Ölçümlerden sonra ΔE değerleri hesaplanmış, kahvede bekletilen örnekler içinde bis-akril rezin olanlar belirgin bir şekilde daha fazla renklenme göstermiş, en az renklenme PEMA örneklerinde bulunmuştur. Çalışmamızda PMMA ve PEMA örnekleri, bu çalışmada olduğu gibi bis-akril rezinlerden daha az renklenme göstermiştir.

Yannikakis ve arkadaşları (17) , üç adet PMMA ve üç adet bis-akril materyalinin renk stabilitesini araştırmışlar, çeşitli solüsyonlar içinde 1, 7 ve 30 gün süre ile renklendirme uygulamışlar ve ΔE değerlerini hesaplamışlardır. Bu çalışmada da yaptığımız çalışmaya benzer sonuçlar elde edilmiş, en yüksek ΔE değerleri bis-akril gruplarında bulunmuştur .

Çalışmamızda literatürdeki diğer araştırmalara (5,17) benzer olarak bis-akril materyali (Protemp 4) renk stabilitesi açısından PMMA ve PEMA materyallerinden daha kötü bulundu. Bis-GMA'nın renklenmesi, monomer yapısındaki polar OH- gruplarına bağlı olabilir. Bis-GMA'nın bu özelliği daha fazla su emilimine neden olmaktadır (119) . Protemp 4'ün içinde bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve bis-EMA bulunmaktadır. Bis-GMA'nın içindeki TEGDMA oranı %0'dan %1'e yükselince, su emilimi de %3'ten %6'ya yükselmektedir (131) . Çoğu dimetakrilatlar, PMMA gibi monometakrilatlardan daha polardır ve bundan dolayı suya karşı afiniteleri daha fazladır (4) . Revotek LC yapısal olarak üretan dimetakrilattan oluşmuştur. Çalışmamızda Revotek LC bu bilgilerle paralel olarak, Protemp 4'ten sonra en yüksek ΔE değerlerini göstermiştir. Literatürde yüksek derecede çapraz bağlı rezinlerin daha az su emilimi gösterdiği belirtilmektedir (132,133) . Çalışmada kullanılan Vita Cad-Temp materyali de çapraz bağlı akrilat polimerden oluşmuştur. Cad-Temp materyali renk testleri sonucunda en düşük ΔE değerleri göstermiştir ve renk stabilitesi açısından en iyi bulunmuştur.

Rezinlerin yapısı ve içindeki partiküllerin özellikleri, dış etkenlere bağlı materyal renklenmesinde direkt etkiye sahiptir (115,134,135) . Renk stabilitesinde materyale bağlı renklenme faktörleri arasında rezinin matriks yapısı ve tamamlanmamış polimerizasyon vardır (125,134,136) . Rezinlerin renklenmesi kompleks bir olgudur ve

birçok mekanizmayı içerir (137) . Yüzeylerin tesviyesinin ve polisajının uygun yapılması restorasyonların estetiğinde ve başarısında çok büyük önem taşır (135,138-141) . Pürüzlü yüzeyler mekanik olarak pürüzsüz yüzeylerden daha fazla leke tutarlar (114,115) . Literatürde bazı çalışmalar, yüzey pürüzlülüğünün renklenme üzerinde direkt etkisinin olduğunu göstermişlerdir (114,134,142,143) . Aynı zamanda bazı çalışmalar da yüzey pürüzlülüğü ve renklenme arasında korelasyon bulamamışlardır (115,134,135) .

Kompozit rezin materyallerde yüzey pürüzlülüğü doldurucu partiküllerin büyüklüğüne, sertliğine ve miktarına bağlıdır (114,144) . Geçici restorasyon materyallerinde, doldurucu partiküllerin yapı içerisinde bulunup bulunmadığı veya materyallerin kimyasal özellikleri polisajlanabilirliklerini ve renklenmeye karşı direncini etkileyebilir (78,145) . Pürüzlülüğü etkileyen diğer faktörler ise; polisaj metodunda kullanılan abraziv partiküller, polisajı yapılacak yüzeye uygulanan baskı, polisaj zamanı, ve aşındırmanın yönü olarak sıralanabilir (79,146) .

Hachiya ve arkadaşları (114) , polimerizasyon ve ardından yapılan tesviye ile polisaj arasında geçen zamanın renklenme açısından önemli bir etken olduğunu bulmuşlardır. Polimerizasyonun hemen ardından tesviye-polisajı yapılmış örneklerde ve selüloz bant ile temas halinde polimerize edilen ve tesviye-polisajı yapılmayan örneklerde polimerizasyondan 48 saat sonra polisaj yapılanlardan daha fazla renklenme göstermişlerdir.

Selüloz bant ile veya matriksle temas halinde polimerizasyonu yapılan rezin yüzeyleri oldukça pürüzsüz bir yüzeye sahip olmaktadır (147,148) . Bununla beraber Shintani ve arkadaşları (115) , selüloz bant yüzeylerinin polisajlanmış yüzeylerden daha fazla renklendiğini bulmuşlardır. Reis ve arkadaşları da (141) , uygun bir selüloz matriks ile temas halinde polimerize edilen kompozit rezinlerin polisajlanmış örneklerden daha pürüzsüz yüzeylere sahip olduğunu bulmuşlardır. Korkmaz ve arkadaşları (79) , yaptıkları çalışmada rezin kompozitlerin polisaj yöntemlerini yüzey sertliği ve pürüzlülüğü açısından karşılaştırmışlar, selüloz bant ile bırakılan yüzeylerin polisajlanan

yüzeylerden daha pürüzsüz olduğunu bulmuşlardır. Her ne kadar en pürüzsüz yüzeyler selüloz bant yüzeylerinde bulunmuşsa da, bu yüzeyel tabaka daha yumuşak yapısı olan rezin organik bağlayıcılardan zengindir (79,146) .

Oksijen ile temas halinde polimerize olan yüzeyel rezin tabakasının tam olarak polimerize olmadığı araştırmacılar tarafından bulunmuştur (149) . Bu sebepten dolayı, yüzeyel tabakanın tesviye ve polisaj yardımıyla kaldırılmasıyla daha sert, dayanıklı ve estetik yüzeylerin elde edilebildiği literatürde gösterilmiştir (140,141,146) . Çalışmamızda her ne kadar örneklerin bir kısmında cam yüzeyi ile pürüzsüz yüzeyler elde etmiş olsak da, yüzey sertliği ve renklenmeyi etkileyebilecek yüzeyel tabakanın kaldırılması için tüm örnekler sırasıyla 400, 800, 1200, 2400 grit SiC zımpara ile ıslak zımparalanarak tesviye ve polisajı yapılmıştır.

Şen ve arkadaşları (116) , üçü bis-akril rezin, üçü metakrilat rezin olmak üzere altı değişik geçici restorasyon materyalinin yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında Iso-Temp, Prottemp 2, Structer 2, Dentalon Plus, Tab 2000 Kerr ve Temdent materyallerini kullanmışlar, örnekler aluminyum oksit macunu ve elmas macunu ile polisaj yapmışlardır. Profilometre analizi sonucunda her iki polisaj yönteminde de bis-akril gruplarının metakrilat bazlı rezin gruplarına göre daha fazla yüzey pürüzlülüğü gösterdiği bulunmuştur. Metakrilat materyallerinin daha iyi polisaj yapılabildiği sonucuna varılmıştır. Çalışmamızda Şen ve arkadaşlarının sonuçlarına paralel olarak PMMA materyalleri olan İmident ve Telio-CAD’de en düşük R_a değerleri kaydedilmiştir.

Metakrilat rezinlerin bis-akrilillerden daha pürüzsüz yüzeylere sahip olmasının sebebi, akrilik materyalinin yapısının daha homojen olması ve kompozit materyallerinin heterojen yapısı olabilir (117) . Bis-akril kompozit rezinlerin yapısında organik polimer matriks ve inorganik doldurucu partiküller bulunur. Doldurucu partiküllerin varlığı, bunların büyüklükleri ve yoğunlukları polisajlanabilirliklerini etkileyebilir (150) . Şen ve arkadaşlarının (116) yaptığı çalışmada bis-akrillerin SEM görüntüsünde yüzey üzerinde doldurucuların çıkıntılar yaptığı gözlenmiştir. Bunun sebebi, dolduruculardan

daha yumuşak olan rezin matriksin polisaj sırasında daha fazla kaldırılması şeklinde açıklanmıştır.

Yüzey pürüzlülüğü değerlendirilirken çalışmamızda disk şeklinde düzgün yüzeylere sahip örnekler kullanılmıştır. Fakat ağız içinde kullanılacak geçici restorasyon diş formunda olacak, çeşitli girinti ve çıkıntılara sahip olacaktır. Düzensiz yüzey yapısı nedeniyle tüm yüzeylerinde etkili polisaj yapılması mümkün değildir. Bu çalışmanın limitasyonları arasında örneklerin şeklinin klinik uygulamaya uygun olmaması sayılabilir.

Çalışmamızın sonuçlarına bakarak, ısı ile polimerize olan PMMA materyalinin diğer gruplardan daha avantajlı olduğu söylenebilir. PMMA diğer gruplardan daha iyi polisajlanabilir bulunmuştur ve renk stabilitesi en yüksek olan gruptur. PMMA mekanik olarak da üstün özellikler sergilemiş, bükülme dayanıklılığı yüksek bulunmuştur. CAD/CAM bloklarının renklenmeleri çok az görülürken, bükülme dayanıklılıkları tatmin edici bulunmamıştır. CAD/CAM rezin bloklarının klinikte iyi sonuçlar vermesi için materyalin iyileştirilmesi çalışmalarına ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇLAR

Bu in-vitro deneysel çalışmadan aşağıdaki sonuçlar çıkarılabilir:

- 1) Geçici restorasyon materyalleri arasında PMMA'lar diğer gruplarla karşılaştırıldığında daha iyi bükülme dayanıklılığı göstermiştir.
- 2) Vickers mikrosertlik değerleri karşılaştırıldığında PMMA materyalleri bis-akrilik rezinlerden daha sert bulunmuştur.
- 3) Renk stabilitesi en iyiden en kötüye sırasıyla; PMMA, PEMA, UDMA ve bis-akrilik rezinler olarak bulunmuştur. Her iki CAD/CAM materyali de diğer tüm gruplardan daha stabil bulunmuştur.
- 4) Yüzey pürüzlülüğü değerlendirildiğinde PMMA ve PEMA diğer gruplardan daha pürüzsüz bulunmuştur, daha iyi polisajlanabildiği sonucuna varılabilir.
- 5) CAD/CAM geçici restorasyon materyallerinin geleneksel materyallere kıyasla önemli bir mekanik ve fiziksel avantajına rastlanmamıştır.
- 6) Bu çalışmanın verileri göz önünde bulundurularak, uzun dönem geçici restorasyon kullanılması gereken durumlarda ısı ile polimerize olan PMMA kullanımı önerilmektedir.

KAYNAKLAR

1. Shillingburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D., Jacobi, R., Brackett, S.E. (1997). Fundamentals of fixed prosthodontics (3 bs.): Quintessence Publishing Co, Inc.
2. C. W. Fox, B.L.A., A. Doukoudakis. (1984) Provisional restorations for altered occlusions. *The Journal of Prosthetic Dentistry* (52), 567-572.
3. Burns, D.R., Beck, D.A., 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., Dawson, D.V. (2005) Color stability of provisional crown and fixed partial denture resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93 (1), 70-75.
5. Sham, A.S., Chu, F.C., Chai, J., Chow, T.W. (2004) Color stability of provisional prosthodontic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91 (5), 447-452.
6. Goldberg, A.J., Burstone, C.J. (1992) The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dental Materials*, 8 (3), 197-202.
7. Hamza, T.A., Rosenstiel, S.F., Elhosary, M.M., 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., Johnston, W.M. (2011) Relative fracture toughness of bis-acryl interim resin materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 106 (2), 118-125.
9. Alt, V., Hannig, M., Wostmann, B., Balkenhol, M. (2011) Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental Materials*, 27 (4), 339-347.
10. The glossary of prosthodontic terms. (2005) *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94 (1), 10-92.
11. Kaiser, D.A., Cavazos, E., Jr. (1985) Temporization techniques in fixed prosthodontics. *Dental Clinics of North America*, 29 (2), 403-412.
12. Stephen F. Rosenstiel, M.F.L., Junhei Fujimoto. (2001). Contemporary Fixed Prosthodontics (Third bs.). USA: Mosby, Inc.
13. Herbert T. Shillingburg, S.H., Lowell D. Whitsett, Richard Jacobi, Susan E. Brackett. (1997). Fundamentals of fixed Prosthodontics. USA: Quintessence Publishing Co, Inc.
14. Gratton, D.G., Aquilino, S.A. (2004) Interim restorations. *Dental Clinics of North America*, 48 (2), vii, 487-497.

15. Rieder, C.E. (1989) Use of provisional restorations to develop and achieve esthetic expectations. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 9 (2), 122-139.
16. Capp, N.J. (1985) The diagnostic use of provisional restorations. *Restorative Dentistry*, 1 (4), 92, 94-98.
17. Yannikakis, S.A., Zissis, A.J., Polyzois, G.L., Caroni, C. (1998) Color stability of provisional resin restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80 (5), 533-539.
18. Federick, D.R. (1975) The provisional fixed partial denture. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 34 (5), 520-526.
19. Krug, R.S. (1975) Temporary resin crowns and bridges. *Dental Clinics of North America*, 19 (2), 313-320.
20. Guth, J.F., Almeida, E.S.J.S., Ramberger, M., Beuer, F., Edelhoff, D. (2012) Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. *Journal of Esthetic Restorative Dentistry*, 24 (5), 310-318.
21. Edelhoff, D., Beuer, F., Schweiger, J., Brix, O., Stimmelmayer, M., Guth, 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.
22. Haselton, D.R., Diaz-Arnold, A.M., Vargas, M.A. (2002) Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87 (2), 225-228.
23. Larson, W.R., Dixon, D.L., Aquilino, S.A., Clancy, J.M. (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.
24. Yazdanie, N., Mahood, M. (1985) Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 54 (4), 543-547.
25. Hazelton, L.R., Nicholls, J.I., Brudvik, J.S., Daly, C.H. (1995) Influence of reinforcement design on the loss of marginal seal of provisional fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics*, 8 (6), 572-579.
26. Emtiaz, S., Tarnow, D.P. (1998) Processed acrylic resin provisional restoration with lingual cast metal framework. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79 (4), 484-488.
27. Stawarczyk, B., Ozcan, M., Trottmann, A., Schmutz, F., Roos, M., Hammerle, C. (2013) Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109 (5), 325-332.
28. Stawarczyk, B., Ender, A., Trottmann, A., Ozcan, M., Fischer, J., Hammerle, C.H. (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.

29. Wimmer, T., Ender, A., Roos, M., Stawarczyk, B. (2013) Fracture load of milled polymeric fixed dental prostheses as a function of connector cross-sectional areas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110 (4), 288-295.
30. Bernard G.N. Smith, L.G.H. (2007). Planning and making crowns and bridges (4 bs.). London: Informa Healthcare.
31. Bennani, V. (2000) Fabrication of an indirect-direct provisional fixed partial denture. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 84 (3), 364-365.
32. Bayindir, F., Kurklu, D., Yanikoglu, N.D. (2012) The effect of staining solutions on the color stability of provisional prosthodontic materials. *Journal of Dentistry*, 40 Suppl 2, e41-46.
33. Davidoff, S.R. (1982) Heat-processed acrylic resin provisional restorations: an in-office procedure. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 48 (6), 673-675.
34. Christensen, G.J. (2003) The fastest and best provisional restorations. *Journal of American Dental Association*, 134 (5), 637-639.
35. Lui, J.L., Setcos, J.C., Phillips, R.W. (1986) Temporary restorations: a review. *Operative Dentistry*, 11 (3), 103-110.
36. Skurow, H.M., Nevins, M. (1988) The rationale of the preperiodontal provisional biologic trial restoration. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 8 (1), 8-29.
37. Lowe, R.A. (1987) The art and science of provisionalization. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 7 (3), 64-73.
38. Vahidi, F. (1987) The provisional restoration. *Dental Clinics of North America*, 31 (3), 363-381.
39. Pfeiffer, P., Grube, L. (2003) In vitro resistance of reinforced interim fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89 (2), 170-174.
40. Starr, F.C. Acrylic in jacket crowns and bridge pontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2 (4), 543-549.
41. Dahl, B.L., Tronstad, L., Spangberg, L. (1974) Biological tests of a temporary crown and bridge material. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1 (3), 299-309.
42. Devlin, H. (1984) Acrylic monomer--friend or foe? *Quintessence of Dental Technology*, 8 (8), 511-512.
43. Antonoff, S.J., Levine, H. (1981) Fabricating an acrylic resin temporary fixed prosthesis for an allergic patient. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 45 (6), 678-679.
44. Crispin, B.J., Watson, J.F., Caputo, A.A. (1980) The marginal accuracy of treatment restorations: a comparative analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 44 (3), 283-290.
45. LaVecchia, L., Belott, R., DeBellis, L., Naylor, W.P. (1980) A transitional anterior fixed prosthesis using composite resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 44 (3), 264-266.

46. McCabe, J.F. (1999). *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi* (E. Nayır, Çev. 7 bs.). İstanbul.
47. Anusavice, K.J. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials* (11 bs.): Saunders Elsevier.
48. Sakaguchi, R.L., Powers, J.M. (2011). *Craig's restorative dental materials* (13 bs.): Elsevier Mosby.
49. Surya Prakash Sharma, A.R.J., Balasubramanian R, Sathish Alavandar, P.S Manoharan. (2013) An In Vitro Evaluation of Flexural Strength of Two Provisional Restorative Materials Light Polymerised Resin And Autopolymerised Resin. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*, 6 (5), 5-10.
50. Christensen, G.J. (1996) Provisional restorations for fixed prosthodontics. *Journal of American Dental Association*, 127 (2), 249-252.
51. Wang, R.L., Moore, B.K., Goodacre, C.J., Swartz, M.L., Andres, C.J. (1989) A comparison of resins for fabricating provisional fixed restorations. *International Journal of Prosthodontics*, 2 (2), 173-184.
52. Plant, C.G., Jones, D.W., Darvell, B.W. (1974) The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *British Dental Journal*, 137 (6), 233-238.
53. Shavell, H.M. (1988) Mastering the art of tissue management during provisionalization and biologic final impressions. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 8 (3), 24-43.
54. Driscoll, C.F., Woolsey, G., Ferguson, W.M. (1991) Comparison of exothermic release during polymerization of four materials used to fabricate interim restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65 (4), 504-506.
55. Moulding, M.B., Teplitsky, P.E. (1990) Intrapulpal temperature during direct fabrication of provisional restorations. *International Journal of Prosthodontics*, 3 (3), 299-304.
56. Gegauff, A.G., Pryor, H.G. (1987) Fracture toughness of provisional resins for fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 58 (1), 23-29.
57. Ireland, M.F., Dixon, D.L., Breeding, L.C., 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.
58. Prestipino, V. (1989) Visible light cured resins: a technique for provisional fixed restorations. *Quintessence International*, 20 (4), 241-248.
59. Passon, C., Goldfogel, M. (1990) Direct technique for the fabrication of a visible light-curing resin provisional restoration. *Quintessence International*, 21 (9), 699-703.
60. Khan, Z., Razavi, R., von Fraunhofer, J.A. (1988) The physical properties of a visible light-cured temporary fixed partial denture material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 60 (5), 543-545.

61. Haddix, J.E. (1988) A technique for visible light-cured provisional restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 59 (4), 512-514.
62. Monday, J.J.,Blais, D. (1985) Marginal adaptation of provisional acrylic resin crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 54 (2), 194-197.
63. Davidowitz, G.,Kotick, P.G. (2011) The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55 (3), 559-570, ix.
64. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S.,Tamaki, Y. (2009) A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28 (1), 44-56.
65. Aeran, H., Kumar, V., Seth, J.,Sharma, A. (2014) Computer Aided Designing-Computer Aided Milling in Prosthodontics: A Promising Technology for Future. *. IJSS Case Report & Reviews* 1(1), 23-27.
66. Williams, R.J., Bibb, R., Eggbeer, D.,Collis, J. (2006) Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96 (2), 96-99.
67. Fuster-Torres, M.A., Albalat-Estela, S., Alcaniz-Raya, M.,Penarrocha-Diago, M. (2009) CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 14 (3), E141-145.
68. Beuer, F., Schweiger, J.,Edelhoff, D. (2008) Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204 (9), 505-511.
69. Freedman, M., Quinn, F.,O'Sullivan, M. (2007) Single unit CAD/CAM restorations: a literature review. *Journal of the Irish Dental Association*, 53 (1), 38-45.
70. O'Brien, W.J. (2002). Dental materials and their selection. Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.
71. Doray, P.G., Li, D.,Powers, J.M. (2001) Color stability of provisional restorative materials after accelerated aging. *Journal of Prosthodontics*, 10 (4), 212-216.
72. VITA Toothguide 3D-MASTER® with BLEACHED SHADE GUIDE 9.2.2015, Ağ Sitesi: **<https://www.vita-zahnfabrik.com/en/Shade-competence-Tooth-guide-1096.html>**
73. Colorimetry. (1986) Central Bureau of the International Commission on Illumination Vienna: CIE Publication, 30.
74. Koczorowski, R., Linkowska-Swidzinska, K., Gedrange, T.,Swidzinski, T. (2009) Analysis of colour stability of selected provisional prosthetic materials: an in vitro study. *Biomed Tech (Berl)*, 54 (4), 205-210.
75. Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C.,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), 155-163.

76. Joniot, S., Salomon, J.P., Dejou, J.,Gregoire, G. (2006) Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31 (1), 39-46.
77. Tjan, A.H.,Chan, C.A. (1989) The polishability of posterior composites. *The Journal of prosthetic dentistry*, 61 (2), 138-146.
78. Sapra, V., Taneja, S.,Kumar, M. (2013) Surface geometry of various nanofiller composites using different polishing systems: A comparative study. *Journal of Conservative Dentistry*, 16 (6), 559-563.
79. Korkmaz, Y., Ozel, E., Attar, N.,Aksoy, G. (2008) The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Journal of Operative Dentistry*, 33 (1), 44-50.
80. Santing, H.J., Kleverlaan, C.J., Werner, A., Feilzer, A.J., Raghoobar, G.M.,Meijer, H.J. (2015) Occlusal wear of provisional implant-supported restorations. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17 (1), 179-185.
81. Duke, E.S. (1999) Provisional restorative materials: a technology update. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 20 (5), 497-500.
82. Gujjari, A.K., Bhatnagar, V.M.,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*, 24 (2), 172-177.
83. Pick, B., Meira, J.B., Driemeier, L.,Braga, R.R. (2010) A critical view on biaxial and short-beam uniaxial flexural strength tests applied to resin composites using Weibull, fractographic and finite element analyses. *Dental Materials*, 26 (1), 83-90.
84. Kang, S.H., Chang, J.,Son, H.H. (2013) Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restorative Dentistry and Endodontics*, 38 (3), 134-140.
85. Huang, C.W.,Hsueh, C.H. (2011) Piston-on-three-ball versus piston-on-ring in evaluating the biaxial strength of dental ceramics. *Dental Materials*, 27 (6), e117-123.
86. Chung, S.M., Yap, A.U., Chandra, S.P.,Lim, C.T. (2004) Flexural strength of dental composite restoratives: comparison of biaxial and three-point bending test. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B Applied Biomaterials*, 71 (2), 278-283.
87. Vallittu, P.K. (1999) Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81 (3), 318-326.
88. Balkenhol, M., Ferger, P., Mautner, M.C.,Wostmann, B. (2007) Provisional crown and fixed partial denture materials: mechanical properties and degree of conversion. *Dental Materials*, 23 (12), 1574-1583.

89. ISO 4049. (2000) Dentistry - resin based dental fillings: International Organization for Standards.
90. Ban, S.,Anusavice, K.J. (1990) Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of Dental Research*, 69 (12), 1791-1799.
91. Jin, J., Takahashi, H.,Iwasaki, N. (2004) Effect of test method on flexural strength of recent dental ceramics. *Dental Materials*, 23 (4), 490-496.
92. Palin, W.M., Fleming, G.J., Burke, F.J., Marquis, P.M.,Randall, R.C. (2003) The reliability in flexural strength testing of a novel dental composite. *Journal of Dentistry*, 31 (8), 549-557.
93. ISO 6872. (1999) Dentistry - dental ceramics: International Organization for Standards.
94. Abu-Hassan, M.I., Abu-Hammad, O.A.,Harrison, A. (1998) Strains and tensile stress distribution in loaded disc-shaped ceramic specimens. An FEA study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25 (7), 490-495.
95. ISO 10477 (1992) Polymer based crown and bridge materials. Geneva: International Organization for Standard.
96. Yao, J., Li, J., Wang, Y.,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), 649-657.
97. Kerby, R.E., Knobloch, L.A., Sharples, S.,Peregrina, A. (2013) Mechanical properties of urethane and bis-acryl interim resin materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110 (1), 21-28.
98. Thompson, G.A.,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), 638-648.
99. Koumjian, J.H.,Nimmo, A. (1990) Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 64 (6), 654-657.
100. Asmussen, E. (1982) Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 90 (6), 490-496.
101. Ruyter, I.E. (1982) Methacrylate-based polymeric dental materials: conversion and related properties. Summary and review. *Acta Odontologica Scandinavica*, 40 (5), 359-376.
102. Rueggeberg, F.A.,Craig, R.G. (1988) Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *Journal of Dental Research*, 67 (6), 932-937.
103. Knobloch, L.A., Kerby, R.E., Seghi, R.,van Putten, M. (1999) Two-body wear resistance and degree of conversion of laboratory-processed composite materials. *International Journal of Prosthodontics*, 12 (5), 432-438.

104. Lee, S.Y., Lai, Y.L., Hsu, T.S. (2002) Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolymerized polymethyl methacrylate resin. *European Journal of Oral Sciences*, 110 (2), 179-183.
105. Zuccari, A.G., Oshida, Y., Moore, B.K. (1997) Reinforcement of acrylic resins for provisional fixed restorations. Part I: Mechanical properties. *Biomedical Materials and Engineering*, 7 (5), 327-343.
106. Scherrer, S.S., Wiskott, A.H., Coto-Hunziker, V., Belser, U.C. (2003) Monotonic flexure and fatigue strength of composites for provisional and definitive restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89 (6), 579-588.
107. Diaz-Arnold, A.M., Dunne, J.T., Jones, A.H. (1999) Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82 (5), 525-528.
108. Akova, T., Ozkomur, A., Uysal, H. (2006) Effect of food-simulating liquids on the mechanical properties of provisional restorative materials. *Dental Materials*, 22 (12), 1130-1134.
109. Yap, A.U., Mah, M.K., Lye, C.P., Loh, P.L. (2004) Influence of dietary simulating solvents on the hardness of provisional restorative materials. *Dental Materials*, 20 (4), 370-376.
110. Scotti, R., Mascellani, S.C., Forniti, F. (1997) The in vitro color stability of acrylic resins for provisional restorations. *International Journal of Prosthodontics*, 10 (2), 164-168.
111. Asmussen, E., Hansen, E.K. (1986) Surface discoloration of restorative resins in relation to surface softening and oral hygiene. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 94 (2), 174-177.
112. Um, C.M., Ruyter, I.E. (1991) Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence International*, 22 (5), 377-386.
113. Ferracane, J.L., Moser, J.B., Greener, E.H. (1985) Ultraviolet light-induced yellowing of dental restorative resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 54 (4), 483-487.
114. Hachiya, Y., Iwaku, M., Hosoda, H., Fusayama, T. (1984) Relation of finish to discoloration of composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 52 (6), 811-814.
115. Shintani, H., Satou, J., Satou, N., Hayashihara, H., Inoue, T. (1985) Effects of various finishing methods on staining and accumulation of *Streptococcus mutans* HS-6 on composite resins. *Dental Materials*, 1 (6), 225-227.
116. Sen, D., Goller, G., Issever, H. (2002) The effect of two polishing pastes on the surface roughness of bis-acryl composite and methacrylate-based resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88 (5), 527-532.
117. Heath, J.R., Wilson, H.J. (1976) Surface roughness of restorations. *British Dental Journal*, 140 (4), 131-137.

118. Koishi, Y., Tanoue, N., Matsumura, H., Atsuta, M. (2001) Colour reproducibility of a photo-activated prosthetic composite with different thicknesses. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28 (9), 799-804.
119. Stawarczyk, B., Sener, B., Trottmann, A., Roos, M., Ouml, Zcan, M. ve diğerleri. (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.
120. Khokhar, Z.A., Razzoog, M.E., Yaman, P. (1991) Color stability of restorative resins. *Quintessence International*, 22 (9), 733-737.
121. Robinson, F.G., Haywood, V.B., Myers, M. (1997) Effect of 10 percent carbamide peroxide on color of provisional restoration materials. *Journal of American Dental Association*, 128 (6), 727-731.
122. Keyf, F., Etikan, I. (2004) Evaluation of gloss changes of two denture acrylic resin materials in four different beverages. *Dental Materials*, 20 (3), 244-251.
123. Nasim, I., Neelakantan, P., Sujeer, R., Subbarao, C.V. (2010) Color stability of microfilled, microhybrid and nanocomposite resins--an in vitro study. *Journal of Dentistry*, 38 Suppl 2, e137-142.
124. Hosoya, Y. (1999) Five-year color changes of light-cured resin composites: influence of light-curing times. *Dental Materials*, 15 (4), 268-274.
125. Janda, R., Roulet, J.F., Kaminsky, M., Steffin, G., Latta, M. (2004) Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. *European Journal of Oral Sciences*, 112 (3), 280-285.
126. Uzun, G., Keyf, F., Burduroglu, D. (2015) The effect of curing time and immersion solutions on discoloration of hybrid composites and nanocomposites. *SRM Journal of Research in Dental Sciences*, 6 (1), 11.
127. Guler, A.U., Yilmaz, F., Kulunk, T., Guler, E., Kurt, S. (2005) Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94 (2), 118-124.
128. Berns, R., Billmeyer, F., Saltzman, M. (2000) Measuring color. *Billmeyer and Saltzman principles of color technology*. New York: John Wiley, 75-105.
129. Da Silva, J.D., Park, S.E., Weber, H.P., Ishikawa-Nagai, S. (2008) Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99 (5), 361-368.
130. Chu, S.J., Trushkowsky, R.D., Paravina, R.D. (2010) Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, 38 Suppl 2, e2-16.
131. Bagheri, R., Burrow, M.F., Tyas, M. (2005) Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *Journal of Dentistry*, 33 (5), 389-398.

132. Arima, T., Murata, H., Hamada, T. (1995) Properties of highly cross-linked autopolymerizing reline acrylic resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73 (1), 55-59.
133. Arima, T., Murata, H., Hamada, T. (1996) The effects of cross-linking agents on the water sorption and solubility characteristics of denture base resin. *Journal of Oral Rehabilitation*, 23 (7), 476-480.
134. Lepri, C.P., Palma-Dibb, R.G. (2012) Surface roughness and color change of a composite: influence of beverages and brushing. *Dental Materials Journal*, 31 (4), 689-696.
135. Reis, A.F., Giannini, M., Lovadino, J.R., Ambrosano, G.M. (2003) Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dental Materials*, 19 (1), 12-18.
136. Vichi, A., Ferrari, M., Davidson, C.L. (2004) Color and opacity variations in three different resin-based composite products after water aging. *Dental Materials*, 20 (6), 530-534.
137. Smales, R.J., Gerke, D.C. (1992) Clinical evaluation of light-cured anterior resin composites over periods of up to 4 years. *American Journal of Dentistry*, 5 (4), 208-212.
138. Dos Santos Bertoldo, C.E., Miranda, D.A., Souza-Junior, E.J., Aguiar, F.H.B., Lima, D.A.N.L., Lovadino, J.R. (2011) Evaluation of surface roughness and color stability of direct resin composites after different polishing protocols. *International Journal of Dental Clinics*, 3 (3).
139. Fontes, S.T., Fernandez, M.R., de Moura, C.M., Meireles, S.S. (2009) Color stability of a nanofill composite: effect of different immersion media. *Journal of Applied Oral Sciences*, 17 (5), 388-391.
140. Scheibe, K.G., Almeida, K.G., Medeiros, I.S., Costa, J.F., Alves, C.M. (2009) Effect of different polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *Journal of Applied Oral Sciences*, 17 (1), 21-26.
141. Reis, A.F., Giannini, M., Lovadino, J.R., dos Santos Dias, C.T. (2002) The effect of six polishing systems on the surface roughness of two packable resin-based composites. *American Journal of Dentistry*, 15 (3), 193-197.
142. Dietschi, D., Campanile, G., Holz, J., Meyer, J.M. (1994) Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dental Materials*, 10 (6), 353-362.
143. Sarac, D., Sarac, Y.S., Kulunk, S., Ural, C., Kulunk, T. (2006) The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96 (1), 33-40.
144. Yap, A.U., Lye, K.W., Sau, C.W. (1997) Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. *Operative Dentistry*, 22 (6), 260-265.

145. Guler, A.U., Kurt, S.,Kulunk, T. (2005) Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93 (5), 453-458.
146. Stoddard, J.W.,Johnson, G.H. (1991) An evaluation of polishing agents for composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65 (4), 491-495.
147. Chung, K.H. (1994) Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dental Materials*, 10 (5), 325-330.
148. Ozgunaltay, G., Yazici, A.R.,Gorucu, J. (2003) Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of new tooth-coloured restoratives. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30 (2), 218-224.
149. Ryba, T.M., Dunn, W.J.,Murchison, D.F. (2002) Surface roughness of various packable composites. *Operative Dentistry*, 27 (3), 243-247.
150. Borchers, L., Tavassol, F.,Tschernitschek, H. (1999) Surface quality achieved by polishing and by varnishing of temporary crown and fixed partial denture resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82 (5), 550-556.