AYFER ATAMER

← Adınızı soyadınızı giriniz

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya (sol yandaki gibi) olacak .

↓

DOKTORA TEZİ

← Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ; Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

İSTANBUL-2019

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

GEÇİCİ KURON VE KÖPRÜ MATERYALLERİNDE DİNAMİK YÜKLEMENİN KIRILMA DAYANIMINA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

AYFER ATAMER

DANIŞMAN
PROF. DR. B. GÜLSEN BAYRAKTAR

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI

İSTANBUL-2019

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programında Doktora öğrencisi AYFER atamer'in tarafından Prof.Dr. Belkıs Gülsen BAYRAKTAR'ın danışmanlığında hazırlanan "Geçici Kuron ve Köprü Materyallerinde Dinamik Yüklemenin Kırılma Dayanımına Etkisinin Değerlendirilmesi" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 26/12/2019 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı-Danışmanı
Prof.Dr. Belkıs Gülsen BAYRAKTAR
İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri
Prof.Dr. Fatma ÜNALAN
İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri
Doç.Dr. Volkan TURP
İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

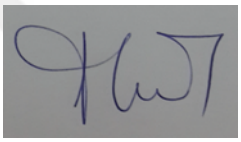
Jüri
Prof.Dr. Hanefi KURT
Medipol Üni. Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri
Doç.Dr. Bebek Serra Oğuz AHMET
Medipol Üni. Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim alı

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

AYFER ATAMER



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca tecrübelerini, yardımlarını, engin bilgilerini esirgemeyen, akademik hayatımın şekillenmesinde bana yol gösteren ve tezimin hazırlanması sürecinde deneyimini, bilgisini benimle ve tüm öğrencileriyle paylaşan çok kıymetli danışman hocam **Sayın Prof. Dr. B. Gülsen Bayraktar'a**,

Tez çalışmalarım boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen, değerli görüşlerine başvurduğum Doktora Tez İzleme Komitesi Üyeleri Sayın **Prof. Dr. Fatma Ünalan'a** ve **Sayın Prof. Dr. Hanefi Kurt'a**, ve doktora eğitimimin başından sonuna kadar emeği geçen **Total-Parsiyel Protez Bilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine**,

Doktora tez çalışmamda yardımlarını, bilgilerini ve fikirlerini esirgemeyen **Sayın Dr. Öğr. Üyesi Burç Gençel** ve **Sayın Dr. Çağatay Dayan'a**,

Doktora eğitimime "2211-A Yurt İçi Doktora Burs Programı" dahilinde burs vererek destek sağlayan TÜBİTAK'a,

Doktora eğitimim boyunca daima yanımda olan ve desteklerini benden esirgemeyen başta **Esra Bilgi Özyetim, Fatih Ayçiçek ve Büşra Kayacıoğlu olmak üzere tüm doktora öğrencisi arkadaşlarıma,**

Gösterdikleri sonsuz sabır, özveri, emekle bu günlere gelmemi sağlayan ve her zaman hissettiğim sevgi ve desteklerinden dolayı sevgili annem **Gülşen Atamer**, babam **Aydoğan Atamer** ve ağabeyim **Adnan Atamer'e** sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

DOKTORA TEZİ ONAYI .....**ERROR! BOOKMARK NOT DEFİNED.**
BEYAN.....İİİ
İTHAF..... İV
TEŞEKKÜR V
İÇİNDEKİLER..... Vİ
TABLOLAR LİSTESİ.....X
ŞEKİLLER LİSTESİ ..... Xİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ .....Xİİİ
ÖZET .....XİV
ABSTRACT XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....1
2. GENEL BİLGİLER 2
2.1. Geçici Kuron–Köprü Restorasyonları.....2
2.1.1. İdeal Geçici Kuron - Köprü Restorasyonlarının Özellikleri 2
2.1.2. Geçici Kuron-Köprü Restorasyonlarının Kullanım Amaçları 3
2.1.3. Geçici Kuron-Köprü Restorasyonlarının Sınıflaması 5
2.1.3.1. Geçici Kuron-Köprü Restorasyonların Yapım Teknikleri.....5
2.1.3.2. Kullanım Sürelerine Göre Geçici Kuron-Köprü Restorasyon Sınıflaması....9
2.1.4. Geçici Kuron-Köprü Restorasyonlarının Yapımında Kullanılan Materyaller....9
2.1.4.1. Prefabrike Geçici Kuronlar 10
2.1.4.2. Kişiye Özel Yapılan Geçici Kuron-Köprü Restorasyonları.....11
2.2. Polimerlerin Temel Yapısı.....11
2.2.1. Polimerlerin Kimyasal Kompozisyonu.....11
2.2.2. Molekül Ağırlığı 12
2.2.3. Boyutsal Yapısı.....13
2.2.4. Polimer Özelliklerini Etkileyen Faktörler.....13
2.3. Polimerizasyon.....14
2.3.1. Polimerizasyon Çeşitleri 14
2.3.1.1. Kondensasyon Polimerizasyonu 15
2.3.1.2. İlave (Katılma) Polimerizasyonu 15

2.4. Polimerik Rezin Esaslı Geçici Kuron-Köprü Materyalleri 17
2.4.1. Polimetilmetakrilat (PMMA) 17
2.4.2. Polietilmetakrilat (PEMA) 18
2.4.3. Epimin Rezin 18
2.4.4. Bis-akril Kompozit Rezinler 18
2.4.5. Işık ile sertleşen kompozit rezinler 18
2.4.6. Isı ile sertleşen akrilik rezinler 19
2.5. Dental CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) Sistemleri 19
2.5.1. CAD/CAM Sistemleri ile Kullanılan Materyaller 20
2.6. Geçici Kuron-Köprü Restorasyonlarının Mekanik Özellikleri 21
2.6.1. Materyallerin mekanik özellikleri 21
2.6.1.1. Gerilim (stress) 21
2.6.1.2. Gerilme (Strain): 22
2.6.1.3. Dayanıklılık (strenght): 22
2.6.2. Mekanik Testler 22
2.6.2.1. Bükme testleri (Bending) 22
2.7. Yaşlandırma Yöntemleri 24
2.7.1. Suda Bekletme ile Yaşlandırma 25
2.7.2. Termal Siklus ile Yaşlandırma 25
2.7.3. Dinamik Yükleme ile Yaşlandırma 26
2.8. Çiğneme Simülatörleri 26
2.9. Tez Çalışmasında Kullanılan Geçici Kuron-Köprü Restorasyon Materyalleri 27
2.9.1. Telio CAD (CAD/CAM Unfilled Polymethylmethacrylate):(Çalışmadaki Adı: CCUP) 27
2.9.2. Vita CAD-Temp (CAD/CAM Filled Polyacrylate Resin):(Çalışmadaki Adı: CCFP) 27
2.9.3. Temdent Classic (Self Cure Polymethylmethacrylate):(Çalışmadaki Adı: SPM) 29
2.9.4. Dentalon Plus(Self Cure Polyethylmethacrylate):(Çalışmadaki Adı: SPE) 29
2.9.5. Structur 3 (Self Cure Bis-acrylate Composite Resin):(Çalışmadaki Adı: SBC) 30

2.9.6. Luxatemp AM Plus Solar (Dual Cure Bis-acrylate Composite Resin):(Çalışmadaki Adı: DBC) 30
2.9.7. Revotek LC (Light Cure Urethane Dimethacrylate Composite Resin):(Çalışmadaki Adı: LUC) 30
3. GEREÇ VE YÖNTEM 32
3.1. Geçici Kuron-Köprü Restorasyon Materyalleri 33
3.1.1. Telio CAD (CAD/CAM Unfilled Polymethylmethacrylate):(CCUP) 33
3.1.2. Vita CAD-Temp (CAD/CAM Filled Polyacrylate Resin):(CCFP) 33
3.1.3. Temdent Classic (Self Cure Polymethylmethacrylate):(SPM) 33
3.1.4. Dentalon Plus (Self Cure Polyethylmethacrylate):(SPE) 33
3.1.5. Structur 3 (Self Cure Bis-acrylate Composite Resin):(SBC) 33
3.1.6. Luxatemp AM Plus Solar (Dual Cure Bis-acrylate Composite Resin):(DBC) 33
3.1.7. Revotek LC (Light Cure Urethane Dimethacrylate Composite Resin):(LUC) 33
3.2. Örneklerin Hazırlanması 33
3.2.1. Dayanak Dişlerin Preparasyonunun Yapımı 33
3.2.2. Cr-Co (Krom-Kobalt) Alaşımından Dayanakların Hazırlanması 35
3.2.3. Yapay Periodontal Ligamentin ve Akrilik Ana Modelin Oluşturulması 37
3.2.4. Geçici Köprü Restorasyonlarının Yapımı 40
3.2.4.1. CAD/CAM Yöntemi ile Geçici Köprü Restorasyonlarının Yapımı 40
3.2.4.2. Konvansiyonel Yöntem ile Geçici Köprü Restorasyonlarının Yapımı 43
3.2.5. Geçici Köprü Restorasyonlarının Simantasyonu 46
3.3. GRUPLAR 46
3.3.1. Kontrol Grubu 46
3.3.2. Deney Grupları (Termal Siklus ve Dinamik Yükleme İşlemi) 46
3.3.2.1. Deney Grubu I 48
3.3.2.2. Deney Grubu II 48
3.4. Kırılma Testi 49
3.5. İstatistiksel Analiz 50
4. BULGULAR 51
4.1. Geçici Kuron-Köprü Materyallerinin Polimerizasyon Sonrası Hemen, Dinamik Yükleme ve Termal Siklus İşlemleri Sonrası Kırılma Yükü Değerleri Bulguları 51
5. TARTIŞMA 59
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması 60

5.1.1. Dayanak Diş Materyali 60
5.1.2. Yapay Periodontal Ligament Hazırlanması 61
5.1.3. Örneklerin Köprü Formunda Hazırlanması ve Bağlantı Alanları 62
5.1.4. Siman 64
5.1.5. Termal Siklus İşlemi 65
5.1.6. Dinamik Yükleme İşlemi 66
5.1.7. Kırılma Testi 68
5.2. Bulguların Tartışılması 69
5.2.1. Geçici Kuron-Köprü Restorasyon Materyallerinin Polimerizasyon İşlemi 69
Sonrası Hemen, Dinamik Yükleme ve Termal Siklus İşlemleri Sonrası 69
Kırılma Yükü Değerleri Bulguları 69
5.2.1.1. Materyallerin Kontrol ve Deney Gruplarındaki Kırılma Yükü Değerlerinin 69
5.2.1.2. Materyallerin Kontrol ve Deney Grupları Arasındaki Kırılma Yükü 72
KAYNAKLAR 83
HAM VERİLER 105
FORMLAR 107
ETİK KURUL KARARI 109
PATENT HAKKI İZNİ 111
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI 113
ÖZGEÇMİŞ 114

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3-1: Geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin ticari adı, kısaltmaları, içerikleri, polimerizasyon yöntemleri, üretici firmaları ve lot numaraları 32
Tablo 4-1: Geçici kuron-köprü restorasyon materyalleri ve Kontrol grubu, Deney grubu I, Deney grubu II'nin kırılma yükü ortalama değerlerine etkisi 51
Tablo 4-2: Geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin Kontrol, grubu, Deney grubu I ve Deney grubu II'deki kırılma yükü ortalama değerleri 52
Tablo 4-3: Geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin Kontrol grubu, Deney grubu I ve Deney grubu II arasındaki kırılma yükü değerlerinin post hoc değerlendirilmesi .. 55
Tablo 4-4: Geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin Kontrol grubu, Deney grubu I ve Deney grubu II'deki kırılma yükü değerlerinin post hoc değerlendirilmesi 58

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Polimerler arasındaki bağlar [53] 12
Şekil 2-2: Polimerlerin Boyutsal Yapısı 13
Şekil 2-3: Çoğalma reaksiyonu 16
Şekil 2-4: Polimerizasyonun sonlanması 16
Şekil 2-5: Kuvvet karşısında materyalde ortaya çıkan gerilim türleri 21
Şekil 2-6: 3 nokta bükme testinin şematik görüntüsü 23
Şekil 2-7: 4 nokta bükme testinin şematik görüntüsü 23
Şekil 2-8: Vita CAD-Temp'in kimyasal yapısı 28
Şekil 2-9: Vita CAD-Temp materyalinin endikasyonları 28
Şekil 2-10: Dentalon Plus materyalinin kullanım talimatları 29
Şekil 2-11: Structur 3 materyalinin kullanım talimatları 30
Şekil 3-1: Prefabrike Rezin Yapay Dişlerin Preparasyonlarının Yapımı 34
Şekil 3-2: Prepare edilen prefabrike rezin yapay dişlerin patern rezin kopyalarının oluşturulmasında kalıp silikonunun hazırlanması 35
Şekil 3-3: Patern rezin ve silikon karıştırma kabı 36
Şekil 3-4: Prepare edilen prefabrike dayanak dişlerin patern rezin kopyaları 36
Şekil 3-5: Cr-Co alaşımdan hazırlanan 45 ve 47 numaralı dayanak dişler 37
Şekil 3-6: Cr-Co alaşımından hazırlanan dayanak dişlerin köklerinin mum eritme cihazına daldırılması 38
Şekil 3-7: Yapay alt çene modelinden silikon indeks hazırlanması 38
Şekil 3-8: Cr-Co dayanak dişlerin yer aldığı akrilik ana model 39
Şekil 3-9: Çiğneme simülatörüne uygun hazırlanan teflon kalıp 39
Şekil 3-10: Kumlama cihazı 39
Şekil 3-11: Preparasyon tarama spreyi ve 3 boyutlu tarayıcı 40
Şekil 3-12: Dijital ortama aktarılan dayanak dişlerin kenar sınırlarının çizimi 41
Şekil 3-13: Dijital ortamda tasarımı tamamlanan 3 üye köprü restorasyonu 42
Şekil 3-14: Kazıma ünitesine yerleştirilen CAD/CAM blok 42
Şekil 3-15: Kazıma işlemi sonrası 3 üyeli geçici köprü restorasyonu 43
Şekil 3-16: Rezin kaidenin alçı kopyası ve silikon indeks 44
Şekil 3-17: Vakum cihazı 45
Şekil 3-18: Provicol QM geçici yapıştırma simanı 46

Şekil 3-19: Çiğneme simülatörü (Esetron Smart Robotechnologies, MOY-101) 47
Şekil 3-20: Çiğneme simülatörü taşıyıcı yuvası ve paslanmaz çelik antagonist uç..... 47
Şekil 3-21: Universal Test Cihazı (Esetron Smart Robotechnologies, MIN-100) 49
Şekil 3-22: Kalay folyo..... 50
Şekil 4-1: Geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin Kontrol grubu, Deney grubu I ve Deney grubu II'deki kırılma yükü ortalama değerleri ve standart sapma değerleri 53

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

μm: Mikrometre

ADA: Amerikan Diş Hekimleri Birliği

Bis-GMA: Bis-phenol-A-diglycidmethacrylate

CAD/CAM: Bilgisayar destekli tasarım ve üretim

CCFP: CAD/CAM Filled Polyacrylate Resin

CCUP:CAD/CAM Unfilled Polymethylmethacrylate

DBC: Dual Cure Bis-acrylate Composite Resin

Co: Kobalt

Cr: Krom

Cr-Co: Krom-Kobalt

ISO: Uluslararası Standart Organizasyonu

LUC: Light Cure Urethane Dimethacrylate Composite Resin

MRP: Microfilled Reinforced Polyacrylate

N: Newton

PEMA: Polietilmetakrilat

PMMA: Polimetilmetakrilat

SBC: Self Cure Bis-acrylate Composite Resin

SPE: Self Cure Polyethylmethacrylate

SPM: Self Cure Polymethylmethacrylate

TEG-DMA: Trietilen dimekakrilat

TMR: Temporomandibular Eklem Rahatsızlıkları

UDMA: Uretan dimetakrilat

ÖZET

Atamer A. (2019). Geçici Kuron ve Köprü Materyallerinde Dinamik Yüklemenin Kırılma Dayanımına Etkisinin Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul.

Çalışmamızın amacı; CAD/CAM yöntemi (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing-Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim) ve konvansiyonel yöntemle akrilik veya kompozit esaslı 7 geçici kuron-köprü rezin materyalinden hazırlanan 3 üyeli geçici köprü restorasyonlarında materyal, üretim tekniği ve dinamik yükleme işlemlerinin kırılma yüklerine etkisinin değerlendirilmesidir. Örnekler CAD/CAM yöntemi ile, doldurucu içermeyen polimetilmetakrilat (CCUP), mikro doldurucu içeren poliakrilat (CCFP); konvansiyonel yöntemle;self cure polimetilmetakrilat (SPM), self cure polietilmetakrilat (SPE), self cure bis-akril kompozit rezin (SBC), dual cure bis-akril kompozit rezin (DBC) ve ışık ile polimerize olan üretandimetakrilat kompozit rezin (LUC) materyalleri ile hazırlanmıştır. Çalışmada 7 geçici kuron-köprü rezin materyalinden 24'er adet olmak üzere toplam 168 adet 3 üyeli geçici köprü restorasyonu hazırlandı. Her materyalden 8'er adet örnek olacak şekilde rastgele 3 eşit gruba ayrıldı: Kontrol grubu: Sadece kırılma testi uygulanan grup; Deney grubu I: 5.000 termal siklus ($5^{o}C/55^{o}C$) ve 60.000 dinamik yükleme işlemi sonrası kırılma testi uygulanan grup; Deney grubu II: 5.000 termal siklus ($5^{o}C/55^{o}C$) ve 120.000 dinamik yükleme işlemi sonrası kırılma testi uygulanan grup. Dinamik yükleme işlemi; 50 N çiğneme yükü, 1.6 Hz çiğneme frekansı ve 2 mm lateral hareket olarak uygulandı. Restorasyonların kırılma yükü ortalama değerleri Universal Test cihazı ile ölçüldü. Verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde 2 yönlü varyans analizi (Two-way ANOVA) ile tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) testleri ve farklılığa neden olan grubun saptanmasında ise Tukey HDS testi kullanıldı ($p<0.05$). En yüksek kırılma yükü ortalama değerleri (798,03±57,11 N) CCUP materyalinde, en düşük kırılma yükü ortalama değerleri (269,54±48,68 N) SPM materyalinde belirlendi. Dinamik yükleme ve termal siklus işlemleri sonrası; konvansiyonel yöntemle hazırlanan DBC ve SBC materyallerinin kırılma yükü ortalama değerlerinin; SPM, SPE ve LUC materyallerine göre daha yüksek olduğu saptandı. CCUP, CCFP, SPE ve SBC materyallerinin kırılma yükü ortalama değerlerinde farklılık saptanmazken ($p>0.05$); SPM, DBC ve LUC materyallerinin kırılma yükü ortalama değerlerinde ise azalma saptandı ($p<0.05$).

Anahtar Kelimeler: Geçici kuron ve köprü materyali, CAD/CAM, konvansiyonel yöntem, dinamik yükleme, kırılma yükü

ABSTRACT

Atamer A. (2019). Evaluation of the Effect of Dynamic Loading on the Fracture Load of Temporary Crown and Bridge Materials. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Thesis, İstanbul.

This study aimed to evaluate the effect of material, manufacturing type and dynamic loading on the fracture loads of three-unit fixed dental prostheses (FDPs) for temporary restorations, prepared with seven different materials using either computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) or conventional methods. FDPs were fabricated (N=168) from CAD/CAM resins; CAD/CAM Unfilled polymethylmethacrylate (CCUP), CAD/CAM Filled Poliacrylate (CCFP) and conventionally fabricated resins; self cure polymethylmethacrylate (SPM), self cure polyethylmethacrylate (SPE); self cure bis-acrylate composite (SBC), dual cure bis-acrylate composite (DBC), light cure UDMA composite resin. In this study, 168 temporary bridge restorations were prepared, 24 of which are 7 temporary crown-bridge resin materials. The FDPs were divided into three equal groups, with eight specimens per material in each group. Control group: The group to which only the fracture test was applied. Experimental group I: The group to which the fracture test was applied after 5.000 TC ($5^{o}C/55^{o}C$) and 60.000 DL. Experimental group II: The group to which the fracture test was applied after 5.000 TC ($5^{o}C/55^{o}C$) and 120.000 DL. Dynamic loading parameters: 50 N of chewing load, 1.6 Hz chewing frequency, 2 mm lateral sliding. The fracture load of the specimens were measured by using a Universal test device. Data were statistically evaluated with two-way analysis of variance (Two-way ANOVA) and one-way analysis of variance (One-way ANOVA), Tukey HDS test. Significance was evaluated in $p<0.05$ level. The highest fracture load (798.03 N) was found in the CCUP specimen, while the lowest was found in SPM (269.54 N). After dynamic loading; the fracture loads were significantly higher in the DBC and SBC materials than the SPM, SPE and LUC materials ($p <0.001$). No significant difference was found in the fracture load for CCUP, CCFP, SPE and SBC ($p> 0.05$). However, a statistically significant decrease in the fracture load was found for SPM, DBC and LUC ($p <0.05$).

Key Words: temporary crown and bridge material, CAD/CAM, conventional method, dynamic load, fracture load

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Geçici kuron-köprü restorasyonları; prepare edilen dişlerin pulpa ve periodonsiyum sağlığının korunması, dişeti çıkış profilinin elde edilmesi, dayanak dişlerin migrasyonunun önlenmesi ve oklüzal ilişkinin değerlendirilmesi amacıyla hazırlanmaktadır[1–3]. Aynı zamanda, protetik tedavi sonuçlarının ve sınırlamalarının, hasta tarafından daha iyi anlaşılabilmesini sağlayarak psikolojik açıdan da önemli bir rol oynamaktadır[4]. Geçici kuron-köprü restorasyonları; tanı ve tedavi prosedürlerinin değerlendirilmesinde de anahtar rol oynayacağından, daimi protezin şekil ve fonksiyonuna uygun olarak hazırlanmalıdır[5,6].

Günümüzde tüm klinik koşullara uygun ideal bir geçici kuron-köprü restorasyon materyali üretilmemiş olduğu belirtilmiş olmasına rağmen, gereksinimleri büyük oranda karşılayan birçok geçici kuron-köprü materyali bulunmaktadır. Geçici kuron-köprü restorasyon materyalinin seçimi; materyalin mekanik ve fiziksel özellikleri değerlendirilerek yapılmalıdır[7]. Geçici kuron-köprü restorasyonlarının uzun süreli kullanılmasını gerektiren durumlarda, gövde sayısının fazla olduğu uzun boşluklu restorasyonlarda, bruksizm varlığında ve dikey boyut rehabilitasyonu yapılması gereken olgularda özellikle mekanik dayanımı yüksek olan materyallerin kullanılması gerekmektedir[8,9].

Günümüzde restorasyon materyallerindeki gelişmeler ile, geçici kuron-köprü restorasyonları da CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture-bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) yöntemi ile de hazırlanabilmektedir. CAD/CAM yöntemi uygulamaları ile hasta başında geçirilen sürenin azaltılması, restorasyonların mekanik ve estetik özelliklerinin iyileştirilmesi amaçlanmıştır[10].

Bu tez çalışmasının amacı; farklı kimyasal içerik veya polimerizasyon yöntemine sahip 7 geçici kuron-köprü restorasyon materyalinden hazırlanan 3 üyeli geçici köprü restorasyonlarında materyal, üretim tekniği, çeşitli yapay yaşlandırma ve dinamik yükleme işlemlerinin kırılma yüklerine etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Geçici Kuron–Köprü Restorasyonları

Protez terimleri sözlüğüne göre geçici kuron-köprü restorasyonları; sonrasında daimi protetik restorasyonlar ile değiştirilmek üzere; estetiği, fonksiyonu ve stabiliteyi sağlamak amacıyla hazırlanan ve sınırlı bir süre kullanılan sabit veya hareketli protezler olarak tanımlanmıştır. Geçici kuron-köprü restorasyonları, daimi protezin form ve fonksiyonunu da belirlemek için kullanılırlar[11].

Geçici kuron-köprü restorasyonları, daimi restorasyonlara göre daha kısa süreli kullanılan protetik restorasyonlardır. Ancak diş ve çevre dokularının korunması ve devamlılığının sağlanmasında daimi restorasyonlar kadar önem taşımaktadırlar. Geçici kuron-köprü restorasyonları ile preparasyonu yapılan dişlerin dış etkenlerden korunması, oklüzal uyum, diş hareketinin önlenmesi, estetik ve fonksiyonun devamı sağlanmaktadır[12,13]. Ayrıca geçici kuron–köprü protezleri, daimi protetik restorasyonların oluşturulmasında da önemli diagnostik araç olarak yol göstermektedir.

Uygun hazırlanmayan geçici kuron–köprü restorasyonları hem diş, hem de çevresindeki doku sağlığını olumsuz etkileyerek daimi restorasyonun da başarısızlığına neden olacaktır. Bu nedenlerle geçici kuron–köprü restorasyonlarının yapımında uygun yöntem ve materyal seçimi son derece önemlidir[14].

2.1.1. İdeal Geçici Kuron - Köprü Restorasyonlarının Özellikleri

1. Pulpayı irrite etmemeli
2. Marjinal kenar uyumu iyi olmalı
3. Dayanıklı olmalı
4. Isı iletkenliği olmamalı
5. Kolay temizlenebilmeli
6. Yeterli retansiyona sahip olmalı ve fonksiyon sırasında yerinden çıkmamalı
7. Estetik olmalı ve kullanım süresince renk değiştirmemeli
8. Poröz olmamalı ve cilalı yüzeye sahip olmalı
9. Ekonomik olmalıdır[15–18].

Tedavi planlamasında, geçici kuron-köprü restorasyonlarının kullanılmasının pek çok nedeni olabilir. Geçici kuron-köprü restorasyonlarının kullanım amaçları şunlardır:

2.1.2. Geçici Kuron-Köprü Restorasyonlarının Kullanım Amaçları

1. Pulpayı korumak ve prepare edilen dayanak dişlerin hassasiyetini azaltmak
2. Dayanak dişlerin migrasyonunu önlemek
3. Dayanak dişlerin parelelliğini değerlendirmek
4. Kaybedilen dişlerin yerinin kısa sürede doldurulmasını sağlamak
5. Estetiği sağlamak
6. Hastanın ağız hijyenini değerlendirmek
7. Dişlerin periodontal sağlığını korumak
8. Dişleri çürük oluşumundan korumak
9. Daimi restorasyonun yapımı öncesinde dikey boyutun, oklüzal ilişkilerin, çiğneme fonksiyonunun ve fonasyonun değerlendirilmesini sağlamak
10. Problemli dayanak dişlerin prognozunun belirlenmesini sağlamak
11. Daimi restorasyonun şekil, büyüklük ve rengi açısından dişhekimine yol göstermektir[16,19].

Geçici kuron-köprü restorasyonları, dişlerin pulpa ve periodonsiyum sağlığını korumalıdır[14]. Preparasyon işlemleri nedeniyle dişlerin dentin tübülleri açığa çıkmaktadır. Geçici kuron-köprü restorasyonu; pulpayı kimyasal, termal iritasyonlardan ve bakteriyel mikrosızıntının olumsuz etkilerinden korumaya yardımcı olmaktadır. Ayrıca geçici kuron-köprü restorasyonları, endodontik tedavi gören dişlerde kök kanal sisteminin kontaminasyonuna neden olabilecek koronal mikrosızıntıyı da önleyebilmektedir[20].

Geçici kuron-köprü restorasyonlarının önemli bir rolü de periodontal dokuların sağlığını korumaktır. Bu durum, geçici restorasyon yüzeyinin pürüzsüzlüğünün, parlaklığının sağlanması ve marjinal uyumun korunması ile gerçekleştirilebilmektedir. Dişeti sağlığının korunmasında uygun çıkış profilinin oluşturulması gerekli ve önemlidir. Geçici kuron-köprü restorasyonlarının marjinal kenarlarının uzun ve aşırı konturlu olması dişeti irritasyonuna neden olabilir ve plak retansiyonunu arttırabilir.

Ayrıca iltihaplanmaya ve marjinal dişetinin çekilmesine de neden olabilir[21]. Estetik olarak, interdental papil formunun korunması için de uygun çıkış profili ve proksimal konturlar önemlidir.

Geçici kuron-köprü restorasyonları, daimi restorasyonlar tamamlanıncaya kadar çiğneme kuvvetlerine dayanabilmelidir. Geçici kuron-köprü restorasyonu; prepare edilen dişlerin pozisyonunu, optimum proksimal ve oklüzal temasların oluşturulması yolu ile de var olan ilişkilerin sürdürülebilmesini sağlamalıdır. Anterior geçici kuron-köprü restorasyonlarında uygun protruziv ve lateral diş rehberliğin de sağlanması amaçlanmalıdır[12].

Geçici kuron-köprü restorasyonları, protetik restorasyonların oluşturulmasında önemli bir tanı aracı olarak da kullanılmaktadır. Ayrıca hastanın fonksiyonel gereksinimlerini ve estetik beklentilerini de belirlemeye yardımcı olmaktadır[22,23]. Doğru uyum ve konturlara sahip geçici kuron-köprü restorasyonu; planlanan restorasyonun biyomekanik, fizyolojik ve estetik gereksinimlerini karşılamada optimal diş preparasyonunun oluşturulup oluşturulmadığını belirlemek için kılavuz olarak da kullanılabilmektedir.

Planlanan protetik tedavinin karmaşıklığı arttıkça, geçici kuron-köprü restorasyonunun tanı aracı olarak önemi de artmaktadır. Uygun şekilde tasarlanan geçici kuron-köprü restorasyonları ile oklüzal dikey boyut değişiklikleri, sentrik ilişki ve anterior rehberlik kolayca değerlendirilebilmektedir. Diş yüksekliğinin, konturunun, insizal kenar pozisyonunun, dudak desteğinin, oklüzal/insizal düzlemdeki değişikliklerin ve diş renginin değerlendirilmesinde geçici kuron-köprü restorasyonların kullanılması yol gösterici bir yöntem olabilmektedir[1,16,17,22,24,25]. Ayrıca geçici kuron-köprü restorasyonları; periodontal, endodontik ve ortodontik tedaviler için de yardımcı olmaktadır. Periodontal problemli dişlerle ilgili tanı ve protetik tedavinin prognozu ile ilgili karar verme aşamasında da kullanılmaktadır[15]. Geçici kuron-köprü restorasyonları estetik, fonksiyon ve fonasyon açısından hem hekim, hem de hasta tarafından onaylandığında daimi protez yapımında da rehberlik edebilmektedir[22].

Geçici kuron-köprü restorasyonları, daimi protezler tamamlanana kadar yeterli fonksiyonun yapılabilmesini sağlamalıdır. Çiğnemenin başarı ile yapılabilmesi, geçici kuron-köprü restorasyon yapımında kullanılan materyalin deformasyon direncine, restorasyonun uzunluğuna ve restorasyona gelen kuvvetlerin büyüklüğüne bağlıdır.

Geçici kuron-köprü restorasyonları tedavi boyunca birçok kez takılıp çıkartılmaktadır. Bu işlemler sırasında restorasyon kırılmamalı, yerinden çıkarıldığında deforme olmamalı, aşınmamalı, gelen kuvvetlere karşı koyabilmeli ve gerektiğinde tekrar kullanılabilmelidir[26,27].

Geçici kuron-köprü restorasyonları doğal dişler ile uyumlu şekil ve renge sahip olmalıdır. Özellikle maksiller anterior ve premolar dişlerde, geçici geçici kuron-köprü restorasyonlarının kabul edilebilir estetik görünüme sahip olması gereklidir[19,28].

2.1.3. Geçici Kuron-Köprü Restorasyonlarının Sınıflaması

2.1.3.1. Geçici Kuron-Köprü Restorasyonların Yapım Teknikleri

a. Direkt teknik:

Direkt teknikte, diş prepare edilmeden önce genellikle silikon esaslı ölçü maddesi ile restore edilecek dişlerin ölçüsü alınır. Preparasyon işlemleri tamamlandıktan sonra, geçici kuron-köprü restorasyonunun yapılacağı bölgeye vazelin gibi bir izolasyon maddesi uygulanır. Tamamen kurutulan silikon ölçünün iç yüzeyindeki preparasyon bölgesine geçici kuron-köprü restorasyon materyali yerleştirilirek ağıza uygulanır. Ölçü, geçici kuron-köprü restorasyon materyalinin polimerizasyonu tam olarak tamamlanmadan ağızdan çıkarılır, fazlalıklar uzaklaştırılarak tekrar ağıza yerleştirilir. Polimerizasyon sırasında ortaya çıkacak ısının pulpa ve çevre dokuda meydana getirebileceği zararı önlemek ve sertleşmiş geçici kuron-köprü restorasyon materyalinin andırkatlardan daha kolay çıkabilmesini sağlayabilmek amacıyla ölçü, içindeki geçici kuron-köprü restorasyon materyalinin polimerizasyonu tamamlanmadan ağızdan çıkartılmalıdır[29–31]. Özellikle polimetilmetakrilattan (PMMA) ve polietilmetakrilattan (PEMA) direkt teknikle oluşturulan geçici kuron-köprü restorasyonlarının diş üzerinde tamamen polimerize olması beklendiği durumlarda dişin soğutulması gerekmektedir. Özellikle PMMA'nın, pulpal sıcaklığı 7°C kadar arttırabildiği bildirilmektedir.[31] Bu amala polimerizasyon sırasında oluşacak ısıyı azaltabilmek için; polimerizasyonun başlangıç fazında geçici kuron-köprü restorasyonunu ağızdan çıkarma ve polimerizasyonu ağız dışındayken tamamlama, hava-su spreyi ile soğutma ve su ile yıkama yöntemleri uygulanmaktadır. Bu yöntemler ile ekzotermik ısı riski en aza indirgenerek sıcaklık artışları 4°C'nin altına kadar indirilebilmektedir[32].

Polimerizasyonu tamamlanmadan ağızdan çıkartılan PMMA, PEMA esaslı geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin tam olarak polimerize olabilmesi için ılık su içinde bekletilmesi önerilmektedir. Bu işlemin ardından oklüzyon ve marjinal uyum kontrolleri yapıldıktan sonra polisaj yapılarak dişe geçici bir siman ile simante edilirler[33].

Direkt teknik ile geçici kuron-köprü restorasyon yapımı, PMMA ve PEMA esaslı materyallere göre daha az polimerizasyon büzülmesine sahip olan bis-akril materyaller için daha uygun bir yöntemdir[12].

Direkt tekniğin avantajları; geçici kuron-köprü restorasyon yapımı için ek randevuya gerek kalmaması ve hastanın geçici protez tamamlanıncaya kadar ağrı hissetmemesi olarak belirtilmektedir[12].

Direkt tekniğin dezavantajları ise; geçici kuron-köprü restorasyon materyalinin polimerizasyonu sırasındaki ekzotermik reaksiyon nedeniyle açığa çıkan ısının, polimerize olmayan geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinde bulunan serbest monomer ve kimyasalların pulpa ve çevre dokularda irritasyonlara neden olmasıdır[12]. Ayrıca direkt teknik kullanıldığında marjinal kenar bütünlüğünün ve uyumun yetersiz olabileceği de bildirilmektedir[34].

Prepare edilmiş dişlere uygulanan direkt teknikte ortaya çıkan ısı artışının, pulpada çeşitli histopatolojik değişikliklere, akut inflamasyonlara, geri dönüşümü olmayan pulpitislere ve nekroza neden olabildiği de bildirilmektedir[35,36].

Zach ve Cohen[37] histolojik çalışmaları sonucunda, pulpadaki 5.6°C'lik ısı artışının dişlerin %15'ninde vitalite kaybına neden olabildiğini belirtmektedirler.

b. İndirekt Teknik:

İndirekt teknikte, preparasyon işlemi tamamlandıktan sonra karşıt arkın ve preparasyon yapılan bölgenin ölçüsü alınarak modeller elde edilir. Geçici kuron-köprü restorasyonu, model üzerinde doğrudan veya alçı model üzerinde önce mum bir örneğin oluşturulması ile hazırlanabilir. Mum örnek hazırlanan model üzerinden, aljinat gibi irreversibl hidrokolloid ölçü maddesi ile yeni bir ölçü daha alınır ve sonrasında mum uzaklaştırılır. Bu işlemin ardından prepare edilen diş bölgesine geçici kuron-köprü restorasyon materyali konularak ölçü modele yerleştirilir. Materyalin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra tesviye ve cila işlemleri yapılır[29].

İndirekt tekniğin direkt tekniğe göre avantajları şunlardır;

1. Geçici kuron-köprü restorasyonunun, polimerizasyon işlemi ağız dışında gerçekleşir. Diş ve çevre dokular ile artık monomerin teması olmayacağından pulpa ve yumuşak dokulardaki kimyasal etkiler en az düzeydedir[38].
2. Alçı model üzerindeki geçici kuron-köprü restorasyonu, polimerizasyonu tamamlanıncaya kadar hareket ettirilmediğinden distorsiyon ve büzülme kontrol altındadır.
3. Direkt tekniğe göre geçici restorasyonların kenar uyumu daha iyidir[39].
4. Hastanın, polimerize olmamış rezinden ortaya çıkan uçucu hidrokarbonları aspire etmesi önlenmiş olur[18].
5. Isı ve basınç ile polimerize olan, mekanik dayanımı yüksek geçici restorasyon materyallerinden hazırlanabilirler[5].
6. Teknisyen tarafından yapıldığından hekime zaman kazandırır[18].
7. Yapımı, direkt tekniğe göre daha kolaydır[29].

Ancak indirekt teknikte, ek seansa ihtiyaç duyulması direkt tekniğe göre dezavantajdır[29].

İndirek tekniğin yapım aşamaları şu şekildedir:

1. Teşhis ve çalışma modelleri elde edildikten sonra komşu ve antagonist dişlerle uyumlu olacak şekilde mumdan restorasyon hazırlanır.
2. İzolasyonu yapılan çalışma modeli üzerinden ölçü alınmasının ardından ölçüdeki keskin marjinal kenarlar bistüri ile alınarak, bu bölgelerin daha kalın ve uyumun da daha iyi olması sağlanır.
3. Preparasyon işlemi sonrası, hidrokolloid ölçü maddesi ile preparasyon bölgesinin ölçüsü alınır. Esnek model hazırlanabilmesi için, ölçü içine silikon day materyali uygulanır. Ölçü alımında polivinilsiloksan kullanılmamasının nedeni, ölçü materyali ile esnek modelin benzer özelliğe sahip olması ve esnek modelin, ölçüden çıkarılması sırasında problemler oluşturabilecek olmasıdır.
4. Esnek model ile teşhis modelinden elde edilen ölçünün uyumu kontrol edilir.
5. Hazırlanan otopolimerizan akrilik rezin ölçü içerisine yerleştirildikten sonra, ölçü esnek model üzerine yerleştirilerek rezinin polimerizasyonu tamamlanıncaya kadar beklenir. Ölçü, akrilik rezin polimerize olduktan sonra

model üzerinden çıkartılır. Tesviye, polisaj ve uyumlama işlemlerinin ardından geçici kuron-köprü restorasyonu prepare edilen dişler üzerine simante edilir[33,40].

Avantajları:

1. Geçici kuron-köprü restorasyonunun model üzerinden uzaklaştırılması esnasında, restorasyonun yer aldığı modelin esnetilebilmesi ile daha iyi bir kenar uyumunun elde edilebilmesi
2. Çok üyeli geçici kuron-köprü restorasyonlarının kolaylıkla yapılabilmesi
3. Son ölçü öncesi, prepare edilen dişlerin tutucu alan ve giriş yolu açısından incelenmesine olanak sağlaması
4. Esnek modelin tekrar kullanılması olanağını da sağlar. Bu olanak sayesinde, polimerizasyon büzülmesi nedeni ile oluşan kenar uyumsuzlukları, materyal ilavesi ile giderilebilir.

Dezavantajları:

1. Esnek modellerin esneme dirençlerinin alçı modellerden daha fazla olması nedeniyle tutucu bölgelerin izolasyonunun iyi yapılamadığı durumlarda adaptasyon sorunları oluşabilir.
2. Maliyetin artmasına neden olur [33].

c. Direkt-İndirekt Teknik:

Direkt-indirekt teknikte, diş preparasyonu yapılmadan önce alınan ölçüden elde edilen modele transparan propilen plaklar adapte edilerek geçici kuron-köprü restorasyonun dış yüzeyini oluşturacak matriks hazırlanır. Bu matriks kullanılarak indirekt teknik ile geçici restorasyonun dış yüzeyleri hazırlanır. Diş preparasyonu sonrasında, matriks içerisine geçici kuron-köprü restorasyon materyali yerleştirilir ve direkt teknikteki gibi matriks prepare edilen dişler üzerine adapte edilerek geçici kuron-köprü restorasyonlarının iç yüzeyleri hazırlanır[29]. Bu kombine teknik sayesinde, hastanın koltukta geçirdiği süre kısalır ve en uygun marjinal uyum sağlanır. En önemli avantajı, ağız içinde polimerize olan rezin miktarı azaldığından polimerizasyon ısısının da düşecek olmasıdır. Bu teknikte pulpal dokular üzerinde termal etki minimum düzeye

indirilebilir[12]. Ayrıca geçici kuron-köprü restorasyonunun yapımında sıcak akrilik kullanılması halinde, restorasyonun renk stabilitesi ve direnci de artırılabilmektedir [38].

2.1.3.2. Kullanım Sürelerine Göre Geçici Kuron-Köprü Restorasyon Sınıflaması

a. Kısa Süreli Geçici Kuron-Köprü Restorasyonları

Kısa süreli geçici kuron-köprü restorasyonları; oklüzal ve aproksimal kontak devamlılığı, dentinin ve pulpanın korunması, diş hareketlerinin önlenmesi, estetik ve periodontal sağlığın korunması amacıyla yapılmaktadırlar. Basit yöntemler ile hazırlanarak geçici siman ile simante edilirler[18,41,42].

Preparasyon işlemi sonrasında, dentin dış etkenlere karşı savunmasız kaldığından özellikle vital dişlerde preparasyonunun yapıldığı seansta, dişlerin geçici kuron-köprü ile restorasyonu gerekir[42].

b. Uzun Süreli Geçici Kuron-Köprü Restorasyonları

Uzun süreli geçici kuron-köprü restorasyonlarının, kısa süreli geçici kuron-köprü restorasyonlarının görevlerininin tamamınını yerine getirmesinin yanında başka amaçları da bulunmaktadır[41–43]. Daimi restorasyonların yapımına başlanmadan önce, preprotetik tedavilerin değerlendirilmesi ve estetiğin önemli olduğu bölgelerde çıkış profilinin oluşturalarak yumuşak dokunun şekillendirilmesi bu amaçlardandır[18,22,44]. Periodontal rahatsızlıkların mevcut olduğu olduğu durumlarda, marjinal uyumu iyi olan geçici kuron-köprü restorasyonları yapılarak dayanak dişlerin prognozu da değerlendirilebilir[3,18,22]. Ayrıca dikey boyut rehabilitasyonu gereken olgularda, hazırlanan geçici kuron-köprü restorasyonu hastaya birkaç ay kullandırılır ve hastanın belirlenen yeni dikey boyuta karşı toleransı değerlendirilebilir. Bu süre boyunca oklüzyonda gereken düzenlemeler de yapılır[8].

Uzun süreli geçici kuron-köprü restorasyonları, temporomandibular eklem rahatsızlıklarının (TMR) tedavisi ve implant uygulamalarında da kullanılabilmektedir[8,45].

2.1.4. Geçici Kuron-Köprü Restorasyonlarının Yapımında Kullanılan Materyaller

Diş hekimliğinde, geçici kuron-köprü restorasyonlarının yapımına 1930'lu yıllardan itibaren başlanmıştır. Bu tarihlerden günümüze kadar kullanılan materyallerde büyük değişim ve gelişmeler olmuştur. Metalurji ve teknoloji alanında meydana gelen gelişmelerle birçok geçici kuron-köprü materyali üretilmiştir. Literatürde, ideal geçici

kuron-köprü materyali olmadığının belirtilmesine rağmen birçok materyalin başarılı ile kullanılabileceği de bildirilmektedir[18].

Geçici kuron-köprü restorasyonlarının yapımında kullanılan materyaller 2 grupta değerlendirilebilir;

1. Prefabrike geçici kuronlar
2. Kişiye özel olarak hazırlanan geçici restorasyonlar

2.1.4.1. Prefabrike Geçici Kuronlar

Prefabrike geçici kuronlar, tek diş restorasyonlarında kullanılabilirler. Doğal dişe benzer anatomik özelliğe sahip kuronlar; daha az adaptasyon ve düzeltme gerektirirken, anatomik olmayan kuronların uyumunun sağlanabilmesi için anatomik kuronlara göre daha fazla adaptasyon ve kontürleme işlemi gerekmektedir.

1. **Metal kuronlar:**

   Alüminyum, gümüş-kalay, bizmut-kalay, nikel-krom veya paslanmaz çelikten olabilirler. Mekanik dayanımlarının yeterli olmamaları ve estetik gereksinimleri karşılamamaları nedenleriyle posterior dişlerde kullanılırlar. Dayanak diş preparasyonunun tamamlanmasının ardından, preparasyonu yapılan dayanak dişin boyutlarına en uygun metal kuron seçilir ve makas ile kole bölgesi kesilerek kole uyumu sağlanır. Metal kuronun oklüzyonunun da uyumlanmasının ardından, metal kuronun içindeki boşluk rezin ile beslenir ve geçici siman ile simante edilir.

   Alüminyum; yumuşak bir materyal olduğu için dişe kolayca adapte edilebilirken, aşınma dirençleri düşük olduğundan delinebilirler. Aşınma dirençleri açısından gümüş-kalay ve bizmut-kalay alaşımları, alüminyum metal kuronlara göre daha dayanıklıdır. Uyumlandırılmaları zor olmasına rağmen nikel-krom alaşımları ve paslanmaz çelikten hazırlanan geçici restorasyonlar uzun süreli kullanımlar için daha uygundur[46,47].

2. **Selüloz asetat kuronlar:**

   Şeffaf ve ince materyallerdir. Piyasada, her dişe uygun boyut ve formda selüloz asetat kuronlar bulunmaktadır. Bu kuronların kole kısımları kesilip şekillendirilerek prepare edilen dişe uyumları sağlanır. Selüloz asetat kuronlar,

akrilik veya kompozit rezin ile birlikte kullanılırlar. Rezinin polimerizasyonunun tamamlamasının ardından kesilerek çıkarılırlar.

3. **Polikarbonat kuronlar:**

Polikarbonat kuronlar, diğer prefabrike kuronlara göre daha doğal görünümlüdür. Metilmetakrilatlar ile bağlantısı güçlüdür. Aşınma dirençleri de yüksektir. Bu materyal, mikro cam fiber ile güçlendirilerek elde edilir. Polikarbonat kuronlar; kesici ve premolar dişlere uygun olacak şekilde çeşitli boyutlarda hazırlanmışlardır. Kuronun iç yüzeyi, kenarları ve oklüzal uyumlamalarının yapılmasının ardından diş izole edilip, kuron rezin ile doldurulur ve dişin üzerine yerleştirilir. Rezinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra cila işlemleri yapılarak geçici kuron restorasyonu tamamlanmış olur [48].

2.1.4.2. Kişiye Özel Yapılan Geçici Kuron-Köprü Restorasyonları

Diş hekimliğinde birçok alanda polimerler kullanılmaktadır. Polimerler, kişiye özel yapılan geçici kuron-köprü restorasyonlarının da temel maddesidir.

2.2. Polimerlerin Temel Yapısı

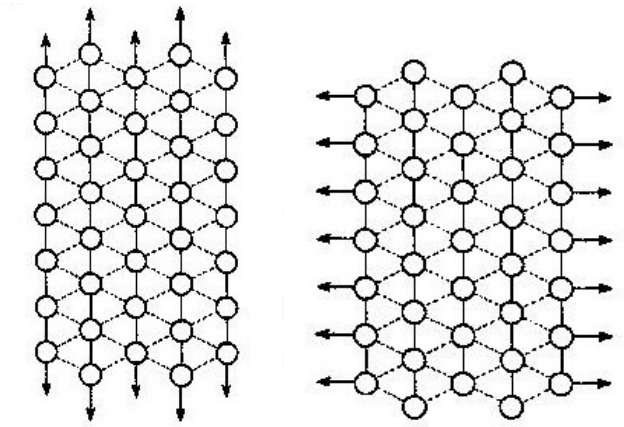
2.2.1. Polimerlerin Kimyasal Kompozisyonu

Polimerler; çok sayıda atom gruplarının kimyasal bağlar ile düzenli bir biçimde bağlanarak oluşturduğu uzun zincirli, yüksek molekül ağırlıklı bileşiklerdir. Monomer ise; tekrarlayan ve zinciri oluşturan basit molekül grubudur[49]. Birçok monomerin kimyasal reaksiyonun gerçekleşmesi sonucu birleşerek polimer oluşturmasına polimerizasyon denir[50].

Homopolimer, tek monomer grubunun tekrarlanmasından oluşurken; heteropolimer ise, birçok monomerden oluşmaktadır[51]. Diş hekimliğinde, akrilik rezinlerin büyük bir kısmı çapraz bağ içermeyen homopolimer yapısındadır[52]. En az 2 farklı monomerin birleşmesinden kopolimer oluşur. Kopolimeri oluşturan yapılar; belli dizilimde sıralanabileceği gibi, rastgele veya çok sayıda aynı yapıların yan yana dizildiği blok şeklinde de olabilir[53].

Polimeri oluşturan monomerler birbirlerine kovalent bağlar ile bağlıdır[53]. Polimerizasyon sırasında; monomerdeki C=C çift bağı diğer monomerdeki karbon

atomuna bağlanarak C-C tek bağına dönüşür[54]. Polimer zincirleri, birbirleri ile zayıf ikincil bağlar yani Van Der Waals bağları ile bağlanmaktadır (Şekil 2-1) [51].



(a) (b)

Şekil 2-1: Polimerler arasındaki bağlar [53].

(a) Kovalent Bağlar

(b) Van Der Waals Bağlar

Van Der Waals bağları ile birbirine tutunan moleküller, kovalent bağlar ile birbirine tutunan moleküllere göre daha zayıf bağlanırlar. Zayıf ikincil bağlar olan Van Der Waals bağları, polimer ısısının yükselmesi ile kolayca kırılarak deforme olur[51].

Polimerlerin; kırılgan ve cam fazdan, elastik benzeri faza geçtiği sıcaklığa 'camsı geçiş sıcaklığı' adı verilir ve 'Tg' ile gösterilir. Bu sıcaklık değeri ve üzerinde polimerler sıvılaşırlar[51,55,56].

2.2.2. Molekül Ağırlığı

Polimerlerin molekül ağırlığı, tüm ünitelerin molekül ağırlıklarının toplamı kadardır. Polimer molekülü, 100.000 üniteden meydana gelebildiği gibi milyonlarca üniteden de meydana gelebilmektedir[53,57,58]. Polimerizasyonu tamamlanmış protez kaide maddeleri için molekül ağırlığının 600.000'den fazla olması gerektiği bildirilmiştir[56]. Geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin de molekül ağırlığı, protez kaide maddelerine benzer şekilde yüksek olmalıdır[56]. Molekül ağırlığının yüksek olması, polimerin daha dayanıklı ve sert olmasını sağlamaktadır[51].

Polimerizasyon derecesi, polimer molekülünü oluşturan toplam ünite sayısı olarak ifade edilmektedir[51,53,57]. Polimerin fiziksel özellikleri, polimerizasyon derecesi ile

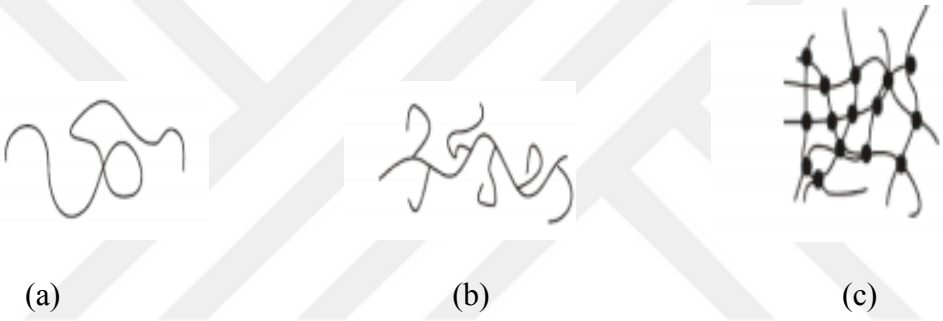
doğru orantılıdır. Materyalin polimerizasyon derecesi, polimerin molekül ağırlığının artması ile artış göstermektedir. Polimerizasyon derecesini; polimerizasyonun tipi, polimerin sayısı ve polimerin içeriğindeki monomerin türü de etkilemektedir[57].

2.2.3. Boyutsal Yapısı

Polimerlerin, 3 temel boyutsal yapısı bulunmaktadır. Bunlar doğrusal, dallanmış ve çapraz bağlı olacak şekilde sıralanabilirler[53,57–59].

Polimeri oluşturan molekül zincirleri, genellikle dallanmış ve çapraz bağlı şekildedir. Sadece doğrusal şekilde nadir bulunmaktadır (Şekil 2-2) [59].

Doğrusal, dallanmış yapıda bulunan moleküller arasında zayıf bağlar bulunmaktadır[53].



Şekil 2-2: Polimerlerin Boyutsal Yapısı

(a) Doğrusal polimer

(b) Dallanmış polimer

(c) Çapraz bağlı polimer

2.2.4. Polimer Özelliklerini Etkileyen Faktörler

Polimer özelliklerini; molekül ağırlığı, zincir uzunluğu, zincirin kimyasal kompozisyonu, polimerizasyon derecesi, doldurucu ve plastikleştirici varlığı, dallanma sayısı ve/veya çapraz bağ miktarı gibi birçok faktör etkiler[51–53,55,57]. Molekül ağırlığının yüksek ve zincirin uzun olması; polimer sertliğini, bükülmezliğini, dayanıklılığını arttırır[53].

Polimer özelliklerini, kristalin miktarı da etkiler. Kristalin miktarı fazla olan materyaller, düzenli sıralanan atomlara sahiptirler. Ayrıca kristalin içermeyen materyallere göre daha dayanıklı olurlar, daha az su emer ve bükülmezler[53,59]. Kristalinite; polimerin çekme dayanıklılığını arttırırken, erime ısısını da yükselttiğinden

polimerin yumuşamasını azaltır. Bu nedenle kristalin rezinler, dental kullanım için uygun değildirler[56]. Sınırlı sayıda dental polimer kristalin yapıda olup, çoğu amorf bir yapıdadır[53,56,59].

Polimerlerin fiziksel özelliklerini değiştirmek amacı ile, plastikleştirici denen kimyasal maddeler polimerlere ilave edilmektedir. Bu maddeler, polimerizasyon sırasında meydana gelen reaksiyonlara katılmazlar. Plastikleştiriciler, zincirler arasında bulunan bağları modifiye etmektedirler[52]. Çapraz bağ içermeyen sert polimerlere ilave edilen ufak plastikleştiriciler, hem polimerin sertliğini, hem de camsı geçiş sıcaklığını azaltırlar. Bu özellik nedeniyle materyaller, daha esnek olabilmektedirler[51,53,58,59]. Plastikleştiriciler, yeterli miktarda ilave edildiğinde sert yapıdaki polimerin esnek ve dayanıklı hale gelmesini sağlamaktadırlar[51]. Polimer ağı içerisine her zaman kovalent bağlanamadıkları için zamanla polimerden ayrılarak etkilerini kaybedebilir ve ağız içi dokulara salınabilirler[52,58].

Polimerlere, fiziksel özelliklerini değiştirebilmek amacı ile doldurucu adı verilen partiküller ilave edilebilmektedir. Doldurucular, polimer ağı içerisine çapraz şekilde bağlanmaktadır. Bu özellikleri nedeniyle polimerizasyon büzülmesini azaltmaktadırlar. Ayrıca doldurucular, çarpma dayanıklılığını arttırdığı için protezin kırılmaya karşı dayanıklılığını arttırmada önemli etkileri vardır[52]. Polimerizasyon sırasında; doldurucu içermeyen akrilik rezinde %21'in üzerinde, protez yapımında kullanılan rezinde %6 ve rezin kompozitte %1-3 oranında hacim kaybı ve iç stres oluşmaktadır. Polimerler farklı miktarlarda su absorbe ederler ve bu sırada genişleme gösterirler[53].

2.3. Polimerizasyon

Polimerizasyon, küçük molekül ağırlıklı moleküllerin, büyük molekül ağırlıklı bir bileşik oluşturmak için birçok kimyasal reaksiyona girmesi işlemidir. Makromoleküller, organik veya inorganik yapıda olabilirler. Diş hekimliğinde ise organik yapıda olan polimerler kullanılmaktadır[56].

2.3.1. Polimerizasyon Çeşitleri

Monomerlerin kimyasal yollar ile bağlanarak molekül ağırlığı yüksek polimerleri oluşturması sırasında meydana gelen polimerizasyon işlemi farklı mekanizmalar ile olabilmektedir. Ancak, genellikle polimerizasyon reaksiyonu 2 temel yöntem ile

gerçekleşmektedir[55,60]. Bunlar kondensasyon ve ilave (katılma) polimerizasyonudur [51,53,56].

2.3.1.1. Kondensasyon Polimerizasyonu

2 veya daha çok sayıda molekül arasındaki kimyasal reaksiyonların tekrarlanması ile gerçekleşir. Reaksiyon sonucunda polimer yapı dışında su, amonyak, karbondioksit, hidrojen klorid, metanol gibi yan ürünler oluşur[61,62].

Kondensasyon polimerizasyonu ile molekül ağırlığı yüksek polimer oluşturulması çok yavaş olup, moleküllerin boyutları çok büyüdüğünde hareketlilikleri ve sayıları azaldığından işlem yavaş sonlanır[61]. Bu polimerizasyon yöntemi ile yeterli uzunlukta polimer oluşamadığından diş hekimliğinde kondensasyon polimerizasyonu ile oluşan polimerlerin sayısı azdır[49,56,63].

2.3.1.2. İlave (Katılma) Polimerizasyonu

2 molekülün, daha büyük 3. molekül ortaya çıkarmak için birleşmesine ilave (katılma) polimerizasyonu denir[51,64]. İlave polimerizasyonun meydana gelebilmesi için çift bağlar bulunduran doymamış moleküllerin olması gerekmektedir[58,59]. Bu polimerizasyon tipinde yan ürün oluşmamaktadır[51,57,58].

Diş hekimliğinde kullanılan rezinler genellikle ilave polimerizasyonu ile polimerize olmaktadır[56,58,59]. PMMA, polivinil klorid, polietilen, polisitren ve rezin kompozit matriksinde bulunan Bis-GMA (bisfenol A-glisidil metakrilat) ilave polimerizasyonu ile oluşmaktadır[53,58].

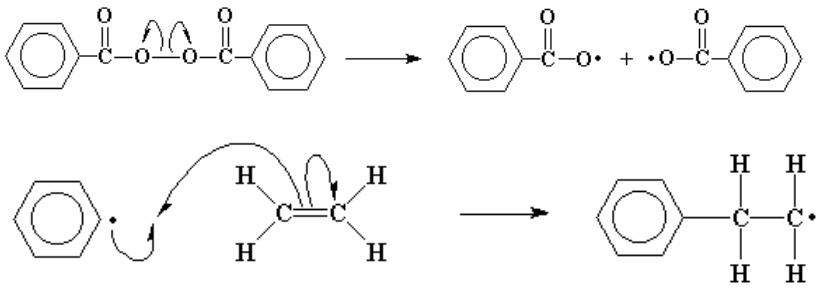
İlave polimerizasyon reaksiyonlarında 4 evre bulunmaktadır. Bunlar başlama, çoğalma, sonlanma ve zincir transferidir[56,59]. Ekzotermik reaksiyonlar olduğundan büyük miktarda ısı ortaya çıkar. İlave polimerizasyon reaksiyonu ısı, ışık ve bazı kimyasal maddeler ile hızlandırılabilir[50,51,55,57,59].

a. Başlama

Bu aşamada; ısı, ışık gibi etkenler aracılığı ile serbest radikaller üretilir. Serbest radikallerin oluşmasını sağlayan etkenlere başlatıcı denilmektedir. Oluşan serbest radikaller de monomer ile reaksiyona girerek polimerizasyonu başlatır[55].

b. Çoğalma

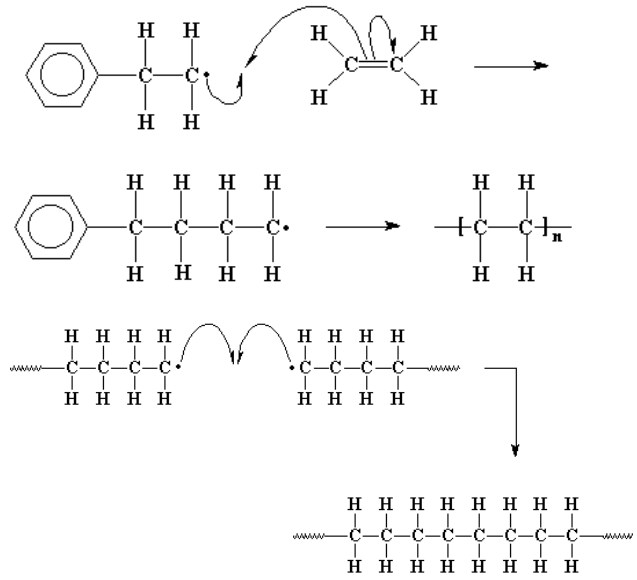
Başlama aşamasında oluşan serbest radikallerin monomerler ile reaksiyona girmesi sonucunda yeni serbest radikaller ortaya çıkar (Şekil 2-3). Bu zincirleme reaksiyon ile monomerler polimere dönüşür ve zincir uzunlamasına büyümeye devam eder[53].



Şekil 2-3: Çoğalma reaksiyonu

c. Sonlanma

Reaksiyon, çift bağlar ile veya büyüyen zincirden diğerine H atomunun aktarılması ile sonlanır (Şekil 2-4). Teorikte reaksiyonun monomerlerin tamamı polimere dönüşene kadar devam ettiği bildirilse de gerçekte reaksiyon tamamen bitmemektedir. Kitle içinde artık monomer daima kalır[56].



Şekil 2-4: Polimerizasyonun sonlanması

d. Zincir Transferi

Bu evrede, aktif haldeki radikalin inaktif moleküle aktarılması sonucunda büyümenin devam edebilmesi için yeni çekirdek oluşur. Sonlanan zincir reaktive edilip büyümenin devamı sağlanabilmektedir[58,59].

2.4. Polimerik Rezin Esaslı Geçici Kuron-Köprü Materyalleri

Geçici kuron-köprüler, genel olarak otopolimerizan akrilik ya da rezin esaslı materyallerden hazırlanmaktadır. Bu materyaller şu şekilde sıralanmaktadır:

1. Polimetilmetakrilat (PMMA)
2. Polietilmetakrilat (PEMA)
3. Epimin rezin
4. Bis-akril kompozit rezin
5. Işık ile sertleşen rezin
6. Isı ile sertleşen rezin

2.4.1. Polimetilmetakrilat (PMMA)

Polimetilmetakrilat, geçici kuron-köprü restorasyonlarının yapımında uzun yıllardır kullanılmaktadır[18,65]. Toz ve likit halde bulunan materyalin karıştırılması ile elde edilmektedir. Materyalin toz kısmında polimer ya da dibutil fitalat yer alırken, likit kısmını metilmetakrilat oluşturmaktadır. İçerisine renklendiriciler ilave edilmediği takdirde transparandır. Polimerizasyon, tozun içerisinde bulunan benzoil peroksit ile likit içerisindeki dimetil p-toluidin karıştılması ile gerçekleşir[56,66]. Dişhekimliğinde kullanılan rezinler arasında PMMA'lar en sert yapıda olandır. Fiziksel özellikleri, marjinal uyumları, renk stabiliteleri ve cilalanabilirlikleri iyidir[3,41,67,68]. Diğer rezinler gibi su absorbe etmesi nedeniyle yapısında zaman içinde yumuşama ve renk değişikliği görülebilir[50]. PMMA'lar polimerizasyonları sırasında ısı açığa çıkarırlar. Ayrıca artık monomerin çevre dokular ve pulpayı irrite etmesi, büyük miktarlarda polimerizasyon büzülmesi oluşması nedeniyle de PMMA'ların indirekt teknik ile kullanılması önerilmektedir[17,41,47,69].

2.4.2. Polietilmetakrilat (PEMA)

Polietilmetakrilat, PMMA'ların dezavantajlarını gidermek amacıyla geliştirilip kullanılmaya başlanmıştır. İçeriğinde, butil metakrilat monomeri ve polietilmetakrilat tozu bulunmaktadır. Polimerizasyonu esnasında pulpa ve çevre dokular üzerinde oluşturdukları ekzotermik ve kimyasal irritasyon PMMA ile kıyaslandığında daha azdır[41]. Sertlik, aşınma dirençleri ve renk stabiliteleri PMMA'lara göre daha yetersiz olmasına rağmen polimerizasyon büzülmeleri daha azdır ve cilalanabilirlikleri de daha iyidir[41,70,71].

2.4.3. Epimin Rezin

Epimin rezin, içeriğinde epoksi rezin bulunan etilimin türevi bir plastiktir. Bu materyalin epoksi rezin ile farkı; oksitin imin grubundan oluşturulmasından kaynaklanmaktadır. Pat ve katalizörden oluşur. Pat kısmı, bis-fenolün türevi olan etilen imin içerirken; katalizör kısmını benzen sülfonik asit esteri oluşturmaktadır. Polimerizasyon çapraz bağlanma ile gerçekleşmektedir[72]. Ekzotermik reaksiyon sırasında açığa çıkan ısı minimum düzeydedir ve artık monomer içermediklerinden pulpada meydana gelen irritasyon düşüktür[70]. Epimin rezinin gerilme, aşınma dirençleri düşük ve renk stabilitesi yetersizdir[43,70].

2.4.4. Bis-akril Kompozit Rezinler

Bis-akril kompozit rezinler, bis-GMA kompozit rezinlerin yapısına benzemektedir. Geçici kuron-köprü restorasyonları yapımı için üretilmiştir[54]. Bis-akril kompozit rezinler, metakrilatlara göre bazı avantajlara sahiptirler. Bu avantajlar; artık monomer içermemeleri, polimerizasyon ısı ve büzülme miktarının düşük olması, aşınma direncinin yüksek olması ve kullanım kolaylığıdır. Maliyetinin yüksek ve kırılgan olması ise dezavantajlarıdır[3,18,68].

2.4.5. Işık ile sertleşen kompozit rezinler

Işık ile sertleşen rezinler, yapısında üretandimetakrilat (UDMA) bulunan mikropartiküllü kompozit rezinlerdir. Görünür ışık ile polimerizasyonu başlatabilmek için kamforokinon içermektedirler[18,73]. Yapısında bulunan mikropartiküller sayesinde dayanıklılıkları ve estetikleri iyi, manipülasyonu kolay ve polimerizasyon büzülmeleri azdır[18,74]. Artık monomer içermedikleri için toksik değildirler. Bakteri tutulumu az olduğu için biyouyumlu kabul edilmektedirler[75].

2.4.6. Isı ile sertleşen akrilik rezinler

Isı ile sertleşen akrilik rezinlerin, dayanıklı olmalarından dolayı uzun süreli geçici kuron-köprü restorasyonlarının yapımında kullanılması önerilmektedir. Ancak zaman ve özel ekipmanlar gerektirmesi dezavantajları arasındadır[2,3,41]. Tedavi planı için gerekli geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinden en uygun olana karar verilebilmesi açısından klinisyenlerin bu ürün çeşitliliği ile ilgili bilgi sahibi olmaları gerekmektedir. Aynı rezin grubu içinde birçok ticari materyal olmasına rağmen, mekanik özellikleri farklılık gösterebilir. Bu durum polimer matriksin geometrisi, tipi ve doldurucu partikül boyutundan kaynaklanmaktadır[68].

2.5. Dental CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) Sistemleri

CAD/CAM, bilgisayar destekli tasarım ve üretim anlamına gelmektedir. CAD/CAM; otomotiv, makine ve uçak endüstrisinde uzun yıllardan beri kullanılmaktadır[76]. 1971 yılında Dr. Francois Duret'in çalışmaları ile dental CAD/CAM sistemi kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM sisteminin kullanılmaya başlandığı ilk dönemde sadece tek kuronlar, inley, onley gibi restorasyonlar hazırlanabilmekte iken; günümüzde sabit protezler, cerrahi stentler, implant dayanakları ve total-parsiyel protezlerin bu sistemle yapımı mümkün olmaktadır[76–80].

Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemleri 3 bölümden oluşmaktadır:

1. Veri toplama ünitesi
2. Tasarım ünitesi
3. Üretim ünitesi[54,81]

Kliniklerde CAD/CAM sistemi 2 farklı yöntem ile kullanılır.

1. Ağız içi kamera kullanılarak dijital ölçü alımı ve dijital verinin laboratuvara gönderimi
2. Ağız içi kamera ile dijital ölçü alımının ardından tasarım ve frezeleme işleminin de klinikte yapılması

Frezeleme işleminin klinikte yapıldığı 2. yöntemde restorasyon aynı gün bitirilebilir[54,76,80].

CAD/CAM sistemlerinin avantajları:

1. Hassasiyet ve standardizasyon konvansiyonel yöntemlere göre daha iyidir.
2. Ölçü yöntemi temiz ve kolaydır. Geleneksel ölçü maddelerinin deforme olma özellikleri elimine edilmiş olur.
3. İntraoral kamera kullanımı ile hastada bulantı refleksi oluşmaz.
4. Ölçü maddelerinin çevreye verdiği zarar ve masraf azaltılmış olur[54].
5. Hekimin, yapımı tasarlanan restorasyonu bilgisayar ortamında farklı açılardan değerlendirmesine olanak sağlar.
6. Laboratuvarın iş gücü azaltılmış olur.
7. Hata olasılığı azalmış ve çapraz kontaminasyon önlenmiş olur.
8. Diş hekimliğinde yeni materyallerin kullanılmaya başlanmasına olanak sağlanmış olur[79,82].

2.5.1. CAD/CAM Sistemleri ile Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sistemleri ile kullanılan materyaller, klinik açıdan başarıyı etkilemektedir. Prefabrike olarak hazırlanan blok ve disklerden oluşan materyaller optimum koşullar altında polimerize edilerek porozite oluşumu engellenebildiğinden[83]; homojen ve standart kalitede restorasyonlar üretilebilmektedir. Konvansiyonel olarak hazırlanan restorasyonlarda ise poroziteler meydana gelebilmektedir[84].

CAD/CAM sistemlerinin gelişmesi, estetik ve fonksiyonel beklentilerin artması ile üretici firmalar farklı fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip materyaller üretmeye başlamışlardır. Kullanılan CAD/CAM materyalleri de hastanın beklentilerine, restorasyonun tipine ve ağızdaki konumuna göre farklılık göstermektedir. CAD/CAM sistemi ile kullanılan materyaller; feldspatik seramikler, lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler, oksit seramikler, sinterlenen oksit seramikler, zirkonyum oksit seramikler, hibrit seramikler, lityum disilikat ve zirkonya partikülleri ile güçlendirilmiş cam seramikler, kompozitler, metaller ve polimerler'dir[85].

2.6. Geçici Kuron-Köprü Restorasyonlarının Mekanik Özellikleri

2.6.1. Materyallerin mekanik özellikleri

Dental restorasyon materyalleri; ağız ortamında gerilim, sıkışma, makaslama ve eğilme kuvvetlerinin yanı sıra termal ve kimyasal birçok etkene maruz kalmaları nedenleriyle dayanıklı olmalıdırlar.

2.6.1.1. Gerilim (stress)

Materyale dışarıdan kuvvet uygulandığında, materyalin içinde ve zıt yönde oluşan kuvvete denir. Uygulanan kuvvetin yönüne göre farklı gerilim tipleri bulunmaktadır:

a. Çekme Gerilimi:

Materyali uzatmak isteyen kuvvetin meydana getirdiği deformasyona karşı olan dirençtir (Şekil 2-5) [53,64].

b. Basma Gerilimi :

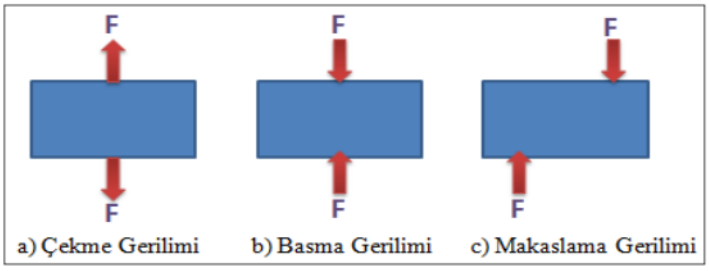
Materyali sıkıştırmak isteyen kuvvetin meydana getirdiği deformasyona karşı olan dirençtir (Şekil 2-5) [53,64].

c. Makaslama Gerilimi:

Bir kütleyi diğer kütle üzerinde kaydırmaya yönelik kuvvete karşı dirençtir (Şekil 2-5) [53,64].

d. Kompleks gerilimler

Klinik koşullarda, materyale tek kuvvet uygulamak çok zordur. Gerilimlerden biri diğerine göre daha baskın olabilir. Ancak mutlaka birden fazla gerilim oluşur. Bu duruma kompleks gerilim adı verilir[50].



Şekil 2-5: Kuvvet karşısında materyalde ortaya çıkan gerilim türleri

2.6.1.2. Gerilme (Strain):

Materyale uygulanan çekme gerilimi nedeniyle birim boyutta ortaya çıkan değişimdir. Elastik gerilme geri dönüşebilirken, plastik gerilme geri dönüşemez [50].

2.6.1.3. Dayanıklılık (strenght):

Materyalin kırılması için gereken en yüksek gerilim miktarıdır. Materyallerin klinik davranışlarını belirlemede önemlidir[50].

2.6.2. Mekanik Testler

Dental materyallerin yapısal özellikleri mekanik testlerin kullanılması ile incelenebilmektedir. Örneklerin hazırlanma şekli ve test yöntemlerinde bulunan farklılıklar (materyal farklılığı, saklanma koşulları, yükleme koşulları ve termal siklus) nedeniyle mekanik testlerin sonuçları farklılık gösterebilir[86].

2.6.2.1. Bükme testleri (Bending)

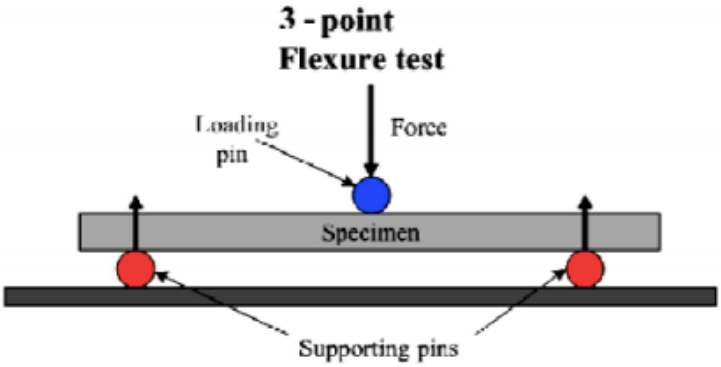
Bükme testi ile materyalde aynı anda basma, çekme, makaslama kuvvetleri oluşmaktadır. Bu yöntem ile elde edilen sonuçlar güvenilir ve tekrarlanabilirdir[53]. Test düzeneğinde, örnek 2 dayanak üzerine konulmaktadır. Materyalde bükme gerilimi, bir veya birden çok noktadan yükleme yapılarak oluşturulmaktadır[87].

Geçici kuron-köprü restorasyonları üzerinde çiğneme esnasında baskı, gerilim ve makaslama kuvvetleri oluşmaktadır[19,26,27,88,89]. Parafonksiyonel alışkanlıkları olan kişilerde bu kuvvetler daha fazladır. Böyle olgularda materyalin bükülme direncinin önemi daha da artmaktadır.

1. **Tek eksenli bükme testleri**

a. **3 nokta bükme testi (3 point bending)**

3 nokta bükme testinde, dikdörtgen şeklinde hazırlanan çubuk 2 dayanak üzerine yerleştirilir (Şekil 2-6). Bu örneğin tam orta noktasından uygulanan yük ile bükme dayanımı hesaplanır. ADA (Amerikan Diş Hekimleri Birliği) ve ISO (Uluslararası Standartlar Organizasyonu) bu testin materyal dayanıklılıklarının ölçümünde güvenilir yöntem olduğunu ifade etmişlerdir[90,91].

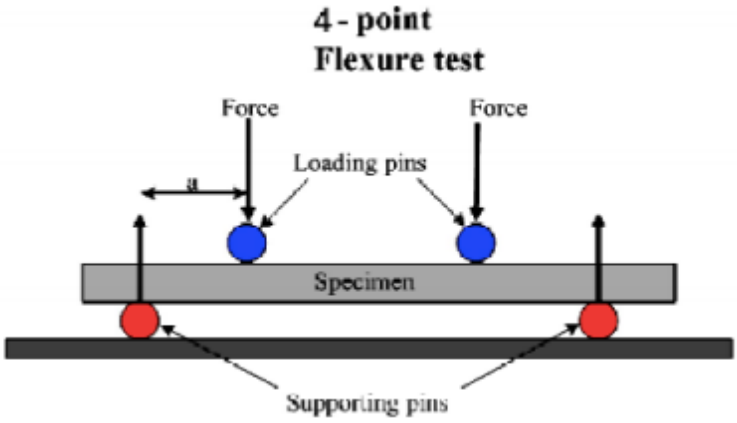


Şekil 2-6: 3 nokta bükme testinin şematik görüntüsü

b. 4 nokta bükme testi (4 point bending)

4 nokta bükme testinde, dikdörtgen şeklinde hazırlanan çubuk 2 dayanak üzerine yerleştirilir. Bu örneğin ortasına 2 noktadan uygulanan yük ile bükme dayanımı hesaplanır. Yük uygulanacak olan 2 nokta, dayanaklar arasındaki mesafenin ¼ ü kadar uzak olmalıdır (Şekil 2-7) [92,93].

4 nokta bükme testi, materyallerin bükülme direncinin ölçülmesinde daha çok kullanılmaktadır. Bu yöntem ile homojen kuvvet uygulanması sağlanmaktadır. Kuvvetin tek bir noktadan uygulandığı 3 nokta bükme testinde ise, homojen olmayan kuvvet stres alanı oluşmaktadır. Sonuç daha çok uygulama yüzeyini temsil etmektedir. Bundan dolayı test alanının geniş olduğu durumlarda homojen kuvvet uygulanabilmesi ve sonucun daha doğru olması açısından 4 nokta bükme testi kullanılmalıdır[93].



Şekil 2-7: 4 nokta bükme testinin şematik görüntüsü

2. Çift eksenli bükme testleri

Disk şeklinde hazırlanan örneklerin merkezinden kuvvet uygulanır. Bu sırada diskin dış kenarlarından simetrik olarak karşı kuvvet oluşur. Yükün uygulandığı merkez noktasında maksimum stresler yoğunlaşır. Çift eksenli bükme testlerindeki bükülme değerleri, 3 nokta bükme testlerine göre daha yüksek değerlerdedir[94]. Çift eksenli bükme testleri, tek eksenli bükme testlerine göre daha güvenilirdir. Çünkü çift eksenli testlerde, örnekler kenar ve köşede bulunan kusurlardan daha az etkilenmektedirler. Aynı materyalin tek ve çift eksenli testlerinin sonuçları farklılık göstermektedir. Bu farklılık birbiri ile çatışmamaktadır. Materyalin farklı koşullar altındaki mekanik özelliklerini göstermektedir. Uygulama yöntemleri farklılık gösterse de bu testlerin tümü temelde aynı prensiplere dayanmaktadır[95]. Çift eksenli testler daha güvenilir olmasına rağmen; ISO 3 nokta bükme testinin kolay uygulanabilir ve tekrar edilebilir olması nedeniyle standart olarak kabul etmiştir[90,91].

Kelly[96]'nin 1999 yılında yapmış olduğu çalışmada; restorasyon materyallerinin mekanik özelliklerini belirlemek için, ağız ortamında meydana gelen kompleks gerilimlerin oluşturulmasında ve bu gerilimler altında materyalin göstereceği davranışların incelenmesinde en doğru sonuçlara gerçek örneklerin kullanılması ile ulaşılabileceği bildirilmektedir. Bu nedenle ağız içi ortamın yansıtılabilmesinin öneminin daha da arttığı ifade edilmektedir.

Pröbster[97], Yoshinari ve Dérand[98]'ın çalışmalarında da restorasyon materyallerinin ağız ortamında karşılaşacağı kompleks gerilimlere karşı göstereceği davranışları değerlendirebilmek için, örneklerin ağız içinde kullanılacağı şekilde hazırlanmasının daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesini sağlayacağını bildirmektedirler.

Farklı geçici materyallerden yapılan restorasyonların ağız içi koşullara dayanacak yeterli dayanıklılığa sahip olup olmadıkları sadece ISO testleri ile değil, ağız ortamında meydana gelen yaşlanmanın da dikkate alınması gerektiği bildirilmektedir[99].

2.7. Yaşlandırma Yöntemleri

Dental materyallerinin fiziksel ve mekanik özelliklerini değerlendirmek için yapılacak deneylerin direkt in-vivo koşullarda yapılması zaman alıcı ve bazen imkansızdır. Bu nedenle restorasyon materyallerinin özelliklerinin değerlendirilmesinde, ağız ortamını da taklit edebilmek için suda bekletme, termal

siklus ve dinamik yük uygulanması gibi yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır[100,101].

2.7.1. Suda Bekletme ile Yaşlandırma

Suda bekletme ile yaşlandırma sık kullanılan bir yaşlandırma yöntemidir. Bu yöntemde, örnekler 37°C suda farklı zaman dilimlerinde bekletilerek yaşlandırılırlar. Bekletilen su içerisinde bakteri üremesini engellemek için su içerisine kloramin, sodyum azit ilave edilen çalışmalar bulunmaktadır[102]. Ağız içi ortamını taklit edebilmek için su yerine yapay tükürük de tercih edilebilmektedir [102–104]. Suda bekletme ile yapılan yaşlandırma yöntemi kırılma dayanımı, mikrosızıntı ve bağlanma dayanım testlerinde kullanılmaktadır. Ayrıca suda bekletme işlemi, termal siklus ile oklüzal yükleme gibi test yöntemlerinin öncesinde de uygulanmaktadır[105].

2.7.2. Termal Siklus ile Yaşlandırma

Dental restorasyon materyalleri, ağız ortamında sürekli olarak değişen ısı ve pH'tan etkilenmektedir. Yiyecek ve içecek tüketimi, ağız içi ısı değişimine neden olmaktadır. Bu tüketim bireyden bireye değişmekte ve ağzın her yerinde aynı olmayan ısı değişikliğine de neden olmaktadır[106]. Ağız içinin normal sıcaklığının ortalama olarak 37°C olduğu belirtilmiştir[107]. Tüketilen yiyecek ve içeceklerin sıcaklığına bağlı olarak, ağız içi sıcaklık 4.5°C ile 50-55°C arasında değişmektedir[108–110].

Yapay yaşlandırma yöntemleri arasında en sık kullanılan yöntem termal siklus uygulamasıdır. Bu yöntem ile, ağız içindeki ısı değişikliklerinin in-vitro koşullarda taklit edilebilmesi sağlanmaktadır[111]. Termal siklus cihazı, 2 banyo tankı ve deney örneklerinin banyo tanklarına daldırılmasını sağlayan taşıyıcı bir koldan oluşmaktadır. Deney örnekleri taşıyıcı kolun ucunda bulunan sepet içerisine yerleştirilir. Cihazın kontrol panelinde; banyo tanklarında bulunan sıvının sıcaklık ayar düğmesi, örneklerin tanklar arası taşınma süresi, banyo tanklarına daldırılma süresi ve toplam daldırma sayılarının belirlendiği mekanizma yer almaktadır.

Pazinato ve ark.[112]; termal siklus uygulamalarındaki döngü süreleri ve sıcaklıklardaki aralığın geniş olduğunu bildirmişlerdir. Termal siklus uygulaması; 5 ile 55°C'deki su banyolarına daldırılarak döngüler şeklinde uygulanmaktadır[113]. Gün içerisinde ağız içindeki minimum ve maksimum sıcaklığın 20 ile 50 kez arasında değiştiği bildirilmiş ve 10.000 termal siklus devrinin yaklaşık 1 yıla denk geldiği belirtilmiştir[109].

2.7.3. Dinamik Yükleme ile Yaşlandırma

Dinamik yükleme ile yaşlandırma deneylerinde, örneklere çiğneme kuvvetlerine benzer yükler uygulanmaktadır. Bu deney yönteminin uygulanmasında çiğneme simülatörleri veya çeşitli yorgunluk düzenekleri kullanılmaktadır[102,114].

2.8. Çiğneme Simülatörleri

Diş hekimliğinde yapılan in-vitro çalışmaların ağız içi koşulları tam olarak yansıtamamaları en önemli eksiklikleridir. Dental restorasyon materyallerinin dayanım ve kullanım sürelerinin belirlenebilmesi için gerekli olan uzun süreli klinik çalışmalar, standardizasyonun sağlanmasındaki güçlük, etik sorunlar ve maliyetler nedeniyle rutin olarak yapılamamaktadır. Bu nedenle ağız içi koşulları taklit edebilen ve restorasyon materyallerine dinamik yük uygulayabilen cihazlar üretilmiştir[115]. Literatürlerde, çiğneme simülaötürnde gerçekleştirilen 240.000-250.000 siklusun klinikte 1 yıla eşit olduğu bildirilmektedir[116–119].

Dual akslı çiğneme simülatörleri, dikey ve yatay olmak üzere çift yönde kuvvet uygulayabilen ve bilgisayar ile kontrol edilen aletlerdir. Örnekler plastik tutucular içerisine yerleştirilir. Antagonist uçlar çeşitli çap ve materyallerden hazırlanabilirler[120]. Çiğneme siklusu, deney sırasında meydana gelecek kuvvetlerin döngüsel olarak uygulanabilmesi amacıyla bilgisayar ile kontrol edilir. 0.6- 1.1 saniyede ve 1.3- 1.8 Hz çiğneme frekansı ile gerçekleşen her siklus fizyolojik sınırlar dahilinde kabul edilmektedir[121,122]. Çiğneme simülatöründeki örneklere çeşitli sikluslar ve ağırlıklar ile yüklemeler yapılabilmektedir. Çalışmalarda genellikle posterior bölgedeki çiğneme kuvvetlerini yansıtmak amacı ile 49 N veya 50 N'luk yükler uygulanmaktadır[121,123,124].

Çalışmamızda, çiğneme simülatörü olarak MOY-101 (MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Turkey) kullanılmıştır.

MOY-101 Çiğneme Simülatörü;

1. Alt çenenin hareketlerini 3 boyutlu olarak taklit edebilmektedir
2. Çiğneme sayısı, çiğneme hızı, çiğneme döngüsünün yönü ve sıcaklık değerleri dijital kontrol panelinden ayarlanabilmektedir
3. Çiğneme frekansı maksimum 3 Hz'dir
4. Cihaz, dikey ve yatay yönde 1-90 mm/s hızlarında çalışabilmektedir

5. Örneklere, dikey yönde kuvvet uygulama uzunluğu 0-200 mm arasındadır
6. Örneklere, yatay yönde kuvvet uygulama uzunluğu 0-60 mm arasındadır
7. 250 N'a kadar yükleme yapabilmektedir
8. Cihaz, deney örneklerinin kırıldığını algılayabilmekte ve kayıt altına alabilmektedir
9. Cihaz, dinamik yükleme sırasında termal siklusta yapabilmektedir
10. Termal siklus sıvı sıcaklıkları 4-15°C ile 30-75°C arasında ayarlanabilmektedir
11. Yerli tasarım ve üretimdir

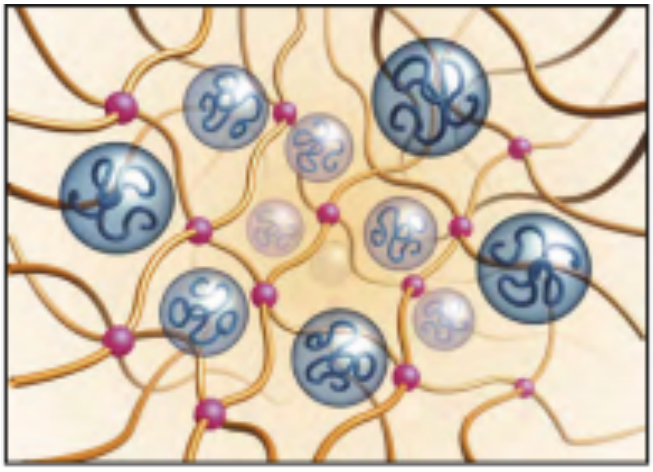
2.9. Tez Çalışmasında Kullanılan Geçici Kuron-Köprü Restorasyon Materyalleri

2.9.1. Telio CAD (CAD/CAM Unfilled Polymethylmethacrylate):(Çalışmadaki Adı: CCUP)

Telio CAD, CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak için geliştirilen %99.5 PMMA ve %1 renk pigmentlerinden oluşan geçici kuron-köprü restorasyonlarının yapımında kullanılan bloklardır. Endüstriyel polimerizasyon nedeni ile materyalin homojenitesi yüksektir. Telio CAD blokları anterior ve posterior geçici kuronlar, en fazla 2 gövdeli anterior ve posterior köprüler, implant üstü geçici restorasyonlar ve temporomandibular eklem rahatsızlıklarının tedavisinde kullanılabilmektedir. 6 farklı renk seçeneğinin bulunması avantajlarındandır. Dezavantaj olarak maliyetleri yüksektir[125].

2.9.2. Vita CAD-Temp (CAD/CAM Filled Polyacrylate Resin):(Çalışmadaki Adı: CCFP)

Vita CAD-Temp monoColor ve Vita CAD-Temp multiColor, MRP (Microfilled Reinforced Polyacrylate) materyali olarak bilinen mikro dolduruculara sahip, homojen, fiber bulundurmayan, yüksek molekül içerikli ve çapraz bağlı akrilat polimerden oluşmaktadır (Şekil 3-1). Vita CAD-Temp yapısında, %14 SiO_2 inorganik doldurucu partiküller içermektedir. Vita'nın 3 boyutlu renk skalasına uygun olarak Vita CAD-Temp'in farklı renk seçenekleri bulunmaktadır[126].



Monomer ile şişmiş PMMA küreleri

Çapraz bağlı monomer

İnorganik doldurucu

Şekil 2-8: Vita CAD-Temp'in kimyasal yapısı

Vita CAD-Temp; parsiyel kuronlar, tek kuronlar, en fazla 2 üyeli gövdeye sahip köprülerin yapımında uzun süreli kullanılması gereken olgularda geçici kuron-köprü restorasyon materyali olarak önerilmektedir[126](Şekil 3-2).

Indication	Anterior crown	Posterior crown	Anterior bridges*	Posterior bridges*
VITA CAD-Temp	●	●	●	●

Şekil 2-9: Vita CAD-Temp materyalinin endikasyonları

2.9.3. Temdent Classic (Self Cure Polymethylmethacrylate):(Çalışmadaki Adı: SPM)

Temdent Classic, PMMA esaslı geçici kuron-köprü restorasyon materyalidir. Materyal toz ve likit sisteminden oluşmaktadır. Toz/likit karıştırma oranı 2/1 olarak kullanılmaktadır. Temdent Classic, self cure olarak polimerize olmakta ve %0.8 artık monomer içermektedir. Kırılma direncinin yüksek olması, materyalin 1'den fazla diş eksikliğinde kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Direkt ve indirekt tekniğin kullanımına uygun olup, polimerizasyonu yaklaşık 10 dakikada (dk) tamamlanmaktadır[127].

2.9.4. Dentalon Plus(Self Cure Polyethylmethacrylate):(Çalışmadaki Adı: SPE)

Dentalon Plus, geçici kuron-köprü restorasyon yapımında kullanılan ve self cure olarak polimerize olan PEMA yapıda rezindir. Toz ve likit sisteminden oluşan bu materyalin toz/likit karıştırma oranı 2g/1.2-1.5 ml olarak kullanılmaktadır. Toz kısmında polietil metakrilat/polimetakrilat ve inorganik doldurucular bulunurken; likit kısmında ise n-bütil metakrilat, etil metakrilat ve üretan akrilat bulunmaktadır. Likit miktarı, kutuda yer alan damlalık kullanılarak ayarlanmaktadır. 3 farklı renk seçeneği bulunmaktadır.

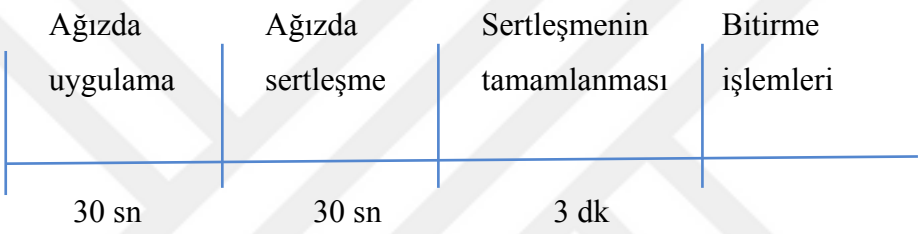
Karıştırma Fazı	Dökme Fazı	Plastik Faz	Polimerizasyon
40 sn	80 sn	5 dk	2,5 dk

Şekil 2-10: Dentalon Plus materyalinin kullanım talimatları

Toz ve likit 40 sn süre ile karıştırıldıktan sonra homojen bir karışım elde edilmektedir. Karıştırılmaya başlandıktan 2 dk sonra plastik faz başlamakta ve 9.5 dk sonra tamamen polimerize olmaktadır (Şekil 2-10). Direkt yöntem ile hazırlanan geçici restorasyonların ve indirekt yöntemle hazırlanan geçici kuronların yapımında kullanılmaktadırlar[128].

2.9.5. Structur 3 (Self Cure Bis-acrylate Composite Resin):(Çalışmadaki Adı: SBC)

Structur 3, geçici kuron-köprü yapımında kullanılan, self cure olarak polimerize olan nano dolduruculu bis-akril kompozit rezin materyaldir ve otomatik tabanca yardımıyla kullanılmaktadır. Kutuda bulunan karıştırma uçları ile materyal 1/1 oranında homojen olarak karıştırılmaktadır. Materyal, yaklaşık 60 sn sonra hala bir miktar elastiktir ve karıştırılmaya başlandıktan 4 dk sonra bitirme işlemlerinin yapılabilmesi için yeterli sertliğe ulaşmaktadır (Şekil 2-11). Geçici kuron-köprü, inley, onley, venerlerin yapımında, ağızda kalma süresi uzun olan geçici restorasyonların yapımında ve önceden hazırlanmış kompozit, polikarbonat veya metal geçici kuronların besleme işlemlerinde kullanılmaktadırlar[129].



Şekil 2-11: Structur 3 materyalinin kullanım talimatları

2.9.6. Luxatemp AM Plus Solar (Dual Cure Bis-acrylate Composite Resin):(Çalışmadaki Adı: DBC)

Luxatemp AM Plus Solar, dual-cure olarak polimerize olan bis-akril kompozit rezin yapıda bir geçici kuron-köprü materyalidir. Baz içeriğinde akrilik rezin, cam silika tozu bulunurken; katalizör içeriğinde glikol dimetakrilat ve aromatik dimetakrilat bulunmaktadır. Karıştırma oranı 10/1 olan bu materyal otomatik tabanca ile kullanılmaktadır. Ağız içinde yaklaşık 4 dk kendiliğinden sertleşmesi beklendikten sonra polimerizasyon 40 sn ışık verilerek tamamlanmaktadır[130].

2.9.7. Revotek LC (Light Cure Urethane Dimethacrylate Composite Resin):(Çalışmadaki Adı: LUC)

Revotek LC; geçici inley, onley, kuron ve köprü yapımı için geliştirilen ışıkla sertleşen, tek bileşenli, çubuk formunda kompozit rezindir. Materyalin temelinde üretan dimetakrilat (UDMA) bulunmaktadır. Revotek LC %40-50 UDMA, %30 kuartz ve %20 silika kristali içermektedir. Yapısında metilmetakrilat bulunmaması ve çalışma süresinin

uzun olması avantajları arasında yer alırken; tek bir renk (B2) seçeneğinin mevcut olması dezavantajlarındandır. Polimerizasyonu, ağız içinde ve dışında 20'şer saniye (sn) ışık uygulanması ile tamamlanmaktadır[131].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda 3 üyeli geçici köprü restorasyonlarının yapımında farklı kimyasal içerik veya polimerizasyon yöntemi ile hazırlanan 7 geçici kuron-köprü restorasyon materyali kullanılmış ve bu materyallerin kırılma yükü değerleri belirlenmiştir. Biyoistatistik bilim dalında G*Power programı kullanılarak yapılan Power analizi sonucunda kırılma yükü değerleri için etki boyutu d:0,590 ve SD:110 alındığında Power:0,80 ve α:0,05 için tespit edilen örneklem sayısı her grup için n:8 olarak saptandığından 168 adet örnek hazırlanmış ve örnekler rastgele 3 gruba ayrılmıştır. Tablo 3.1'de geçici restorasyon materyallerinin ticari adı, bu çalışmadaki kısaltmaları, içerikleri, polimerizasyon yöntemleri, üretici firmaları ve lot numaraları gösterilmiştir.

Tablo 3-1: Geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin ticari adı, kısaltmaları, içerikleri, polimerizasyon yöntemleri, üretici firmaları ve lot numaraları

Materyal Ticari Adı ve Kısaltmaları	**Materyal İçeriği**	**Polimerizasyon Yöntemi**	**Üretici Firma**
Telio CAD (CCUP)	Polimetil metakrilat	Endüstriyel Polimerizasyon	IvoclarVivadent, Lihtenştayn LOT: 54000
CAD-Temp (CCFP)	Poliakril Rezin	Endüstriyel Polimerizasyon	Vita Zahnfabrik, Almanya LOT: VX5018
Temdent Classic (SPM)	Polimetil metakrilat (PMMA)	Self Cure	SchützDental Grup, Almanya LOT: 2017000568
Dentalon Plus (SPE)	Polietil metakrilat (PEMA)	Self Cure	Heraeus Kulzer GmbH, Amerika LOT:R010024
Structur 3 (SBC)	Bis-Akril Kompozit Rezin	Self Cure	VOCO GmbH, Almanya LOT: 1705356
Luxatemp AM Plus Solar (DBC)	Bis–Akril Kompozit Rezin	Dual Cure	DMG Hamburg, Almanya LOT: 770227
Revotek LC (LUC)	Üretan dimetakrilat (UDMA) Kompozit Rezin	Light Cure	GC, Tokyo, Japonya LOT:1703091

3.1. Geçici Kuron-Köprü Restorasyon Materyalleri

3.1.1. Telio CAD (CAD/CAM Unfilled Polymethylmethacrylate):(CCUP)

Telio CAD, CAD/CAM sistemleri ile birlikte kullanabilmek için geliştirilen %99.5 PMMA ve %1 renk pigmentlerinden oluşan geçici kuron-köprü restorasyonlarının yapımında kullanılan bloklardır.

3.1.2. Vita CAD-Temp (CAD/CAM Filled Polyacrylate Resin):(CCFP)

Vita CAD-Temp mikro dolduruculara sahip, homojen, fiber bulundurmayan, yüksek molekül içerikli ve çapraz bağlı akrilat polimerden oluşmaktadır. Vita CAD-Temp yapısında, %14 SiO_2 inorganik doldurucu partiküller içermektedir.

3.1.3. Temdent Classic (Self Cure Polymethylmethacrylate):(SPM)

Temdent Classic, PMMA esaslı ve self cure olarak polimerize olan geçici kuron-köprü restorasyon materyalidir.

3.1.4. Dentalon Plus (Self Cure Polyethylmethacrylate):(SPE)

Dentalon Plus, PEMA esaslı ve self cure olarak polimerize olan geçici kuron-köprü restorasyon materyalidir.

3.1.5. Structur 3 (Self Cure Bis-acrylate Composite Resin):(SBC)

Structur 3, nano dolduruculu bis-akril kompozit esaslı ve self cure olarak polimerize olan geçici kuron-köprü restorasyon materyalidir.

3.1.6. Luxatemp AM Plus Solar (Dual Cure Bis-acrylate Composite Resin):(DBC)

Luxatemp AM Plus Solar, bis-akril kompozit esaslı ve dual-cure olarak polimerize olan geçici kuron-köprü restorasyon materyalidir.

3.1.7. Revotek LC (Light Cure Urethane Dimethacrylate Composite Resin):(LUC)

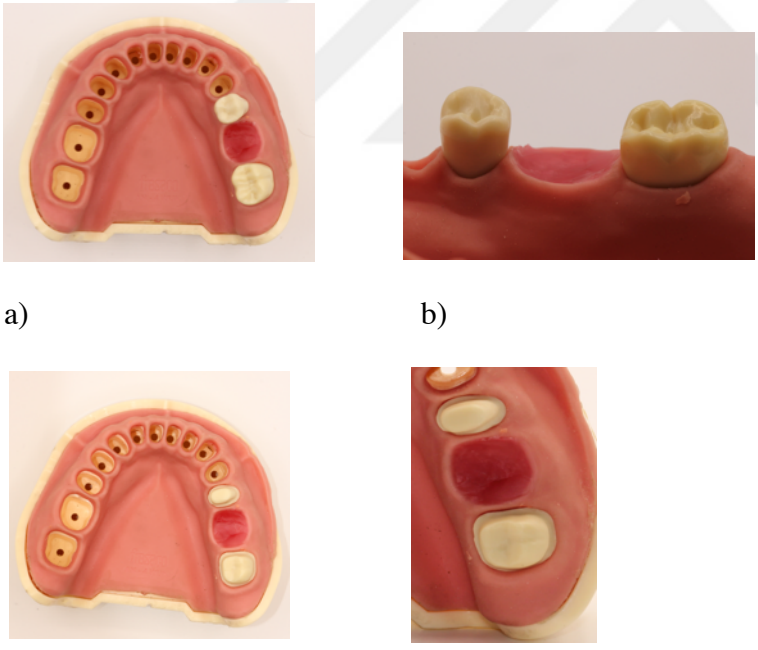
Revotek LC; UDMA kompozit esaslı ve ışık ile polimerize olan geçici kuron-köprü restorasyon materyalidir.

3.2. Örneklerin Hazırlanması

3.2.1. Dayanak Dişlerin Preparasyonunun Yapımı

Örneklerin hazırlığı aşamasında, yapay alt çene modelindeki (Frasaco, Tettnang, Almanya) 45 ve 47 numaralı prefabrike rezin yapay dişler arasından çıkartılan 46 numaralı prefabrike rezin yapay dişin boşluğu pembe mum ile dolduruldu[124]. Metal-

seramik köprü protezi yapımı için standart bir model hazırlamak amacıyla; yapay alt çene modelinde 45 ve 47 numaralı prefabrike rezin yapay dişlerin preparasyonları aynı kişi tarafından yapıldı (Şekil 3-1). Prefabrike rezin yapay dişlerin preparasyonları, su soğutması altında çapı 1 mm ve 1.5 mm, boyları 8 mm olan elmas frezler kullanılarak yapıldı. Prefabrike rezin yapay dişlerin oklüzal yüzeyinde çapı 1.5 mm olan elmas frez ile, prefabrike rezin yapay dişlerin diğer yüzeylerinde çapı 1 mm olan elmas frez ile rehber oluklar hazırlandı. Hazırlanan rehber oluklar, çapı 1.8 mm olan elmas frez ile birleştirilerek prefabrike rezin yapay dişlerin oklüzal yüzeylerinden 1.5 mm, diğer yüzeylerinden 1 mm kalınlığında madde kaldırıldı. 45 ve 47 numaralı prefabrike rezin yapay dişlerin kolelerinde 1 mm genişliğinde chamfer basamak hazırlandı. Prefabrike rezin yapay dişlerin preparasyonu sırasında açılı elmas frez kullanılarak 6˚ koniklik açısının standardizasyonu sağlandı[132,133]. İnce grenli elmas frezler ile keskin kenarlar yuvarlatıldı ve tüm preparasyon işlemleri aynı kişi tarafından tamamlandı.



a) b)

c) d)

Şekil 3-1: Prefabrike Rezin Yapay Dişlerin Preparasyonlarının Yapımı

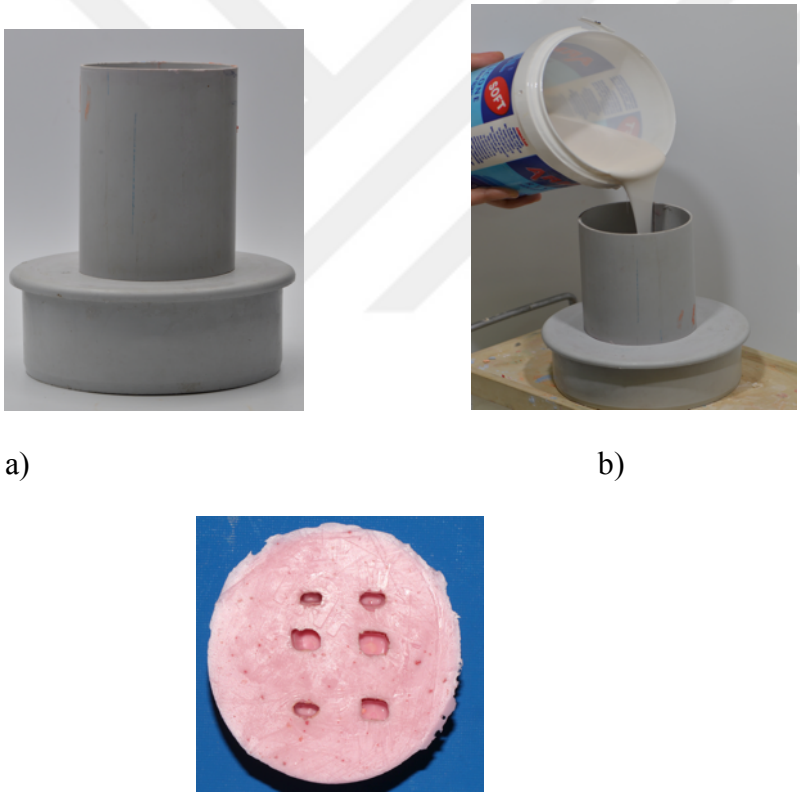
a-b) Yapay alt çene modelinde yer alan 45 ve 47 numaralı prefabrike rezin yapay dişlerin preparasyon işlemi öncesi görünümleri

c-d) Yapay alt çene modelinde yer alan 45 ve 47 numaralı prefabrike rezin yapay dişlerin preparasyon işlemi sonrası görünümleri

3.2.2. Cr-Co (Krom-Kobalt) Alaşımından Dayanakların Hazırlanması

Cr-Co alaşımından dayanakların hazırlanma işlemine ilk olarak; prepare edilen prefabrike rezin yapay dişlerin patern rezinden (Palavit G, Heraeus Kulzer,Almanya) kopyalarının elde edilmesi ile başlandı. Prepare edilen rezin yapay dişlerin kök kısımlarının alt düz yüzeyi mum eritme cihazında eritilen muma 1 sn süre ile daldırıldı ve iç çapı 30 mm, yüksekliği 35 mm olan düz yüzeyli teflon kalıba sabitlendi.

Hava kabarcığı kalmasını önlemek için teflon kalıp vibratöre yerleştirildi ve hazırlanan kalıp silikonu (Armasil RTV2 Kalıp Silikonu, Türkiye) ince şeritler halinde teflon kalıbın içerisine döküldü. Prepare edilen prefabrike rezin yapay dişler, üretici firma tarafından belirtilen polimerizasyon süresi olarak bildirilen 24 saat bekletildikten sonra kalıp silikonundan çıkarıldı[134] (Şekil 3-2).



a) b)

c)

Şekil 3-2: Prepare edilen prefabrike rezin yapay dişlerin patern rezin kopyalarının oluşturulmasında kalıp silikonunun hazırlanması

a) Prepare edilen prefabrike rezin yapay dişlerin teflon kalıp içerisine yerleştirilmesi

b) Kalıp silikonunun, teflon kalıp içerisine dökülmesi

c) Prefabrike rezin yapay dişler, kalıp silikonundan çıkartıldıktan sonra, yapay dişlerin kalıp silikonunda oluşturduğu boşlukların görünümü

Patern rezin, toz/likit oranı 5/3 olarak silikon esaslı karıştırma kabında karıştırıldı (Şekil 3-3). Hazırlanan patern rezin karışım 5 cc'lik enjektöre yerleştirilerek prepare edilen prefabrike rezin yapay dişlerin kalıp silikonu içerisinde kalan boşluklarına dolduruldu ve patern rezin kopyalar elde edildi (Şekil 3-4). Kalıp silikonu üzerine siman camı yerleştirilerek rezinin hem hava ile teması engellendi, hem de kök bitim yüzeyinin standart düz bir yüzey halinde olması sağlandı. Patern rezinden hazırlanan dayanaklara döküm kanalları bağlandı ve Cr-Co alaşımı (Brealloy C+B 27, Bredent GmbH, Almanya) ile döküm işlemleri yapıldı (Şekil 3-5). Yükleme testi esnasında uygulanan kuvvet ile dayanaklarda oluşabilecek kalıcı deformasyonları önlemek amacıyla, dayanaklar Cr-Co alaşımından oluşturuldu[123,135].



Şekil 3-3: Patern rezin ve silikon karıştırma kabı



Şekil 3-4: Prepare edilen prefabrike dayanak dişlerin patern rezin kopyaları



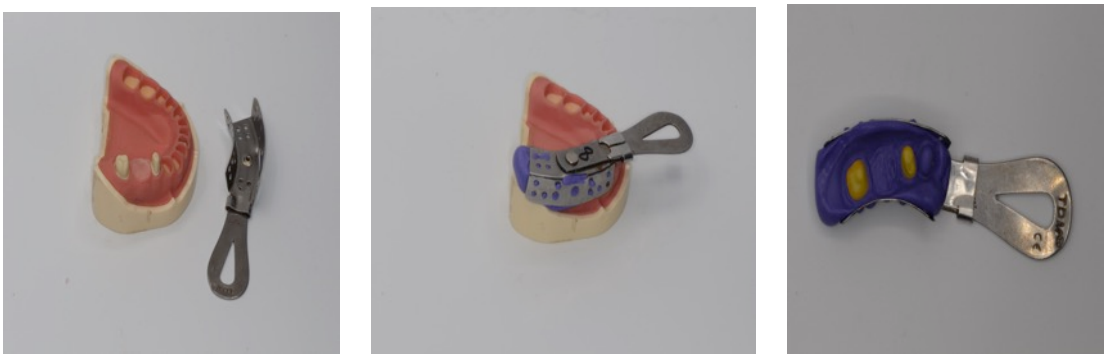
Şekil 3-5: Cr-Co alaşımdan hazırlanan 45 ve 47 numaralı dayanak dişler

3.2.3. Yapay Periodontal Ligamentin ve Akrilik Ana Modelin Oluşturulması

Cr-Co alaşımından hazırlanan dayanak dişlerin kökleri, standart koşullarda aynı kişi tarafından 2 sn süre ile sıcaklığı 90°C olan mum eritme cihazına daldırıldı[136] (Şekil 3-6). Prepare edilmiş prefabrike 45 ve 47 numaralı rezin yapay dişler üzerinden yarım kaşık ile silikon ölçü alınarak silikon indeks hazırlandı. Hazırlanan silikon indeks içine, kökleri 0.2 mm mum ile kaplı olan Cr-Co alaşımından hazırlanan dayanak dişlerin kuronları yerleştirilerek indeksin etrafına kutulama işlemi yapıldı (Şekil 3-7). Cr-Co alaşımından hazırlanan dayanak dişlerin kökleri etrafında kalan boşluk ana modeli elde etmek için patern rezin ile dolduruldu. Patern rezinin, üretici firma[137] tarafından belirtilen 10 dk sertleşme süresi beklendikten sonra, örnekler silikon indeksten çıkarıldı (Şekil 3-8). Hazırlanan örnekler, çiğneme simülatörü (MOY-101; MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Turkey) ve Universal Test cihazının (Esetron smart robotechnologies MIN-100, Ankara, Türkiye) yuvasına uygun hazırlanmış olan teflon kalıplar içerisine yerleştirildi ve etrafındaki boşluk patern rezin ile dolduruldu (Şekil 3-9). Cr-Co alaşımından hazırlanan dayanak dişlerin kök yüzeyindeki mumlar, 100°C su ve fırça ile 2 dk süre ile yıkanarak uzaklaştırıldı. Dayanak dişlerin kökleri, ince uçlu kumlama cihazında (Pen Sand S2 Sandblaster) 5 mm mesafeden 2.5 bar basınç ve 50 μm alüminyum oksit partikülleri (Mega Strahlkorund, Seeweg, Almanya) ile kumlandı (Şekil 3-10). Periodontal ligamentleri temsil edecek aralığı oluşturmak amacıyla; Cr-Co alaşımından hazırlanan dayanak dişlerin kumlama ile pürüzlendirilen köklerine önce kaşık adezivi sürüldü. Adezivin kuruması için 2 dk beklendikten sonra kök ile akrilik ana model arasındaki boşluğa polieter ölçü maddesi (Impregum Soft, 3M ESPE, Almanya) enjekte edildi[138,139]. Polieter ölçü maddesinin sertleşmesi için 6 dk[140] beklendikten sonra fazlalıklar bistüri ile temizlendi.



Şekil 3-6: Cr-Co alaşımından hazırlanan dayanak dişlerin köklerinin mum eritme cihazına daldırılması



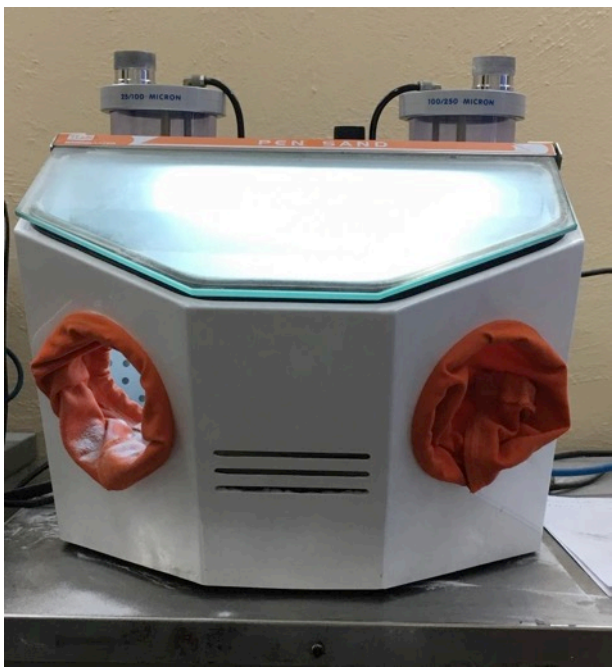
Şekil 3-7: Yapay alt çene modelinden silikon indeks hazırlanması



Şekil 3-8: Cr-Co dayanak dişlerin yer aldığı akrilik ana model



Şekil 3-9: Çiğneme simülatörüne uygun hazırlanan teflon kalıp



Şekil 3-10: Kumlama cihazı

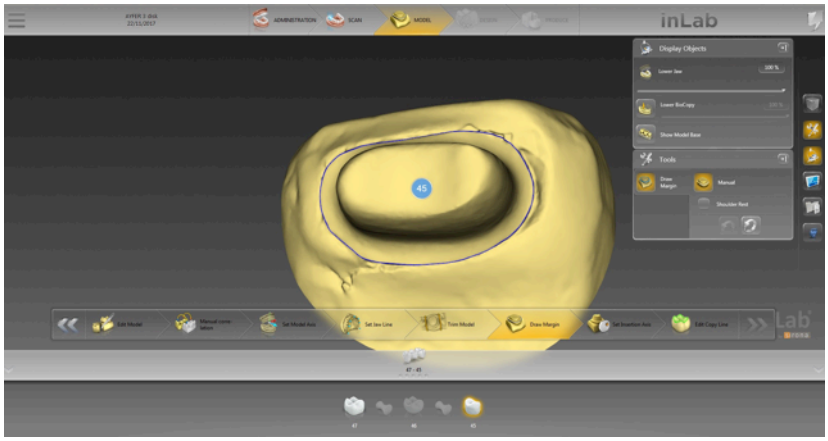
3.2.4. Geçici Köprü Restorasyonlarının Yapımı

3.2.4.1. CAD/CAM Yöntemi ile Geçici Köprü Restorasyonlarının Yapımı

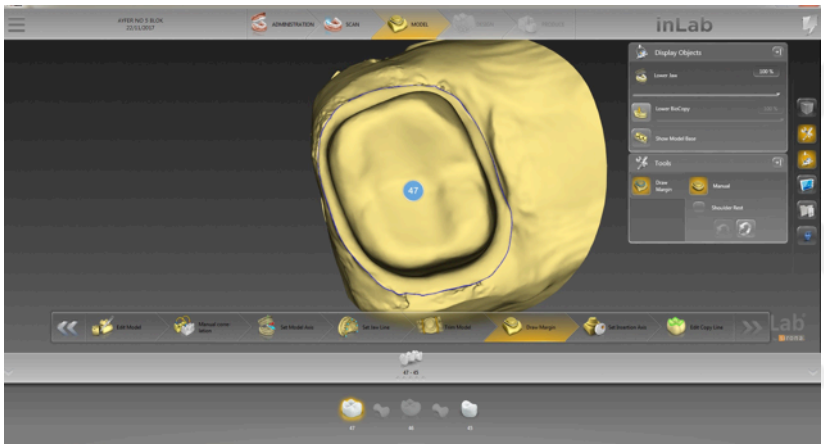
Çalışmamızda CAD/CAM yöntemi ile geçici köprü restorasyonlarının hazırlanmasında; doldurucu içermeyen PMMA (CCUP) ve mikro doldurucu içeren poliakril rezin (CCFP) materyalleri kullanıldı (Tablo 3-1). Geçici köprü restorasyonlarının dijital ortamda tasarımlarının yapılabilmesi için, ilk olarak ana modelin tüm yüzeylerine preparasyon tarama spreyi (CEREC Optispray, Sirona Dental Sistemleri, Almanya) uygulandı ve model 3 boyutlu tarayıcı (inEos X5,Sirona Dental Sistemleri, Almanya) ile taranarak (Şekil 3-11) dijital model oluşturuldu. Dijital ortama aktarılan dayanaklar, kenar sınırlarının çizilmesi için trimlendi. Dayanakların kenar sınırları önce otomatik olarak çizildi. Otomatik çizim kontrol edildi ve düzeltilmesi gereken kenar sınırları manuel olarak tekrar çizildi (Şekil 3-12). 3 üye köprü restorasyonlarının tasarlanabilmesi için dijital modelde CAD yazılımı (Cerec InLab 3.60; Sirona Dental Sistemleri,Almanya) kullanıldı. Dayanaklar ve gövde arasındaki bağlantının çapraz kesit alanı 12 mm^2 [125,126,135] ve materyal kalınlığı oklüzalde 1.5 mm, diğer yüzeylerde (bukkal, lingual, mesial, distal) ise 1 mm olacak şekilde[124] anatomik formda 3 üyeli köprü restorasyonu tasarlandı. Tasarımın tamamlanmasından sonra üretim aşamasına geçildi. Dijital ortamda tasarımı yapılan 3 üye köprü restorasyonları CAD/CAM bloklar içerisine yerleştirilerek (Şekil 3-13), tasarım verileri Cerec MC XL (Sirona Dental Sistemleri, Almanya) kazıma ünitesine aktarıldı. Bloklar, kazıma ünitesine yerleştirilerek kazıma işlemi otomatik olarak yapıldı (Şekil 3-14) (Şekil 3-15). CCUP ve CCFP materyallerinin her birinden 24'er adet olmak üzere CAD/CAM yöntemi ile toplam 48 adet 3 üyeli geçici köprü restorasyonu oluşturuldu.



Şekil 3-11: Preparasyon tarama spreyi ve 3 boyutlu tarayıcı



a)

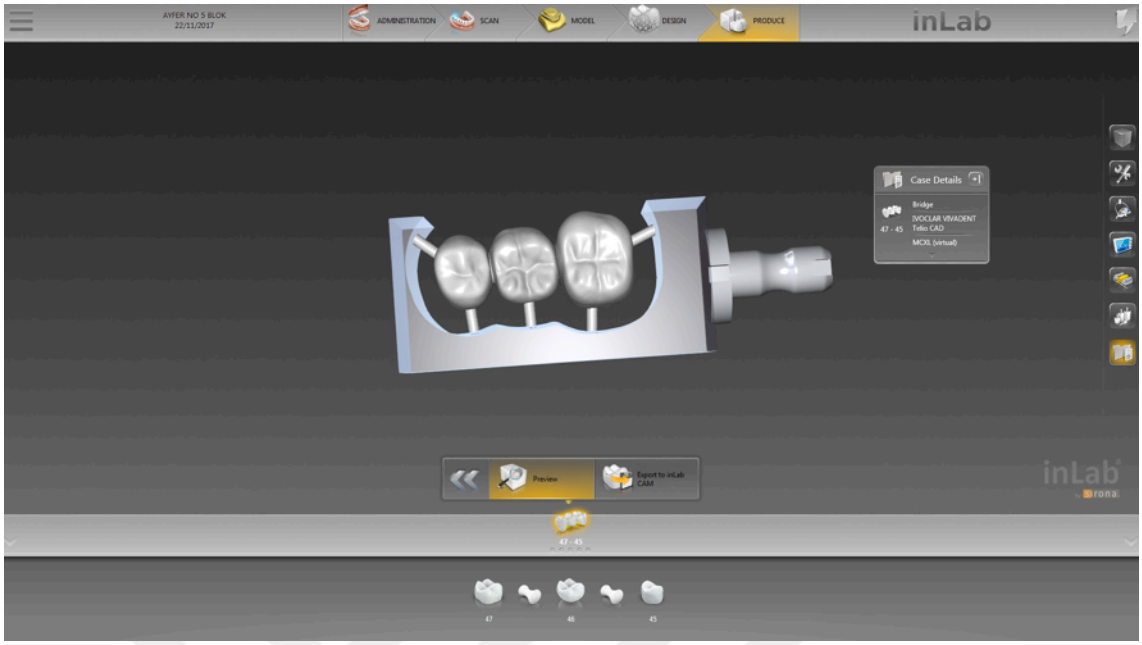


b)

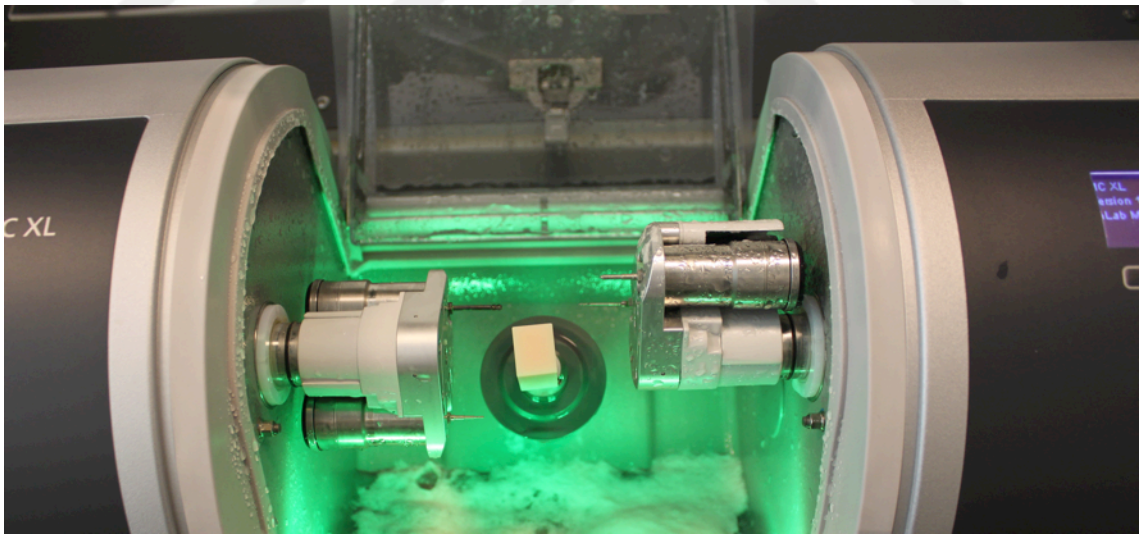
Şekil 3-12: Dijital ortama aktarılan dayanak dişlerin kenar sınırlarının çizimi

a) 45 nolu dayanak dişin kenar sınırlarının çizimi

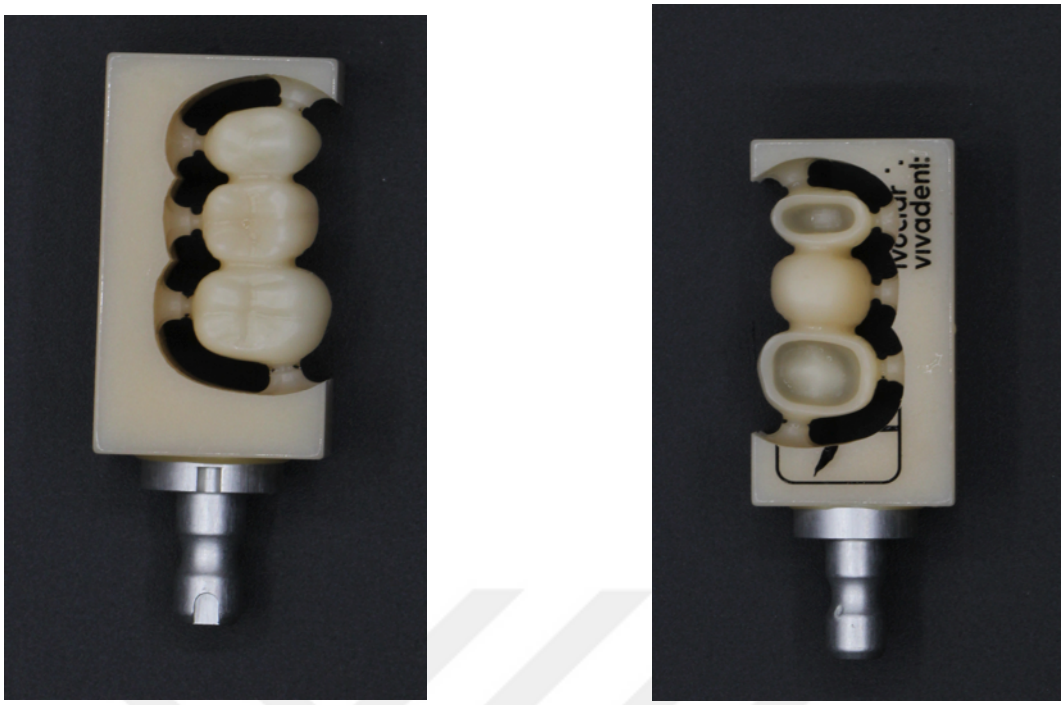
b) 47 nolu dayanak dişin kenar sınırlarının çizimi



Şekil 3-13: Dijital ortamda tasarımı tamamlanan 3 üye köprü restorasyonu



Şekil 3-14: Kazıma ünitesine yerleştirilen CAD/CAM blok



a) b)

Şekil 3-15: Kazıma işlemi sonrası 3 üyeli geçici köprü restorasyonu

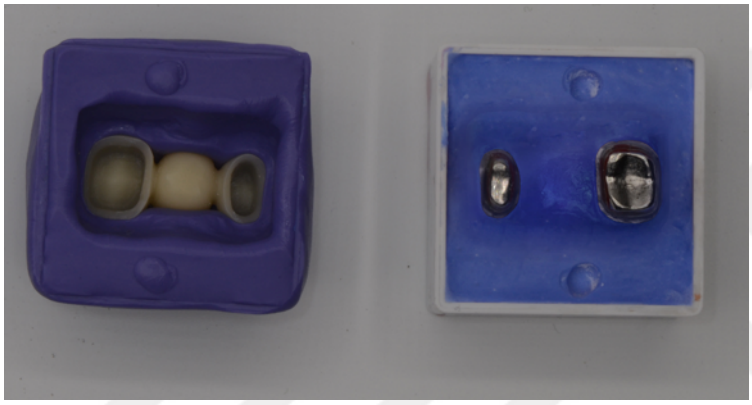
a) Geçici köprü restorasyonunun oklüzal yüzden görünümü

b) Geçici köprü restorasyonunun alt yüzden görünümü

3.2.4.2. Konvansiyonel Yöntem ile Geçici Köprü Restorasyonlarının Yapımı

Konvansiyonel yöntem ile geçici köprü restorasyonlarının yapımı için, CAD/CAM yöntemi ile üretilen geçici köprü restorasyonları üzerinden silikon ölçüler (Zetaplus, Zhermack) elde edildi. Silikon ölçülerin içinde kalan geçici köprü restorasyonları içerisine Cr-Co alaşımından hazırlanan dayanak dişler yerleştirildi. Geçici köprü restorasyonları ve Cr-Co alaşımından hazırlanan dayanak dişlere 2 kat lak uygulanarak izole edildi. Silikon içerisindeki boşluğa tip 4 sert alçı (Elite Stone, Zhermack) dökülerek akrilik ana modelin alçıdan kopyası elde edildi. Bu uygulama ile CAD/CAM yöntemi ile hazırlanan geçici köprü restorasyonlarının gövde altı formunun tam olarak yansıtıldığı yeni bir model elde edildi. Tip 4 sert açıdan elde edilen yeni model, sadece konvansiyonel yöntem ile oluşturulan geçici köprü restorasyonlarının hazırlanmasında kullanıldı. Konvansiyonel yöntem ile geçici köprü restorasyonlarının yapımında alçı modelin kullanılmasıyla hem geçici köprü restorasyonlarının gövde altı şekilleri standardize edildi, hem de konvansiyonel yöntem ile geçici köprü restorasyonlarının yapımı sırasında benzer içeriğe sahip rezin kaide ile geçici restorasyon materyallerinin birbirlerine kimyasal bağlanması önlendi.

Alçı model 40x40 mm boyutlarındaki kalıp içerisine yerleştirildi. Alçı modelin 10 mm yüksekliğindeki kısmının alçı içerisinde kalması sağlanarak kalıp alçı ile dolduruldu. Üretici firma talimatlarına[141] uygun olarak alçının sertleşmesi için 45 dk'lık süre tamamlandıktan sonra, alçı üzerinde 2 mm derinliğinde 2 yuva açılarak konvansiyonel yöntem ile geçici köprü restorasyonlarının yapımında kullanılacak silikon indeksler için referans noktaları oluşturuldu. Alçı modeldeki dayanak dişlere yerleştirilen CAD/CAM yöntemi ile hazırlanan geçici köprü restorasyonları üzerinden silikon ölçü materyali ile ölçüler alınarak silikon indeksler hazırlandı[123,124] (Şekil 3-16).



Şekil 3-16: Rezin kaidenin alçı kopyası ve silikon indeks

Self cure PMMA (SPM) ve self cure PEMA (SPE) geçici kuron-köprü materyalleri, toz ve likit oranları üretici firma talimatlarına[127,128] uygun olarak silikon esaslı karıştırma kabında karıştırılarak hazırlandı. Örneklerin porozitesinin azaltılması amacıyla, hazırlanan karışım 5 cc'lik enjektöre yerleştirilerek silikon indekslerin içerisindeki boşluklara dolduruldu[142] ve polimerizasyon işleminin tamamlanmasının ardından geçici köprü restorasyonları silikon indeksten çıkartıldı.

Self cure bis-akril kompozit rezin (SBC) geçici kuron-köprü materyali, otomatik tabanca ile karıştırıldı. SBC geçici kuron-köprü materyali, silikon indeksin tabanından yüzeyine doğru uygulanarak geçici köprü restorasyonlarında oluşabilecek hava kabarcıkları önlendi. Polimerizasyon işleminin tamamlanmasının ardından geçici köprü restorasyonları silikon indeksten çıkartıldı.

Dual cure bis-akril kompozit rezin (DBC) geçici kuron-köprü materyali, otomatik tabanca ile karıştırıldı. DBC geçici kuron-köprü materyali, silikon indeksin

tabanından yüzeyine doğru uygulanarak geçici köprü restorasyonlarında oluşabilecek hava kabarcıkları önlendi. DBC materyalinin indeks içinde sertleşmesi için 4 dk beklendikten sonra 40 sn görünür ışık (Osaka Dental, Çin) uygulanarak polimerizasyon işlemi tamamlandı[130]. Polimerizasyon işleminin tamamlanmasının ardından geçici köprü restorasyonları silikon indeksten çıkartıldı.

Işık ile polimerize olan UDMA kompozit rezin (LUC) geçici kuron-köprü materyali; çubuk formunda, ışıkla sertleşen ve tek bileşenli bir kompozit rezindir. LUC geçici kuron-köprü materyali ışık ile polimerize olduğu için geçici restorasyonların hazırlanmasında kullanılan indeks; silikon bazlı şeffaf kapanış materyalinin (Memosil, Kulzer) otomatik tabancı ile CAD/CAM yöntemi ile hazırlanan geçici köprü restorasyonlarının üzerine uygulanması ve vakum cihazında (Pro-form Vakum Cihazı) 2 mm kalınlığında sert şeffaf plağın vakumlanması ile elde edildi (Şekil 3-17). Elde edilen sert şeffaf indeks ile LUC geçici kuron-köprü materyalinin kondanse edilerek arada boşluk kalmadan indekse yerleştirilebilmesi sağlandı. LUC materyalinin polimerizasyonu için; restorasyonun her yüzeyine indeks üzerinden ve indeksten çıkarıldıktan sonra 20 sn görünür ışık uygulandı[131]. Polimerizasyon işleminin tamamlanmasının ardından geçici köprü restorasyonları silikon indeksten çıkartıldı.



Şekil 3-17: Vakum cihazı

Polimerizasyonu tamamlanan geçici köprü restorasyonlarının kenar bitim sınırlarının tesviye işlemlerinde standardizasyonun sağlanması için tüm tesviye işlemleri aynı kişi tarafından yapıldı.

3.2.5. Geçici Köprü Restorasyonlarının Simantasyonu

Hazırlanan geçici köprü restorasyonları, aynı kişi tarafından önce parmak basıncıyla, ardından 50 N kuvvet uygulayan simantasyon aletiyle üretici talimatlarına uygun olarak hazırlanan geçici yapıştırma simanı Provicol QM (VOCO; GmbH)[143] ile Cr-Co alaşımından hazırlanan dayanaklar üzerine simante edildi ve 10 dk sonra taşan siman artıkları temizlendi[124] (Şekil 3-18).



Şekil 3-18: Provicol QM geçici yapıştırma simanı

3.3. GRUPLAR

3.3.1. Kontrol Grubu

Kontrol grubunda; polimerizasyon işlemlerinin tamamlanmasının ardından her materyalden rastgele seçilen 8'er adet olmak üzere toplam 56 adet geçici köprü restorasyonuna, sadece kırılma testi (MIN-100; MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Turkey) uygulandı. Geçici köprü restorasyonlarının kırılma yükü değerleri belirlendi.

3.3.2. Deney Grupları (Termal Siklus ve Dinamik Yükleme İşlemi)

Dinamik yükleme işlemlerinde; çift eksene sahip çiğneme simülatörü (MOY-101; MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Turkey) kullanıldı (Şekil 3-19). Dinamik yükleme işlemi boyunca örneklere 5°C/55°C arasında değişen su sıcaklığında termal siklus işlemi uygulandı. Termal siklus işlemi ile hem deney boyunca örnek yüzeyinde aşınma nedeniyle oluşan debrislerin uzaklaştırılması, hem de örneklerin yaşlandırılması işlemleri gerçekleştirildi[144].

Dinamik yükleme işleminde uygulanan deney parametreleri ve değerleri aşağıda belirtilmektedir:

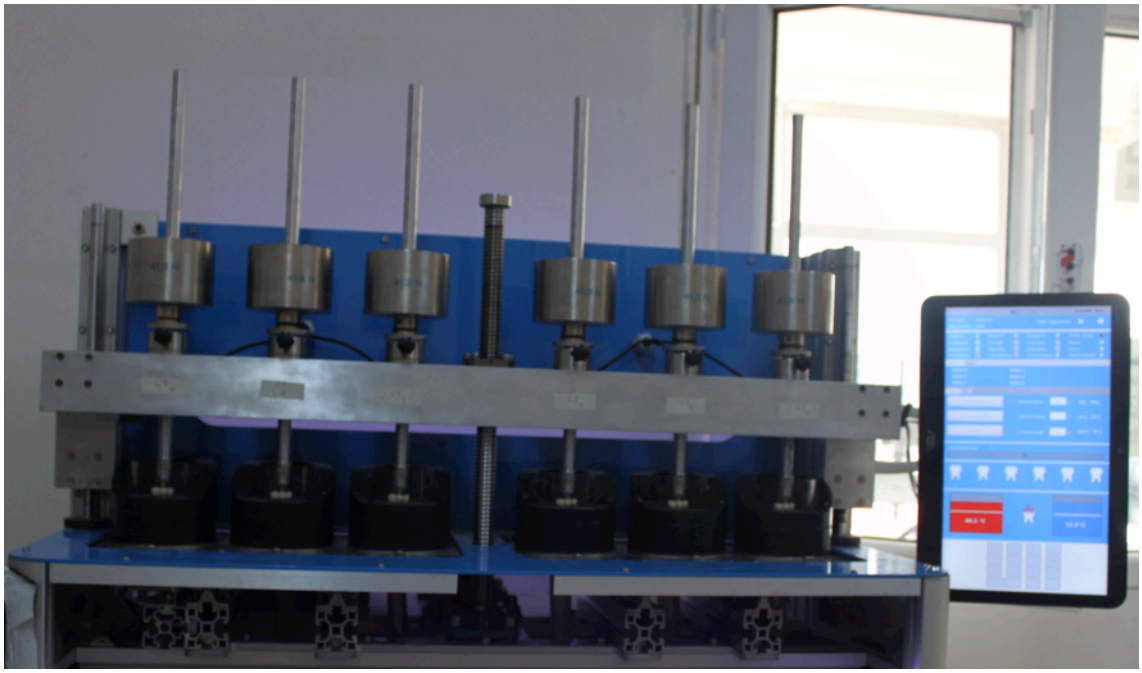
Dinamik yük miktarı: 50 N

Çiğneme frekansı: 1.6 Hz

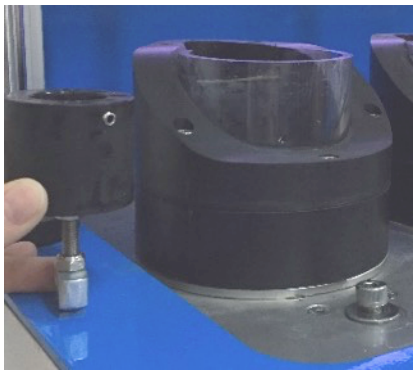
Yatay Hareket Miktarı: 2 mm

Dikey Hareket Miktarı: 4.5 mm

Dinamik yükleme sayısı: 60.000 ve 120.000 kez



Şekil 3-19: Çiğneme simülatörü (Esetron Smart Robotechnologies, MOY-101)





Şekil 3-20: Çiğneme simülatörü taşıyıcı yuvası ve paslanmaz çelik antagonist uç

Çiğneme simülatörü 6 adet taşıyıcı yuvaya sahip (Şekil 3-20) olduğundan, 6 adet örnek çiğneme simülatörünün taşıyıcı yuvalarına yerleştirildi ve anahtar ile taşıyıcı yuvalara sabitlendi. Örneklerin taşıyıcı yuvalara yerleştirilmesinden sonra çiğneme simülatörünün kontrol paneline uygulanacak kuvvet (50 N), dikey (4.5 mm) ve yatay (2 mm) hareket miktarları ile çiğneme frekansı (1.6 Hz) değerleri girilerek kaydedildi. Bu işlemin ardından kontrol paneline termal siklus işlemleri için sıcak ve soğuk su uygulama ısıları (5^0C /55^0C) ve sürelerinin (60 sn) değerleri de girilerek çiğneme simülatörü ile örneklere ağız ortamındaki ısı değişimlerini yansıtabilmek amacı ile 5±2ºC'den 55±2ºC arasında değişen ısısal döngü süreci uygulandı. Termal siklus işlemlerinde distile su kullanıldı. Dinamik yükleme işlemlerinde, kuvvet kolu ve kuvvet kolunun üzerine yerleştirilen ağırlıklar ile posterior bölgedeki çiğneme kuvvetlerini yansıtan[121,123] toplam 50 N değerindeki deney ağırlığına ulaşıldı[123,124,145,146].

6 mm çapındaki antagonist ucun çiğneme frekansı 1.6 Hz'e ayarlandı[99,123,124,147] (Şekil 3-20). Çiğneme simülatörüne bağlı olan antagonist uç, 3 üyeli geçici köprü restorasyonlarının gövdelerinde 3 nokta teması olması sağlanacak şekilde düzenlendi ve 3 nokta teması artikülasyon kağıdı ile kontrol edildi[146,147]. Çiğneme simülatörünün hareket paterni; antagonist ucun dikey yönde aşağı hareketi ile geçici köprü restorasyonuna temas etmesi, ardından 2 mm yatay eksen hareketi yapacak şekilde ayarlandı[145]. Yatay eksen hareketi tamamlandıktan sonra antagonist ucun teması ortadan kalktı ve çiğneme simülatörü başlangıç pozisyonuna geri döndü. Belirlenen çiğneme siklusu tamamlana kadar bu döngü aynı şekilde otomatik olarak devam etti[124].

3.3.2.1. Deney Grubu I

Deney grubu I'de; polimerizasyon işleminin tamamlanmasının ardından her materyalden rastgele seçilen 8'er adet olmak üzere toplam 56 adet geçici köprü restorasyonuna 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulandı. Bu işlemler sonrası geçici köprü restorasyonlarına kırılma testi uygulanarak kırılma yükü değerleri belirlendi.

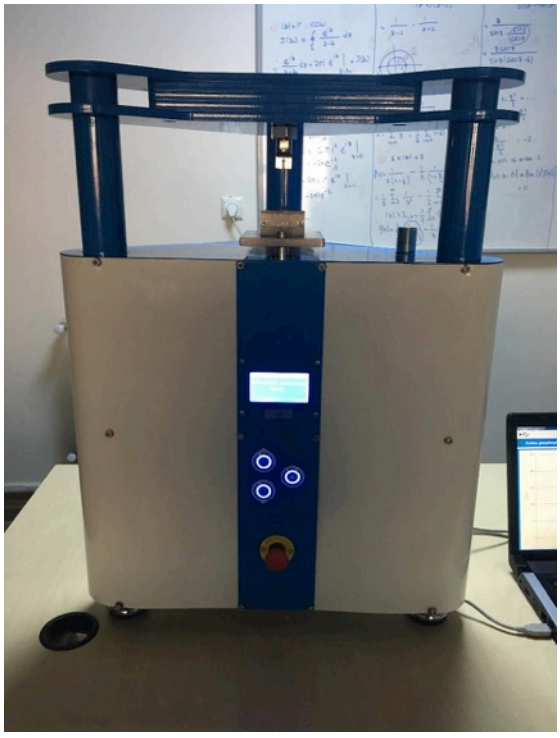
3.3.2.2. Deney Grubu II

Deney grubu II'de; polimerizasyon işleminin tamamlanmasının ardından her materyalden rastgele seçilen 8'er adet olmak üzere toplam 56 adet geçici köprü restorasyonuna 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulandı. Bu

işlemler sonrası geçici köprü restorasyonlarına kırılma testi uygulanarak kırılma yükü değerleri belirlendi.

3.4. Kırılma Testi

Örneklerin maksimum kırılma dayanımı testleri, 4.000 N'a kadar yük uygulayabilen Universal Test cihazında (MIN-100; MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Turkey) yapıldı (Şekil 3-21). Bu cihazın biri hareketli, diğeri sabit olmak üzere 2 parçası vardır. Akrilik modeller, örneklerin yükleme sırasındaki hareketini engelleyebilmek için Universal Test cihazının hareketli olan alt parçasına mengene ile sıkıştırıldı ve sabit olan üst parçaya ise küresel metal uç bağlandı. Kırılma testi sırasında kuvvetlerin geçici köprü restorasyon yüzeyinde homojen olarak dağılabilmesi amacıyla[123,124,148–150]; köprü gövdesi ve metal uç arasına 0.4 mm kalınlığında 10x10 mm boyutlarında kalay folyo yerleştirildi[124,139,151] (Şekil 3-22). Kuvvet, 6 mm çapında küresel metal uç ile 3 üyeli köprü restorasyonlarının gövdelerinden oklüzo-gingival yönde dik olarak uygulandı. Geçici köprü restorasyonlarının kırılma yükü değerleri, 1mm/dk'lık hızla ölçüldü ve değerler Newton (N) olarak kaydedildi.



Şekil 3-21: Universal Test Cihazı (Esetron Smart Robotechnologies, MIN-100)



Şekil 3-22: Kalay folyo

3.5. İstatistiksel Analiz

Elde edilen bulguların değerlendirilmesinde, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirildi. Farklı kuron-köprü materyalleri ve farklı grupların kırılma yüküne ortak etkisinin değerlendirilmesinde Two-way ANOVA testi kullanıldı. Devam testleri olarak Oneway Anova testi ve farklılığa neden olan grubun saptanmasında Tukey HDS testi kullanıldı. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1. Geçici Kuron-Köprü Materyallerinin Polimerizasyon Sonrası Hemen, Dinamik Yükleme ve Termal Siklus İşlemleri Sonrası Kırılma Yükü Değerleri Bulguları

Çalışmamızda CAD/CAM yöntemi veya konvansiyonel yöntem ile farklı kimyasal içerik veya farklı polimerizasyon yöntemi ile 7 geçici kuron-köprü restorasyon materyalinden hazırlanan 3 üyeli geçici köprü restorasyonlarının; polimerizasyon işlemi sonrası hemen (Kontrol grubu), 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi (Deney grubu I) ile 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi (Deney grubu II) sonrası kırılma yükü ortalama değerleri belirlenmiştir. Geçici kuron-köprü restorasyon materyalleri ve Kontrol grubu, Deney grubu I, Deney grubu II'nin kırılma yükü ortalama değerlerine etkisi Tablo 4-1'de ve materyallerin kırılma testi sonrasında elde edilen kırılma değerlerine ait minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4-2 ve Şekil 4-1'de belirtilmiştir.

Tablo 4-1: Geçici kuron-köprü restorasyon materyalleri ve Kontrol grubu, Deney grubu I, Deney grubu II'nin kırılma yükü ortalama değerlerine etkisi

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Materyal	2976539,607	6	496089,935	127,365	0,000*
Grup	260564,636	2	130282,318	33,448	0,000*
Materyal * grup	121462,281	12	10121,857	2,599	0,004*

Two-way ANOVA Test *$p<0.05$

Geçici kuron-köprü restorasyon materyalleri arasında kırılma yükü ortalama değerleri açısından istatistiksel olarak çok ileri derecede anlamlı farklılık belirlenmiştir ($p<0.000$).

Kontrol grubu, Deney grubu I ve Deney grubu II arasında kırılma yükü ortalama değerleri açısından istatistiksel olarak çok ileri derecede anlamlı farklılık saptanmıştır ($p<0.000$).

Geçici kuron-köprü restorasyon materyalleri ve Kontrol grubu, Deney grubu I ve Deney grubu II'nin kırılma yükü ortalama değerlerine ortak etkisi istatistiksel olarak ileri derecede anlamlıdır ($p<0.004$; $p<0.01$).

En yüksek kırılma yükü ortalama değerleri; Kontrol grubu (798,03±57,11 N), Deney grubu I (764,22±64,51 N) ve Deney grubu II (734,17±56,93 N)'de CCUP materyalinde, en düşük kırılma yükü ortalama değerleri ise Kontrol grubu (421,68±65,47 N), Deney grubu I (386,07±49,82 N) ve Deney grubu II (269,54±48,68 N)'de SPM materyalinde saptanmıştır.

Tablo 4-2: Geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin Kontrol, grubu, Deney grubu I ve Deney grubu II'deki kırılma yükü ortalama değerleri

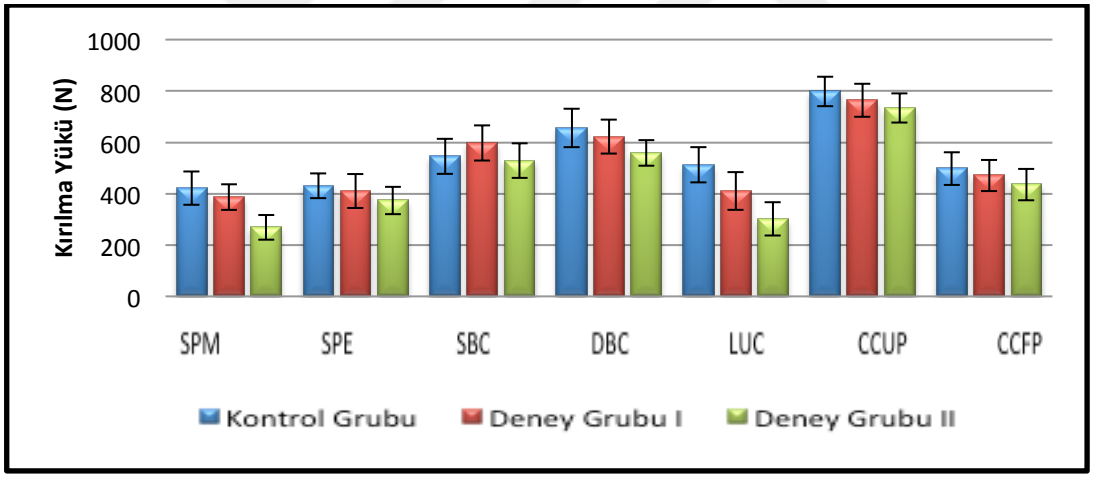
		Kontrol Grubu	**Deney Grubu I**	**Deney Grubu II**	**p**
CCUP	Mean±SD	$798,03^{a}$±$57,11^{z}$	$764,22^{a}$±$64,51^{z}$	$734,17^{a}$±$56,93^{z}$	0,000*
	%95 CI	754,4-841,6	720,6-807,8	690,6-777,8	
	Min-Max	696,4-874,9	658,2-846,7	628-801,2	
CCFP	Mean±SD	$497,6^{cd}$±$63,76^{z}$	$470,35^{c}$±$60,05^{z}$	$435,99^{c}$±$61,56^{z}$	0,146
	%95 CI	454-541,2	426,7-514	392,4-479,6	
	Min-Max	395,4-576,7	360,2-538,3	327,1-510,1	
SPM	Mean±SD	$421,68^{d}$±$65,47^{z}$	$386,07^{c}$±$49,82^{z}$	$269,54^{d}$±$48,68^{y}$	0,136
	%95 CI	378,1-465,3	342,5-429,7	225,9-313,1	
	Min-Max	312,9-505,9	307,5-459,1	203,5-330,3	
SPE	Mean±SD	$430,72^{d}$±$48,04^{z}$	$409,5^{c}$±$66,31^{z}$	$373,46^{c}$±$53,14^{z}$	0,022*
	%95 CI	387,1-474,3	365,9-453,1	329,9-417,1	
	Min-Max	355,2-503,1	306,4-520,3	288,8-447,3	
SBC	Mean±SD	$546,17^{c}$±$68,87^{z}$	$597,58^{b}$±$68,31^{z}$	$528,66^{b}$±$67,71^{z}$	0,000*
	%95 CI	502,6-589,8	554-641,2	485,1-572,3	
	Min-Max	436,1-643,3	492,7-695,2	427,6-611,9	

DBC	Mean±SD	655,67^{b}±75,25^{z}	621,96^{b}±65,7^{z}	559,17^{b}±50,82^{zy}	0,125
	%95 CI	612,1-699,3	578,4-665,6	515,6-602,8	
	Min-Max	552,5-759,6	510,2-703,2	498,2-642,5	
LUC	Mean±SD	512,17^{cd}±69,19^{z}	410,06^{c}±72,96^{y}	301,96^{cd}±65,85^{x}	0,161
	%95 CI	468,6-555,8	366,5-453,7	258,4-345,6	
	Min-Max	405,1-608,2	310,2-500,9	209,6-405	
p		0,000*	0,000*	0,000*	

Oneway ANOVA Test ** p<0.0*

zyx harfleri, One-way ANOVA'ya göre aynı geçici restorasyon materyalinin gruplar arasındaki anlamlı farklılıklarını belirtmektedir(p <0.05).

abc harfleri, One-way ANOVA'ya göre aynı grupta test edilen geçici restorasyon materyalleri arasındaki anlamlı farklılıklarını belirtmektedir(p <0.05).



Şekil 4-1: Geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin Kontrol grubu, Deney grubu I ve Deney grubu II'deki kırılma yükü ortalama değerleri ve standart sapma değerleri

SPM materyalinde; Kontrol grubu, Deney grubu I ve Deney grubu II arasında kırılma yükü ortalama değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluştuğu (p:0.000; p>0.05) belirlenmiştir (Tablo 4-2). Gruplar arasında anlamlı farklılığın varlığı ve değerlerinin saptanması için yapılan 2'li karşılaştırmalar sonucunda; SPM materyalinin Deney grubu II'de kırılma yükü ortalama değerlerinin, kontrol grubu (p:0.000; p<0.001) ve Deney Grubu I'deki (p:0.001; p<0.001) kırılma yükü ortalama

değerlerinden çok ileri derecede anlamlı düzeyde düşük olduğu saptanmıştır. SPM materyalinin, kontrol grubu ve Deney Grubu I arasında kırılma yükü ortalama değerleri açısından anlamlı farklılığın oluşmadığı ($p>0.05$) belirlenmiştir (Tablo 4-3).

SPE materyalinde; Kontrol grubu, Deney grubu I ve Deney grubu II arasında kırılma yükü değerleri ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılığın oluşmadığı ($p>0.05$) belirlenmiştir (Tablo 4-2).

SBC materyalinde; Kontrol grubu, Deney grubu I ve Deney grubu II arasında kırılma yükü ortalama değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılığın oluşmadığı ($p>0.05$) belirlenmiştir (Tablo 4-2).

DBC materyalinde; Kontrol grubu, Deney grubu I ve Deney grubu II arasında kırılma yükü ortalama değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluştuğu ($p:0.022$; $p<0.05$) belirlenmiştir (Tablo 4-2). Gruplar arasında anlamlı farklılığın varlığı ve değerlerinin saptanması için yapılan 2'li karşılaştırmalar sonucunda; DBC materyalinin Deney Grubu II'de kırılma yükü ortalama değerlerinin, kontrol grubundaki kırılma yükü ortalama değerlerinden anlamlı derecede düşük olduğu ($p:0.019$; $p<0.05$) saptanmıştır. Kontrol grubu ve Deney grubu I ile, Deney grubu I ve Deney grubu II arasında kırılma yükü ortalama değerleri açısından anlamlı farklılığın oluşmadığı ($p>0.05$) belirlenmiştir (Tablo 4-3).

LUC materyalinde; Kontrol grubu, Deney grubu I ve Deney grubu II arasında kırılma yükü ortalama değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluştuğu ($p:0.000$; $p<0.05$) belirlenmiştir (Tablo 4-2). Gruplar arasında anlamlı farklılığın varlığı ve değerlerinin saptanması için yapılan 2'li karşılaştırmalar sonucunda; LUC materyalinin Deney grubu II'de kırılma yükü ortalama değerleri; Kontrol grubundaki kırılma yükü ortalama değerlerinden çok ileri derecede anlamlı düzeyde ($p:0.000$; $p<0.001$), Deney grubu I'de ise anlamlı düzeyde düşük olduğu ($p: 0.014$; $p<0.05$) saptanmıştır. LUC materyalinin Deney grubu I'de kırılma yükü ortalama değerlerinin, Kontrol grubundaki kırılma yükü ortalama değerlerinden anlamlı düzeyde düşük olduğu ($p:0.020$; $p<0.05$) belirlenmiştir (Tablo 4-3).

CCUP materyalinde; Kontrol grubu, Deney grubu I ve Deney grubu II arasında kırılma yükü ortalama değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılığın oluşmadığı ($p>0.05$) belirlenmiştir (Tablo 4-2).

CCFP materyalinde*;* Kontrol grubu, Deney grubu I ve Deney grubu II arasında kırılma yükü ortalama değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılığın oluşmadığı (p>0.05) belirlenmiştir (Tablo 4-2).

Tablo 4-3: Geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin Kontrol grubu, Deney grubu I ve Deney grubu II arasındaki kırılma yükü değerlerinin post hoc değerlendirilmesi

	Kontrol Grubu-Deney Grubu I	**Kontrol Grubu-Deney Grubu II**	**Deney Grubu I-Deney Grubu II**
	p	**p**	**p**
SPM	0,416	0,000*	0,001*
SPE	0,735	0,129	0,422
SBC	0,309	0,866	0,132
DBC	0,559	0,019*	0,152
LUC	0,020*	0,000*	0,014*
CCUP	0,504	0,105	0,580
CCFP	0,657	0,138	0,518

Tukey HSD Test

p: Anlamlılık değeri.

p<0,001: Çok ileri derecede anlamlı, p<0,01: İleri derecede anlamlı. p<0,05: Anlamlı. p>0,05: Anlamlı değil

Kontrol grubunda; 7 geçici kuron-köprü restorasyon materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluştuğu (p:0.000; p<0.05) belirlenmiştir (Tablo 4-2). Gruplar arasında anlamlı farklılığın varlığı ve anlamlılık değerlerinin saptanması için yapılan 2'li karşılaştırmalar sonucunda; CCUP materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinin, diğer 6 materyalden (CCFP, SPM, SPE, SBC, DBC, LUC) istatistiksel olarak çok ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu (p<0.001) saptanmıştır. DBC materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinin; SPE, SPM, LUC ve CCFP materyallerinin kırılma yükü ortalama değerlerinden çok ileri derecede (p:0,000; p<0.001); SBC materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinden ise anlamlı düzeyde yüksek olduğu (p:0,022; p<0.05) belirlenmiştir. SBC materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinin; SPE materyalinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde (p: 0,013; p<0.05) ve SPM materyalinden istatistiksel olarak ileri derecede

anlamlı düzeyde yüksek olduğu (p: 0,006; p<0.01) saptanmıştır. SPE materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri ile SPM, LUC ve CCFP materyallerinin kırılma yükü ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın oluşmadığı (p>0.05) belirlenmiştir. SPM materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri ile LUC ve CCFP materyallerinin kırılma yükü ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın oluşmadığı (p>0.05) belirlenmiştir (Tablo 4-4). Ayrıca SBC materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri ile LUC ve CCFP materyallerinin kırılma yükü ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın oluşmadığı (p>0.05) belirlenmiştir. LUC materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri ile CCFP materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılığın oluşmadığı (p>0.05) belirlenmiştir (Tablo 4-4).

Deney grubu I'de; 7 geçici kuron-köprü restorasyon materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluştuğu (p:0.000; p<0.05) belirlenmiştir (Tablo 4-2). Gruplar arasında anlamlı farklılığın varlığı ve anlamlılık değerlerinin saptanması için yapılan 2'li karşılaştırmalar sonucunda; CCUP materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinin, diğer 6 materyalden (CCFP, SPM, SPE, SBC, DBC, LUC) istatistiksel olarak çok ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu (p<0.001) saptanmıştır. DBC materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinin; SPE, SPM, LUC ve CCFP materyallerinden istatistiksel olarak çok ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu (p:0,000; p<0.001) saptanmıştır. SBC materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinin; SPE, SPM, LUC materyallerinden istatistiksel olarak çok ileri derecede (p:0,000; p<0.001) ve CCFP materyalinden istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu (p:0,004; p<0.01) belirlenmiştir. SPE materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri ile SPM, LUC ve CCFP materyallerinin kırılma yükü ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın oluşmadığı (p>0.05) belirlenmiştir. SPM materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri ile LUC ve CCFP materyallerinin kırılma yükü ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın oluşmadığı (p>0.05) belirlenmiştir (Tablo 4-4). Ayrıca SBC materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri ile DBC materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın oluşmadığı (p>0.05) belirlenmiştir. LUC materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri ile CCFP materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılığın oluşmadığı (p>0.05) belirlenmiştir (Tablo 4-4).

Deney grubu II'de; 7 geçici kuron-köprü restorasyon materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık oluştuğu (p:0.000; p<0.05) belirlenmiştir (Tablo 4-2). Gruplar arasında anlamlı farklılığın varlığı ve anlamlılık değerlerinin saptanması için yapılan 2'li karşılaştırmalar sonucunda; CCUP materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinin, diğer 6 materyalden (CCFP, SPM, SPE, SBC, DBC, LUC) istatistiksel olarak çok ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu (p<0.001) saptanmıştır. DBC materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinin; SPE, SPM, LUC materyallerinden istatistiksel olarak çok ileri derecede (p:0,000; p<0.001) ve CCFP materyalinden istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu (p:0,002; p<0.01) saptanmıştır. SBC materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinin; SPE, SPM, LUC materyallerinden istatistiksel olarak çok ileri derecede (p:0,000;p<0.001) ve CCFP materyalinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu (p:0,038; p<0.01) belirlenmiştir. CCFP materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinin; SPM (p:0,000; p<0.001) ve LUC (p:0,001; p<0.001) materyallerinden istatistiksel olarak çok ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu belirlenmiştir. SPE materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinin; SPM materyalinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu (p:0,013; p<0.05) saptanmıştır. SPE materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri ile LUC ve CCFP materyallerinin kırılma yükü ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın oluşmadığı (p>0.05) belirlenmiştir. SPM materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri ile LUC materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın oluşmadığı (p>0.05) belirlenmiştir (Tablo 4-3). Ayrıca SBC materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri ile DBC materyalinin kırılma yükü ortalama değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılığın oluşmadığı (p>0.05) belirlenmiştir (Tablo 4-3).

Tablo 4-4: Geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin Kontrol grubu, Deney grubu I ve Deney grubu II'deki kırılma yükü değerlerinin post hoc değerlendirilmesi

		Kontrol Grubu	**Deney Grubu I**	**Deney Grubu II**
		p	**p**	**p**
SPE	SPM	1,000	0,990	0,013*
	SBC	0,013*	0,000*	0,000*
	DBC	0,000*	0,000*	0,000*
	LUC	0,173	1,000	0,198
	CCUP	0,000*	0,000*	0,000*
	CCFP	0,384	0,495	0,342
SPM	SBC	0,006*	0,000*	0,000*
	DBC	0,000*	0,000*	0,000*
	LUC	0,095	0,989	0,921
	CCUP	0,000*	0,000*	0,000*
	CCFP	0,240	0,142	0,000*
SBC	DBC	0,022*	0,988	0,940
	LUC	0,938	0,000*	0,000*
	CCUP	0,000*	0,000*	0,000*
	CCFP	0,740	0,004*	0,038*
DBC	LUC	0,001*	0,000*	0,000*
	CCUP	0,001*	0,001*	0,000*
	CCFP	0,000*	0,000*	0,002*
LUC	CCUP	0,000*	0,000*	0,000*
	CCFP	0,999	0,506	0,001*
CCUP	CCFP	0,000*	0,000*	0,000*

Tukey HSD Test

p: Anlamlılık değeri.

p<0,001: Çok ileri derecede anlamlı, p<0,01: İleri derecede anlamlı. p<0,05: Anlamlı. p>0,05: Anlamlı değil

5. TARTIŞMA

Geçici kuron-köprü restorasyonları, daimi restorasyon tamamlanana kadar prepare edilen diş yüzeylerini biyolojik, mekanik ve fiziksel etkenlerden korumak için hazırlanmaktadır. Geçici kuron-köprü restorasyonlarının endikasyonuna bağlı olarak kısa, orta veya uzun süreli kullanımları gerekebilir[152]. Dişlerin preparasyonu ile daimi restorasyonun simantasyonu arasında geçen süre; birkaç gün ise kısa süreli, birkaç hafta ise orta süreli veya birkaç ay ise uzun süreli geçici kuron-köprü restorasyonları olarak sınıflandırılabilirler[153]. Özellikle uzun süreli kullanılacak geçici kuron-köprü restorasyonları, yeterli marjinal stabiliteye ve kırılma dayanımına sahip materyallerden hazırlanmalıdır [154,155].

Günümüzde geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin hiçbirinin gerekli standartların tamamını karşılamadığı bildirilmektedir[68,156–158]. Bu nedenle, hastanın tedavi planlamasına ve tedavi süresine bağlı olarak en uygun materyal seçimi önemlidir. Uygun materyal seçimi, materyalin mekanik ve fiziksel özellikleri değerlendirilerek yapılmalıdır[68]. Günümüzde PMMA ve kompozit rezinler, geçici restorasyonların yapımında en yaygın kullanılan materyallerdir[16,18,159–161].

CAD/CAM teknolojilerinin gelişmesi ile geçici kuron-köprü restorasyonlarının yapımında da CAD/CAM bloklarının kullanımı yaygınlaşmaktadır. CAD/CAM yöntemi ile materyallerin optimum koşullar altında polimerize olmasının sağlandığı ve porozite oluşumunun engellenebildiği belirtilmektedir[83].

Geçici kuron-köprü restorasyonlarının kırılması yaygın başarısızlık nedenlerinden biridir. Bu nedenle, geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin mekanik dayanım özellikleri önemlidir ve geçici restorasyonların klinik başarısını sağlamak için dikkate alınmalıdır[162]. Hatalı oklüzyon, bruksizm ve travmanın restorasyon kırıklarının olası nedenlerinden olduğu bildirilmektedir[163,164].

Bu tez çalışmasında, günümüzde en sık kullanılan geçici kuron-köprü restorasyon materyalleri olan PMMA, PEMA, self cure bis-akril, dual cure bis-akril, ışık ile polimerize olan bis-akril ve kullanımı giderek yaygınlaşan CAD/CAM bloklarından hazırlanan 3 üyeli geçici köprü restorasyonlarının dinamik yükleme ve

termal siklus işlemleri öncesi ve sonrası kırılma yükü değerleri belirlenmiş ve karşılaştırılmıştır.

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

5.1.1. Dayanak Diş Materyali

Diş hekimliğinde in-vitro çalışmalar, genellikle restorasyon başarısızlığını önleyebilmek ve dental restorasyonların klinik potansiyelini değerlendirmek için kullanılır. Literatürde[151,165–167]; dayanak materyali seçiminin protetik restorasyonların kırılma dayanımı sonuçlarında etkisi olduğu belirtilmektedir. Dayanak materyalinin elastik modülüsünün de sabit protetik restorasyonların kırılma dayanımında etkili olduğu bildirilmiştir[168,169].

Scherrer ve ark.[165]; dayanak materyallerinin elastik modülüsü arttığında, restorasyonların kırılma yükü değerlerinde de artış olduğunu belirtmişlerdir. Literatürde Alt ve ark.[170], Lang ve ark.[99], Stawarczyk ve ark.[123], Edelhoff ve ark.[124], Wimmer ve ark.[135] geçici kuron-köprü materyallerinin kırılma dayanımları ile ilgili yaptıkları çalışmalarda metal alaşımlardan hazırlanan dayanakları kullandıklarını bildirmişlerdir.

İn-vitro çalışmalarda çekilmiş doğal dişlerin dayanak olarak tercih edilme nedenlerini; elastik modülüs, bağlanma özellikleri ve mekanik stabilite açısından metal alaşım, alçı veya polimer dayanaklara göre ağız içi koşulları daha iyi taklit edebilmeleri olarak açıklamaktadırlar[169,171,172]. Bununla birlikte, in-vitro çalışmalarda tercih edilen doğal dişlerin boyutlarındaki farklılık ve mekanik özelliklerindeki değişkenliğin dezavantaj oluşturduğu belirtilmektedir[167]. Bu nedenlerle birçok in-vitro çalışmada[123,124,135,159,173] standardizasyonun sağlanması için doğal dişler yerine yapay dişler kullanılmaktadır.

Koutayas ve ark.[174] 2000 yılında, in-vitro çalışmalarda doğal diş kullanımı ile ağız içi koşulların daha iyi taklit edilebildiğini belirtirken, metal alaşımlardan hazırlanan dayanakların ise standardizasyonun sağlanması açısından avantajlı olduğunu belirtmişlerdir.

Diş hekimliğinde birçok in-vitro çalışmada[123,159,170,175–177], metal alaşımdan hazırlanan dayanaklar doğal dişler, alçı veya rezin dayanaklar yerine kullanılmaktadır. Metal alaşımdan hazırlanan dayanakların avantajları; yükleme işlemi sırasındaki deformasyonun doğal diş, alçı veya rezin dayanaklardan daha az olması ve dayanakların

yeniden kullanılabilmesidir. Böylece in-vitro çalışmanın maliyetinin de düşürülebildiği bildirilmektedir[123,178].

Benzer form ve geometriye sahip doğal diş gruplarının oluşturulabilme imkanının az olması, dayanakların standardizasyonunun sağlanabilmesi, dinamik yükleme işlemi sırasında oluşabilecek kalıcı deformasyonların önlenebilmesi ve birçok çalışmada dayanak materyali olarak Cr-Co metal alaşımın seçilmesi nedenleriyle çalışmamızda Cr-Co metal alaşımdan hazırlanan dayanakların kullanımı tercih edilmiştir.

5.1.2. Yapay Periodontal Ligament Hazırlanması

Periodontal ligament, dişlere gelen oklüzal kuvvetlerin absorbsiyonu ve alveol kemiğine iletimini sağlayan anatomik yapıdır. Dişlere oklüzal yönde kuvvet geldiğinde periodontal ligamentin lifleri sıkışır ve dişte kök yönünde bir hareket meydana gelerek kuvvet alveol kemiğine iletilir[179,180]. Periodontal ligament ve kemik desteği, dişlerdeki stres dağılım mekanizmalarında önemli rol oynarlar.

Rees[181] 2001 yılında sonlu elemanlar analiz yöntemi ile periodontal ligament ve alveol kemiğinin önemini incelediği çalışmada, in-vitro testlerde ve sonlu elemanlar analizi çalışmalarında periodontal ligament ve alveol kemiğinin oluşturulması gerektiğini bildirmiştir.

Lüthy ve ark.[178] 2005 yılında yayınladıkları çalışmada; yapay periodontal ligament hazırlanmayan test düzeneklerinde, restorasyon materyalinin klinik koşullardaki kırılma yükü değerlerinden daha yüksek değerlerde kırıldığını bildirmişlerdir.

Soares ve ark.[180] 2005 yılında; yapay periodontal ligament yapımında kullanılan materyallerin dişlerin kırılma dayanımlarına etkilerini inceledikleri çalışmada, yapay periodontal ligament hazırlanan dişlerin, yapay periodontal ligament hazırlanmayan dişlere göre kırılma dayanım değerlerinin daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, yapay periodontal ligament hazırlığında kullanılan polieter, poliüretan ve polisülfit gibi çeşitli elastomerik materyallerin kırılma yükü değerlerine istatistiksel açıdan anlamlı farklılık oluşturmadığını bildirmişlerdir.

Bu nedenlerle tez çalışmamızda da, dayanak dişlerin kök yüzeylerine polieter ölçü maddesi uygulanmış ve yapay periodontal ligament hazırlanmıştır. Böylece

çalışmadaki geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin kırılma yükü değerlerinin klinik koşullardaki değerlere daha yakın değerlerde saptanması amaçlanmıştır.

5.1.3. Örneklerin Köprü Formunda Hazırlanması ve Bağlantı Alanları

Dental materyallerin kırılma dayanımlarının incelendiği in-vitro çalışmalarda, materyallerin anatomik formda hazırlanması ile test sonuçlarının in-vivo çalışmaların sonuçlarına yakın değerlerde olacağı bildirilmiştir. Standart formdaki örnekler ile tekrarlanabilir sonuçlar alınmasına rağmen; ağız içinde kullanılacak materyallere uygulanacak mekanik testlerde ağız içi koşulların yansıtılmasının, materyalin kompleks kuvvetler karşısındaki dayanıklılığının belirlenmesinde önemli olduğu ifade edilmiştir [182,183].

Literatürde[132,135,159,184,185]; geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin kırılma direnci, marjinal uyum, polimerizasyon büzülmesi, renk stabilitesi gibi fiziksel ve kimyasal birçok parametre incelenmiştir. Bu çalışmalarda örnekler genellikle disk veya çubuk formunda hazırlanmıştır. Bununla birlikte araştırmacılar[97,98], örneklerin standart formlar yerine anatomik formda hazırlanmasının gerekmekte olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar anatomik formda hazırlanmayan örneklerin, ağız ortamındaki kompleks gerilimler karşısında değerlendirilemeyeceğini ve elde edilen verilerin klinik koşullardakiler ile benzer olmayacağını bildirmişlerdir[97,98].

Lang ve ark.[99] 2003 yılında yayınladıkları çalışmada, PMMA ve kompozit rezin geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin kırılma dayanım değerlerini incelemişlerdir. Çalışmada kullanılan test düzeneği ve koşullar ile çiğneme hareketi taklit edilmeye çalışılmıştır. Araştırmacılar, sadece ISO standartlarına göre hazırlanan örnekler ile yapılan test sonuçlarının, klinik sonuçları yansıtmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca ağız içi koşullarda meydana gelen yaşlanmanın da dikkate alınması gerektiğini ifade etmişlerdir[115,186].

Kelly[96]; in-vitro çalışmalarda restorasyon materyallerinin mekanik özelliklerini belirlemek için, ağız içi koşullarda meydana gelen kompleks gerilimlerin oluşturulması ve anatomik formda hazırlanan örneklerin kompleks gerilimler altında incelenmesinin gerektiğini bildirmiş ve in-vitro çalışmalarda ağız içi koşulların yansıtılmasının önemli olduğunu ifade etmiştir.

Standardize edilen ve anatomik olmayan örnekler mekanik açıdan daha kontrollü şartlar altında değerlendirilmekte; ancak bu örnekler dental restorasyonların karmaşık geometrisine sahip olmadıklarından klinik ortamı tam olarak taklit edemedikleri belirtilmektedir[187].

Literatürde örneklerin 1 üye kuron[132,148,159,173] veya 3 üye köprü[99,123,124,170,177] formunda hazırlandığı geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin kırılma yükü değerlerini belirlemek için yapılan birçok çalışma bulunmaktadır. Posterior bölgede artan oklüzal kuvvet ve diş eksikleri nedeniyle restorasyon materyallerinin kırılma yükü değerlerinin, bu bölgedeki oklüzal kuvvetlere dayanabilecek değerlerde olması gerektiği bildirilmektedir[188]. Broadbendt[189] 2000 yılında yayınladığı çalışmada; çiğneme fonksiyonunun en fazla 1. molar dişler ile yapıldığını bildirmiştir. Bu tez çalışmasında; geçici kuron-köprü restorasyon materyalleri anatomik formda ve çiğneme kuvvetlerinin posterior bölgede, özellikle 1. molar dişlerde daha yüksek değerlerde olması nedeniyle gövdesi 1. molar olacak şekilde 3 üye köprü restorasyonu hazırlanmıştır[124].

Literatürde[190–192], sabit restorasyonların dayanak ve gövde arasındaki bağlantı alanlarının yüksek gerilme ve kayma kuvvetlerine dayanması gerektiği bildirilmektedir.

Van Heumen ve ark.[193] 2009 yılında yaptıkları klinik çalışmada, birçok restorasyonda kırığın dayanak ve gövde arasındaki bağlantı alanını etkilediğini bildirmişlerdir.

Stawarczyk ve ark.[123] 2012 yılında yayınladıkları çalışmalarında, cam seramik ve polimer esaslı materyallerden hazırlanan 3 üye köprü restorasyonlarındaki dayanak ve gövde arasındaki bağlantı alanını 7.36 mm^2 olarak belirlemişlerdir. Üretici firmaların talimatlarına[126,194] göre; çalışmada kullanılan artBlock Temp'in dayanak ve gövde arasındaki bağlantı alanının en az 9 mm^2 ve CAD-Temp materyalinin dayanak ve gövde arasındaki bağlantı alanının en az 12 mm^2 olması gerektiği bildirilmiştir. Araştırmacılar, klinik koşullarda 9 ve 12 mm^2 dayanak ve gövde arasındaki bağlantı alanına sahip restorasyonların perodontal problemlere neden olabileceğini belirtmişlerdir. Dayanak ve gövde arasındaki bağlantı alanlarının arttırılmasının, materyalin kırılma yükü değerlerini arttıracağı da bildirilmektedir[195].

Edelhoff ve ark.[124] 2016 yılında yayınladıkları çalışmalarında, 3 üye geçici köprü restorasyonlarının dayanak ve gövde arasındaki bağlantı alanını 9 mm^2 olarak

belirlemişlerdir. Üretici firma talimatlarına[125,126] göre ise; CAD-Temp ve Telio CAD materyallerinin dayanak ve gövde arasındaki bağlantı alanlarının en az 12 mm^2 olması gerektiği bildirilmiştir.

Tez çalışmamızda 3 üye geçici köprü restorasyonlarının dayanak ve gövde arasındaki bağlantı alanları, konvansiyonel materyallerin üretici firma talimatlarında bağlantı alanı ile ilgili bilgi verilmemesi nedeniyle, CAD/CAM materyallerinin üretici firma talimatlarına[125,126] uygun olarak 12 mm^2 olarak belirlenmiştir.

5.1.4. Siman

Geçici kuron-köprü restorasyonlarının mekanik özelliklerinin değerlendirildiği çalışmalarda[123,159,170], geçici restorasyonların simante edilmesinin restorasyonların kırılma yükü değerlerini etkilediği bildirilmektedir.

Alt ve ark.[170] 2011 yılında yayınladıkları çalışmalarında; geçici köprü restorasyonlarını dayanaklara simante etmediklerini bildirmişler ve simanın sonuçları etkileyebilecek ilave bir değişken olduğunu belirtmişlerdir.

Stawarczyk ve ark.[123] 2012 yılında yayınladıkları çalışmada; hazırlanan 3 üye köprü restorasyonlarını, metal alaşım dayanaklara simante etmediklerini bildirmişlerdir.

Karaokutan ve ark.[159] 2015 yılında yayınladıkları in- vitro çalışmada; geçici kuron restorasyonlarını dayanaklara simante etmediklerini belirtmişlerdir. Araştırmacılar[123,159,170], simanın restorasyonların kırılma dayanımını arttırabileceğini ve yapılacak çalışmalarda simanın restorasyonların kırılma dayanımına etkisinin incelenmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Lang ve ark. [99] 2003 yılında; Zortuk ve ark.[173] 2010 yılında; Abdullah ve ark.[148] 2016 yılında ve Edelhoff ve ark.[124] 2016 yılında yayınladıkları çalışmalarında geçici kuron-köprü restorasyonlarını dayanaklara geçici siman ile simante ettiklerini bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında da, geçici köprü restorasyonları metal alaşımdan hazırlanan dayanaklara geçici siman ile simante edilmiştir. Geçici köprü restorasyonlarının simante edilmesi ile klinik kullanımın taklit edilebilmesi amaçlanmıştır.

5.1.5. Termal Siklus İşlemi

Dental materyaller, ağız ortamında meydana gelen sıcaklık değişikliklerinden etkilenmektedir. Bu nedenle in-vitro çalışmalarda, ağız içi koşulları yansıtabilmek ve sıcaklık değişikliklerinde de materyalleri değerlendirebilmek için termal siklus işlemi uygulanmaktadır[196].

Termal siklus işleminde, döngü süreleri ve sıcaklık değerleri açısından bir standart bulunmamaktadır[112]. Tüketilen yiyecek ve içecekler ile ağız içi sıcaklığın 0ºC/70ºC aralığında, restorasyonun iç yüzeylerinin sıcaklığının ise 9ºC/52ºC aralığında değişiklik gösterdiği belirtilmektedir[197]. Ernst ve ark.[113], ağız içinde meydana gelen sıcaklık değişimlerinin 5ºC/55ºC arasında olduğunu bildirmişlerdir.

Morresi ve ark.[198] 2014 yılında; restorasyon materyallerinde termal siklus işleminde standart bir prodesürün mevcut olup olmadığını inceledikleri derlemede, birçok çalışmada yaşlandırma yapılan örneklerin 5ºC/55ºC sıcaklıkta su banyolarında 30 saniye tutulduğunu ve banyolar arası geçiş süresinin 2 sn olacak şekilde uygulandığını bildirmişlerdir. Ayrıca 12.000 devir termal siklusun da klinik koşullarda 1 yıllık kullanıma karşılık geldiğini bildirmişlerdir.

Literatürde geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin suda bekletilme ve termal siklus ile yaşlandırılması işlemi uygulanan birçok çalışma bulunmaktadır [99,123,124,159,170].

Balkenhol ve ark.[199]; geçici kuron-köprü restorasyon materyallerine 10 dk, 2 saat, 16 saat, 24 saat ve 72 saat suda bekletme ve 5ºC/55ºC sıcaklıkta su banyolarında 45 sn bekleme süresi 5.000 termal siklus işlemi uyguladıklarını bildirmişlerdir.

Karaokutan ve ark.[159], örnekleri önce 24 saat distile suda beklettiklerini ve ardından 5ºC/55ºC sıcaklıkta su banyolarında 30 sn bekleme süresi 5.000 termal siklus işlemi uyguladıklarını belirtmişlerdir.

2011 yılında yayınlanan çalışmada[170], 3 farklı yaşlandırma yönteminin geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin kırılma dayanımına etkileri incelenmiştir. Araştırmacılar yaşlandırma yöntemlerini; 1 gün 37ºC suda bekletme, 3 ay 37ºC suda bekletme ve 5ºC/55ºC sıcaklıkta su banyolarında 50 sn bekleme süresi ile 5.000 termal siklus işlemi uygulanması olarak belirtilmiştir.

2012 yılında yayınlanan çalışmada[123], örneklere 5ºC/50ºC sıcaklıktaki su banyolarında 120 sn bekleme süresi ile 5.000 termal siklus işlemleri uygulandığı belirtilmektedir.

Edelhoff ve ark.[124]; geçici köprü restorasyonlarına 5ºC/55ºC sıcaklıktaki su banyolarında 120 sn bekleme süresi ile 2.100 termal siklus işlemleri uygulandığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda, geçici köprü restorasyonlarının simantasyon işlemi sonrası deney gruplarındaki örneklere 5ºC/55ºC sıcaklıktaki distile su banyolarında 60 sn bekletme süresi ile 5.000 termal siklus işlemi uygulanmıştır. Termal siklus işlemi ile hem deney boyunca örnek yüzeylerinde aşınma nedeniyle oluşan debrisler uzaklaştırılırken, hem de örneklerin yaşlandırılması sağlanmıştır[144].

5.1.6. Dinamik Yükleme İşlemi

Diş hekimliğinde in-vitro çalışmalarda ağız içi koşullara benzer ortamı yansıtabilmek için çiğneme simülatörleri kullanılmaktadır. Dental restorasyonlarda gözlenen kırılmaların ani ve aşırı yükleme yerine genellikle yorgunluk nedeniyle oluştuğu bildirilmektedir[200]. Dişlerin periyodik teması nedeniyle restorasyonların kırıldığı ve kullanım sürelerinin azaldığı belirtilmektedir[201]. Dinamik yükleme işlemi sırasında uygulanan test parametreleri; dinamik yükleme sayısı, dinamik yükleme kuvvetleri ve frekansı, antagonist çapı, antagonist materyali, yapay periodontal ligament, dayanak materyali, ıslak/kuru ortam varlığı, vertikal-lateral hareketler ve termal siklus işlemlerini içermektedir [202].

Dinamik yükleme işlemi yapılan çalışmalarda farklı çiğneme kuvvetleri ve frekansları, çeşitli döngü sayıları uygulandığı için çalışma verilerinin karşılaştırılmasında zorlukların oluştuğu belirtilmektedir[203].

Yapılan çalışmalarda deney koşullarının klinik koşullara uygun olması gerektiği ve ağız ortamında çiğneme kuvvetlerinin 12-70 N arasında değişiklik gösterdiği bildirilmektedir[204,205]. Hastalara farklı yiyecekler çiğnetilen in-vivo çalışmalarda[206,207]; molar dişlerdeki dikey ısırma kuvvetinin yiyeceklerin sertliğine bağlı olarak 20-140 N arasında oluştuğu belirtilmektedir. Yatay çiğneme kuvvetinin ise, dikey çiğneme kuvvetinin yaklaşık %35'i ve 7-50 N aralığında olduğu bildirilmektedir. Bu nedenlerle

ağız içi koşulları taklit edebilmek amacıyla in-vitro çalışmalarda sıklıkla 1-1.6 Hz frekans ile 50 N çiğneme kuvveti uygulandığı belirtilmektedir[149,208,209].

Zankuli ve ark.[147] 2015 yılında yaptıkları çalışmada; çiğneme kuvvetini 68.8 N ve çiğneme frekansını 1.6 Hz olarak belirlemişlerdir. Araştırmacılar bu parametleri belirleme nedenlerini de; klinik koşullarda fizyolojik çiğneme kuvvetinin 49-150 N[99,210], frekansın da 1.2-1.6 Hz[211] arasında değişmesi ile açıklamışlardır.

Yapılan bu çalışmalar göz önünde bulundurularak bu tez çalışmasında da örneklere 50 N çiğneme kuvveti ve 1.6 Hz çiğneme frekansı uygulanmıştır.

Heintze ve ark.[145] 2011 yılında yayınladıkları çalışmada; çiğneme kuvvetini 30 N, 50 N ve 90 N, çiğneme frekansını 0.8 Hz ve yatay hareket miktarını da 2 mm olarak belirlemişlerdir. Araştırmacılar, 2 mm yatay hareketin ağız içi koşulları yansıtmadığını[212]; ancak çalışmadaki düzenlemenin materyaller arasındaki farklılıkların belirgin olarak ortaya çıkması ve yorma sürecini hızlandırmak için yapıldığını belirtmişlerdir. Bruksizmi olmayan kişilerde 1. molarların ortalama yatay hareketinin 0.3 mm olduğu belirtilirken[212]; bruksizmi olan kişilerin ise dişlerini sıktığı ve alt çene yatay hareketlerin daha fazla miktarlarda yapılabildiği bildirilmektedir[213].

2016 yılında yayınlanan çalışmada[124]; geçici köprü restorasyonlarına 50 N çiğneme kuvveti, 1.6 Hz çiğneme frekansı ve 2 mm yatay hareket miktarı ile 240.000 dinamik yükleme işlemi uygulandığı bildirilmektedir.

Stawarczyk ve ark.[123], geçici köprü restorasyonlarına 1.6 Hz çiğneme frekansı, 3 mm yatay hareket miktarı ve 49 N'luk çiğneme kuvveti ile 120.000, 240.000, 640.000 ve 1.200.000 dinamik yükleme işlemi uyguladıklarını belirtmişlerdir.

Lang ve ark.[99]; geçici köprü restorasyonlarına 1.6 Hz çiğneme frekansı ve 50 N'luk kuvvet ile 480.000 dinamik yükleme işlemi uygulandığını bildirmişlerdir.

Yapılan çalışmalara benzer olarak bu tez çalışmasında, çiğneme simülatörüne bağlanan örneklere 2 mm yatay hareket, 1.6 Hz çiğneme frekansı ve 50 N çiğneme yükü uygulanmıştır. Literatürde[99,123,124,214] geçici köprü restorasyonlarına 60.000, 120.000, 240.000, 480.000, 640.000 ve 1.200.000 sikluslarında dinamik yükleme işlemi uygulandığı belirlenmiştir. Tez çalışmamızda ise geçici köprü restorasyonlarının kullanım sürelerinin genellikle 6 aydan daha uzun olmadığı göz önünde bulundurularak,

örneklere 3 aylık ve 6 aylık süreleri yansıtan 60.000 ve 120.000 dinamik yükleme işlemi uygulanmıştır.

5.1.7. Kırılma Testi

Sabit protetik restorasyonların yapımında kullanılan materyallerin kırılma dayanımlarında etkili olan en önemli faktör materyallerin fiziksel özellikleri olmasına rağmen; dişsiz boşluğun mesafesi, preparasyonun dizaynı, bağlantı alanının boyutu ve siman da etkili olan faktörlerdendir[215,216]. Kırılma testinin sonuçlarını; uygulanan yükün yönü ve uygulanma noktası, antagonistin çapı ve termal siklus işlemi gibi birçok faktör etkilemektedir [97,217,218].

Diş hekimliğinde in-vitro çalışmalarda, restorasyon materyallerinin kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi için örnekler çeşitli formlarda hazırlanabilmektedir. Bazı araştırmacılar[10,160,185,199,219,220] örnekleri disk, bar ve küp gibi geometrik şekillerde hazırlarken, diğer araştırmacılar[99,123,124,159,170,177] ise anatomik formda hazırlamayı tercih etmişlerdir. Örneklerin anatomik formda hazırlanması ile ağız içi koşulların daha iyi taklit edilebileceği ve test sonuçlarının in-vivo çalışma değerlerine daha yakın olacağı bildirilmiştir.

Materyallerin kırılma dayanımlarının belirlenmesinde güvenilir verilerin elde edilmesinin zor olduğu bildirilmektedir. Örneklerin hazırlanmasının, boyutlarının ve ortam standardizasyonunun yanı sıra yükleme hızının da önemli bir faktör olduğu ifade edilmektedir. Yükleme hızı arttıkça çatlak oluşumu ve ilerlemesi için yeterli zaman olmaması nedeniyle, hatalı verilerin elde edilme olasılığının artabileceği bildirilmektedir. Bu nedenlerle birçok çalışma[10,123,177,185,220,221], materyallerin kırılma dayanım testinde 1 mm/dk başlık hızı uygulamıştır. Tez çalışmamızda da, örneklere Universal Test cihazında 1 mm/dk başlık hızı uygulanarak kırılma dayanım testi yapılmıştır. Benzer diğer çalışmalar ile karşılaştırılabilmesi için değerler Newton (N) olarak kaydedilmiştir.

Materyallerin kırılma yükü değerlerinin belirlenmesi için yapılan in-vitro çalışmalarda; kuvvetlerin homojen olarak dağılabilmesi için örnekler ile antagonist uç arasına teflon folyo[123,135,178], rubber dam[148] veya kalay folyo[99,124] yerleştirildiği belirtilmektedir. Bu nedenle tez çalışmamızda da, antagonist uç ile örnek arasına kalay folyo yerleştirilmiştir.

5.2. Bulguların Tartışılması

5.2.1. Geçici Kuron-Köprü Restorasyon Materyallerinin Polimerizasyon İşlemi Sonrası Hemen, Dinamik Yükleme ve Termal Siklus İşlemleri Sonrası Kırılma Yükü Değerleri Bulguları

Çalışmamızda, Kontrol grubunda (56 adet) geçici köprü restorasyonuna, polimerizasyon işlemlerinin tamamlanmasının ardından sadece kırılma testi uygulanırken; Deney grubu I'de (56 adet) geçici köprü restorasyonuna polimerizasyon işleminin tamamlanmasının ardından 60.000 dinamik yükleme ile 5.000 termal siklus işlemi ve Deney grubu II'de (56 adet) polimerizasyon işleminin tamamlanmasının ardından 120.000 dinamik yükleme ile 5.000 termal siklus işlemi uygulanmıştır. Dinamik yükleme ve termal siklus işlemleri, ağız ortamına benzer koşulları oluşturmak için uygulanmıştır[149,222].

5.2.1.1. Materyallerin Kontrol ve Deney Gruplarındaki Kırılma Yükü Değerlerinin İncelenmesi

Hiçbir işlem uygulanmayan grup (Kontrol grubu), 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grup (Deney grubu I) ile 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grupta (Deney grubu II) kullanılan tüm geçici kuron-köprü restorasyon materyalleri arasında en yüksek kırılma yükü ortalama değerleri CAD/CAM yöntemiyle hazırlanan ve doldurucu içermeyen PMMA (CCUP) materyalinde saptanmıştır ($p<0.001$). CAD/CAM rezin materyalleri endüstriyel olarak polimerize edilerek porozitesinin azaldığı ve mekanik dayanımının da arttığı bildirilmektedir[223]. Ancak çalışmamızda kullanılan diğer CAD/CAM yöntemiyle hazırlanan ve mikro doldurucu içeren poliakril rezin (CCFP) materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinin ise, sadece 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grupta (Deney grubu II) self cure PMMA (SPM) ve ışık ile polimerize olan UDMA kompozit rezin (LUC) materyallerinden çok ileri derecede anlamlı düzeyde yüksek olduğu belirlenmiştir.

Literatürde[123,124,185]; CAD/CAM yöntemiyle hazırlanan ve mikro doldurucu içeren poliakril rezin (CCFP) materyalinin, konvansiyonel yöntemle hazırlanan materyallerden daha düşük kırılma yükü ortalama değerlerine sahip olabildikleri saptanmış ve bu sonucun tez çalışmamız sonuçları ile paralellik oluşturduğu belirlenmiştir. Bu durum göz önünde bulundurulduğunda; geçici köprü

restorasyonlarının kırılma yükü değerlerinin sadece polimerizasyon yöntemlerinden etkilenmedikleri, polimerizasyon yöntemi ve materyal içeriklerinin birlikte kırılma yükü değerlerinde etkili olduğu kanısındayız. Literatürde[124] de, endüstriyel olarak polimerize edilen CAD/CAM yöntemi ile hazırlanan ve mikro doldurucu içeren poliakril rezin (CCFP) materyalinin kırılma yükü değerleri materyalin içeriği ile ilişkilendirilmektedir. Mikro doldurucu ile güçlendirilen bir poliakrilat olan CAD/CAM rezin (CCFP) materyalinin ilave doldurucular ile güçlendirilmeye çalışılmasının restorasyonların stabilitesini azaltabileceği bildirilirken; doldurucu içermeyen % 99 çapraz bağlı PMMA içeren ve standart koşullar altında polimerize edilen CAD/CAM rezin materyalinin (CCUP) stabilitesinin daha fazla olduğu bildirilmiştir.

Dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanmadığı grup (kontrol grubu), 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grup (Deney Grubu I) ile 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grupta (Deney Grubu II) bu tez çalışmasında kullanılan tüm geçici kuron-köprü restorasyon materyalleri arasında en düşük kırılma yükü ortalama değerleri konvansiyonel yöntem ile hazırlanan self cure PMMA (SPM) materyalinde belirlenmiştir ($p<0.05$). Çalışmamız bulguları; konvansiyonel yöntem ile hazırlanan akrilik rezin esaslı geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin kırılma yükü ortalama değerlerinin, kompozit rezin esaslı geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin kırılma yükü ortalama değerlerine göre daha düşük olduğunu bildiren çalışmalar[27,59,224] ile desteklenmektedir. Bu duruma akrilik rezin esaslı geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin molekül ağırlıklarının daha az, linear moleküllü ve monofonksiyonel monomerlerden oluşmasının neden olabileceği bildirilmektedir[27,59,224].

Literatürde geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin kırılma dayanımlarının karşılaştırıldığı çalışmalarda[99,225–227], bis-akril kompozit rezin esaslı materyallerin, akrilik rezin esaslı materyallere göre daha yüksek mekanik dayanıma sahip olduğu bildirilmektedir. Bu verileri destekler şekilde çalışmamızda da, konvansiyonel yöntem ile hazırlanan materyaller arasında; Dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanmadığı grup (Kontrol grubu), 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grup (Deney grubu I) ile 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grupta (Deney grubu II) ışık ile polimerize olan UDMA kompozit rezin (LUC) materyali dışındaki kompozit rezin

esaslı materyallerin, akrilik rezin esaslı materyallerden daha yüksek kırılma yükü ortalama değerlerine sahip olduğu saptanmıştır. Bis-akril kompozit rezin esaslı materyallerin kırılma yükü değerlerinin, akrilik rezin esaslı materyallerin kırılma yükü değerlerinden daha yüksek olması; bis-akril kompozit rezin esaslı materyallerin içerisinde bulunan Bis-GMA ve TEGDMA gibi multifonksiyonel monomerlerin, diğer monomerler ile çapraz bağlar oluşturması nedeniyle olabileceği ifade edilmektedir[27,224].

Bis-akril kompozit rezin esaslı materyaller, kartuş sistemi ve otomatik tabanca ile kullanıldıklarından daima doğru oranda hazırlanabilmektedirler. Akrilik rezin esaslı materyaller ise; toz/likit oranına, karıştırma yöntemine göre özellikleri ve biyofiziksel sonuçları değişebilen materyallerdir[228]. Materyallerin doğru oranda hazırlanmasının ve karıştırılmasının mekanik özellikleri etkilediği bildirilmektedir[228]. Konvansiyonel yöntem ile hazırlanan bis-akril kompozit rezin esaslı materyaller otomatik tabanca ile daima doğru oranda ve homojen olarak karıştırılabildikleri için, akrilik rezin esaslı materyallere göre daha yüksek kırılma yükü ortalama değerlerinin saptanmasının nedenlerinden olabilir.

Bu tez çalışmasında kullanılan farklı yöntemlerle polimerize olan 3 farklı kompozit rezin esaslı materyalin kırılma yükü ortalama değerleri arasında anlamlı farklılıklar belirlenmiştir ($p<0.05$). Kompozit rezin materyallerin içeriğindeki inorganik doldurucularda, organik matriks yapısında ve polimerizasyon yöntemlerindeki değişiklikler[229–231] nedeniyle 3 kompozit rezin esaslı materyalde farklı kırılma yükü ortalama değerleri saptanmış olabileceği kanısındayız. Dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanmadığı grupta (Kontrol grubu); dual cure bis-akril kompozit rezin (DBC) materyalinin, self cure bis-akril kompozit rezin (SBC) ve ışık ile polimerize olan UDMA kompozit rezin (LUC) materyallerinden daha yüksek kırılma yükü ortalama değerine sahip olduğu belirlenmiştir. Bu bulgunun; dual cure bis-akril kompozit rezin materyalinin %35-45 dimetakrilat rezin, cam silika tozu ve çapraz bağlanmayı sağlayan glikol dimetakrilat içermesi nedeniyle oluşabileceği kanısındayız[232]. Ayrıca dual cure bis-akril kompozit rezin materyalinin polimerizasyon işleminin büyük oranı başlangıç aşamasında gerçekleştiğinden[199] kırılma yükü ortalama değerlerinin, kompozit rezin esaslı self cure bis-akril kompozit rezin ve ışık ile polimerize olan UDMA kompozit rezin materyallerinin kırılma yükü ortalama değerlerinden daha yüksek olmasına neden olabileceği kanısındayız. 60.000 dinamik

yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grup (Deney grubu I) ile 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grupta (Deney grubu II) ise; dual cure bis-akril kompozit rezin materyali ile self cure bis-akril kompozit rezin materyali arasında kırılma yükü ortalama değerlerindeki farklılık ortadan kalkarken; dual cure bis-akril kompozit rezin materyali ve self cure bis-akril kompozit rezin materyallerinin, ışık ile polimerize olan UDMA kompozit rezin materyalinden daha yüksek kırılma yükü ortalama değerlerine sahip olduğu belirlenmiştir. Çalışmamız sonuçları Balkenhol ve ark.[199] 2008 yılında yayınladıkları çalışma sonuçları ile de desteklenmektedir.

Tez çalışmamızda, dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanmadığı grup (Kontrol grubu) ile 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grupta (Deney grubu I) konvansiyonel yöntem ile hazırlanan self cure PMMA (SPM) ve self cure PEMA (SPE) materyalleri arasında kırılma yükü ortalama değerleri açısından anlamlı farklılık belirlenmezken; 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grupta (Deney grubu II) self cure PEMA materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinin self cure PMMA materyalinden anlamlı derece yüksek ($p<0.05$) olduğu saptanmıştır. 2018 yılında yayınlanan geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin mekanik özelliklerinin değerlendirildiği meta-analize[233] göre; monometakrilat esaslı materyaller arasında PMMA'nın bükülme dayanımının PEMA'dan istatistiksel olarak anlamlı olmamakla beraber daha yüksek olduğu bildirilmektedir. Bu bulgunun aksine; tez çalışmamızda self cure PEMA materyalinde, self cure PMMA materyalinden daha yüksek kırılma yükü ortalama değerleri saptanmasında matreyal içeriğinde kullanılan ilave doldurucular, monomer ve molekül bağlanma şekillerinin etkili olabileceği kanısındayız. Üretici firmaların materyallerin formüllerinde yaptıkları değişiklikler ile materyallerin mekanik özelliklerinin de etkilendiği bildirilmiştir[233]. Ancak, bu tez çalışmasında kullanılan materyallerin molekül bağlanma şekilleri üretici firmalar tarafından belirtilmediğinden çalışmamız bulgularını bu parametreler açısından karşılaştıramamaktayız.

5.2.1.2. Materyallerin Kontrol ve Deney Grupları Arasındaki Kırılma Yükü Değerlerinin İncelenmesi

Diş hekimliğinde in-vitro çalışmalarda, ağız içi koşullara benzer ortamı yansıtabilmek için çiğneme simülatörleri kullanılmaktadır. Dental restorasyonlarda

gözlenen kırılmaların ani ve aşırı yükleme yerine genellikle yorgunluk nedeniyle oluştuğu bildirilmektedir[200]. Dental restorasyon kırılmalarının, dişlerin periyodik teması nedeniyle oluşmakta olduğu ve bu nedenle restorasyonların ağız içindeki kullanım sürelerinin kısaldığı belirtilmektedir[201].

Geçici kuron-köprü restorasyonları da fonksiyonel yüklerden etkilenebildiğinden[219,221,224], geçici kuron-köprü restorasyonların mekanik özelliklerinin belirlenebilmesi için birçok çalışma yapılmıştır[19,99,132,170,177,224–226]. Ancak, literatürde dinamik yükleme işleminin geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin kırılma yükü değerlerine etkisini inceleyen sınırlı sayıda in-vitro çalışma bulunmaktadır [99,123,124,214].

Literatürlerde[116–119], çiğneme simülatöründe gerçekleştirilen 240.000-250.000 siklusun klinikte 1 yıllık çiğneme işlemine karşılık olduğu bildirilmektedir. Bu tez çalışmasında deney gruplarındaki örneklere 60.000 ve 120.000 dinamik yükleme işlemi uygulanarak sırası ile 3 ay ve 6 aylık bir klinik süreye eş değer çiğneme işlemi taklit edilmiş ve dinamik yükleme işleminin materyallerin kırılma yükü ortalama değerlerinde oluşturabileceği etkilerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Stawarczyk ve ark.[123] 2012 yılında yayınladıkları araştırmada; 120.000, 240.000, 640.000 ve 1.200.000 dinamik yükleme işleminin CAD/CAM rezin (artBlock Temp, Telio CAD, Zeno PMMA, CAD-Temp), konvansiyonel rezin (Integral esthetic, CronMix K materyalleri) ve cam seramik (Imagine PressX) materyallerinden hazırlanan 3 üye köprü restorasyonlarının kırılma yükü ortalama değerlerine etkilerini incelemişlerdir. CAD/CAM rezin materyallerinden artBlock Temp ile CAD-Temp materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinde dinamik yükleme işlemleri sonrasında anlamlı farklılık belirlenmediği; Zeno PMMA materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinde sadece 1.200.000 dinamik yükleme işleminde ve Telio CAD materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinde ise dinamik yükleme işlemi ile istatistiksel olarak anlamlı azalma saptandığı bildirilmiştir. Stawarczyk ve ark. [123] yaptığı çalışma ile bu tez çalışmasında da kullanılan CAD-Temp ve Telio CAD materyalleri kullanılmıştır. Stawarczyk ve ark.[123] çalışma bulgularına paralel olarak çalışmamızda da; 3 üye köprü restorasyonlarına dinamik yükleme işlemleri öncesi ve sonrasında CAD-Temp materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinde anlamlı farklılık saptanmamıştır. Stawarczyk ve ark.[123] yaptığı araştırmada dinamik yükleme işlemleri sonrası Telio CAD

materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinde azalma saptanırken; çalışmamızda dinamik yükleme işlemleri sonrası Telio CAD materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinde anlamlı farklılık belirlenmemiştir. Çalışmamız bulgularının aksine Telio CAD materyalinin kırılma yükü değerlerindeki azalmanın[123]; dayanak ve gövde arasındaki bağlantı alanının üretici firmanın talimatlarından[125] daha düşük değerlerde hazırlanmasından kaynaklanabileceği kanısındayız.

Edelhoff ve ark.[124] 2016 yılında; 240.000 dinamik yükleme ve 2.100 termal siklus işleminin 3 CAD/CAM rezin (CAD-Temp, Telio CAD, Zeno ProFix) ve 2 konvansiyonel rezin (Protemp 4, Dentalon Plus) materyalinden hazırlanan 3 üye geçici köprü restorasyonlarının kırılma yükü ortalama değerlerine etkilerini araştırmışlardır. Araştırmacılar[124], CAD/CAM ve konvansiyonel rezin materyalerinin yaşlandırma işlemleri sonrası kırılma yükü ortalama değerlerinde anlamlı bir azalma saptanmadığını bildirmektedirler.

Bu tez çalışmasında da kullanılan CAD/CAM rezin materyali olan doldurucu içermeyen PMMA (CCUP) ve CAD/CAM rezin materyali olan mikro doldurucu içeren poliakril rezin (CCFP) materyallerinin kırılma yükü ortalama değerlerinde, 60.000 ve 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemleri sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşmadığı ($p>0.05$) saptanmıştır. Çalışmamızın kırılma yükü değerleri bulguları; 2012 yılında Stawarczyk ve ark.[123], 2016 yılında Edelhoff ve ark.'nın[124] yaptıkları çalışmalar ile de desteklenmektedir.

Bu tez çalışmasında, konvansiyonel yöntem ile hazırlanan kompozit rezin esaslı materyallerden self cure bis-akril kompozit rezin (SBC) materyali dışında; dual cure bis-akril kompozit rezin (DBC) ve ışık ile polimerize olan UDMA kompozit rezin (LUC) materyallerinin kırılma yükü ortalama değerlerinde, dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanması ile istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar belirlenmiştir. Dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanmadığı grup ile 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grup arasında, self cure bis-akril kompozit rezin materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinin 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grupta anlamlı olmamakla beraber bir miktar arttığı saptanmıştır. Çalışmamızın bu bulgusunun self cure bis-akril kompozit rezin materyalinde bulunan monomerin post-polimerizasyonu ile açıklayabileceğimiz kanısındayız[123]. Burtscher[234], serbest radikallerin 7 gün boyunca aktif olabileceğini ve

bunun post-polimerizasyona neden olabileceğini bildirmiştir. Balkenhol ve ark.[219]; serbest radikallerin 7 gün polimer yapı içinde kalabildiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar[219], polimerizasyon sırasında polimer ağ yapısı içerisinde yüksek streslerin oluştuğunu ve materyallerin kırılmaya duyarlı olduklarını bildirmişlerdir. Ayrıca yüksek sıcaklıkta polimer zincirlerinin hareketliliğinin arttığını ve ek çapraz bağlar oluştuğunu belirtmişlerdir. Yüksek sıcaklıkta malzeme içindeki streslerin büyük kısmının yeniden düzenlendiğini ve dış kuvvetler karşısında daha yüksek direnç gösterebildiğini ifade etmişlerdir. Burtscher[234], Balkenhol ve ark.[219] çalışmalarının sonuçları, bu tez çalışmasındaki self cure bis-akril kompozit rezin materyalinin 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemleri sonrası kırılma yükü değerlerinde saptanan artışı açıkladığını düşünmekteyiz.

Literatürde yayınlanan geçici kuron-köprü restorasyon materyallerine dinamik yükleme işlemi uygulanan çalışmalar[99,123,124,214] ile çalışmamızda kullanılan self cure bis-akril kompozit rezin esaslı materyallerin benzer kimyasal yapıları olmasına rağmen; formülleri, içeriğindeki ilave maddeler ve moleküllerin bağlanma şekillerindeki olası farklılıklar[233] nedeniyle karşılaştırma yapılamayacağını düşünmekteyiz.

Dimetakrilatlar, ağırlıkça sadece % 0.8 oranında su absorbe etmelerine olanak veren bir yapıya sahiptir[224]. Dental materyallerin fiziksel özelliklerinin değişmesi ve mekanik dayanımlarının azalmasında su absorbsiyonunun önemli bir faktör olduğu bildirilmektedir. Suyun rezin tarafından tutulmasının; doldurucu ve matriks arasındaki bağlanmanın bozulmasına ve matriksin plastikleşmesinde etkili olduğu ifade edilmektedir. Su absorbsiyonunda, organik matriksin oluşmasını sağlayan monomerlerin hidrofobik yapısının önemli olduğu ve birçok kompozit rezin esaslı materyalin yapısında bulunan BİS-GMA'nın hidrofilik bir monomer olduğu belirtilmektedir[235]. Ayrıca termal siklus işlemi ile materyalin su absorbsiyonunun artarak iç yapısında zayıflamalar ve polimer zincirleri arasındaki moleküller arası kuvvetlerde azalmalar meydana geldiği bildirilmektedir [233,236,237]. Bu tez çalışmasında kullanılan kompozit rezin esaslı materyallerden dual cure bis-akril kompozit rezin ve ışık ile polimerize olan UDMA kompozit rezin materyallerinin dinamik yükleme ve termal siklus işlemleri sırasında su absorbe etmelerinin, materyallerin kırılma yükü değerlerindeki azalmanın nedenlerinden biri olabileceği kanısındayız.

Bu tez çalışmasında konvansiyonel yöntem ile hazırlanan kompozit esaslı materyallerden dual cure bis-akril kompozit rezin esaslı (DBC) materyalin, dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanmadığı grup ile 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grup arasında kırılma yükü ortalama değerlerinde anlamlı farklılık oluşmadığı saptanmıştır ($p>0.05$). Bu bulguya, dual cure bis-akril kompozit rezin esaslı materyalin polimerizasyonunun büyük kısmını başlangıç aşamasında gerçekleştirmesinin[199] ve materyal içerisine çapraz bağlanmayı arttıran glikol dimetakrilatın ilave edilmesinin[232] neden olabileceği kanısındayız. Dual cure bis-akril kompozit rezin esaslı materyalin dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanmadığı grup ile 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan gruplardaki kırılma yükü ortalama değerleri karşılaştırıldığında; 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grupta kırılma yükü ortalama değerlerinde anlamlı azalma belirlenmiştir ($p<0.05$). 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grup ve 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan gruptaki kırılma yükü ortalama değerleri karşılaştırıldığında ise anlamlı farklılık oluşmadığı saptanmıştır ($p>0.05$). Bu bulgular göz önünde bulundurularak; dual cure bis-akril kompozit rezin esaslı materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinin, 3 aylık klinik kullanım süresine karşılık gelen 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanmasından etkilenmediğini; ancak dinamik yükleme sayısı arttıkça dual cure bis-akril kompozit rezin esaslı materyalin kırılma yükü ortalama değerlerinde azalma olduğu şeklinde ifade edebiliriz. Literatürde de dual cure bis-akril kompozit rezin esaslı materyale dinamik yükleme ve termal siklus işlemi uygulanan bir çalışma yer almadığından bu bulgumuzu, diğer çalışmaların bulguları ile karşılaştırma yapma olanağımız olamamaktadır.

Bu tez çalışmasında uygulanan konvansiyonel yöntem ile hazırlanan ve ışık ile polimerize olan UDMA kompozit rezin esaslı (LUC) materyalde; dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanmadığı grup, 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grup ve 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grupların arasında kırılma yükü ortalama değerlerinde anlamlı azalma saptanmıştır ($p<0.05$). Konvansiyonel yöntem ile hazırlanan ve ışık ile polimerize olan UDMA kompozit rezin esaslı materyal; %45-50 oranında UDMA ve doldurucu olarak ise %10-15 kristalin silika tozu içermektedir. Işık ile polimerize olan UDMA kompozit rezin esaslı materyalin dinamik yükleme ve termal siklus işlemleri sonrası kırılma yükü

ortalama değerlerinin azalmasının nedeni; cam doldurucu partiküllerin zamanla dışarı sızması, su absorbsiyonu ve materyalin yorulması ile açıklanabilmektedir[226,238]. Ancak literatürde, ışık ile polimerize olan UDMA kompozit rezin esaslı materyallere dinamik yükleme ve termal siklus işlemi uygulanan bir çalışma yer almadığından bu bulgumuzu, diğer çalışmaların bulguları ile karşılaştırma yapma olanağımız olamamaktadır.

Pearson ve ark.[239]; UDMA kompozit rezinler esaslı materyallerin, Bis-GMA içeren rezinlere göre daha az su absorbe ettiklerini bildirdikleri çalışmanın aksine, Tetelepta ve ark.[220] yayınladıkları çalışmada; UDMA kompozit rezin esaslı materyalin 24 saat sonra bükülme dayanımı değerlerinde azalma olduğunu ve bunun materyalin su absorbsiyonu ile ilişkili olabileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca Tetelepta ve ark.[220], UDMA'taki hidrofilik grupların BİS-GMA'dakilerden daha fazla olması nedeniyle UDMA kompozit rezin esaslı materyalin, BİS-GMA içeren materyallerden daha fazla su absorbe ederek bükülme dayanımı değerlerinin azaldığını bildirmişlerdir. Tetelepta ve ark.'nın yaptığı çalışma sonuçlarına paralel olarak bu tez çalışmasında da ışık ile polimerize olan UDMA kompozit rezin esaslı materyallerin kırılma yükü ortalama değerlerinin, Bis-GMA içeren kompozit rezin esaslı materyallerin kırılma yükü ortalama değerlerinden daha düşük olduğu saptanmıştır. Diğer taraftan dinamik yükleme ve termal siklus işlemleri sonrası ışık ile polimerize olan UDMA kompozit rezin esaslı materyallerin kırılma yükü ortalama değerlerinin azalmasına; materyalin içeriğindeki doldurucuların dışarı sızması ve su absorbsiyonundaki artışın neden olduğu kanısındayız.

Edelhoff ve ark.[124] yayınladıkları çalışmada; dinamik yükleme işlemi uygulanmayan grup ile 240.000 dinamik yükleme işlemi uygulanan grup karşılaştırıldığında konvansiyonel yöntemle hazırlanan self cure PEMA esaslı materyalin kırılma yükü ortalama değerlerinde anlamlı farklılık belirlenmediğini bildirmişlerdir. ($p>0.05$). Edelhoff ve ark.[124] yaptığı çalışma bulgularına paralel olarak tez çalışmamızda da konvansiyonel yöntem ile hazırlanan self cure PEMA esaslı (SPE) materyalde, dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanmadığı grup, 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grup ve 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan gruplar arasında kırılma yükü değerleri ortalamalarında anlamlı farklıklık olmadığı saptanmıştır ($p>0.05$). Bu bulgumuzun; self cure PEMA esaslı materyalin içeriğinde bulunan n-bütilmetakrilat

monomerinin su absorbsiyonunu ve suyun materyal içerisindeki plastizör etkisini azalttığı ve molekül bağlanma şekillerindeki olası değişiklikleri bildiren çalışmalar[233,240] ile açıklanabileceği kanısındayız.

Literatürde, PMMA esaslı geçici kuron-köprü restorasyon materyaline dinamik yükleme ve termal siklus işlemi uygulanan sadece 2 çalışma[99,123] olduğu belirlenmiştir. Bu tez çalışmasında konvansiyonel yöntem ile hazırlanan self cure PMMA esaslı (SPM) materyalde; dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanmadığı grup (Kontrol grubu) ile 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grup (Deney grubu I) arasında kırılma yükü ortalama değerlerinde anlamlı farklılık olmadığı ($p>0.05$); ancak Kontrol grubu, Deney grubu I ile 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grup karşılaştırıldığında dinamik yükleme sayısının artışı ile self cure PMMA esaslı materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinde çok ileri derecede anlamlı düzeyde azalma olduğu belirlenmiştir ($p<0.001$).

2012 yılında yayınlanan çalışmada[123]; self cure PMMA esaslı materyale 120.000 dinamik yükleme işlemi uygulanan grup ile dinamik yükleme işlemi uygulanmayan grup arasında kırılma yükü ortalama değerlerinde anlamlı fark saptanmadığı bildirilmektedir. Bu tez çalışmamızda ise; dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanmadığı grup, 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grup ile 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grup karşılaştırıldığında self cure PMMA materyalinin kırılma yükü ortalama değerlerinde çok ileri derecede anlamlı düzeyde azalma olduğu belirlenmiştir ($p<0.001$). Ancak Stawarzcyk ve ark. yaptıkları çalışmada[123] kullanılan self cure PMMA esaslı materyalin, 2.5 bar basınç ve 45^0C 'de 10 dakika basınçlı kap içerisinde polimerize edilmesinin materyalin kırılma yükü ve mekanik dayanım değerlerinin artmasında etkili olduğunu düşünmekteyiz. Isı ve basınç altında polimerize edilen akrilik rezin içerisinde serbest ve reaksiyona girmemiş artık monomer miktarının, self cure akrilik rezinlere göre daha az olduğu ve mekanik dayanımının da arttığı bildirilmektedir[241].

2003 yılında yayınlanan çalışmada[99] ise; 2 akrilik rezin esaslı PMMA (Trim, Cronsin) ve 4 kompozit rezin (Protemp 3 Garant, Protemp Garant, Luxatemp,Tempofit) esaslı 3 üye geçici köprü restorasyonlarına 480.000 dinamik yükleme işlemi uygulanmıştır. 100.000 dinamik yükleme öncesinde; akrilik rezin esaslı materyallerin tamamında plastik deformasyon meydana gelirken, kompozit rezin esaslı

materyallerden sadece 1'inde (Tempofit) örneklerin hepsinin kırıldığı bildirilmektedir. Diğer kompozit rezin esaslı materyallerde (Protemp 3 Garant, Protemp Garant, Luxatemp) ise daha az sayıda kırık oluştuğu belirtilmektedir. Araştırmada[99]; geçici köprü restorasyonlarının uzunluğu, metal alaşım dayanakların kullanılması, yapay periodontal ligamentlerin hazırlanması, restorasyonların geçici siman ile simante edilmesi, çiğneme yükü ve çiğneme frekanslarının tez çalışmamızdaki uygulamalar ile aynı olduğu belirlenmiş; ancak köprü restorasyonlarının dayanak ve gövde arasındaki bağlantı alanları ve dinamik yükleme sırasındaki lateral hareket ile ilgili bilgi verilmediği saptanmıştır. Bu çalışma ve tez çalışmamızdaki PMMA esaslı materyallerin kırılma yükü değerlerinde saptanan farklılığa; materyallerin kimyasal formülleri, doldurucunun tipi, büyüklüğü, içeriğindeki materyallerin oranları, köprü restorasyonlarının dayanak ve gövde arasındaki bağlantı alanları ve lateral hareket miktarının etkili olabileceği kanısındayız.

Monometakrilat materyallerin suda bekletilme süreleri arttığında; polimer ağ yapısınının linear olması, moleküllerin yüksek polaritede olmaları ve manuel olarak karıştırılmaları sonucunda içerisinde hava kabarcıklarının kalabilmesi nedeniyle su absorbsiyonlarının arttığı ifade edilmektedir[224,227]. Su absorbsiyonunun da, monomerlerin hidrolizine neden olarak materyallerin mekanik dayanımlarının azalmasına neden olduğu bildirilmektedir[199,221,226,240]. Suyun plastizör etkisi nedeniyle[185], su absorbsiyonunun materyalin bükülme dayanımında azalmalara neden olduğu belirtilmektedir[185,242]. Bu tez çalışmasında, self cure PMMA esaslı (SPM) materyalin 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan gruptaki kırılma yükü ortalama değerlerinin, dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanmadığı grup ve 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grup ile karşılaştırıldığında daha düşük değerlerde olduğu saptanmıştır. Bu bulgunun önemli nedenlerinden birinin termal siklus işlemleri sırasında materyallerin su absorbse etmesi olabileceği kanısındayız.

Yapılan çalışmalarda[160,185], geçici kuron-köprü restorasyon materyallerine uygulanan termal siklus işleminin bükülme dayanımına etkisi ile ilgili farklı sonuçlar bildirilmektedir.

Poonacha ve ark.[238] 2013 yılında yayınladıkları çalışmada; suda farklı bekleme süreleri ve termal siklus işlemi sonrası materyallerin bükülme dayanımı değerlerinde artış olduğunu bildirmişlerdir.

Yao ve ark.[185] 2014 yılında yayınladıkları çalışmada; termal siklus işlemi sonrası materyal yapısına bağlı olarak bükülme dayanımı değerlerinde azalma olduğunu bildirmişlerdir. Bu durum geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin yüksek oranda su absorbe etmelerine bağlı olarak rezinin yumuşaması, monomer ve bozunma ürünlerinin salınması ile açıklanmaktadır[243]. Çalışmamızda self cure PMMA (SPM), dual cure bis-akril kompozit rezin (DBC) ve ışık ile polimerize olan UDMA kompozit rezin (LUC) materyallerinde; dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanmadığı grup, 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan grup ile 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan gruplar arasında kırılma yükü ortalama değerlerinde anlamlı azalma olmasının nedenlerinden birinin su absorbsiyonuna bağlı olabileceği kanısındayız.

Sonuç olarak;

‘Geçici kuron ve köprü materyallerinde dinamik yüklemenin kırılma yüküne etkisinin değerlendirilmesi’ başlıklı bu deneysel doktora tez çalışmasının sınırları dahilinde;

1. Çalışmamızda; CAD/CAM yöntemi ile hazırlanan ve doldurucu içermeyen PMMA materyali; dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanmadığı kontrol grubu, 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan deney grubu I ve 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan deney grubu II’ de en yüksek kırılma yükü değerlerine sahip olan geçici kuron-köprü restorasyon materyali olarak belirlenmiştir.
2. Çalışmamızda; konvansiyonel yöntem ile hazırlanan ve self cure polimerize olan PMMA materyali; dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanmadığı kontrol grubu, 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan deney grubu I ve 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan deney grubu II’ de en düşük kırılma yükü değerlerine sahip olan geçici kuron-köprü restorasyon materyali olarak belirlenmiştir.

3. Çalışmamızda; 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan deney grubu I'de 3 ay, 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan deney grubu II'de ise 6 aylık klinik sürenin taklit edilmesi amaçlanmıştır. Bu nedenle, geçici restorasyonların 3 ay ve 6 ay gibi uzun süreli kullanılmasının gerekebileceği olgularda, çalışmamızda en yüksek kırılma yükü ortalama değerlerine sahip olan CAD/CAM yöntemi ile hazırlanan ve doldurucu içermeyen PMMA materyali kullanımı önerilebilir.
4. Çalışmamızda kullanılan CAD/CAM yöntemi ile hazırlanan mikro doldurucu içeren poliakrilat geçici kuron-köprü restorasyon materyalinin kırılma yükü değerlerinin, tüm konvansiyonel geçici kuron-köprü restorasyon materyallerinin kırılma yükü ortalama değerlerinden daha yüksek değerlerde olmadığı belirlenmiştir. Bu nedenle geçici kuron-köprü restorasyonlarının kırılma dayanımında, CAD/CAM yönteminin konvansiyonel yöntemden daha başarılı olduğunu ifade edememekteyiz. Ancak materyal yapısı, içerik ve polimerizasyon yöntemlerinin kırılma yükü değerlerini birarada etkileyen bir faktör olduğunu ifade edebilmekteyiz.
5. Çalışmamızda; konvansiyonel yöntemle hazırlanan materyaller arasında dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanmadığı Kontrol grubu, 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan Deney grubu I ve 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan Deney grubu II' de en yüksek kırılma yükü değerlerinin dual cure polimerize olan bis-akril kompozit rezin materyalinde olduğu saptanmıştır. Ancak; 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan Deney grubu I ve 120.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan Deney grubu II'de konvansiyonel yöntem ile hazırlanan dual cure polimerize olan bis-akril kompozit rezin materyali ile self cure polimerize olan bis-akril kompozit rezin materyalinin kırılma yükü değerlerindeki anlamlı farklılığın ortadan kalktığı belirlenmiştir. Bu nedenle geçici kuron-köprü restorasyonlarının direkt yöntem ile hazırlanacağı olgularda, polimerizasyon işleminin başlangıç aşamalarında da yüksek kırılma yükü değerlerine sahip olduğu belirlenen dual cure polimerize olan bis-akril kompozit rezin materyalinin kullanımı önerilebilir.

6. Çalışmamızda, konvansiyonel yöntemle hazırlanan materyaller arasında; ışık ile polimerize olan üretandimetakrilat kompozit rezin materyali dışındaki kompozit esaslı materyallerde akrilik rezin esaslı materyallere göre daha yüksek kırılma yükü değerleri saptanmıştır. Bu nedenle konvansiyonel yöntem ile geçici kuron-köprü restorasyonlarının yapımında akrilik rezin esaslı materyaller yerine kompozit rezin esaslı materyallerin tercih edilmesi önerilebilir.

7. Çalışmamızda; dinamik yükleme ve termal siklus işlemlerinin uygulanmadığı Kontrol grubu ile 3 aylık klinik sürenin taklit edildiği 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan Deney grubu I karşılaştırıldığında, 60.000 dinamik yükleme ve 5.000 termal siklus işlemi uygulanan Deney grubu I'de sadece ışık ile polimerize olan üretandimetakrilat kompozit rezin materyalinin kırılma yükü değerlerinde azalma olduğu saptanmıştır ($p<0.05$). Bu nedenle geçici restorasyonların 3 ay süre ile kullanılmasının gerekebileceği olgularda; ışık ile polimerize olan üretandimetakrilat kompozit rezin materyali yerine akrilik esaslı (self cure PMMA, self cure PEMA) ve diğer kompozit esaslı (self cure bis-akril kompozit rezin, dual cure bis-akril kompozit rezin) materyallerin kullanımı önerilebilir.

8. Geçici kuron-köprü materyallerinden hazırladığımız 3 üye köprü restorasyonlarına farklı sikluslarda dinamik yükleme işlemlerinın uygulanması; geçici restorasyonların üye sayılarının değiştirilmesi; konvansiyonel yöntem, CAD/CAM yöntemi ve 3 boyutlu yazıcı yöntemi ile hazırlanan geçici restorasyonların kırılma yüklerinin araştırıldığı yeni çalışmaların konuya katkı sağlayacağı kanısındayız.

KAYNAKLAR

1. Federick DR. The provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent*. 1975;34(5):520-526.
2. Krug R. Temporary resin crowns and bridges. *Dent Clin North Am*. 1975;(19):313-320.
3. Vahidi F. The provisional restoration. *Dent Clin North Am*. 1987;31:363-381.
4. Zinner ID, Trachtenberg DI, Miller RD. Provisional restorations in fixed partial prosthodontics. *Dent Clin North Am*. 1989;33(3):355-377.
5. Fox CW, Abrams BL, Doukoudakis A. Provisional restorations for altered occlusions. *J Prosthet Dent*. 1984;52(4):567-572.
6. Luthardt RG, Stößel M, Hinz M, Vollandt R. Clinical performance and periodontal outcome of temporary crowns and fixed partial dentures: A randomized clinical trial. *J Prosthet Dent*. 2000;83(1):32-39.
7. Trushkowsky RD. Fabrication of a fixed provisional restoration utilizing a light-curing acrylic resin. *Quintessence Int*. 1992;23(6):415-419.
8. Goldberg a J, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater*. 1992;8(May):197-202.
9. Knobloch LA, Kerby RE, Pulido T, Johnston WM. Relative fracture toughness of bis-acryl interim resin materials. *J Prosthet Dent*. 2011;106(2):118-125.
10. Gülce A, Sema M, Burak Y. Comparison of Flexural Strength of Different CAD/CAM PMMA‐Based Polymers. *J Prosthodont*. 2019;28(2).
11. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent*. 2005;94(1):10-92.
12. Gratton DG, Aquilino SA. Interim restorations. *Dent Clin North Am*. 2004;48(2):487-497.
13. Baldissara P, Comin G, Martone F, Scotti R. Comparative study of the marginal microleakage of six cements in fixed provisional crowns. *J Prosthet Dent*. 1998;80(4):417-422.

14. Gracis S, Fradeani M, Celletti R, Bracchetti G. Biological integration of aesthetic restorations: factors influencing appearance and long-term success. *Periodontol 2000*. 2001;27(1):29-44.

15. Yuodelis R, Faucher R. Provisional restorations: an integrated approach to periodontics and restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 1980;April(24(2)):285-303.

16. Gegauff AG, Holloway JA. *Contemporary Fixed Prosthodontics 3th Edition*.; 2001.

17. Kaiser DA, Cavazos E. Temporization techniques in fixed prosthodontics. *Dent Clin North Am*. 1985;29(2):403-412.

18. Burns DR, Beck DA, Nelson SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 2003;90(5):474-497.

19. Osman YI, Owen CP. Flexural strength of provisional restorative materials. *J Prosthet Dent*. 1993;70(1):94-96.

20. Fox K, Gutteridge DL. An in vitro study of coronal microleakage in root-canal-treated teeth restored by the post and core technique. *Int Endod J*. 1997;30(6):361-368.

21. Donaldson D. The etiology of gingival recession associated with temporary crowns. *J Periodontol*. 1974;45(7):468-471.

22. Skurow HM, Nevins M. The Rationale of the Preperiodontal Provisional Biologic Trial Restoration. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1988;8(1):8-29.

23. Amsterdam M, Fox L. Provisional splinting - principles and technics. *Dent Clin North Am*. 1959;4:73-99.

24. Waerhaug J. Temporary restorations: advantages and disadvantages. *Dent Clin North Am*. 1980;24(2):305-316.

25. Rieder C. Use of provisional restorations to develop and achieve esthetic expectations. *Int J Periodontics Restor Dent*. 1989;9(2):122-139.

26. Larson WR, Dixon DL, Aquilino SA, Clancy JM. The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent*. 1991;66(6):816-820.

27. Ireland MF, Dixon DL, Breeding LC, Ramp MH. In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. *J Prosthet Dent*. 1998;80(2):158-162.

28. Wood M, Halpern BG, Lamb MF. Visible light-cured composite resins: An alternative for anterior provisional restorations. *J Prosthet Dent*. 1984;51(2):192-194.

29. Zaimoglu A, Can G. *Sabit Protezler*.; 2004.

30. Akçaboy C. *Sabit Protezlerde Başarısızlık Nedenleri*. Türk Diş Hekimleri Vakfı; 1996.

31. Castelnuovo J, Tjan AHL. Temperature rise in pulpal chamber during fabrication of provisional resinous crowns. *J Prosthet Dent*. 1997;78(5):441-446.

32. MB M, Loney RW. The effect of cooling techniques on intrapulpal temperature during direct fabrication of provisional restorations. *Int J Prosthodont*. 1991;Jul-Aug(4(4)):332-336.

33. Boberick KG, Bachstein TK. 1998 Judson C. Hickey Scientific Writing Award. Use of a flexible cast for the indirect fabrication of provisional restorations. *J Prosthet Dent*. 1999;82(1):90-93.

34. Moulding MB, Loney RW, Ritsco RG. Marginal accuracy of provisional restorations fabricated by different techniques. *Int J Prosthodont*. 1994;7(5):468-472.

35. Kim S hun, Watts DC. Exotherm behavior of the polymer-based provisional crown and fixed partial denture materials. *Dent Mater*. 2004;20(4):383-387.

36. Hussey DL, Biagioni PA, Lamey PJ. Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo. *J Dent*. 1995;23(5):267-271.

37. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1965;19:515—530.

38. Bennani V. Fabrication of an indirect-direct provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent*. 2000;84(3):364-365.

39. Bayindir F, Kürklü D, Yanikoğlu ND. The effect of staining solutions on the color stability of provisional prosthodontic materials. *J Dent*. 2012;40(Supplement 2):e41-e46.

40. Bağış B, Çizmeci Basmacı F, Ustaömer S, Özen B. Fixed Temporary Restorations. *Atatürk Üniv Di Hek Fak Derg*. 2006;16(3):42-49.

41. Christensen GJ. The fastest and best provisional restorations. *J Am Dent Assoc*. 2003;134(5):637-639.

42. Shillingburg HT, Hobo S WL. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics, Third Edition*. Vol 213.; 1997.

43. Tylman SD. *Theory and Practice of Crown and Fixed Partial Prosthodontics (Bridge)*. 1th ed. St.; 1970.

44. Lowe R. The art and science of provisionalization. *Int J Periodontics Restor Dent*. 1987;7(3):64-73.

45. Pfeiffer P, Grube L. In vitro resistance of reinforced interim fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2003;89(2):170-174.

46. JL L, JC S, RW P. Temporary restorations: A review. *Oper Dent*. 1986;11(3):103-110.

47. Christensen GJ. Provisional Restorations for Fixed Prosthodontics. *J Am Dent Assoc*. 1996;127(2):249-252.

48. King CJ, Young FA, Cleveland JL. Polycarbonate resin and its use in the matrix technique for temporary coverage. *J Prosthet Dent*. 1973;30(5):789-794.

49. McCabe JF. *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi*.; 1999.

50. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th Editi.; 2003.

51. Noort R. *Introduction to Dental Materials*. 2nd Editio. Mosby Co.; 2002.

52. Powers J, Wataha J. Polymers in Prosthodontics. In: *Dental Materials Properties and Manipulation*. 9th Ed. USA:Mosby Publishers; 2008.

53. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*.; 2002.

54. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13. ed. Elsevier Mosby; 2011.

55. McCabe J. *Applied Dental Materials*. 7th Ed. London: Blackwell Scientific Publications; 1990.

56. Phillips R. *Science of Dental Materials*. 9th Ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co.; 1991.

57. Powers J, Sakaguchi R. Polymers and Polymerization. In: *Craig's Restorative Dental Materials*. 12nd Ed. USA: Mosby Publishers; 2006.

58. Craig R, Peyton F. *Restorative Dental Materials*. 5th Ed. St. Louis: Mosby,Inc.; 1975.

59. Rawls H. Dental Polymers. In: *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th Editi. ; 2003:143-169.

60. MacGregor AR, Graham J, Stafford GD, Huggett R. Recent experiences with denture polymers. *J Dent*. 1984;12(2):146-157.

61. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu I. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 1993.

62. Kantar K. Kopolimer yapıda hazırlanan akrilik rezinlerin termal ve reolojik özelliklerinin dinamik mekanik analiz (DMA) ile incelenmesi. 2005.

63. Ferracane J. *Materials in Dentistry, Principles and Applications*. JB Lippincott, Philadelphia; 1995.

64. Craig R, Ward M. *Restorative Dental Materials*. 10th ed. St.Louis Mosby Co; 1997.

65. Çalıkkocaoğlu S. *Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi*. İstanbul: Mor Ajans; 2000.

66. Amet EM, Phinney TL. Fixed provisional restorations for extended prosthodontic treatment. *J Oral Implantol*. 1995;21(3):201-206.

67. Yannikakis SA, Zissis AJ, Polyzois GL, Caroni C. Color stability of provisional resin restorative materials. *J Prosthet Dent*. 1998;80(5):533-539.

68. Wang RL, Moore BK, Goodacre CJ, Swartz ML, Andres CJ. A comparison of resins for fabricating provisional fixed restorations. *Int J Prosthodont*.

1989;2(2):173-184.

69. Capp N. The diagnostic use of provisional restorations. *Restor Dent*. 1985;1(4):94-98.

70. Davidoff SR. Heat-processed acrylic resin provisional restorations: An in-office procedure. *J Prosthet Dent*. 1982;48(6):673-675.

71. Şen D, Göller G, Işsever H. The effect of two polishing pastes on the surface roughness of bis-acryl composite and methacrylate-based resins. *J Prosthet Dent*. 2002;88(5):527-532.

72. Anderson J. *Applied Dental Materials*. 7th ed. Oxford, England: Blackwell Scientific Publications; 1990.

73. Gegauff AG, Pryor HG. Fracture toughness of provisional resins for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1987;58(1):23-29.

74. Passon Craig, Goldfogel Marvin. A direct technique for the fabrication of a visible light-curing resin prov...: *Quintessence Int*. 1990;21(9):699-703.

75. Ogle RE, Sorensen SE, Lewis EA. A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1986;56(4):497-506.

76. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2011;55(3):559-570, ix.

77. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent*. 2006;96(2):96-99.

78. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcaniz-Raya M, Penarrocha-Diago M. CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009;14(3):141-145.

79. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 2009;28(1):44-56.

80. Aeran H, Kumar V, Seth J, Sharma A. Computer Aided Designing-Computer Aided Milling in Prosthodontics : A Promising Technology for Future. *IJSS Case*

Reports Rev |. 2014;1(1):23-27.

81. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204(9):505-511.

82. Freedman M, Quinn F, O'Sullivan M. Single unit CAD/CAM restorations: a literature review. *J Ir Dent Assoc*. 2007;53(1):38-45.

83. Gougaloff R, Stalley F. Immediate placement and provi- sionalization of a dental implant utilizing the CEREC 3 CAD/CAM Protocol: a clinical case report. *J Calif Dent Assoc*. 2010;38(170-3):176-177.

84. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *J Am Dent Assoc*. 2006;137:14S-21S.

85. Fasbinder D. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 2010;31(9):702-704.

86. Scherrer SS, Cesar PF, Swain M V. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dent Mater*. 2010;26(2):e78-e93.

87. Yurtseven M. Türkiye'de kullanılan değişik metal alaşım cinsleri üzerine pişirilen porselen materyalinin bağlanma mukavemetinin araştırılması. 1993.

88. Galindo D, Soltys JL, Graser GN. Long-term reinforced fixed provisional restorations. *J Prosthet Dent*. 1998;79(6):698-701.

89. Gegauff AG, Wilkerson JJ. Fracture toughness testing of visible light- and chemical-initiated provisional restoration resins. *Int J Prosthodont*. 1995;8(1):62-68.

90. EN ISO 4049. Dentistry—polymer-based filling, restorative and luting materials. *nternational Stand*. 2000.

91. American National Standard/American Dental Association Specification N, 27. Resin-based filling material. 1993.

92. McCabe F, Angus W. *Applied Dental Materials*. 9th ed. Blackwell Publishing Ltd; 2008.

93. Sakaguchi L, Powers J. Testing of Dental Materials and Biomechanics. In: *Craigs Restorative Dental Materials*. 13tn ed. United States Elsevier.; 2008.

94. Seo D, Roh B. The comparison of relative reliability on biaxial and three point flexural strength testing methods of light curing composite resin. *J Korean Acad Conserv Dent*. 2006;31:58-65.

95. Fleming GJP, Jandu HS, Nolan L, Shaini FJ. The influence of alumina abrasion and cement lute on the strength of a porcelain laminate veneering material. *J Dent*. 2004;32(1):67-74.

96. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 1999;81(6):652-661.

97. Pröbster L. Survival rate of In-Ceram restorations. *Int J Prosthodont*. 1993;6(3):259-263.

98. Yoshinari M, Dérand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. 1994;7(4):329-338.

99. Lang R, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fracture resistance of PMMA and resin matrix composite-based interim FPD materials. *Int J Prosthodont*. 2003;16(4):381-384.

100. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, et al. Hydrolytic stability of composite repair bond. *Eur J Oral Sci*. 2007;115(5):417-424.

101. Wendt J. SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater*. 1992;8(3):181-184.

102. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res*. 2005;84(2):118-132.

103. Chen C-C, Huang T-H, Kao C-T, Ding S-J. Effect of conditioners on bond durability of resin composite to Nd:YAP laser-irradiated dentin. *Dent Mater J*. 2006;25(3):463-469.

104. Huang MS, Li MT, Huang FM, Ding SJ. The effect of thermocycling and dentine pre-treatment on the durability of the bond between composite resin and dentine. *J Oral Rehabil*. 2004;31(5):492-499.

105. Baydır A. Termal siklus test protokolünde belirtilen alt ve üst sıcaklık sınır değerlerinin in vivo ölçümü. 2010.

106. Longman CM, Pearson GJ. Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake. *Biomaterials*. 1987;8(5):411-414.

107. Sengün A, Öztürk B, Ülker M, Disçioglu F, Özer F. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. *GÜ Dishek Fak Derg*. 2005;22(3):163-168.

108. Plant CG, Jones DW, Darvell BW. The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *Br Dent J*. 1974;137(6):233-238.

109. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27(2):89-99.

110. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*. 1992;67(3):325-327.

111. Olmez A, Oztaş N, Bilici S. Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. *Quintessence Int*. 1998;29(11):725-729.

112. Pazinatto FB, Campos BB, Costa LC, Atta MT. Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. *Pesqui Odontol Bras*. 2003;17(4):337-341.

113. Ernst C-P, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig*. 2004;8(3).

114. DeLong R, Douglas WH. An Artificial Oral Environment for Testing Dental Materials. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1991;38(4):339-345.

115. Krejci I, Lutz F. [In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 1990;100(12):1445-1449.

116. Delong R, Douglas WH. Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Bi-axial Force and Movement Control. *J Dent Res*. 1983;62(1):32-36.

117. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent*. 2004;92(4):359-364.

118. Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):551-557.

119. Campbell SD. Esthetic modification of cast dental-ceramic restorations. *Int J Prosthodont*. 1990;3(2):123-129.

120. Wassell RW, McCabe JE, Walls AWG. A Two-body Frictional Wear Test. *J Dent Res*. 1994;73(9):1546-1553.

121. Beuer F, Stimmelmayr M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*. 2012;28(4):449-456.

122. Jung Y-S, Lee J-W, Choi Y-J, Ahn J-S, Shin S-W, Huh J-B. A study in the in vitro wear of the natural tooth structure by opposing ziconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont*. 2010;2(3):111-115.

123. Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CHF. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: Effect of aging regimens. *Clin Oral Investig*. 2012;16(6):1669-1677.

124. Edelhoff D, Schraml D, Eichberger M, Stawarczyk B. Comparison of fracture loads of CAD/CAM and conventionally fabricated temporary fixed dental prostheses after different aging regimens. *Int J Comput Dent*. 2016;19(2).

125. Ivoclar-Vivadent. http://www.ivoclarvivadent.com/zooluwebsite/media/download/2159/Telio+Lab+-+CAD+?v=1.

126. VITA_CAD-Temp. https://www.caddent.de/fileadmin/pdf%27s/Englisch/6_Documents_of_the_company_Vita/VITA_CAD-Temp_Multicolor_-_Working_Instructions.pdf.

127. Schütz-dental. https://www.schuetz-dental.de/media/pdf/f0/f7/b4/2018-08_Temdent_eng.pdf.

128. HeraeusKulzer. https://www.kulzer.com/media/webmedia_local/downloads_new/further_products_2/dentalon_plus_1/GBA_Dentalon_plus_INT.pdf.

129. Voco. https://www.voco.dental/en/portaldata/1/resources/products/instructions-for-use/e1/structur-3_ifu_e1.pdf.

130. DMG Dental. https://www.dmg-dental.com/fileadmin/user_upload/International/Instructions_for_use/GI_LuxatempSolar_091656_int.pdf.

131. GcAmerica. http://www.gcamerica.com/products/operatory/REVOTEK_LC/Revotek%20LC_IFU.pdf.

132. Rayyan M, Aboushelib M, Sayed N, Ibrahim A, Jimbo R. *Comparison of Interim Restorations Fabricated by CAD/CAM with Those Fabricated Manually*. Vol 114.; 2015.

133. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, et al. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*.; 2012.

134. Http://armaganboya.tripod.com/brosur1.htm. Armasil RTV 2.

135. Wimmer T, Ender A, Roos M, Stawarczyk B. Fracture load of milled polymeric fixed dental prostheses as a function of connector cross-sectional areas. *J Prosthet Dent*. 2013;110(4):288-295.

136. Sarıdağ S. İnley destekli sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımlarının incelenmesi. 2007.

137. HeraeusKulzer. https://www.kulzer.com/media/webmedia_local/downloads_new/pala_7/palavit_g/GBA_Palavit_G_INT.pdf.

138. Sterzenbach G, Kalberlah S, Beuer F, Frankenberger R, Naumann M. In-vitro simulation of tooth mobility for static and dynamic load tests: A pilot study. *Acta*

Odontol Scand. 2011;69(5):316-318.

139. Rosentritt M, Behr M, Scharnagl P, Handel G, Kolbeck C. Influence of resilient support of abutment teeth on fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2011;24(5):465-468.

140. 3M.

https://multimedia.3m.com/mws/media/546647O/3m-impregum-soft-polyether-impression-materials-working-and-setting-times
chart.pdf&fn=imp_s_time_chart.pdf.

141. Zhermack.

https://www.zhermack.com/public/uploads/EliteDentalStones_IFU-1.pdf.

142. Heying JJ. Flexural strength of interim fixed prosthesis materials after simulated function. 2009.

143. Voco.

Https://www.voco.dental/tr/portaldata/1/resources/products/instructions-for-use/tr/provicol-c-qm_ifu_tr.pdf.

144. Hahnel S, Behr M, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. *J Prosthet Dent*. 2009;101(4):269-278.

145. Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater*. 2011;27(2).

146. Nawafleh N, Hatamleh M, Öchsner A, Mack F. The Impact of Core/Veneer Thickness Ratio and Cyclic Loading on Fracture Resistance of Lithium Disilicate Crown. *J Prosthodont*. 2016;27:n/a-n/a. doi:10.1111/jopr.12473

147. Zankuli MA, Silikas N, Devlin H. The Effect of Cyclic Loading on the Compressive Strength of Core Build-Up Materials. *J Prosthodont*. 2015.

148. Abdullah A, Tsitrou E, Pollington S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *J Appl Oral Sci*. 2016;24(3):258-263.

149. Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *J Dent*. 2008;36(12):1048-1053.

150. Shahrbaf S, van Noort R, Mirzakouchaki B, Ghassemieh E, Martin N. Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. *Dent Mater*. 2014;30(2):234-241.

151. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater*. 2006;22(2):176-182.

152. Stiesch-Scholz M, Schulz K, Borchers L. In vitro fracture resistance of four-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures. *Dent Mater*. 2006;22(4):374-381.

153. Wassell RW, St. George G, Ingledew RP, Steele JG. Crowns and other extra-coronal restorations: Provisional restorations. *Br Dent J*. 2002.

154. Eisenburger M, Riechers J, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Load-bearing capacity of direct four unit provisional composite bridges with fibre reinforcement. *J Oral Rehabil*. 2008;35(5):375-381.

155. Fahmy NZ, Sharawi A. Effect of two methods of reinforcement on the fracture strength of interim fixed partial dentures. *J Prosthodont*. 2009;18(6):512-520.

156. Chen H-L, Lai Y-L, Chou I-C, Hu C-J, Lee S-Y. Shear Bond Strength of Provisional Restoration Materials Repaired with Light-cured Resins. *Oper Dent*. 2008;33(5):508-515.

157. Nejatidanesh F, Lotfi HR, Savabi O. Marginal accuracy of interim restorations fabricated from four interim autopolymerizing resins. *J Prosthet Dent*. 2006.

158. Robinson FB, Hovijitra S. Marginal fit of direct temporary crowns. *J Prosthet Dent*. 1982.

159. Karaokutan I, Sayin G, Kara O. In vitro study of fracture strength of provisional crown materials. *J Adv Prosthodont*. 2015;7:27-31.

160. Mehrpour H, Farjood E, Giti R, Barfi Ghasrdashti A, Heidari H. Evaluation of the Flexural Strength of Interim Restorative Materials in Fixed Prosthodontics. *J Dent*. 2016;17(3):201-206.

161. Rakhshan V. Marginal integrity of provisional resin restoration materials: A review of the literature. *Saudi J Dent Res*. 2015.

162. Kim SH, Watts DC. In vitro study of edge-strength of provisional polymer-based crown and fixed partial denture materials. *Dent Mater*. 2007;23(12):1570-1573.

163. Gough M. A review of temporary crowns and bridges. *Dent Updat*. 1994;21:203-207.

164. Burke FJT, Murray MC, Shortall ACC. Trends in Indirect Dentistry: 6. Provisional restorations, more than just a temporary. *Dent Update*. 2005;32(8):443-444, 447-448, 450-452.

165. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont*. 1993;6(5):462-467.

166. Wimmer T, Erdelt K-J, Eıchberger M, Roos M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Influence of abutment model materials on the fracture loads of three-unit fixed dental prostheses. *Dent Mater J*. 2014;33(6):717-724.

167. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont*. 2000;13(5):387-391.

168. Fischer H, Weber M, Eck M, Erdrich A, Marx R. Finite element and experimental analyses of polymer-based dental bridges reinforced by ceramic bars. *J Biomech*. 2004;37(3):289-294.

169. Mahmood DJH, Linderoth EH, Vult Von Steyern P. The influence of support properties and complexity on fracture strength and fracture mode of all-ceramic fixed dental prostheses. *Acta Odontol Scand*. 2011;69(4):229-237.

170. Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater*. 2011;27(4):339-347.

171. Augereau D, Renault P, Pierrisnard L, Barquins M. Three-dimensional finite element analysis of the retention of fixed partial dentures. *Clin Oral Investig*. 1997;1(3):141-146.

172. Rosentritt M, Kolbeck C, Handel G, Schneider-Feyrer S, Behr M. Influence of the fabrication process on the in vitro performance of fixed dental prostheses with zirconia substructures. *Clin Oral Investig*. 2011;15(6):1007-1012.

173. Zortuk M, Ozdemir E, Aguloglu S. Evaluating the fracture strength of three different provisional crowns. *J Int Dent Med Res*. 2010;3(1):25-28.

174. Koutayas SO, Kern M, Ferraresso F, Strub JR. Influence of design and mode of loading on the fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: An in vitro study in a dual-axis chewing simulator. *J Prosthet Dent*. 2000;83(5):540-547.

175. Von Steyern PV, Kokubo Y, Nilner K. Use of abutment-teeth vs. dental implants to support all-ceramic fixed partial dentures: An in-vitro study on fracture strength. *Swed Dent J*. 2005;29(2):53-60.

176. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*. 2015;14(3):231-238.

177. Peñate L, Basilio J, Roig M, Mercadé M. Comparative study of interim materials for direct fixed dental prostheses and their fabrication with CAD/CAM technique. *J Prosthet Dent*. 2015;114(2):248-253.

178. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CHF. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater*. 2005;21(10):930-937.

179. Pini M, Wiskott HW a, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Mechanical characterization of bovine periodontal ligament. *J Periodontal Res*. 2002;37(4):237-244.

180. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res*. 2005.

181. Rees J. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *J Oral Rehabil*. 2001;28:425-432.

182. S C. *Bölümlü Protezler*. istanbul: Kudret Matbaası; 1981.

183. Burke FJT, Shortall a CC, Combe EC, Aitchison TC. Assessing restorative dental materials: I. Test methods and assessment of results. *Dent Update*. 2002;29(4):188-194.

184. Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. Flexural properties of prosthetic provisional polymers. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2004;12(2):75-79.

185. Yao J, Li J, Wang Y, Huang H. Comparison of the flexural strength and marginal accuracy of traditional and CAD/CAM interim materials before and after thermal cycling. *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):649-657.

186. Behr M, Hindelang U, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Comparison of failure rates of adhesive-fixed partial dentures for in vivo and in vitro studies. *Clin Oral Investig*. 2000;4(1):25-30.

187. Peterson IM, Wuttiphan S, Lawn BR, Chyung K. Role of microstructure on contact damage and strength degradation of micaceous glass-ceramics. *Dent Mater*. 1998;14(1):80-89.

188. Oh W, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2002;87(5):536-542.

189. Broadbent J. Chewing and occlusal function. *Funct Orthod*. 2000;17(4):34-39.

190. Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne S, Felton D. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int*. 1996;27(10):701-706.

191. Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. Experimental design of FPD made of all-ceramics and fibre-reinforced composite. *Dent Mater*. 2000;16(3):159-165.

192. Augereau D, Pierrisnard L, Barquins M. Relevance of the finite element method to optimize fixed partial denture design. *Clin Oral Investig*. 1998;2(1):36-39.

193. van Heumen CCM, van Dijken JW V, Tanner J, et al. Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the anterior area. *Dent Mater*. 2009;25(6):820-827. doi:https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.01.103

194. Merz D.

https://www.merz-

dental.de/fileadmin/user_upload/downloads/Zahntechnik/Gebrauchsinformationen/artBloc_Temp/GBA_artBloc_Temp_907263..pdf.

195. Pfeiffer P, Grube L. Effect of pontic height on the fracture strength of reinforced interim fixed partial dentures. *Dent Mater*. 2006;22(12):1093-1097. doi:https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.09.003

196. Atalay Ö. Termal döngülerle yaşlandırmanın üç farklı protez kaide materyali ile iki farklı yumuşak astar materyalinin çekme ve sıyrılma bağlantı direncine etkisinin ölçülmesi. 2014.

197. Barclay CW, Spence D, Laird WRE. Intra-oral temperatures during function. *J Oral Rehabil*. 2005;32(12):886-894.

198. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, et al. Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;29:295-308.

199. Balkenhol M, Mautner MC, Ferger P, Wöstmann B. Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: Chemical-curing versus dual-curing systems. *J Dent*. 2008;36(1):15-20.

200. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont*. 1995;8(2):105-116.

201. Zhang L, Wang Z, Chen J, Zhou W, Zhang S. Probabilistic fatigue analysis of all-ceramic crowns based on the finite element method. *J Biomech*. 2010;43(12):2321-2326.

202. DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: Rethinking the current approaches: How to measure wear. *Dent Mater*. 2006;22(8):702-711.

203. Aghazadeh Mohandesi J, Rafiee MA, Barzegaran V, Shafiei F. Compressive Fatigue Behavior of Dental Restorative Composites. *Dent Mater J*. 2007;26:827-837.

204. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res*. 1999;78(7):1336-1344.

205. Korioth TWP, Waldron TW, Versluis A, Schulte JK. Forces and moments

generated at the dental incisors during forceful biting in humans. *J Biomech*. 1997;30(6):631-633.

206. Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE. Feedback control during mastication of solid food textures--a clinical-experimental study. *J Prosthet Dent*. 1998.

207. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Azuma T, Karita K. Effect of sample thickness on bite force studied with a multiple-point sheet sensor. *J Oral Rehabil*. 2004.

208. Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dent Mater*. 2011;27(8):796-804.

209. Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater*. 2009;25(3):348-352.

210. Krejci I, Lutz F, Gautschi L. Wear and marginal adaptation of composite resin inlays. *J Prosthet Dent*. 1994.

211. Raabe D, Alemzadeh K, Harrison AJL, Ireland AJ. The chewing robot: A new biologically-inspired way to evaluate dental restorative materials. In: *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009*. ; 2009.

212. Gibbs CH, Lundeen HC, Mahan PE, Fujimoto J. Chewing movements in relation to border movements at the first molar. *J Prosthet Dent*. 1981.

213. Bader G, Lavigne G. Sleep bruxism; an overview of an oromandibular sleep movement disorder. *Sleep Med Rev*. 2000.

214. Marwa Eltayeb IE, Yousria S, Moustafa Fakhry K, Nagiub E. Comparative study of marginal adaptation and mechanical properties of CAD/CAM versus dual polymerized interim fixed dental prosthesis. *Saudi J Oral Sci*. 2014;1(2):71-78.

215. Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *Int J Prosthodont*. 1996;9(6):580-585.

216. Song H-Y, Yi Y-J, Cho L-R, Park D-Y. Effects of two preparation designs and

pontic distance on bending and fracture strength of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2003;90(4):347-353.

217. Friedlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns: Part 1. *Int J Prosthodont*. 1990;3(2):159-168.

218. Ku C-W, Park S-W, Yang H-S. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent*. 2002;88(2):170-175.

219. Balkenhol M, Ferger P, Mautner MC, Wöstmann B. Provisional crown and fixed partial denture materials: Mechanical properties and degree of conversion. *Dent Mater*. 2007;23(12):1574-1583.

220. Tetelepta M, Irawan B, Triaminingsih S. Effect of immersion time in artificial saliva on flexural strength of provisional crown and bridge materials: Light polymerization versus autopolymerization system. *Indones J Dent Res*. 2010;17(1):9-14.

221. Balkenhol M, Köhler H, Orbach K, Wöstmann B. Fracture toughness of cross-linked and non-cross-linked temporary crown and fixed partial denture materials. *Dent Mater*. 2009;25(7):917-928.

222. Manhart J, Schmidt M, Chen HY, Kunzelmann KH, Hickel R. Marginal quality of tooth-colored restorations in class II cavities after artificial aging. *Oper Dent*. 2001;26(4):357-366.

223. Poticny D, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc*. 2010;Jun(2).

224. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Vargas MA. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent*. 2002;87(2):225-228.

225. Yanikoğlu ND, Bayindir F, Kürklü D, Beşir B. Flexural Strength of Temporary Restorative Materials Stored in Different Solutions. *Open J Stomatol*. 2014;04(06):291-298.

226. Jo, Shenoy KK, Shetty S. Flexural strength and hardness of resins for interim fixed partial dentures. *Indian J Dent Res*. 2011;22(1):71.

227. Nejatidanesh F, Momeni G, Savabi O. Flexural Strength of Interim Resin

Materials for Fixed Prosthodontics. *J Prosthodont*. 2009;18(6):507-511.

228. Young HM, Smith CT, Morton D. Comparative in vitro evaluation of two provisional restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2001;85(2):129-132.

229. DMG Dental.

https://www.dmg-america.com/fileadmin/DMG_America/SDS/Luxatemp_Solar_SDS.pdf.

230. Voco.

https://www.voco.dental/en/portaldata/1/resources/products/safety-data-sheets/gb/structur-3_sds_gb.pdf.

231. GcAmerica.
http://www.gcamerica.com/downloads/SDS_CA/2018/SDS_CA_REVOTEK%20LC.pdf.

232. Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jones AH. Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. *J Prosthet Dent*. 1999.

233. Astudillo-Rubio D, Delgado-Gaete A, Bellot-Arcís C, Montiel-Company JM, Pascual-Moscardó A, Almerich-Silla JM. Mechanical properties of provisional dental materials: A systematic review and meta-analysis. Roeder RK, ed. *PLoS One*. 2018;13(2):e0193162.

234. Burtscher P. Stability of radicals in cured composite materials. *Dent Mater*. 1993;9(4):218-221.

235. Şahin D, Kapdan A. The comparison of values of water sorption and water solubility of different structured composite resin materials. *Cumhur Üniversitesi Di ş Hekim Fakültesi Derg*. 2009;12(1).

236. Söderholm K-J. Water sorption in a bis(GMA)/TEGDMA resin. *J Biomed Mater Res*. 1984;18(3):271-279.

237. Ferracane JL, Hopkin JK, Condon JR. Properties of heat-treated composites after aging in water. *Dent Mater*. 1995.

238. Poonacha V, Poonacha S, Salagundi B, Rupesh PL, Raghavan R. In vitro comparison of flexural strength and elastic modulus of three provisional crown

materials used in fixed prosthodontics. *J Clin Exp Dent*. 2013;5(5):e212-e217.

239. Pearson GJ, Longman CM. Water sorption and solubility of resin‐based materials following inadequate polymerization by a visible‐light curing system. *J Oral Rehabil*. 1989;16(1):57-61.

240. Abdulmohsen B, Parker S, Braden M, Patel MP. A study to investigate and compare the physicomechanical properties of experimental and commercial temporary crown and bridge materials. *Dent Mater*. 2016;32(2):200-210.

241. Vallittu P, Miettinen V, Alakuijala P. Monomer content and its release into water from denture base materials. *Dent Mater*. 1995;11:338-342.

242. Keulemans F, Palav P, Aboushelib MMN, van Dalen A, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Fracture strength and fatigue resistance of dental resin-based composites. *Dent Mater*. 2009;25(11):1433-1441.

243. Zhang Y, Xu J. Effect of immersion in various media on the sorption, solubility, elution of unreacted monomers, and flexural properties of two model dental composite compositions. *J Mater Sci Mater Med*. 2008;19(6):2477-2483.

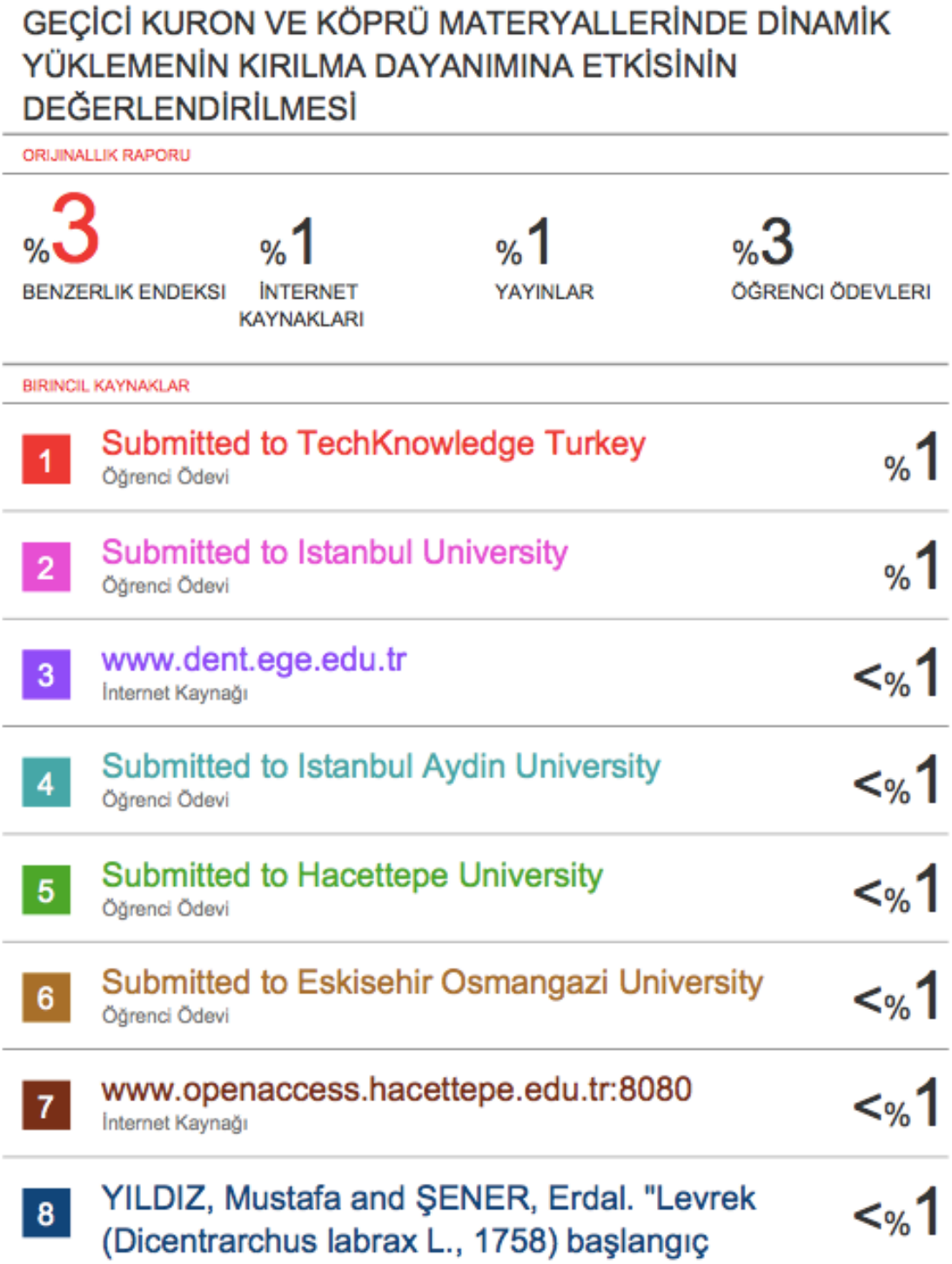
HAM VERİLER

FORMLAR

ETİK KURUL KARARI

PATENT HAKKI İZNİ

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI



GEÇİCİ KURON VE KÖPRÜ MATERYALLERİNDE DİNAMİK YÜKLEMENİN KIRILMA DAYANIMINA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

ORIJINALLIK RAPORU

%3	%1	%1	%3
BENZERLIK ENDEKSI	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCI ÖDEVLERI

BIRINCIL KAYNAKLAR

1	Submitted to TechKnowledge Turkey Öğrenci Ödevi	%1
2	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	%1
3	www.dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
4	Submitted to Istanbul Aydin University Öğrenci Ödevi	<%1
5	Submitted to Hacettepe University Öğrenci Ödevi	<%1
6	Submitted to Eskisehir Osmangazi University Öğrenci Ödevi	<%1
7	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1
8	YILDIZ, Mustafa and ŞENER, Erdal. "Levrek (Dicentrarchus labrax L., 1758) başlangıç	<%1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Ayfer	**Soyadı**	Atamer
Doğ.Yeri	Çorlu	**Doğ.Tar.**	23.05.1988
Uyruğu	T.C.	**TC Kim No**	48565563912
Email	ayferatamer@hotmail.com	**Tel**	05442666634

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mez. Yılı**
Doktora		
Yük.Lis.	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Lisans	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Lise	Mehmet Akif Ersoy Anadolu Lisesi	2006

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	**Kurum**	**Süre (Yıl - Yıl)**
1.	Diş Hekimi	İstanbul Bakırköy Dr. Sadi Konuk EAH	2011-2012
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	**Okuduğunu Anlama***	**Konuşma***	**Yazma***	**KPDS/ÜDS Puanı**	**(Diğer) Puanı**
İngilizce	İyi	İyi	İyi	77.5	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	**Eşit Ağırlık**	**Sözel**
LES Puanı	92.462	92.261	72.578
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	**Kullanma becerisi**
Word, Excel, Powerpoint	İyi
Spss	Orta

Yayınları/Tebligleri Sertifikaları/Ödülleri

Yurtiçi hakemli dergilerde yayınlananlar:

1- **Atamer A.,** Bayraktar G. ‘Anterior Bölgedeki İmplant Destekli Protezlerde Estetik’. Dental Klinik Dergisi. 2015;12:34-39

2- **Atamer A**, Özyetim Bilgi E, Ayçiçek F, Bayraktar G. Estetik Bölgedeki İmplant Destekli Sabit Restorasyonlarda Dişeti Çıkış Profilinin Oluşturulması: Olgu sunumu. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2019;3:491-496

Posterler:

1- **Atamer A,** Geçkili O, Bayraktar G. Alternative base material for patients who has polymethylmetacrylate and metal allergy: Deflex . I.U. Faculty of Dentistry 7. International Scientific Congress. 19-22 November 2014 Istanbul,Turkey.

2- Özyetim Bilgi E, **Atamer A**, Kayacıoğlu B, Aycicek F, Geckili O, Bayraktar G. Tam Dişsizliğin Dental İmplantlar ve Teleskop Tutuculu Protezler İle Tedavisi. 22. Uluslararası İzmir Diş Hekimleri Odası Bilimsel Kongre ve Sergisi. 27-29 Kasım 2015, İzmir.

3- **Atamer A**, Özyetim E, Sülün T, Bayraktar G. Posterior Diş Kaybı ve Aşınma Nedeniyle Azalan Dikey Boyutun Protetik Rehabilitasyonu Olgu Sunumu. Uluslararası Koruyucu Diş Hekimliği Kongresi. 5-9 Mart 2018, Erzurum.

4- Özyetim Bilgi E, **Atamer A**, Ahmad Ali WK, Bayraktar G. Total Dişsiz Mandibulanın All-On-4 Konsepti ile Rehabilitasyonu: Olgu Sunumu. 24. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi. 27-30 Eylül 2018, Ankara.

Özel İlgi Alanları (Hobileri):

Fotoğraf, sinema