

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**MOLAR DİŞLERE FARKLI MATERYALLERLE UYGULANAN
ONLAY RESTORASYONLARIN OKLÜZAL YÜKLEME SONRASI
KIRILMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

HAZIRLAYAN

ALEYNA ÖYKÜ AKBAŞAK SUNGUR

DOKTORA TEZİ

ANKARA - 2023

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**MOLAR DİŞLERE FARKLI MATERYALLERLE UYGULANAN
ONLAY RESTORASYONLARIN OKLÜZAL YÜKLEME SONRASI
KIRILMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

HAZIRLAYAN

ALEYNA ÖYKÜ AKBAŞAK SUNGUR

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. SELİM ERKUT

ANKARA - 2023

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde Aleyna Öykü AKBAŞAK SUNGUR tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 3/05/2023

Tez Adı: MOLAR DİŞLERE FARKLI MATERYALLERLE UYGULANAN ONLEY RESTORASYONLARIN OKLÜZAL YÜKLEME SONRASI KIRILMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu)

İmza

ONAY

Prof. Dr. F. Belgin ATAÇ

Enstitü Müdürü

Tarih: ... / ... /

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: 03 / 05 / 2023

Öğrencinin Adı, Soyadı: ALEYNA ÖYKÜ AKBAŞAK SUNGUR

Öğrencinin Numarası: 21820021

Anabilim Dalı: PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

Programı: DOKTORA

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı: PROF.DR. SELİM ERKUT

Tez Başlığı: MOLAR DİŞLERE FARKLI MATERYALLERLE UYGULANAN ONLAY RESTORASYONLARIN OKLÜZAL YÜKLEME SONRASI KIRILMA DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 78 sayfalık kısmına ilişkin, 04 / 04 / 2023 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından TURNITIN adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 18'dir. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:.....

ONAY

Tarih: 03 / 05 / 2023

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad, Soyad, İmza:

TEŞEKKÜR

Fakülteye başladığım günden bugüne idolüm olan; her anlamda çok şey öğrendiğim, her zaman motive eden, yönlendiren, cesaretlendiren ve kendimi geliştirmemi sağlayan, hem lisans hem doktora eğitimimde öğrencisi olmaktan onur duyduğum değerli hocam Prof. Dr. Selim ERKUT'a

Yine uzun yıllardır öğrencileri olmaktan çok mutlu olduğum, her zaman destekleyen ve yönlendiren hocalarım Prof. Dr. Bulem YÜZÜGÜLLÜ TÜTÜNCÜLER'E, Doç. Dr. Özlem ORMAN'a, Dr. Cem ÇETİNŞAHİN'E

Tez çalışmamın başından sonuna sonsuz katkıları ve desteği olan, yol gösteren değerli hocam Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI'ya

Saygıdeğer hocam Prof. Dr. Pelin ÖZKAN'a

Tez çalışmamda çok büyük emekleri ve destekleri olan, zor günlerimde motive eden, her sıkıştığımda tüm gayretiyle yardımına koşan Ankara Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarı sorumlu personeli çok kıymetli Mustafa YEŞİL'e,

Her zaman yardımcı, destekleyici ve güler yüzlü olan Protetik Diş Tedavisi bölümü klinik ve laboratuvar personeline

Doktora süresinde geçirdiğim zamanı güzelleştiren asistan arkadaşlarıma

Doktora hayatımda her zaman desteklerini hissettiğim, hep yol gösteren, yönlendiren, arkamda duran kıdemlilerim Hasan Yıldırım ÖZER'e, Onur Altuğ SAKALLI'ya,

Birlikte girdiğimiz yolda hep birlikte yürüdüğümüz, arkadaşlığı fakülte sınırlarını aşıp dostluğa dönen canım eş kıdemim Ebru YAPALAK ve Ezgi ERDENOL'a

Zorlukları birlikte aşım en mutlu anları paylaştığım, her heyecanıma ortak olan, staj günlerinden doktora tez savunmasına ve daha nice yıllarca omuz omuza yürüyeceğim Aslı ÇELİK ve Elif COŞKUN ŞAHİN'e

Hayatımın her anını paylaştığım, yorulduğumda bana güç veren, her zaman daha iyisini yapabileceğime motive eden, en yakın arkadaşım, meslektaşım, yol arkadaşım, sevgili eşim Uzm. Dt. Sercan SUNGUR'a

Bugünlere gelmemde sonsuz emekleri olan, hiçbir fedakarlıktan çekinmeyen, her kararımı destekleyen ve yanımda olan, vicdanı, dürüstlüğü ve adaletli olmayı her zaman öğütleyen canım annem Ayşe AKBAŞAK ve canım babam Bülent AKBAŞAK'a

Hayatımın neşesi olan, bana sevgiyi, paylaşmayı, sorumluluğu öğreten; çocukluğum, gençliğim ve yetişkinliğim ve hatta yaşlılığımda hep en yakın dostum olacak olan güzel kardeşim Ceren AKBAŞAK'a

Sonsuz teşekkürler.

ÖZET

Molar Dişlere Farklı Materyallerle Uygulanan Onlay Restorasyonların Oklüzal Yükleme Sonrası Kırılma Dayanımlarının Karşılaştırılması. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Doktora Programı, 2023.

Bu in vitro çalışmanın amacı, aşırı koronal madde kaybına sahip alt çene molar dişlerin fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kullanılarak farklı kalınlıklarda uygulanan kor yapı üzerine kompozit rezin ile direkt olarak hazırlanan ve farklı seramik bloklarda indirekt olarak hazırlanan onley restorasyonların 2 yıllık mekanik yaşlandırılması sonucu kırılma dayanımlarının karşılaştırılması ve kırık tiplerinin değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda 120 adet sağlam alt çene molar dişe lingual tüberkülleri içine alacak şekilde MOD kaviteler oluşturuldu ve 15 adet sağlam diş kontrol grubu olarak ayrıldı. Her gruptaki örnek sayısı 15 olacak şekilde 8 adet çalışma grubu oluşturuldu. 3 grup dişe farklı kalınlıklarda (0,1,4,5 mm) kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin (KFGK) kor altyapı oluşturuldu ve üzerine kompozit rezin (KR) kullanılarak çift yapılı biyomimetik restorasyonlar oluşturuldu. 1 grup yalnızca KFGK ile restore edildi ve restorasyonun oklüzal yüzeyine akışkan kompozit ile boyama yapıldı. Geriye kalan 4 indirekt restorasyon grubundan 2 tanesine 2 mm kalınlığında KFGK ile kor altyapı uygulandı ve diğer 2 gruba kor altyapı oluşturulmadı. Dişlere uygulanacak olan onley restorasyonları farklı CAD/CAM materyalleri (Cerasmart 270 ve Initial LiSi Blok) kullanılarak tamamlandı ve adeziv simantasyonları gerçekleştirildi. Üretimi tamamlanan restorasyonlar çiğneme simülatöründe 150 Newton oklüzal yük altında, 1,53 Hz frekansta 500.000 döngü ile 2 yıllık klinik kullanımı simüle etmek amacıyla mekanik yaşlandırmaya tabii tutuldu. Mekanik yaşlandırma sürecini tamamlayan örneklerle, universal test cihazı kullanılarak, dişte kırık oluşuncaya kadar statik kırma testi uygulandı. Kırılma tipleri görsel olarak analiz edildi. Kırılma dayanımı verileri tek yönlü varyans analizi ANOVA ($p=0,05$) ve Duncan'ın çoklu karşılaştırma testleri kullanılarak analiz edildi.

Çalışmamızın sonuçlarına göre en yüksek kırılma dayanımı gösteren grup 2647 Newton ile yalnızca KFGK ile restore edilen grup olmuştur. Kor altyapı bulundurmayan direkt ve indirekt restorasyon gruplarının kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. KFGK kor altyapı varlığı direkt kompozit ve indirekt cerasmart 270 restorasyonların kırılma dayanımını artırmıştır ancak indirekt Initial LiSi Blok

restorasyonunu kırılma dayanımının KFGK kor altyapı uygulandığında, uygulanmadığı duruma göre daha düşük olduğu sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, Cerasmart 270, Initial LiSi Blok, Kısa Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit, Onley



ABSTRACT

Comparison of Fracture Strengths of Onlay Restorations Applied with Different Materials on Molar Teeth after Occlusal Loading. Baskent University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics, PhD Programme, 2023.

The aim of this in vitro study is to compare the fracture strengths and evaluate the fracture types of onlay restorations prepared either directly with composite resin or indirectly with different ceramic blocks, are applied at different thickness on the core structure reinforced with fiber-reinforced composite resin for the crowns of mandibular molars with excessive coronal substance loss, after a 2-year mechanical aging process.

In our study, MOD cavities were prepared on 120 intact mandibular molars to accommodate lingual cusps, and 15 teeth were selected as the group and no treatment was applied to these teeth. Eight study groups were formed, each with 15 specimens, including three groups in which short fiber reinforced composite resin (SFRC) core structure was prepared with different thickness (0,1,4,5 mm) on the teeth, and bi-layer biomimetic restorations were created by using composite resin (CR) on top of it. One group was only restored with SFRC and the occlusal surface of the restoration was stained with flowable composite. Two of the four remaining indirect restoration groups were applied with 2 mm thick SFRC core structure, while the other two were not. Onlay restorations to be applied to the teeth were completed using different CAD/CAM materials (Cerasmart 270 (GC, Tokyo, JAPAN) and Initial LiSi Block (GC, Tokyo, JAPAN)), and adhesive cementations were performed. The completed restorations were subjected to mechanical aging to simulate 2-year clinical use under 150 Newton occlusal load, 1.53 Hz frequency, and 500,000 cycles in a chewing simulator. Static fracture testing was performed using a universal testing machine on the specimens that completed the mechanical aging process until the tooth broke. Fracture types were analyzed visually. Fracture strength data were analyzed using one-way analysis of variance ANOVA ($p=0.05$) and Duncan's multiple comparison tests.

According to the results of our study, the group that showed the highest fracture strength was the one restored only with SFRC with a value of 2647 Newton. There was no statistically significant difference in fracture strengths between the direct and indirect restoration groups without core structures. The presence of SFRC core structure increased the fracture strength of direct composite and indirect Cerasmart 270 restorations, but it was

concluded that the fracture strength of indirect Initial LiSi Block restoration was lower when the SFRC core structure was applied than when it was not applied.

Keywords: CAD/CAM, Cerasmart 270, Initial LiSi Block, Short Fiber-Reinforced Composite, Onlay.



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. İnley ve Onley Restorasyonları.....	5
2.1.1. Direkt onley restorasyonlar ve klinik uygulamaları	5
2.1.2. İndirekt onley restorasyon ve klinik uygulamaları	6
2.1.2.1. Kompozit rezin onleyler	6
2.1.2.2. Seramik Onleyler	6
2.2. Diş Renginde Seramik ve Seramik Benzeri Materyaller	7
2.2.1. Cam matriks seramikler	9
2.2.1.1. Feldspatik seramikler	9
2.2.1.2. Sentetik seramikler	9
2.2.1.3. Lityum disilikat seramikler.....	10
2.2.1.4. Cam infiltre seramikler	10
2.2.2. Polikristalin seramikler.....	11
2.2.2.1. Alumina.....	11
2.2.2.2. Stabilize zirkonya.....	11
2.2.2.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya	13
2.2.3. Rezin matriks seramikler.....	13
2.2.3.1. Rezin nanoseramik	14
2.2.3.2. Rezin matriks içerisine penetre edilmiş cam seramik	14
2.2.3.3. Rezin matriks içerisine penetre edilmiş zirkonya-silika seramik.....	15
2.3. Cerasmart 270	15
2.4. Initial LiSi Blok.....	15
2.5. Kompozit Rezin Restoratif Materyaller	15

2.5.1. Kompozit rezinlerin polimerizasyon şekillerine göre sınıflandırılması.....	17
2.5.1.1. Kimyasal Polimerizasyon	18
2.5.1.2. Işıklı Polimerizasyon (Fotopolimerizasyon)	18
2.5.2. Kompozit rezinlerin doldurucu büyüklüklerine göre sınıflandırılması.....	18
2.5.2.1. Makro dolduruculu kompozit rezin.....	18
2.5.2.2. Mini dolduruculu kompozit rezin	18
2.5.2.3. Mikro dolduruculu kompozit rezin.....	19
2.5.2.4. Hibrit dolduruculu kompozit rezin	19
2.5.2.5. Nanofil dolduruculu kompozit rezin	19
2.5.3. Fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin.....	19
2.5.3.1. Cam fiberler	20
2.5.3.2. Karbon fiberler	20
2.5.3.3. Polietilen fiberler.....	21
2.5.3.4. Aramid fiberler	22
2.6. Adezyon	24
2.6.1. Mineye adezyon	24
2.6.2. Dentine adezyon.....	25
2.7. Adeziv Simanlar	25
2.7.1. Resin simanların sınıflaması	26
2.7.1.1. Kimyasal olarak polimerize olan resin simanlar	26
2.7.1.2. Işıklı polimerize olan resin simanlar.....	26
2.7.1.3. Hem ışık hem kimyasal polimerize olan resin simanlar	26
2.8. CAD/CAM Sistemleri.....	27
2.8.1. CAD/CAM sistemlerin avantajları	28
2.8.2. CAD/CAM sistemlerin dezavantajları	29
2.8.3. CAD/CAM sistemlerin sınıflandırılması	29
2.8.4. CAD/CAM materyalleri.....	31
2.8.4.1. Cerasmart 270	31
2.8.4.2. Initial LiSi blok	31
2.9. Mekanik Özellikler	32
2.9.1. Kırılma dayanıklılığı	33
2.10. Yapay yaşlandırma yöntemleri.....	33

2.10.1. Suda bekletme	33
2.10.2. Ultraviyole ışık ile yaşlandırma	33
2.10.3. Otoklav ile yaşlandırma	34
2.10.4. Mekanik oklüzal yükleme işe yaşlandırma.....	34
2.10.5. Termosiklus (ısısal döngü) ile yaşlandırma	34
2.10.6. Termomekanik yaşlandırma.....	34
2.11. Yaşlandırma işlemi: Çiğneme Simülatörü	34
2.12. Amaç	36
2.13. Çalışma Hipotezi.....	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	38
3.1. Örneklerin Hazırlanması	38
3.1.1. Dişlerin toplanması ve hazırlanması.....	38
3.1.2. Güç analizi.....	39
3.1.3. Dişlerin preparasyonu.....	39
3.1.4. Çalışma gruplarının oluşturulması.....	40
3.1.4.1. Direkt restorasyon gruplarının hazırlanması	41
3.1.4.2. İndirekt restorasyonların hazırlanması.....	44
3.1.5. İndirekt restorasyon gruplarının simantasyon işlemi.....	49
3.2. Çiğneme Simülatörü ile Mekanik Yaşlandırma İşlemi	51
3.3. Kırılma Dayanımı Testi	51
3.4. İstatistiksel Analiz.....	51
4. BULGULAR.....	52
5. TARTIŞMA.....	60
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	79
KAYNAKLAR.....	81

TABLÖLAR LİSTESİ

Sayfa

Tablo 2.1. Üretim tiplerine göre tam seramik materyaller, bileşenleri, elastik modülleri ve kristallik yüzdeleri	8
Tablo 2.2. Güncel adeziv simanlar.....	27
Tablo 3.1. Hazırlanan test grupları.....	41
Tablo 3.2. Direkt restorasyon çalışma grupları.....	43
Tablo 3.3. Direkt restorasyonlarda kullanılan materyaller	44
Tablo 3.4. İndirekt restorasyon çalışma grupları	45
Tablo 3.5. İndirekt restorasyon kaplama materyalleri ve kompozisyonları.....	48
Tablo 3.6. Simantasyonda kullanılan materyaller ve kompozisyonları	50
Tablo 4.1. Direkt ve indirekt restorasyonların kırılma dayanımı verileri (Newton).....	52
Tablo 4.2. Çalışma grupları ve statik kırma testine tabii tutulan örnek sayıları	53
Tablo 4.3. Grup Ortalamalarının Karşılaştırması	54
Tablo 4.4. Duncan'ın çoklu karşılaştırma testine göre analiz sonuçları	55
Tablo 4.5. Gruplara Göre Kırılma Kuvvetinin Tanıtıcı İstatistikleri	56
Tablo 4.6. Direkt restorasyonların kırık tipleri	58
Tablo 4.7. İndirekt restorasyonların kırık tipleri.....	59

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2.1. Kompozit monomerlerinin yapıları	17
Şekil 2.2. Çiğdeme simülatör cihazı	36
Şekil 3.1. Rehber olarak ayrılan doğal diş ve dijital kumpas.....	39
Şekil 3.2. Düz-kutu tipi (flat-box type) preparasyon	40
Şekil 3.3. Kutu tipi preparasyon şeması.....	40
Şekil 3.4. Direkt restorasyonlarda standardizasyonu sağlamak için hazırlanan silikon rehber.....	41
Şekil 3.5. Asitle pürüzlendirme	42
Şekil 3.6. Primer ve Bonding ajan uygulaması.....	42
Şekil 3.7. Kor altyapı uygulaması.....	43
Şekil 3.8. Kor altyapı uygulaması.....	43
Şekil 3.9. Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin ile direkt restorasyon ve akışkan kompozit rezin ile yüzey boyama.....	44
Şekil 3.10. İndirekt teknikle restore edilecek olan örnek dişin dijital taraması.....	45
Şekil 3.11. İndirekt teknikle restore edilecek olan diş ile, restorasyonların standardizasyonu için ayrılan rehber diş taramalarının üst üste çakıştırılması	46
Şekil 3.12. Tüm restorasyonların standardizasyonu için ayrılan rehber diş	46
Şekil 3.13. Rehber dişe göre hazırlanan indirekt restorasyon tasarımı.....	46
Şekil 3.14. Tasarımı tamamlanıp üretime hazır olan indirekt restorasyon	47
Şekil 3.15. CEREC MC XL kazıyıcı	47
Şekil 3.16. CEREC kazıyıcı ile üretilen indirekt restorasyon.....	47
Şekil 3.17. Simantasyon ve yüzey parlatma işlemleri tamamlanan indirekt onley restorasyon	48
Şekil 3.18. Statik kırma testinde kullanılan metal bilye	48
Şekil 3.19. İndirekt teknikle üretilen onley restorasyon ve asitle pürüzlendirilmesi.....	49
Şekil 3.20. Restore edilecek olan örnek dişin mine dokusunun asit ile pürüzlendirilmesi.....	49
Şekil 3.21. İndirekt restorasyon iç yüzeyine silan ve adeziv siman uygulaması	50
Şekil 3.22. Selektif pürüzlendirme yapılan örnek dişe bonding ajan uygulaması	50

Şekil 4.1. Grupların Newton cinsinden kırılma dayanımlarının ortalama ve standart sapma değerleri.....	53
Şekil 4.2. Gruplara Göre Ortalamaların Grafiği	57
Şekil 4.3. Gruplara göre kırık tipleri yüzdeleri	58



SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

%	yüzde
(Bis-EMA)	etoksi bisfenol A-dimetakrilat
(Bis-GMA)	bisfenol-A glisidil metakrilat
<	küçüktür
>	büyüktür
≤	küçük eşit
≥	büyük eşit
°F	fahrenheit
°C	santigrat derece
ADA	Amerikan Dişhekimleri Birliği
Al ₂ O ₃	alüminyum oksit
B ₂ O ₃	bor trioksit
BaO	baryum oksit
Bis-MEPP	bisphenol a ethoxylate dimethacrylate
CAD/CAM	computer aided design computer aided manufacturing
CaO	kalsiyum oksit
CeO ₂	serik oksit
CQ	kamforkinon
D ₃ MA	dekanediyol dimetakrilat
dk	dakika
DMAEMA	dimetilaminoetil metakrilat
E	elastisite modülü
f	frekans
GPa	gigapaskal
K ₂ O	potasyum oksit
KFGK	kısa fiberler ile güçlendirilmiş kompozit
Kg	kilogram
KRRM	kompozit rezin restoratif materyal
KSZ	kısmen stabilize zirkonya
La ₂ O ₃	lantan oksit ix
Li ₂ O	lityum oksit

$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$	lityum disilikat
MgO	magnezyum oksit
Mm	milimetre
MOD	mesial okluzo distal
mW/cm^2	ışık yoğunluğu
N	newton
Na^2O	sodyum oksit
Nm	nanometre
P	anlamlılık
P_2O_5	fosforlu pentoksit
pH	power of hydrogen
SEA	self etch adeziv
SEP	self etch primer
SiO_2	silikon dioksit
Sn	saniye
Std.	standart sapma
STL	standart tessellation language
TEGDMA	triitilen glikol dimetakrilat
TiO_2	titanyum dioksit
TSZ	tamamen stabilize edilmiş zirkonya
UDMA	üretandimetakrilat
UTMA	üretan tetrametakrilat
Y_2O_3	ytriyum oksit
YPPA	yarı penetre olmuş polimer ağı
Y-TZP	ytriyum tetragonal zirkonya polikristal
ZnO	çinko oksit
μm	mikrometre

1. GİRİŞ

Günümüzde, aşırı kron harabiyetine sahip dişlerin restore edilmesi için birçok yöntem vardır ancak bu vakaların tedavi seçenekleri hala zorlayıcı ve tartışmalıdır.

Bölümlü restorasyonları hasta ağızında uygulamak direkt ve indirekt olmak üzere iki şekilde mümkündür. Direkt uygulamada amalgam veya kompozit kullanılmaktadır (1,2). İndirekt uygulama için metal alaşımlar, seramik ve rezin esaslı materyaller gibi çok çeşitli seçenekler kullanılmaktadır. Daha eski yıllarda ağırlıklı olarak değerli metaller tercih edilirken günümüzde bilgisayar destekli sistemlerin ve bu sistemlerle uyumlu materyallerin ve adeziv sistemlerin kaydettiği ilerleme sayesinde kullanımı yaygınlaşan materyallerin başında gelen tam seramikler, uzun yıllardır hasta ve hekimlerin estetik gereksinimlerini karşılamaktadır (3,4). Son dönemde hibrit seramik olarak bahsedilen kompozit içerikli seramiklerin bulunması tam seramiklere alternatif olarak düşünülmüştür (9,10). Bu şekilde üretilen parsiyel restorasyonlar, fonksiyonun yanı sıra sundukları üstün estetik özellikleri nedeniyle son dönemde hekimler tarafından sıklıkla uygulanmaktadır.

Geçmiş dönemlerde kron ve parsiyel kronlar için kullanılan materyaller, doğal diş dokularının mekanik ve yapısal özelliklerini yeterince yansıtmıyordu. Örneğin, tam kron restorasyonlarda metal altyapı üzerine dental seramik, tam metal veya tam seramik uygulaması; parsiyel kronlarda aynı şekilde tam metal veya tam seramik uygulaması biyomimetik kavramına tam olarak uygun değildi. Klinik diş hekimliğinde biyomimetik, hasarlı ya da madde kaybı olan dişlerin görünüm, biyomekanik ve fonksiyonel yeterlilikler açısından doğal bir dişin özelliklerini taklit ederek restore edilmesini ifade etmektedir (5). Biyomimetik yaklaşıma göre dental seramik ve seramik benzeri materyaller mineyi, kompozit rezinler dentini taklit etme potansiyeline sahiptir (6).

Aşırı kron harabiyetine sahip posterior dişlere, onley veya kron restorasyonları uygulanmadan önce dişlerin indirekt restorasyonlar ile desteklemesi amacıyla kor yapı oluşturulması gerekmektedir. Kor yapısı için günümüzde farklı yapıda kompozit rezin restoratif materyaller kullanılmaktadır. Kompozit rezin veya akışkan kompozit rezin gibi materyallerin mekanik özellikleri yetersizdir ve yüksek gerilim taşıyan alanlarda kor yapının başarısını sınırlamaktadır (7,8). Literatürde, mekanik özellikleri dentine benzer olan kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinin kor materyali olarak kullanılması direkt ve indirekt restorasyonların kırılma dayanımlarını artırdığını gösteren çalışmalar mevcuttur (9–11).

Bu tez çalışmasının amacı aşırı koronal madde kaybına sahip alt çene molar dişlerin fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kullanılarak farklı kalınlıklarda uygulanan kor yapı üzerine, kompozit rezin ile direkt olarak hazırlanan ve farklı seramik bloklarda indirekt olarak hazırlanan onley restorasyonların, 2 yıllık mekanik yaşlandırılması sonucu kırılma dayanım ve tiplerinin karşılaştırılması ve elde edilen laboratuvar sonuçlarının, klinik uygulamalarda yol gösterici olması ve yeni çalışmalara katkı sağlamasıdır.



2. GENEL BİLGİLER

Diş hekimliği klinik uygulamaları, aletleri ve materyalleri insanlık tarihinde sürekli bir değişim ve gelişim göstermiştir. Günümüzde, aşırı kron harabiyeti olan dişlerin restoratif tedavi seçeneklerindeki gelişmeler halen devam etmektedir.

CAD/CAM teknolojisinin klinik kullanıma girmesiyle, diş hekimleri tam seramik restorasyonları tek seansta tasarlama, üretme ve uygulama imkanı bulmuştur. Bu teknikle üretilen seramik restorasyonların, yüksek uyum, dayanıklılık ve uzun ömürlü klinik kullanım gösterdiği bilinmektedir (12).

Adeziv diş hekimliğinin gösterdiği gelişmelerle birlikte, aşırı madde kaybı olan dişlerin restorasyonunda geleneksel uygulamaların yerini mine ve dentine adezyon ile bağlanan materyallerin alması kaçınılmaz olmuştur (13,14).

Biyomimetik ifadesi, 1950'lerde biyofizikçi/biyomedikal mühendisi Otto Schmitt tarafından icat edilmiş ve doğayı taklit edecek yeni ürünler tasarlamak için çok disiplinli mekanizmaların ve biyolojik olarak üretilen malzemelerin incelenmesini ifade etmektedir (15–17).

Biyomimetik, Latince yaşam anlamına gelen “bio” kelimesinden türetilmiştir ve “mimetik”, doğadan esinlenerek biyokimyasal sürecin taklit edilmesi veya taklit edilmesi ile ilgilidir. Çağdaş diş hekimliği, yeniden mineralizasyon elde etmek için biyo-esinlenmiş malzemelerle hasarlı dokunun minimal invaziv diş yönetimini içerir (18).

Klinik diş hekimliğinde biyomimetik, hasarlı ya da madde kaybı olan dişlerin görünüm, biyomekanik ve fonksiyonel yeterlilikler açısından doğal bir dişin özelliklerini taklit ederek restore edilmesini ifade eder (5). Örneğin, adeziv restoratif materyaller, doğal dişleri taklit eden diş morfolojisi ve estetiği göstermiştir. Hasarlı veya kırık diş dokularını restore etmek için biyomimetik yaklaşımlar kullanılırken doğal dişler her zaman referans olarak kabul edilir (19).

Kompozit rezinler, dental seramikler ve cam iyonomer simanlar, restorasyon boyutuna ve estetik gereksinime bağlı olarak yaygın olarak kullanılırlar. Dental seramiklerin ve hibrit kompozit rezinlerin çoğu, sırasıyla mine ve dentini taklit etme potansiyeline sahiptir (6).

Aşırı kron harabiyetine sahip posterior dişlere, onley veya kron restorasyonları uygulanmadan önce dişlerin indirekt restorasyonlar ile desteklemesi amacıyla kor yapı oluşturulması gerekir. Kor yapısı için günümüzde farklı yapıda kompozit rezin restoratif

materyaller kullanılır. Kompozit rezin veya akışkan kompozit rezin gibi materyallerin yetersiz mekanik özellikleri, yüksek gerilim taşıyan alanlarda kompozit rezin kor materyallerinin başarısını sınırlar (7,8).

Kor restorasyonda gövdesel kırıklar, kenar kırıkları ve ikincil çürükler, kompozit rezin restoratif materyallerin başarısızlığı ile ilgili başlıca problemler olarak belirtilir (20). Kırılma dayanımı, oklüzal yük altında deformasyon, materyalin marjinal kenar bozulmaları gibi kırılma ile ilgili materyal özellikleri genellikle kırılma sertliği ve esneme dayanımı gibi parametrelerin belirlenmesi ile değerlendirilir. Kırılma dayanımı, kırılma materyallerin uygulanan bir yük altında katastrofik bozulmalara karşı direncini tanımlayan mekanik özelliğidir. Materyalin hasar toleransını tanımlar ve yorulma direncinin ölçüsüdür. Kırılma dayanımı değerleri, restoratif materyalin ayrı ayrı bileşenlerinin fiziksel özelliklerine ve kimyasal bileşimine bağlıdır (21).

2013 yılında dentinin mekanik özelliklerini taklit etmek amacıyla kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin (everX Posterior; GC, Tokyo, Japonya) piyasaya sunulmuştur. Garoushi ve ark. (22), kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinin fiziksel özelliklerini partikül doldurucu kompozit rezin ile karşılaştırarak belirlemiş ve bu yeni rezin materyalin üstün kırılma tokluğu (2,9 MPa m^{1/2}) ve bükülme direnci (124 MPa) gösterdiğini bildirmiştir.

Kısa fiber doldurucu sistem, bu tip materyallerde üzerine gelen çiğneme kuvvetlerine bağlı olası çatlak yayılmasının engellenmesini ve mekanik değerlerinin artmasını sağlar (22–24).

Biyomimetik yaklaşıma göre kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozitin, kompozit rezin ve dental seramik altında kullanılması, çift yapı (bi-structured) kompozit restorasyonlar oluşturulmasına olanak sağlar. Bu çift yapı restorasyonda, kompozit rezin materyali, bu yapının yüzeyinde kaplama materyali olarak kullanılır (25,26). Kompozit rezinin kırılma dayanımı, dentinin kırılma dayanımından önemli ölçüde daha düşüktür (7).

Kompozit rezinin mikro yapısı dentin yapısına benzememektedir. Kompozit rezin, rezin matriksi içinde gömülü doldurucu partiküllerden oluşurken, dentin, bir hidroksiapatit matriksi içine gömülü kollajen liflerinden oluşur. Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit materyalin yapısı dentine benzer özellikler sergiler. Bu nedenle, dentin dokusunun iade edilmesinde daha dentin benzeri ve yüksek dayanıklılıkta kompozit materyalden yararlanılır. Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit, yüksek kırılma dayanıklılığına sahip, çatlak başlangıcına ve ilerlemesine daha iyi direnç gösteren bir materyaldir. Sonuç olarak,

kırılmaya karşı dayanıklılık, bir dental materyalin dayanma ömründe önemli bir kriterdir (27,28).

Kısıtlı sayıda gerçekleştirilen laboratuvar çalışmalarında, kor yapı olarak kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit kullanan çift yapılı restorasyon tekniği ile restore edilen dişin üstün kırılma direncine ve tamir edilebilir kırılma şekline sahip olduğu bildirilir (9,11,29). Bu çalışmalarda kaybedilen diş dokusunun kompozit rezin ile restore edilmesinde, kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozitin altyapı materyali olarak kullanılmasıyla kırık engelleyici tabaka olarak görev yaptığı ifade edilir (9,29).

2.1. İnley ve Onley Restorasyonları

Klinik kronun sadece bir kısmını kaplayan direkt veya indirekt yöntemlerle uygulanan kron içi restorasyonlardır. Hiçbir tüberkülü içine almadığında inley; en az bir adet tüberkülü restore ettiğinde onley olarak isimlendirilir. Bu tip restorasyonlar, tam krona göre dişin koronal dokusunun daha fazla korunmasını sağlar. Onley restorasyonlarda diş gelen kuvvetler, inley restorasyonlara göre dişte daha az stres oluşturur. İnley ve onley restorasyonlar, kron uygulamasına göre daha az mine uzaklaştırılması gerektirir ve doğru işlemler uygulandığında uzun ömürlü restorasyon tipleridir (30).

Yapım tekniklerine göre inley ve onley restorasyonlar:

- 1- Direkt teknik ile yapılan,
- 2- İndirekt teknik ile yapılan;
 - a) Tek seansta tamamlanan,
 - b) En az 2 seansta tamamlanan restorasyonlar.

2.1.1. Direkt onley restorasyonlar ve klinik uygulamaları

Direkt olarak hazırlanan inley restorasyon uygulamalarında ölçü alma zorunluluğu yoktur. Ağız içinde hazırlanan kavite içine yapışmayı engelleyici bir separatör sürülür ve kompozit rezin tabakalar halinde eklenirken, en fazla 2 mm kalınlıklar halinde uygulanır ve ışık ile polimerize edilir. Restorasyon tamamlanıp gerekli uyumlamalar yapıldığında restorasyon kaviteden çıkarılır ve nihai polimerizasyon, ışık veya ışık-ısı fırınlarında gerçekleştirilir.

2.1.2. İndirekt onley restorasyon ve klinik uygulamaları

Preparasyonu tamamlanan dişten geleneksel ölçü tekniği veya dijital ölçü tekniği ile ölçü alınır ve analog veya dijital model üretilir. Model üzerinde metal, kompozit veya seramik ve seramik benzeri materyaller kullanımı ile geleneksel veya dijital yöntemler ile CAD/CAM tekniği ile onley restorasyonlar üretilir.

İndirekt yolla üretilen onleyler, farklı materyallerden üretilebilir. Üretildikleri materyale göre 3 gruba ayrılır:

- Döküm metal onleyler,
- Kompozit rezin onleyler,
- Seramik onleyler (31).

2.1.2.1. Kompozit rezin onleyler

Direkt kompozit rezin kullanılarak yapılan kompozit rezin onleylerde polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı sekonder çürük, hassasiyet gibi sorunlar ortaya çıkmaktadır. Bu sorunların önüne geçebilmek için indirekt olarak üretimine başlanmıştır.

Üstün estetik özellik, yüksek marjinal uyum, döküm altın veya seramik onleyle kıyasla daha ucuz olması, karşıt dişleri aşındırmaması gibi avantajlara sahiptir. Bununla birlikte restorasyon sonrasında geride kalan diş dokularını adeziv bağlantı ile destekledikleri için uygulandıkları dişlerin kırılma direncini artırırılar. Direkt kompozit rezin uygulamasına göre daha pahalı ve zaman alıcı olması, laboratuvar aşamalarının yüksek hassasiyet gerektirmesi gibi dezavantajları vardır (6,32).

2.1.2.2. Seramik onleyler

Seramik inley ve onley restorasyonlar ilk olarak 19. yüzyılda kullanılmaya başlamıştır. Fakat materyalin kırılğanlığı ve adeziv sistemlerin yetersizliğinden dolayı bazen başarısızlıklar meydana gelmiştir (30). 1980'lerden itibaren seramik restorasyonların kompozit rezin simanlar ile yapıştırılması fikri ile birlikte dental seramikler, tüm diş restorasyonlarında yaygın şekilde kullanılmaya başlanmıştır (33).

Gelişen teknolojiyle birlikte seramik yapısı ve üretim yöntemleri ilerleme kaydetmiştir. Kullanılan seramik dayanıklılığı artmış, CAD/CAM sistemleri ile anatomik formu ve kenar uyumu daha iyi olan restorasyonlar yapılmaya başlanmıştır (34). Tüm bu gelişmeler sonucunda, seramik ve seramik benzeri materyaller posterior dişlerde de kullanılmaya başlanmıştır (35,36).

Seramik onleylerin avantajları:

- Estetiktir,
- Aşınma dirençleri yüksektir,
- Biyouyumlu materyallerdir,
- Hassas kenar uyumuyla üretilebilir,
- Isı iletkenlik özellikleri düşüktür,
- Kolay temizlenebilir yapıya sahiptir.

Seramik onleylerin dezavantajları:

- Kullanılan materyale bağlı olarak karşıt dişte aşınma oluşturabilmesi,
- Kullanılan materyale bağlı olarak tamirinin zor olması,
- Belirli bir kalınlıkta üretilme zorunluluğu,
- Birden fazla randevu gerektirmesi ve bu randevular arası hastaya geçici restorasyon yapılma ihtiyacı olmasıdır (37).

Seramik onleylerin endikasyonları:

- Endodontik tedavili dişler (1,38),
- Tüberkül kırığı olan geniş MOD kaviteler,
- Aşınmış dişlere sahip bireylerde (39),
- Posterior dişlerde estetik kaygıya sahip hastalarda (40),
- Metal alerjisi olan hastalarda (41),
- Okluzal düzlemin yeniden düzenlenmesi gereken durumlarda (42),
- Direkt yöntemle restore edilemeyecek geniş kavitelerde endikedir.

Seramik onleylerin kontrendikasyonları:

- Çürük insidansının yüksek olduğu bireyler (43),
- Parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalar,
- Nem kontrolünün sağlanamadığı durumlarda kullanımları uygun değildir (44).

2.2. Diş Renginde Seramik ve Seramik Benzeri Materyaller

Tam seramik materyaller fabrikasyon tekniklerine göre;

- Sinterleme üretim tekniği,
- Isı ile presleme üretim tekniği,
- Slip-Cast üretim tekniği,
- Freze üretim tekniği,

1. Sert freze üretim tekniği
 2. Yumuşak freze üretim tekniği
- Cam infiltrasyon üretim tekniği şeklinde sınıflandırılır.

Tablo 2.1. Üretim tiplerine göre tam seramik materyaller, bileşenleri, elastik modülleri ve kristallik yüzdeleri (45,46)

Üretim tekniği	Kristalin fazı	Elastik modül	Kristallik yüzdesi
Yumuşak frezleme	Zirkonya (3Y-TZP) Alumina (Al_2O_3)	1087 ± 173 ≈ 700	Yüksek kristallik Yüksek kristallik
Sert frezleme	Feldspar ($[Na,K]AlSi_3O_8$) Lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$) Lösit ($KAlSi_2O_6$)	122 ± 13 262 ± 88 ≈ 160	≈ 30 65 ≈ 35
Slip-cast	Alümina (Al_2O_3) Spinel ($MgAl_2O_4$) Zirkonya (ZrO_2)	594 ± 52 378 ± 65 630 ± 58	65-68 67-68 67
Isı ile presleme	Lösit ($KAlSi_2O_6$) Lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$)	106 ± 17 306 ± 29	35 65
Sinterleme	Lösit ($KAlSi_2O_6$) Floroapatit ($Ca[PO_4]_3F$)	104 ≈ 80	35-40 10

Gracis ve ark. (47) sınıflamasına göre:

I. Cam Matriks Seramikler

- Feldspatik seramikler
- Sentetik Seramikler
 - ✓ Lösit bazlı seramikler
 - ✓ Lityum disilikat ve benzeri seramikler
 - ✓ Florapatit bazlı seramikler
- Cam İnfiltr Seramikler
 - ✓ Alumina
 - ✓ Alumina ve magnezyum
 - ✓ Alumina ve zirkonya

II. Polikristalin Seramikler

- Alumina
- Stabilize zirkonya
- Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina
- Alumina ile güçlendirilmiş zirkonya

III. Rezin Matriks Seramikler

- Rezin nanoseramik

- Rezin matriks içerisine penetre edilmiş cam seramik
- Rezin matriks içerisine penetre edilmiş zirkonya-silika seramik

2.2.1. Cam matriks seramikler

Metalik olmayan inorganik cam faz içeren seramiklerdir (47).

2.2.1.1. Feldspatik seramikler

Bu geleneksel seramik grubu quartz, kaolin ve feldsparın bir araya gelmesinden oluşan bir ul karışımdır (48,49). Potasyum feldspat, miktarına bağlı olarak restorasyonun dayanımını artırmakla kalmayıp aynı zamanda bu porseleni metal ile bağlanabilir hale getiren lsit kristalleri oluşturur. IPS Empress esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic, Ivoclar Vivadent; Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocs, Vitadent feldstapik porselenlere örnektir (47).

2.2.1.2. Sentetik seramikler

Doğal kaynaklara daha az bağımlı kalmak amacıyla sentetik hammaddelerin ve bunların çeşitli varyasyonları dental seramik materyaller olarak kullanılmaktadır. Bu seramiklerin bileşimi üretici firmalara göre değişir. Ancak genellikle silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içermektedir.

Bu seramiklere gelişmiş dayanıklılık sağlaması ve metal altyapılar ile ısısız genleşme katsayısı uyumluluğu göstermesi amacıyla lsite ek olarak apatit kristalleri ile kombine edilebilir. Tam seramik altyapılarda kaplama materyali olarak kullanıldığında, bu materyaller, kullanılan altyapıların ısısız genleşme katsayısına uygun şekilde modifiye edilir. Alt yapı materyali olarak kullanılan gelişmiş mekanik özelliklere sahip, kristal faz ile güçlendirilen feldspatik porselen materyalleri mevcuttur. Bunlar SiO_2 (% 63), Al_2O_3 (% 17), K_2O (% 11,2), Na_2O (% 4,6), serik oksit (CeO_2 ; % 1,6), bor trioksit (B_2O_3), kalsiyum oksit (CaO), baryum oksit (BaO), titanyum dioksit (TiO_2) (<% 1) (rneğin, IPS Empress) veya yaklaşık % 70 lityum disilikat (IPS Empress 2) (SiO_2 (% 57 ila% 80), Al_2O_3 (% 0 ila 5 %), lantan oksit (La_2O_3 ; % 0,1 ila% 6), magnezyum oksit (MgO ; % 0 ila% 5), çinko oksit (ZnO ; % 0 ila% 8), K_2O (% 0 ila% 13), lityum oksit (Li_2O ;% 11 ila% 19), fosforlu pentoksitten (P_2O_5 ; % 0 ila% 11) oluşur (47).

2.2.1.3. Lityum disilikat seramikler

İkinci nesil ısıyla preslenmiş seramikler, ana kristal faz olarak lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) içerir. Lityum disilikat seramiklerin kristal faz oranı hacimce %70'tir ve feldspatik seramikten daha yüksektir. Nihai mikro yapı, bir camlı matris içine dağılmış ve birbirine kenetlenmiş prizmatik lityum disilikat kristallerinden ($5.2\mu\text{m}$ uzunluk, $0.8\mu\text{m}$ çap) oluşur. Lityum disilikat seramiklerin hem preslenebilir hem frezlenebilir blokları mevcuttur. Birinci nesil lüsit esaslı seramiklerle karşılaştırıldığında, lityum disilikat esaslı seramiklerin ana avantajı, artırılmış bükülme mukavemeti (300 MPa) ve kırılma tokluğudur ($2,9 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0,5}$). Bu mikro yapı ve yüksek eğilme mukavemeti, gelişmiş optik özellikleri korurken yük taşıyan alanlarda belirli bir kalınlıkta iyi klinik sonuçlar elde ederek bu tip seramiği birçok restorasyon türü için tercih edilen malzeme haline getirir. Bu nedenle lityum disilikat cam seramikler, veneer, inley, onley, tek kron ve ikinci premolar dişe kadar olan üç üyeli köprü restorasyonlarda kullanılabilirler (50,51). Lityum disilikat, içerisine dağılmış birbirine geçmiş iğne benzeri kristal yapılar bulunan bir cam matriks yapıya sahiptir. Bu moleküler yapı, içerisinde bulunan kristal yapılar yardımıyla oluşan çatlakların sönümlenmesine dolayısıyla hem sertliğin hem de mekanik dayanımın artmasını sağlamaktadır (52).

2.2.1.4. Cam infiltre seramikler

1989 yılında piyasaya sürülen ilk cam infiltre materyal olan In Ceram Alumina, slip-cast tekniği ile üretilmiştir. Gözenekli altyapıya ısısal olarak uyumlu cam infiltrasyonu 1100°C 'de 4 saat sürede gerçekleştirilir. Bu işlem sırasında erimiş cam, gözenekler arasına nüfuz eder ve ince grenli alumina partiküllerini sarar. Bu esnada day büzülür ve korun daydan ayrılması kolaylaşır. Bu işleme "slip-casting" denilmektedir.

Refraktör day model üzerine cam matriksi az, alümina miktarı fazla olan sulu kıvamlı porselen hamuru uygulanır ve pişirilir. Bu pişirme sonucunda pürüzlü iskelet altyapı oluşur. Mukavemeti artırmak için, bu pürüzlü altyapı üzerine eritilmiş cam olan lantan oksit infiltre edilir. Cam infiltrasyon aşamasında porlu altyapı üzerine kapiller çekim ile erimiş cam infiltre edilmiş olur. Bu işlem sonucunda cam-seramik bileşimi oluşur ve materyal, ilk halinin 12 katından daha dayanıklı bir hal alır. Eğilme direnci 446 Mpa olarak bildirilmiştir. Üreticiye göre bileşim; Al_2O_3 (82%), La_2O_3 (12%), SiO_2 (4,5%), CaO (0,8%) ve diğer oksitlerdir (0,7%).

1994 yılında piyasaya sürülen In-Ceram Spinell benzer şekilde işlenir ancak cam, sentetik olarak üretilmiş gözenekli magnezyum alüminat ($MgAl_2O_4$) çekirdeğine infiltre edilir.

In-Ceram Zirkonya, seramiği güçlendirmek için Al_2O_3 'ün slip (hamur) bileşimine kısmen stabilize zirkonya oksit eklenen, In-Ceram Alümina'nın bir modifikasyonudur. Bu sınıf malzemelerin kullanımı özellikle CAD/CAM materyallerinden için lityum disilikat ve zirkonyanın yaygınlaşmasıyla azalmıştır (47).

2.2.2. Polikristalin seramikler

Metalik olmayan, inorganik cam faz içermeyen seramiklerdir (47). Polikristalin seramik grubunda sınıflandırılan materyallerin temel özelliği, dayanıklılık ve kırılma sertliği, düşük yarı geçirgenlik (translüsensi) özelliğine sahip olma eğiliminde olan ince taneli kristalin yapıdır. Bu grup seramiklerde, cam fazının olmaması, polikristalin seramiklerin hidroflorik asit ile pürüzlendirilmesini imkansız kılar (53).

2.2.2.1. Alumina

Bu materyal, yüksek saflıkta Al_2O_3 'ten oluşur. 1990'ların ortalarında Nobel Biocare tarafından CAD/CAM ile üretim için temel malzeme olarak tanıtılmıştır. Çok yüksek sertliğe (17-20 GPa) ve nispeten yüksek mukavemete sahiptir. Bu materyal tüm dental seramikler arasında en yüksek elastisite modülüne sahip olması sebebiyle ($E = 300$ GPa), (48) kütleli kırılmalara karşı dayanıksızdır (50,54). Procera AllCeram, Nobel Biocare; In-Ceram AL bu gruptadır.

2.2.2.2. Stabilize zirkonya

Zirkonyum doğada saf halde bulunmaz ve grimsi bir renge sahiptir. Zirkonyumun temel iki kaynağı zirkonat ve baddeleyittir. Doğada silikat oksit ile birlikte bulunduğu (zirkonyum silikat) zirkon, eğer sadece oksit olarak bulunuyorsa baddeleyit isimli mineral olarak adlandırılır. Bu mineraller direkt olarak kullanılamaz çünkü hem rengi etkileyen pek çok metal elementi hem de uranyum ve toryum gibi doğal kararsız radyonüklidler içerir. Bu da onları radyoaktif yapar. Kompleks ve zaman alıcı işlemler sonucu bu materyaller ayrılır ve saf zirkonya tozları elde edilir. Saflaştırma sonrasında da materyal, seramik biyomateryali olarak kullanılabilir.

Saf zirkonya üç allotropik formda bulunur: 1170° C'ye kadar stabil olan monoklinik faz, bu sıcaklıktan sonra tetragonal faza dönüşür ve ardından sıcaklık 2370° C'yi aştığında kübik faz ortaya çıkar (47,55).

Zirkonya tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşürken, makaslama gerilimi oluşur ve buna % 4'lük hacim artışı eşlik eder. Bu hacim artışı, zirkonyadaki çatlakları kapatarak materyalin kırılma sertliğinde büyük artışlara neden olur. Bu faz değişiminin pratikte kullanılması, tetragonal veya kübik fazların oda sıcaklığında stabilize edilmesini gerektirir ve bu da saf zirkonyayı itriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitlerle alaşım haline getirerek yapılmalıdır. Bu elementler, bu fazlardan herhangi birini tamamen veya kısmen stabilize edebilir (56).

Zirkonya seramiklerinin mikro yapılarına göre tamamen stabilize edilmiş zirkonya (TSZ), kısmen stabilize zirkonya (KSZ) ve tetragonal zirkonya polikristaller (TeZP) olarak sınıflandırılmıştır (55). Tam stabilize zirkonya kübik formdadır ve %8 mol'den fazla itriyum oksit (Y_2O_3) içerir. Kısmen stabilize zirkonya, kübik bir matrikse gömülü nano boyutlu tetragonal veya monoklinik partiküllerden oluşur ve KSZ'ler, en yaygın olarak itriyum veya seryum ile stabilize edilmiş, esas olarak tetragonal fazdan oluşan monolitik materyallerdir (55). Dental zirkonya materyallerinin tümü TZP tipidir, en yaygın olarak yttrium stabilize zirkonya (Y-TZP) 'dır. Bu form işleme ve sinterlemeden sonra en yüksek dayanıklılığa ve kırılma dayanımına sahiptir. Zirkonya polikristalin seramik, ilk olarak üzerine kaplama materyali uygulanacak bir altyapı materyali olarak kullanılmıştır. Ancak, monolitik restorasyon üretimi için de kullanılabilir. Bu materyal gerektiğinde makyaj yapılarak renklendirilebilen uniform ve tek renk olarak kullanılabilir. Dentinden mineye renk değişiminin taklit edilmesi için üretilen polikromatik CAD / CAM blokları ve disklerinin (Katana Zirconia ML, Kuraray) son zamanlarda klinik kullanımı arttı. Bunlara ilaveten, bu materyaller son zamanlarda saydam olarak da üretilmektedir (Lava Plus; Cercon ht; NexxZr T; Zenostar Full Contour Zirconia ve Zirlux FC2) (47).

(NobelProcera Zirconia, Nobel Biocare; Lava / Lava Plus, 3M ESPE; In-Ceram YZ, Vita; Zirkon, DCS; Katana Zirconia ML, Noritake; Cercon ht, Dentsply; Prettau Zirconia, Zirkonzahn; IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent; Zenostar, Wieland)

2.2.2.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

Zirkonya, genellikle tetragonal fazda kısmen stabilize kaldığından ve alümina orta derecede sertlik gösterdiğinden, alümina-zirkonya (zirkonya ile sertleştirilmiş alümina) ve zirkonya-alümina (alümina ile sertleştirilmiş zirkonya) kompozisyonları geliştirilmiştir (57)(58). Bu bileşik materyallerin Y-TZP ile karşılaştırıldığında düşük sıcaklıkta bozulma direnci, yüksek mukavemet ve kırılma dayanımı, yüksek döngüsel yorulma direnci gösterdiği bildirilmiştir (47).

2.2.3. Rezin matriks seramikler

Bu grup yüksek oranda seramik partikülleriyle doldurulmuş organik bir matrikse sahip materyalleri içerir. Geleneksel seramik tanımlaması olan; "genellikle istenilen özelliklere ulaşmak için yüksek derecelerde pişirilen metal içermeyen inorganik materyallerdir." tanımına bu gruptaki materyallerde yer alan organik bir matriksin varlığı ters düşmektedir (47,59).

Ancak, rezin matriks seramik materyaller, dental seramik materyallere dahil edilmektedir. Çünkü ADA (*American Dental Assosiation*) Dental Prosedürleri ve İsimlendirme Kodunun (*American Dental Association*, 2015) 2013 versiyonu porselen/seramik terimini "porselenler, camlar dahil olmak üzere ağırlıklı olarak inorganik dayanıklı bileşikler içeren preslenmiş, fırınlanmış, cilalanmış veya millenmiş porselenler, camlar, seramikler ve cam seramik materyaller" olarak tanımlamaktadır.

Bu gruptaki materyaller, daha az baskın olan organik fazın (polimer) varlığına bakılmaksızın, ağırlıklı olarak (ağırlıkça > % 50) inorganik bileşiklerden oluştukları için bu sınıflamaya dahil edilirler. Üretici firmalar, restoratif diş hekimliğinde seramik benzeri materyaller için çok çeşitli endikasyonlar önermektedir. 2012 yılında eski tanım olan "yüksek derecelerde (600°C / 1.112 °F ve üzeri) işlenen, porselenler, camlar ve cam seramikler dahil olmak üzere preslenebilen, millenebilen, parlatılabilen metal olmayan, rezin olmayan inorganik bileşiklerdir " tanımı değiştirilmiştir.

Sınıflama ile ilgili tartışmalara rağmen, üretici firmaların rezin-matriks seramik materyalleri geliştirme gerekliliğinin nedeni;

- 1) Geleneksel seramiklere kıyasla dentinin elastisite modülüne yakın materyal elde edilmesi,

2) Materyalin cam matriks seramiklerden (örneğin, lityum disilikat ailesinin sentetik seramikleri) veya polikristalin seramiklerden daha kolay millenmesi ve adapte edilebilmesi,

3) Kompozit rezin ile tamiri veya modifikasyonunun kolaylaştırılmasıdır.

Rezin-matriks seramik materyallerin bileşimleri büyük ölçüde değişiklik gösterir. Ancak bunlar CAD / CAM tekniği için özel olarak formüle edilir. Günümüzde, rezin matriks seramik materyalleri, inorganik bileşimlerine göre aşağıdaki gibi birkaç alt gruba ayrılabilir (47).

2.2.3.1. Rezin nanoseramik

Rezin nanoseramikler, ağırlıkça yaklaşık 80% nanoseramik parçacıklarla güçlendirilmiş, yüksek oranda kürlenmiş rezin matristen oluşur. Bu nanoseramik parçacıklar üç farklı doldurucuyu içerir ve polimer yapıyı güçlendirir. Bu doldurucular;

1. 20 nm (20×10^{-6} mm) boyutunda silika,
2. 4-11 nm (4×10^{-6} mm – 11×10^{-6} mm) boyutunda zirkonya,
3. Silika ve zirkonyanın kümelenmiş kombinasyonudur.

Rezin nanoseramiklerin freze edilmesi kolaydır ve fırınlama gereksinimi yoktur. Bitirme ve polisaj işlemleri aşındırıcı diskler ile gerçekleştirilir. İçeriğindeki rezin sayesinde elastik özellik kazanmıştır. Gerekğinde direkt kompozitler ile boyanıp tamir edilebilir. Kırılma direnci cam seramiklerden daha fazladır (60). Kenar uyumu kompozit rezinlere kıyasla daha iyidir (61).

Lava Ultimate, 3M ESPE, Cerasmart 270, GC materyalleri bu gruptadır.

2.2.3.2. Rezin matriks içerisine penetre edilmiş cam seramik

Bu materyal tipik olarak ikili ağdan oluşur: Bir feldspatik seramik ağ (ağırlıkça % 86 / hacimce % 75) ve polimer ağ (ağırlıkça % 14 / hacimce % 25). Seramik doldurucuların spesifik bileşimi % 58 ila % 63 SiO_2 , % 20 ila % 23 Al_2O_3 , % 9 ila % 11 Na_2O , % 4 ila % 6 K_2O , % 0,5 ila % 2 B_2O_3 , % 1'den az Zr_2O ve CaO . Polimer ağı, üretilen dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşur. Üretici firma bu materyali hibrit seramik olarak adlandırır (47).

2.2.3.3. Rezin matriks içerisine penetre edilmiş zirkonya-silika seramik

Ağırlıkça inorganik içeriğin %60 tan fazla olduğu, silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, silika, pigmentler gibi inorganik komponentler barındıran farklı organik matrikslerle özel olarak tasarlanmış bir rezin matriks seramik grubudur (47)

2.3. Cerasmart 270

Cerasmart 270 (GC Corp, Tokyo, Japonya), indirekt restorasyonlar üretmek için geliştirilmiş nanoseramik ve kompozit rezin içeren estetik hibrit bloktur. Cerasmart 270'in monomer kompozisyonu Bis-MEPP, UDMA, DMA içerir. Doldurucu içeriği ise silika (20 nm) ve baryum camdan (300 nm) oluşur. Materyalin doldurucu içeriği ağırlıkça % 77'sini oluşturur. Geliştirilmiş nanofiller teknolojisi ile Cerasmart 270 yüksek fiziksel ve estetik özellikler sunar. Sinterleme/ kristalizasyon aşamalarına ihtiyaç duyulmaz. Materyal estetik değeri artırmak için manuel olarak cilalanabilir veya karakterize edilebilir. Yüksek derecede esneklik, mukavemet ve kırılma enerjisine ek olarak, bu yenilikçi hibrit nano seramik, yapıştırma sonrasında en iyi marjinal bütünlüğü ve yüksek mukavemeti sağlamaya yardımcı olur. Sonuç olarak, Cerasmart 270 posterior kron, anterior kron, inley, onley ve implant üstü restorasyonlarda kullanılır.

2.4. Initial LiSi Blok

Initial LiSi Blok (GC Corp, Tokyo, Japan), ısıya maruz bırakmadan optimum fiziksel özellikler sunan tamamen kristalize lityum disilikat yapıdadır. Ağırlıkça %57-80 SiO₂, %11-19 Li₂O, %0-13 K₂O, %0-11 P₂O₅, %0-8 ZrO₂, %0-8 ZnO, %0-5 Al₂O₃, %0-5 MgO ve %0-8 renklendirici oksitlerden oluşmaktadır Yüksek aşınma direnci, pürüzsüz marjinal uyum ve estetik özellikler gösterir. Ultra ince kristal yapısı CAD/CAM sistemlerinde kolayca frezlenmesini sağlar. Polisaj lastik ve diskleriyle yüzey pürüzsüzlüğü sağlanır ve restorasyon simantasyona hazır hale gelir. Eğilme direnci, yüksek ısı fırınında kristalizasyon işlemi gerekli olan lityum disilikat bloklarla (IPS e-max CAD) aynıdır. Anterior kron, posterior kron, inley, onley, laminate veneer restorasyonlarda kullanılır.

2.5. Kompozit Rezin Restoratif Materyaller

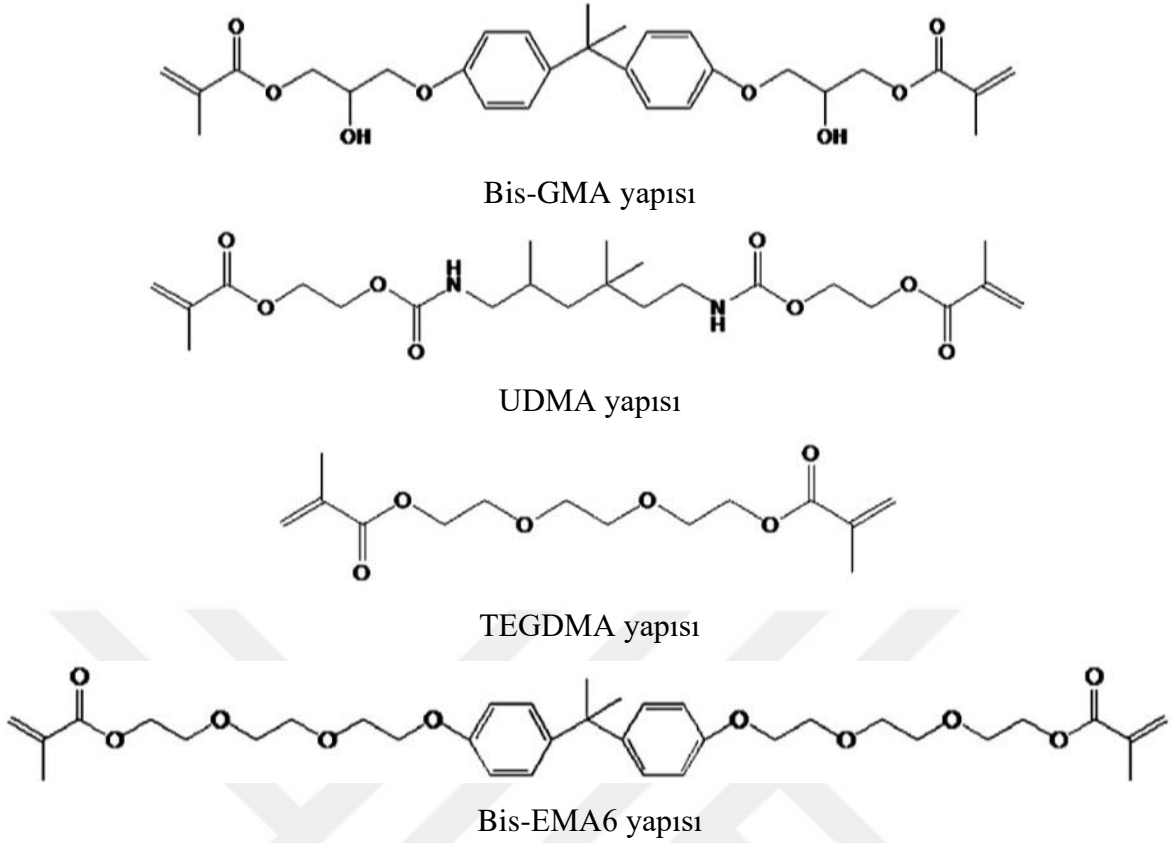
40 yılı aşkın bir süre önce geliştirilen dental kompozitler, amalgamın neden olduğu güvenlik ve estetik kaygıları azaltarak diş hekimleri tarafından benimsenmiş ve klinik kullanımı yaygınlaşmıştır (62). Dental kompozitler genellikle foto-başlatılmış serbest

radikal polimerizasyon (fotopolimerizasyon) ile sertleştirilir. Kafurkinon (CQ) yaygın olarak kullanılan bir görünür ışık başlatıcıdır ve etil-4 (N,N0-dimetilamino) benzoat (4EDMAB) yaygın olarak kullanılan bir yardımcı başlatıcıdır.

1955'te Buanocore, dental rezinlerin mine yüzüne yapışmasını iyileştirmek için ortofosforik asit kullanmıştır. 1962'de Bowen tarafından geliştirilen Bis-GMA (2,20-bis-[4 (metakriloksipropoksi)-fenil]-propan) monomeri, rezinlerin fiziksel özelliklerini iyileştirmiştir ve o zamandan beri diş hekimliği alanında çok yaygın olarak kullanılmaktadır (63,64).

Bis-GMA çok viskoz, bal benzeri bir sıvıdır. Kullanım niteliklerini iyileştirmek ve rezin yapıyı inceltmek için yapıya tri-(etilen glikol) dimetakrilat (TEGDMA) gibi düşük viskoziteli bir seyreltici monomer eklenir.

Organik matriks içerisinde monomerler, ko-monomerler, polimerizasyon başlatıcıları, inhibitörler plastize edici maddeler ve pigmentler bulunmaktadır. Organik matriks 2,2-bis[4-(2-hidroksi-3-metakriloksipropil)fenil]-propan (Bis-GMA), trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) ve üretan dimetakrilat (UDMA) gibi dimetakrilat monomerlerinden oluşur ve bu yapı kompozit rezinin ana gövdesini meydana getirmektedir (65). Bis-GMA (fotopolimerizasyon sırasında oluşan), hacimsel büzülme azaltması kompozit tepkime etkinliğinin artırılması ve bir ölçüde çift bağın dönüşüm oranını artırmada önemli bir rol oynamaktadır. Yüksek viskoziteye sahip bu iki monomeri dilüe etmek için tri-etilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) ko-monomeri kullanılmaktadır. Kullanılan diğer monomerler etoksi bisfenol A-dimetakrilat (Bis-EMA), dekanediyol dimetakrilat (D3MA), bis (metakriloksilometil) trisiklikdekan ve üretan tetrametakrilattır (UTMA) (7). Ayrıca cam doldurucular ve silika kompozitlerin estetik fiziksel ve mekanik özelliklerini düzenlemek etmek amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır (66).



Şekil 2.1. Kompozit monomerlerinin yapıları

Organik matriks içerisinde çeşitli büyüklükte inorganik doldurucular bulunmaktadır.

Stronsiyum, borosilikat cam, çinko, yitriyum cam, baryum, alüminyum silikat, lityum silikat, borsilikat ve hidroksiapatit gibi doldurucular termal genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltır, radyoopasite sağlar, fiziksel dayanıklılığı artırır, kullanımı kolaylaştırır ve estetik sonuçları iyileştirir (63,67).

2.5.1. Kompozit rezinlerin polimerizasyon şekillerine göre sınıflandırılması

Diş hekimliğinde hemen hemen tüm kompozit rezin materyal türleri aynı grupta monomer tiplerini ve aynı polimerizasyon işlemlerini kullanır. Polimerizasyon işlemi, vinil içermeyen radikal polimerizasyondur. Kompozit rezinin polimerizasyon süreci, metakrilat monomer yapısındaki serbest radikalın ısı, kimyasal veya radyan enerji şeklinde bir dış enerji biçiminde serbest kalmasıyla başlar. Serbest radikal oluştuğunda, monomer kovalent bağ oluşturması için elektronca zengin başka bir monomeri arar. Bu monomerlerin kombinasyonu yeni bir polimer oluşturur (68,69). Aktivasyon enerjisine bağlı olarak, kompozit rezin, kimyasal aktive edilen ve ışıkla aktive edilen materyaller olarak sınıflandırılır (68,69).

2.5.1.1. Kimyasal polimerizasyon

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin, her biri farklı pat içeren iki tüpten oluşur. Bu iki patın birbirine karıştırılmasıyla polimerizasyon meydana gelir. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinin polimerizasyon reaksiyonu Şekil 2.2’de gösterilmiştir. Tüpler, benzoil peroksit başlatıcı ve aromatik üçüncül amin aktivatör (N, N dimetil-p-toluidin) içerir. Patlar birbirine karıştırıldığında, benzoil peroksit başlatıcı ve aromatik üçüncül amin aktivatör, bir serbest radikal üretecek ve polimerizasyonu başlatacaktır (70).

2.5.1.2. Işıkla polimerizasyon (Fotopolimerizasyon)

Işıkla polimerize olan kompozit rezin, bir şırıngada tek tip pattan oluşur. Bu kompozit pat, ışığa duyarlılığı sağlayan bileşen ve amin başlatıcıdan oluşur. Kompozit reçine pastası 468 – 470 nm dalga boyunda aydınlatıldığında reçine serbest radikal oluşturacaktır. Kompozit rezin 468 - 470 nm dalga boyunda aydınlatıldığında rezin serbest radikal oluşturur. Yaygın olarak kullanılan ışığa duyarlı bileşen, 400 – 500 nm dalga boyuna sahip ışığı emebilen ve kompozit rezin materyal ağırlığının $\leq \%0,2$ ’si kadar olan kamforokinondur. Kamforokinon ile birlikte kullanılan amin başlatıcı türü dimetilaminoetil metakrilattır (DMAEMA). Resin içindeki amin bileşim, kompozit resin macununun ağırlığının $\leq \%0,15$ ’i dir. Kompozit resin, ışık ile aydınlatıldığında, serbest radikal üretmek için kamforokinon, DMAEMA ile uyandırılır ve etkileşime girer (69–72).

2.5.2. Kompozit resinlerin doldurucu büyüklüklerine göre sınıflandırılması

2.5.2.1. Makro dolduruculu kompozit resin

Makro dolduruculu kompozit resin quartz, baryum ve stronsiyum cam içerir. Doldurucu partiküller 10 – 100 μm boyutlarındadır. Makro dolduruculu kompozit resinin içerdiği doldurucular partiküller büyük ve sert yapıdadır. Bu nedenle, polisaj işlemleri zordur. Makro dolduruculu kompozit ile restore edilen diş, zamanla karşıt dişte aşınmalara neden olur (68).

2.5.2.2. Mini dolduruculu kompozit resin

Mini dolduruculu (*minifilled*) kompozitlerin doldurucu boyutları 0,1-1 μm arasındadır ve inorganik doldurucu oranı ağırlıkça $\%75$ -85 oranındadır(73).

2.5.2.3. Mikro dolduruculu kompozit rezin

1970'lerin sonlarında, mikro partikül dolduruculu kompozit rezin geliştirilmiştir. Bu rezin materyalin ağırlıkça %30'u, boyutları 0.04 - 0.2 µm arasında değişen doldurucu partiküllerden oluşur. Doldurucu oranını ağırlıkça %30-50'ye kadar artırılması için, daha önce polimerize edilen kompozit rezin, kolloidal silika partikülleri ile birlikte öğütülür ve rezin matriks ve mikro boyutlu doldurucu partikülleri ile birleştirilir (74). Mikro partikül dolduruculu kompozit rezin, diğer kompozit rezinlere kıyasla daha iyi polisajlanabilir. Mikro dolduruculu kompozit rezinde doldurucu oranının artırılması polimerizasyon etkisini azaltır. Bu kompozit rezinin dezavantajı, stres taşıyan yüzeylerde restorasyon materyali olarak kullanılamamasıdır (73).

2.5.2.4. Hibrit dolduruculu kompozit rezin

Hibrit dolduruculu kompozit rezin, makro ve mikro doldurucuların karışımı ile oluşur. 15 – 20 µm ve 0,01 – 0,05 µm kolloidal doldurucu boyutlarına sahiptir (74,75). İki doldurucu tipinin kombinasyonu, makro dolduruculu kompozit rezinin yüksek fiziksel özelliklerini, mikro dolduruculu kompozit rezinin pürüzsüz polisaj yüzeyi ile birleştirmeyi amaçlar. Hibrit dolduruculu kompozit rezinin aşınma direnci yüksek ve mekanik özellikleri iyidir. Bu nedenle stres karşılama ihtiyacı olan alanlarda restoratif materyal olarak kullanılabilir (59).

2.5.2.5. Nanofil dolduruculu kompozit rezin

Nanofil doldurucu olarak zirkonyum silika ve nanosilika partikülleri kullanılmaktadır. 75 nm boyutunda partikül yığınları silanize edilerek rezin matriks ile bağlanması sağlanır. Nanopartiküllerin, nanopartikül yığınları ile birleştirilmesiyle kompozit rezinin doldurucu oranı ağırlıkça %79,5'e kadar artar. Doldurucu oranının artırılması polimerizasyon büzülmesinin azalmasını ve kompozit rezinin mekanik özelliklerinin artmasını sağlar (63).

2.5.3. Fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin

Fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinin dental uygulamalarda kullanımı 1960'ların başından beri tartışılmaktadır. Günümüzde fiberler protez kaidelerinin güçlendirilmesi ve tamirinde, sabit köprü restorasyonlarda, sabit yer tutucu yapımında, periodontal splint ve endodontik post uygulamalarında, inler onley gibi indirekt restorasyonlarda, dişlerin

yüksek stres alan bölgelerinde kullanılmaktadır (76). 1990'lı yıllarda 'fiber takviyeli kompozitler' olarak adlandırılan, rezine emdirilmiş tek yönlü fiber demetleri klinik kullanım için uygun hale gelmiştir. Bu materyaller, en yaygın şekilde splint ve altyapı materyali, kompozit rezin ve fiber post olarak kullanılmaktadır (77).

Diş hekimliğinde kullanılan fiberler, fiberlerin tipine göre;

Cam fiber,

Polietilen fiber,

Karbon fiber,

Aramid fiber olmak üzere dört gruba ayrılır (78).

2.5.3.1. Cam fiberler

Diş hekimliğinde 1960'lardan beri kullanılmakta olan cam fiberler; amorf, izotropik, üç boyutlu ağ yapısındadır. Estetik, renksiz, esnek, dirençli ve biyouyumlu olması tercih edilme sebepleridir. Korozyona uğramaması ve iyi bağlanma özellikleri gibi avantajlara sahiptir. Cam; silisyum oksit (SiO_2), bor oksit (B_2O_3), germanyum oksit (GeO_2), fosfor oksit (P_2O_5) ve arsenik oksit (As_2O_3) gibi bileşiklerden oluşmaktadır. Cam yapıcı oksit olarak en sık SiO_2 kullanılmaktadır. Düzenleyici olarak kullanılan oksitler; sodyum oksit (Na_2O), potasyum oksit (K_2O), magnezyum oksit (MgO), kalsiyum oksit (CaO), cıva oksit (HgO) ve baryum oksit (BaO)'tir. Düzenleyici oksitler camın akışkanlığını artırarak çalışma süresini uzatmaktadır (79).

2.5.3.2. Karbon fiberler

Diş hekimliğinde 1970 yılında kullanılmaya başlanan karbon fiberlerin çoğu poliakrilonitrilin karbonizasyonu ile hazırlanmaktadır. Karbon fiberlerin en önemli dezavantajı, uzun eksenine dik yöndeki darbelere karşı dayanıksız olmasıdır. Bunu önlemek için, fiberler üretim esnasında matris içerisine çapraz veya birbirine diğ biçimde yerleştirilmektedir. Estetik problemlerin ortadan kaldırılamamasına rağmen; fiziksel ve kimyasal özelliklerinin iyi olması ve biyouyumlu olması, diş hekimliğinde akrilik rezinlerin kırılma dayanıklılığını artırmak amacıyla uzun yıllar kullanılmasını sağlamıştır (80). Son yıllarda karbonun potansiyel toksisitesi, rezinin içine fiberlerin tam olarak adapte edilememesi ve fiberlerin işlenmesinin zor olması gibi dezavantajlar nedeniyle yerini diğer fiber sistemlerine bırakmıştır (81). Vallittu ve ark. (82); cam, karbon ve aramid fiberlerle güçlendirdikleri akrilik rezinlerin kırılma direncini karşılaştırdıkları çalışmalarında, cam

fiber ile güçlendirmenin diğer fiber tiplerine göre daha başarılı olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca yaptıkları SEM incelemelerinde karbon fiber ile güçlendirilen akriliklerde, fiberler arasında boşluklar olduğunu gözlemlemişlerdir. Bunun nedeninin ise metil metakrilat resinlerin polimerizasyon sırasında daha fazla büzülme göstermesinden kaynaklandığını bildirmişlerdir.

2.5.3.3. Polietilen fiberler

Cappacio ve Ward'ın 1973 yılında geliştirdikleri polietilen fiber, doğal kristalin polimeridir. Biyouyumlu, erimeye karşı dirençli, hidrofobik, renginin doğal ve yoğunluğunun düşük olması avantajlarıdır (83). Polietilen fiberin 140 °C'den sonra yapısal olarak bozulması sebebiyle, yüksek ısı ile polimerize olan kompozit resinlerle kullanılamaması en büyük dezavantajıdır (81). Yüzey enerjisinin düşük olması ve ıslanabilirliğinin az olması ise diğer bir dezavantajıdır (83). Polietilen fiberler, akrilik rezine sürekli tek yönlü/paralel, dokuma/örgü, kısa kesilmiş ve rastgele dağılmış gibi değişik formlarda katılabilir. Akrilik resinin polietilen fiber ile güçlendirilmesinin estetik görünüm ve parlatılabilirliğinin iyi olmasının yanı sıra özellikle çarpma dayanımı gibi mekanik özelliklerini artırdığı bildirilmiştir. Herhangi bir işlem yapılmadan doğrudan rezine katılan fiberler, yabancı madde gibi davranarak yapıyı güçlendirmek yerine zayıflatmaktadır. Bu problemi çözmek için polietilen fiberler; kimyasal oksidasyon, kimyasal kaplama ajan uygulaması, elektrik plazma işlemi ve ekstra akrilik monomer kullanımı gibi birçok teknikten yararlanılarak üretilmektedir (83). Polietilen fiberleri ıslatmak için tek aşamalı ve 5. nesil adeziv sistemlerin kullanılması önerilmemektedir. Çünkü bu sistemler dentin veya solventleri aşındıran asit içerdiklerinden resin ile fiber arasındaki adezyonu olumsuz etkilemektedir. Ayrıca polietilen fiberler adeziv ile ıslatıldıktan sonra kullanıma hazır olana kadar ışıktan korunmalı, pudrasız eldivenle dokunulmalı veya preselle tutulmalıdır (84).

Diş hekimliği pratiğinde kullanılan polietilen fiber olan Ribbond (Ribbond; Inc., Seattle, WA, USA), yüksek elastisite modülüne sahip, moleküler ağırlıklı ve iyi mekanik özelliklere sahip şerit şeklinde bir materyaldir. Bu materyalin özel fiber ağ yapısı, kaviteye daha iyi uyum sağlamasını ve bütün yönlerde elastisite modülü ve ısısal genleşme katsayılarının daha dengeli olmasını sağlar (85). Metal içermeyen bir materyal olup translüsent, şeffaf, inert ve biyouyumlu bir yapıdadır (86). Kompozit resinlerle kullanımı estetik açıdan tatminkar sonuçlar sağlayabilmektedir. C faktörünün armış olduğu

endodontik tedavi görmüş dişlerde post sistemi ile dişlerin güçlendirilmesinde, periodontal splint yapımında, avülse dişlerin splintlenmesinde, protez tamirinde, ortodontik tedavilerde, geçici veya daimi köprü yapımında kullanılabilmektedir (83).

2.5.3.4. Aramid fiberler

Düşük yoğunluklu aramid fiberlerin elastisite modülünün yüksek olduğu bildirilmiştir. Aramid fiberlerin ıslanabilirliği çok iyi olduğundan bağlayıcı ajanla işlem görmesine gerek yoktur. Diş hekimliğinde aramid fiberler, polimetilmetakrilatı güçlendirmek için ilk kez 1985 yılında kullanılmış fakat bükülme direncini istenilen oranda artırmadığı belirtilmiştir (83). Saygılı ve ark. (87) cam ve aramid fiber eklenmesinin geçici restoratif materyallerin dayanıklılığına etkisini incelemek için yaptıkları bir çalışmada fiberlerin akrilik rezinlerin bükülme direncinde artış sağladığını fakat cam fiberle elde edilen dayanıklılığın aramid fiberlerden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Gerilme dayanımı yüksek olmasına karşın mikrofibril yapısı sebebiyle sıkıştırma ve bükülmeye karşı diğer fiberlerden daha az dayanım göstermektedir. Sarı renkli olmasından dolayı estetik bölgelerde kullanımı sınırlıdır. Ayrıca ağız içerisinde zamanla kompozit yüzeyinde açığa çıkan fiberlerin düzensiz bir yüzey oluşturması sonucu hastaya rahatsızlık verebilmektedir (88).

2013 yılına dentinin stres emici özelliklerini taklit etmek amacıyla kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin (everX Posterior; GC, Tokyo, Japonya) piyasaya sunulmuştur. Dentin yerine kullanılabilen kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinler, özellikle posterior dişlerde yüksel çiğneme kuvvetlerine maruz kalan bölgelerde kullanılmak üzere üretilmiştir. Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit, geleneksel kompozit rezinler gibi organik matriks ve inorganik doldurucu fazdan oluşur. Organik matriks; polimetil metakrilat, UDMA, TEGDMA, epoksi veya Bis-GMA yapısındadır. Organik matriks yapısına ilave edilen çeşitli boy, çap, yapı ve yönde fiberler ise inorganik doldurucu fazını oluşturur (89). Kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinin yorulma direnci çok yüksektir, çünkü fiberleri saran rezin matriks fiber materyalinin geometrik yapısını sabitler (90). Fiber doldurucuların güçlendirme etkisi, oluşan stresin polimer matriksten fiberlere aktarılabilmesinden ve fiberlerin çatlak oluşumuna karşı dayanıklı yapısıyla güçlü bir destek altyapı oluşturmasından kaynaklanmaktadır. Kompozit rezinde bir çatlak oluştuğunda fiberlerin çatlak yüzeylerini birbirine doğru çekmesi ile çatlak ilerlemesi engellenmektedir (91).

Kompozit rezine ağırlıkça %60 oranında doldurucu partiküller ile %5-7,5 oranında kısa fiber doldurucuların eklenmesi, materyalin polimerizasyon büzülmesini %70 oranında azaltır (77).

Kısa fiber doldurucular, kompozit rezinin eğilme mukavemeti ve kırılma sertliğini, posterior restorasyonlarda stres karşılama kapasitesini artırır (92,93). Cam fiber, en sık kullanılan kısa fiber tipidir. Kısa fiber dolduruculu kompozit rezinin, vital ve devital posterior dişlerin yüksek gerilim karşılaması gereken büyük restoratif boşluklarında kullanılması amaçlanmıştır (94).

Çalışmamızda kullandığımız, milimetre düzeyinde boyutları ile kısa cam fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin, mikro yapı ve mekanik özellikleri nedeniyle dentine yakın bir materyaldir(22,95). Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin için rezine ilave edilen fiber, lif uzunlukları 0,3 mm ile 1,9 mm arasında değişen E-cam fiberlerdir (96). E-camlar, yüksek erime noktasına sahiptir ve suya dirençlidir. Bu fiberler ile ilgili endişe, camın kimyasal homojenliğini bozan ve çevre kirliliğine sebep olan uçucu bileşenlerin (B_2O_3 ve florin) varlığına bağlıdır. Bununla birlikte, güçlendirici olarak kullanılan cam fiberlerin %50'den fazlası E-camdır. E-cam, amorf fazların bir karışımıdır ve SiO_2 , CaO , BaO , Al_2O_3 ile bazı alkali metal oksitler içermektedir (97). E-camın yüksek CaO içermesi, bu kompozisyona benzeyen asidik solüsyonlardan daha düşük direnç göstermesine neden olmaktadır. Bu sorunu gidermek için E-camın içeriğine B_2O_3 katılarak, CaO oranının azaltılması sağlanmıştır. B_2O_3 , su ile reaktif olduğunda cam fiberin yüzey enerjisini düşürebilmektedir. Özellikle cam fiberin hazırlanması esnasında yüzeyde B_2O_3 birikmesi, fiberle güçlendirilmiş kompozitin ara yüzeyinde hidrolitik bozulmayı artırmaktadır. Bu yüzden materyalin içeriğindeki B_2O_3 miktarı azaltılarak, yüksek gerilme dayanımına sahip diğer cam fiber türleri üretilmiştir (98).

Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin materyalin özellikleri, rezin matriksi, fiber çapı, uzunluğu, oryantasyonu ve oranına bağlıdır (99). Resin matriksi, lineer PMMA ile birlikte çapraz bağlı monomerleri bis-GMA ve TEGDMA içerir. Resinin bu kombinasyonu, materyalin polimerizasyonu sırasında, resin kompozitin iyi bağlanma özelliklerini ve geliştirilmiş dayanıklılık sağlayan yarı penetre olmuş polimer ağının oluşumunu sağlar. Öte yandan kısa ve rastgele lifler, yığın halinde yerleştirildiğinde izotropik bir etki sağlar. Bu etki, materyalin kırılma yükü yönünden bağımsız olduğu, yani her yöne aynı olduğu anlamına gelir (100).

Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin, geleneksel kompozite kıyasla daha yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği, yorulma direnci ve daha düşük polimerizasyon

büzülmesi gösterir. Kırılma davranışı onarılabilir tiptedir (10,96). İyi estetik sonuç, azalmış polimerizasyon büzülmesi ve daha iyi mekanik özellikler elde etmek için günümüzde klinik olarak kor materyali olarak kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kullanılması yaygın olarak tavsiye edilmektedir (101).

2.6. Adezyon

Katıların veya sıvıların yüzeylerindeki atomlar veya moleküller, katı veya sıvının kütesindekilerden büyük ölçüde farklıdır ve komşu atomlar anizotropik olarak düzenlenebilir. Bu yüzeyler kütle atomlarından daha yüksek enerjide atomlara sahiptir, böylece ortamdaki atom veya molekülleri kolayca adsorbe edebilirler. Atomların veya moleküllerin substrat üzerinde adsorpsiyonunda yer alan enerji kimyasal reaksiyon veya van der Waals reaksiyonu olabilir (102).

Adezyon, ayrılma kuvvetlerine direnen temas halindeki malzemelerin bağlanmasıdır. Sınıflandırmaya göre birkaç tip bağlanma vardır. Mekanik adezyon, iki fazın mekanik olarak birbirine kenetlenmesine bağlıdır ve asitlenmiş mineye rezin bağlanması veya bir metal çekirdeğin etrafındaki bir porselenin halka gerilmeleri durumunda olduğu gibi mikroskobik atışmanları içerebilir. Kimyasal adezyon, iki yüzey arasındaki kimyasal bağa dayanır. Difüzyon bağı, bir faz difüzyon yoluyla ikinci bir fazın yüzeyine nüfuz ettiğinde ve iki malzemenin bir bileşimi olan hibrit bir katman oluşturduğunda ortaya çıkar (103).

2.6.1. Mineye adezyon

Mine, hidroksiapatit (yaklaşık %95), su (yaklaşık %4) ve kollajenden (yaklaşık %1) oluşan oldukça mineralize bir dokudur. %35 ila %50 fosforik asit uygulaması, açıkta kalan mine uzantı uçlarının seçici demineralizasyonu ile sonuçlanarak, artan alana ve yüksek enerjiye sahip bir yüzey bırakır. Yüksek yüzey enerjisi, taglar oluşturmak için nüfuz eden ve mekanik kilitleme yoluyla bağ kuvveti sağlayan hidrofobik reçine tarafından etkili bir şekilde ıslanmaya izin verir. Kuru, asitle pürüzlendirilmiş yüzeyin tükürük veya su ile kontamine olması veya asit maddesinin veya çözünmüş minerallerin yüzeyden arındırılmaması, adezyonun uzun vadeli stabilitesini olumsuz etkiler. Asitle pürüzlendirme tekniği, laboratuvar testleri sırasında 20 ila 22 MPa'lık makaslama bağlanma kuvvetleri üretir; bu, polimerizasyona bağlı olarak büzülme nedeniyle kompozit mine arayüzünde üretilenlerin (~18 MPa) ortalama üzerindedir. Minenin asitle pürüzlendirilmesi yaygın olarak kabul gören bir klinik prosedürdür ve marjinal renklenme, sekonder çürük ve mine

kenarlarının sızdırmazlığına bağlı postoperatif hassasiyeti azaltarak rezin kompozit restorasyonların ömrünü uzatmıştır. Asitle pürüzlendirme tekniği, daha konservatif bir kavite preparasyonunun kullanılmasına izin verir ve bir dereceye kadar bağlanmış yapının kırılma direncini eski haline getirir.

2.6.2. Dentine adezyon

Dentin hidroksiapatit (%45), su (%25) ve organik matriksten (%30) oluşur. Dentine bağlanma, rutin olarak asitle pürüzlendirme ve hidrofilik primerlerin difüzyonu ve ardından bonding rezinlerin uygulanmasıyla sağlanır. Kompozit restoratif materyaller daha sonra rezin tabakasına bağlanır; rezin-dentin arayüzü, 22 ila 35 MPa'lık bağ kuvvetlerine sahiptir. İlk aşamada, yüzey hazırlığı, dentin yüzeyi ve tübüllerdeki smear tabakasını çözer, dentini optimum derinlik olan yaklaşık 5 µm'ye kadar kısmen dekalsifiye eder ve dentin tübüllerini açar. İkinci aşamada, 2-hidroksietil metakrilat (2-HEMA), 4-metakriloksietil trimelit anhidrit (4-META) ve glutaraldehit gibi hidrofilik primer birleştirme ajanları, hem tübüllere hem de dekalsifiye edilmiş intertübüler dentine nüfuz ederek uygulanır. Primer kolajeni stabilize eder ve bisfenol A glisidil metakrilat (bis-GMA) veya üretan dimetakrilat (UDMA) monomerleri olan bonding rezinlerin penetrasyonunu kolaylaştırır.

2.7. Adeziv Simanlar

Diş hekimliğinde adeziv dönemi, 1955 yılında Buonocore (104) tarafından diş yüzeylerinin asitle pürüzlendirilmesi konseptinin ortaya atılmasıyla başlamıştır. Adeziv simantasyon sayesinde kalan sağlam diş dokuları korunmaya başlamış ve diş dokusu ile restoratif materyal arasında mikromekanik bağlanmayla oral sıvıların ve bakterilerin geçişi önlenmiştir (105).

Rezin simalar 20 yılı aşkın zamandır güvenle kullanılmaktadır. İyi adezyon ve ağız sıvılarında düşük çözünürlük gibi avantajlarına rağmen, klinik aşamaların karmaşıklığı, manipülasyon zorluğu ve post-operatif hassasiyet gibi dezavantajları vardır (106). Diş ve restorasyon yüzeylerinin ayrı ayrı hazırlanma prosedürleri teknik hassasiyet ve zaman gerektirir (107). Tekniğin doğru uygulanması, restorasyonun başarısını artırır ve uzun ömürlü olmasını sağlar (107,108). Adeziv simantasyon başarılı olduğunda seramik materyal daha yüksek kırılma direnci gösterir (109).

2.7.1. Rezin simanların sınıflaması

Polimerizasyon mekanizmalarına göre rezin simanlar;

1. Kimyasal olarak polimerize olan simanlar
2. Işıkla polimerize olan simanlar
3. Hem ışıkla hem kimyasal olarak polimerize olan simanlar olarak sınıflanırılır (110).

2.7.1.1. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar

Kimyasal reaksiyonun başlatılması için, baz ve katalizör materyalin birbirine karıştırılması gerekir. Bu gruptaki simanlar metal destekli restorasyonlarda ve metal endodontik postlarda kullanılabilir (111,112).

(Panavia 21 (Kuraray), Panavia F2.0 opak renk (Kuraray), C&B (BISCO)

2.7.1.2. Işıkla polimerize olan rezin simanlar

Işık kaynağı ile aktive olur ve aktivasyonu başlatıcı foto başlatıcılar içerir. Işıkla polimerize olan rezin simanlarda ışığın tüm simana nüfuz edebilmesi ve foto başlatıcıları aktive etmesi önemlidir (111). Çalışma süresinin uzun olması ve renk stabilitesi, ışıkla polimerize olan rezin simanların en önemli avantajlarıdır. Bu simanlar kalınlığı en fazla 1.5 mm olan cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonlarda kullanılabilir (113).

(RelyX Veneer Cement (3M ESPE), Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent), NX3 Nexus (Kerr), Choice 2 Veneer Cement (BISCO, Inc.))

2.7.1.3. Hem ışıık hem kimyasal polimerize olan rezin simanlar

Hem ışıkla hem kimyasal olarak polimerize olan simanlar dual-cure siman olarak adlandırılır. Simanın polimerize olmasını sağlayan self-cure başlatıcılar mevcuttur. Ayrıca, bu grup simanların içinde bulunan foto başlatıcıların aktive edilebilmesi için mutlaka ışık uygulanmalıdır. Posterior bölgede seramik ve seramik benzeri materyallerden 2 mm ve daha fazla kalınlıktaki veya opak hazırlanan restorasyonların simantasyonunda kullanılır (114).

(Panavia F2.0 (Kuraray), NX3 Nexus (Kerr), RelyX ARC (3M ESPE), Variolink II (Ivoclar), RelyX Unicem (3M ESPE), Maxcem (Kerr))

Tablo 2.2. Güncel adeziv simanlar

Dual-cure rezin simanlar	Self-cure rezin simanlar	Light-cure rezin simanlar
Variolink (IVOCLAR) Panavia (KURARAY) Clearfil Esthetic Cement (KURARAY) Resilute (PULPDENT) Nexus 3 (KERR) Relyx Arc (3M ESPE) Calibra (DENTSPLY) Duolink (BISCO) Illusion (BISCO) Relyx Unicem (3M ESPE) Relyx U 200 (3M ESPE) Maxcem (KERR) Panavia SA CEMENT PLUS (KURARAY) Biscem (BISCO) Bifix SE (VOCO) Speed-CEM (IVOCLAR) Smart-CEM 2 (DENTSPLY) I-CEM (HEAREUS-KULZER) G-Cem Link Force (GC, Tokyo, JAPAN)	Multilink (IVOCLAR) Panavia 21 (KURARAY) Superbond C&B (MORITA) C&B Metabond (SUN MEDICAL) C&B Cement (BISCO)	Relyx Veneer (3M ESPE) Compson QD (DENTSPLY) Nx3 (KERR) Choice (BISCO)

2.8. CAD/CAM Sistemleri

Diş hekimliği, yeni teknolojilerin benimsenmesinde tıp disiplinlerinin ön saflarında yer alan ve sürekli büyüyen bir alandır. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojisi diş hekimliğindeki önemli devrimlerden biridir.

İlk olarak, 1940'lı yıllarda mühendislik ve endüstriyel uygulamalarda kullanımı başlayan bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojisini, 1971 yılında Dr. Duret ile Dr. Preston diş hekimliğine kazandırmıştır (115). 1980'lerde Moermann, bu sistemin gelişimini sürdürmek için yaptığı çalışmalarla onları takip etmiş ve ticari olarak kullanıma elverişli ilk sistem olan CEREC'i piyasaya sürmüştür. O zamandan beri, CAD/CAM modern diş laboratuvarlarında ve çoğu diş hekimi tarafından klinik uygulamalarda kabul edilmiştir (116).

Tüm CAD/CAM sistemleri genel olarak tarama, tasarım ve üretim olmak üzere 3 ayrı mekanizmadan oluşmaktadır. Tarama ünitesi ile preparasyon bölgesi ve çevresindeki ilgili dokular taranarak sanal bir ölçü elde edilir. Tasarım yazılımı ile sanal ölçüdeki veriler

kullanılarak restorasyon tasarlanır ve bu tasarlanan restorasyonun kazıma ünitesindeki parametreleri yazılım aracılığı ile ayarlanır. Kazıma ünitesi ise önceden seçilen bloklardan bilgisayar destekli tasarım ünitesinden aldığı dataya göre ilgili restorasyonların üretimini yapar. CAD (computer aided design) tarama ve tasarımı ifade ederken CAM (computer aided manufacturing) ise kazıma yani restorasyonun üretim safhasını ifade etmektedir. CAD/CAM sistemlerinde makine destekli üretim klinikte ya da laboratuvarında gerçekleştirilebilmektedir (117).

CAD/CAM sistemlerinin üç unsuru vardır;

1. Veri toplama
2. Veri işleme
3. Üretim

CAD/CAM sistemlerin yapısal elemanları; (118)

1. Preparasyon alanının ve karşıt çenenin ölçüsünü alan bir ağız içi tarayıcı veya konvansiyonel yöntemle ölçü alınarak elde edilmiş bir modelden sanal ölçü elde eden bir dijital tarayıcı.
2. Restorasyonların tasarlanmasını ve üretim parametrelerinin belirlenmesini sağlayan bir yazılım.
3. Restoratif materyal bloğunun kazınarak restorasyonun elde edilmesini sağlayan bir üretim cihazı.

Veri toplama işlemi ağız içi tarayıcılarla yapılır. Ağız içi tarayıcılar ile, konvansiyonel ölçü almadan, model dökümü yapmadan oral kavitenin üç boyutlu modelini oluşturmak mümkündür. Dijital model kron, köprü ve parsiyel protez altyapısı tasarlamak için kullanılabilir. Günümüzde tasarım için birçok yazılım seçeneği mevcuttur.

Geçmişte dijitalleştirme, tasarım ve üretim aşamaları kapalı sistem olarak anılırdı. Günümüzde açık erişim sistemleriyle, CAD/CAM bileşenlerini elde etmek mümkündür. Veriler üretim için uygun tasarım yazılımı ile eşleştirilerek kron ve köprü altyapıları, parsiyel protez altyapıları, kişisel implant ve abutmentler üretilir (119).

2.8.1. CAD/CAM sistemlerin avantajları

Dental restorasyonlar için CAD / CAM teknolojisinin kullanımı, geleneksel tekniklere göre sayısız avantaja sahiptir. Bu avantajlar arasında hız, kullanım kolaylığı ve kalite bulunur. Dijital taramalar, geleneksel ölçülerden daha hızlı ve daha kolay olma

potansiyeline sahiptir çünkü model eldesi, mum modelaj, döküm ve fırınlama aşamaları ortadan kalkar (120).

CAD/CAM sistemleri ile üretim işlemlerini otomatikleştirir ve daha kısa sürede daha yüksek kalitede restorasyonlar elde edilebilmesi sağlar. İndirekt restorasyonların geleneksel yöntemler ile elde edilmesi sırasında çok aşamalı üretiminde olası teknik hata ve sorunlar en aza indirgenir ve bu süreçlerdeki çapraz kontaminasyon ihtimali azalır (121).

CAD/CAM sistemleri, uygulanacak tedavinin tek seansta tamamlanabilmesine olanak sağladığından hem hastalar hem de diş hekimleri için zaman tasarrufu sağlar. Bununla birlikte, ekstra ölçü ve geçici restorasyon ihtiyacına gerek olmadığı için bu aşamalara bağlı klinik problemleri ortadan kaldırmakta ve maliyet tasarrufu sağlamaktadır (122).

2.8.2. CAD/CAM sistemlerin dezavantajları

CAD/CAM sistemlerinin en önemli dezavantajlarından biri ekipman maliyetidir. Diş hekimleri tüm sistemi satın alıp kendi uygulamalarında kullanmak istediklerinde sistemin maliyeti hala önemli bir sınırlamadır. Sistemin bir diğer kısıtlaması iyi eğitilmiş ve motive personele ihtiyaç olmasıdır. Ayrıca subgingival marjine sahip destek dişlerin ölçüsünün dijital olarak alınması zordur. Bu gibi durumlarda konvansiyonel sabit protez ölçülerinde olduğu gibi, iyi dişeti retraksiyonu yapılması gerekmektedir. Bunlara ek olarak, restorasyonların üretildiği blokların çoğunun monokromatik olması sebebiyle bitirilmiş restorasyonların renk uyumu sorunu yaşanılabilir. Bu sorunun ortadan kaldırılması için polikromatik blokların üretilmesine yönelik çalışmalar yapılmaktadır. Polikromatik bloklar etkin şekilde kullanılamadığında, restorasyon yüzeylerine boyama yapmak bu sorunu aşmak için tek alternatiftir (123).

2.8.3. CAD/CAM sistemlerin sınıflandırılması

CAD/CAM sistemleri laboratuvar sistemleri ve hasta başı sistemleri olarak sınıflandırılmıştır.

Laboratuvar sistemleri kendi içerisinde 3'e ayrılır:

1. Kendi tarayıcı ve freze üniteleri olan CAD/CAM sistemleri. (Amann Girbach, 3M ESPE, Sirona Dental Systems, Zirkon Zahn, vhf camfacture AG, Weiland Dental, Pou-Yuen and U-Best Dental, Planmeca, KaVo Dental, Dentsply Prosthetics)

2. Sadece tarayıcısı olan laboratuvar CAD sistemleri. (D2000, 3 Shape; Dental Wings 7 series, Dental Wings; IScan D104, Imetric 3D SA; Ceramill Map, AmannGirrbach; Activity 850 3D, Smart Optics)
3. Sadece freze cihazı olan CAM sistemleri. (Coritec 550i, imes-icore; DWX-50, Roland DGA Corporation; inLab MC X5, Sirona; M5, Zirkonzahn; Tizian Cut 5 Smart, Schütz Dental; S2 Model, vhf camf-acture AG; Ceramill Motion 2, Amann Girrbach) (Alghazzawi, 2016)

Hasta başı CAD/CAM sistemleri ise kendi içerisinde iki gruba ayrılır:

1. Kendi tarayıcı ve freze üniteleri olan hasta başı CAD/CAM sistemleri (Sirona ve Planmeca).
2. Tasarım özelliği olmadan yalnızca bir tarayıcıya sahip olan görüntü elde etme sistemleri (True Definition Tarayıcı, 3M ESPE, iTero, Align Technology, Inc; Trios, 3Shape; Apollo DI, Sirona; CS 3500, Carestream Dental LLC) (Alghazzawi, 2016).

Tez çalışmamızda CEREC CAD/CAM sistemi kullanılmıştır.

Diş hekimliğinde kullanıma giren ilk CAD/CAM sistemi ‘Ceramic Reconstruction’ kelimelerinin ilk harflerinden ismini alan ve Mormann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC’tir (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) (122),(124). CEREC 1, 1987’de CEREC’in gelişimi ve pazarlama lisansına sahip olan Siemens AG (Münih, Almanya) tarafından piyasaya sürülmüştür. CEREC 2 sistemi ise 1994 yılında tanıtıldı. CEREC 2 sistemi, oluşturulan kavitelerde daha iyi uyum sağlama ve gelişmiş form oluşturabilme tekniği ile anatomik morfoloji elde etme olanağı sağlamıştır. 2000 yılında Sirona tarafından piyasaya sürülen CEREC 2’den sonraki versiyon olan CEREC 3, inley, onley, kron ve laminate restorasyonların hasta başı üretim imkanı sağlamıştır (125).

Dördüncü jenerasyon olan CEREC AC Bluecam tek bir kadranın ölçüsünü 1 dakika gibi kısa bir sürede alabilirken karşıt arkın ölçüsünü ise birkaç saniyede tamamlayabilmektedir. 2012 yılında piyasaya sürülen en son ürün ise CEREC AC Omnicam’dır. Omnicam’de devamlı bir görüntü oluşumu ile 3 boyutlu bir model oluşturma prensibine sahip iken Bluecam’de ışının farklı açılarla gönderilmesinden elde edilen tek bir görüntüden 3 boyutlu model oluşturulmaktadır. Omnicam’de tek bir dişten tam ağıza kadar tüm restorasyonların ölçüsü alınabilirken, Bluecam daha çok tek bir diş veya kadranın ölçüsü için daha güvenli sonuçlar vermektedir (126).

2004 yılında bu sistemin bünyesine eklenen inLab (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) ünitesi ile laboratuvar ortamında da özellikle diş destekli sabit

restorasyonların üretiminde CAD/CAM teknolojisine geçiş sağlanmıştır. CEREC 4 ile temel gelişimini tamamlayan sistem, günümüzde halen uzun dönem sonuçları olan klinik indirekt restorasyon uygulamalarında mevcut tek CAD/CAM sistemidir (127).

2.8.4. CAD/CAM materyalleri

Tez çalışmamızda Cerasmart 270 (GC Corp, Tokyo, Japonya) ve Initial LiSi blok (GC Corp, Tokyo, Japonya) kullanılmıştır.

2.8.4.1. Cerasmart 270

CERASMART 270 (GC Corp, Tokyo, Japonya), indirekt restorasyonlar üretmek için geliştirilmiş nanoseramik ve kompozit rezin içeren estetik hibrit bloktur (128). Cerasmart 270'in monomer kompozisyonu Bis-MEPP, UDMA, DMA içerir. Doldurucu içeriği ise silika (20 nm) ve baryum camdan (300 nm) oluşur. Materyalin doldurucu içeriği ağırlıkça % 77'sini oluşturur. Geliştirilmiş nanofiller teknolojisi ile Cerasmart 270 yüksek fiziksel ve estetik özellikler sunar. Sinterleme/ kristalizasyon aşamalarına ihtiyaç duyulmaz. Materyal estetik değeri artırmak için manuel olarak cilalanabilir veya karakterize edilebilir. Yüksek derecede esneklik, mukavemet ve kırılma enerjisine ek olarak, bu yenilikçi hibrit nano seramik, yapıştırma sonrasında en iyi marjinal bütünlüğü ve yüksek mukavemeti sağlamaya yardımcı olur. Sonuç olarak, Cerasmart 270 posterior kron, anterior kron, inley, onley ve implant üstü restorasyonlarda kullanılır.

2.8.4.2. Initial LiSi blok

Initial LiSi blok (GC Corp, Tokyo, Japonya), indirekt restorasyonlar üretmek için geliştirilmiş lityum disilikat cam seramik bloktur. Initial LiSi blok hacimce %29 $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$, %10 Li_3PO_4 , %3,6 kristobalit, %12,4 kuartz benzeri faz ve %45 oranında cam içerir (129).

Initial LiSi blok, ısıya maruz bırakılmasına gerek kalmadan optimum fiziksel ve estetik sonuçlar gösteren tamamen kristalize bir lityum disilikat bloktur. Ultra ince kristal yapısı sayesinde kolayca millenir. Yüksek parlaklık ve doğal opelasans gösterir. Milleminin ardından disk ve lastikler aracılığı ile polisajlanıp simantasyona hazır hale gelir. İyi marjinal uyum ve yüksek dayanıklılık gösteren Initial LiSi blok, dört estetik renk ve iki şeffaflık seçeneği sunar. Veneer, kron, inley, onley, parsiyel kron, implant üstü tek veya splintli kronlarda kullanılabilir (130).

2.9. Mekanik Özellikler

Çiğneme süresince dişler, ağızdaki restorasyonlar ve stomatognatik sistemin diğer yapıları bir kuvvete maruz kalırlar. Bu kuvvet karşısında materyalin davranışı, maddenin mekanik özelliğidir (131).

Herhangi bir materyale kuvvet uygulandığında materyal direnç gösterme, şekil değiştirme, hareket etme, hareket halindeyse durma şeklinde cevap verir. Kuvvet uygulanan bir materyaldeki değişiklikler kuvvetin uygulama yönüne bağlıdır. Materyale uygulanan kuvvetler, germe (*tensile*), baskı (*compressive*) ya da makaslama (*shear*) şeklinde ortaya çıkar.

Çiğneme fonksiyonu sırasında ağız içinde oluşan kuvvetler germe, baskı ve makaslama kuvvetlerinin bileşimidir. Bu kuvvet bileşimi sonucunda çekme dayanımı, baskı dayanımı ve makaslama dayanımı görülecektir (59,70,131).

Elastik deformasyon, materyale kuvvet uygulandığında ilk önce ortaya çıkan deformasyon şeklidir. Elastik deformasyon, geri dönüşümlü bir deformasyondur. Materyale uygulanan kuvvet kaldırıldığında oluşan deformasyon ortadan kalkar. Materyale elastik limitin üzerinde bir stres uygulandığında materyalde plastik deformasyon oluşmaya başlar. Plastik deformasyon kalıcı deformasyondur. Materyale uygulanan kuvvet kaldırıldığında materyal eski haline dönemez ve kalıcı bir şekil değişikliği meydana gelir. Elastik limitin üzerindeki tüm stresler materyalde plastik deformasyon oluşturur (49,59,70).

Kırılğan materyaller belirli bir kalıcı deformasyon göstermeden kırılırlar. Çekme dayanımları baskı dayanımlarından çok daha düşüktür. Kırılğan materyaller yapılarındaki mikro çatlaklar sebebi ile germe kuvvetleri karşısında dirençsizdir. Baskı kuvvetleri ise mikro çatlakların kapanmasını sağladığından kırılğan materyallerin baskı dayanımları çekme dayanımlarından çok daha yüksektir (70). Bir materyali elastik limite kadar deforme etmek için gereken enerji miktarına reziliens denir. Reziliens, materyalin daimi deformasyona gösterdiği dirençtir. Benzer şekilde materyali kırabilmek için gereken enerji miktarına da kırılma sertliği (*fracture toughness*) denir (70). Kırılğan materyallerin yapısındaki mikroçatlakların ucunda stres birikimi olur. Bu noktadaki stres miktarı kritik bir değerin üzerine çıktığında mikroçatlak ilerlemeye başlar. İlerleme sırasında enerjisi artar ve mikroçatlağın büyüme hızı devam eder. Bu şekilde hızı ve enerjisi artarak ilerleyen mikroçatlak sonunda katastrofik bir kırığa dönüşür. Bu nedenle kırılğan materyallerin kırılma dayanımından ziyade *fracture toughness* değerinin göz önünde bulundurulması gerekir. *Fracture toughness* kırılğan bir materyalin yapısında bulunan bir mikroçatlağın

ilerlemeye başlayabilmesi için gereken minimum enerji miktarı olarak tanımlanabilir (59,70,131).

Laboratuvar ortamında gerçekleştirilen mekanik testlerin büyük bir çoğunluğu malzemeleri statik olarak test eder. Halbuki ağız ortamındaki doğal yapılar ve ağız içi restorasyonlar sürekli bir yükleme altındadır. Materyallerin sürekliliği olan kuvvetler altında test edilmesi ise ancak dinamik testlerle mümkündür (131).

2.9.1. Kırılma dayanıklılığı

Herhangi bir materyalin kuvvet karşısında ortaya çıkan gerilmeye bağlı olarak iki veya daha fazla parçaya ayrılmasına kırılma adı verilir. Dental materyallerin dirençlerini en iyi ölçen testler kırılma testleridir. Kuvvet uygulanan bir nesnenin kırılma anındaki stres miktarı kırılma dayanımı (*fracture strength*) olarak tanımlanır. Test esnasında oluşan strese bağlı olarak oluşan çatlak ilerler ve büyür. Test edilen materyalin bu çatlağa karşı gösterdiği dirence kırılma dayanımı denir (2).

2.10. Yapay Yaşlandırma yöntemleri

2.10.1. Suda bekletme

Suda bekletme yöntemi özellikle polimerizasyonun tamamlanması sırasında ağız ortamına benzer şekilde ıslak bir ortamda yapılmasını hedefler. Yapılacak işleme göre suda bekletme işlemi 37 °C'deki suda, 24 saat, 7 gün veya 30 gün bekletme şeklinde gerçekleştirilmektedir. Kısa bekletme süresi dahi, hidrolitik bozulmayı hızlandırarak bağlanma dayanımını zayıflatmaktadır (158). Bu yöntemde, bekletme solüsyonu olarak genellikle su kullanılmaktadır. Bazı durumlarda klinik koşulları yakından taklit etmek için yapay tükürük veya esteraz enzimi de kullanılabilmektedir (133).

2.10.2. Ultraviyole ışık ile yaşlandırma

ISO 7491 (2000) (International Organization for Standardization) standartlarına göre; örneklerden belirli bir mesafede (10 cm) bulunan UV-B ışığın 37 °C'de 120 saat uygulanmasının 1 yıllık klinik kullanıma karşılık geldiği belirtilmiştir. Diş hekimliğinde sıklıkla, restorasyon renklenmesini değerlendiren (ΔE) çalışmalarda kullanılmaktadır (134)

2.10.3. Otoklav ile yaşlandırma

2 bar basınç altında 121 °C ve 134 °C gibi sıcaklık değerlerinde, basınç ve nem altında otoklavlama işleminin materyallerde yaşlandırma meydana getirdiği gösterilmiştir (135,136).

2.10.4. Mekanik oklüzal yükleme işe yaşlandırma

Dinamik (zamana bağlı değişen) ya da statik (sabit yükler) kuvvetlerin belirlenen Newton değerlerinde belli bir frekansla döngüsel olarak uygulanması işlemidir (136).

2.10.5. Termosiklus (ısısal döngü) ile yaşlandırma

Ağız ortamındaki ısı değişimlerini yansıtmak amacıyla test edilen materyalin, belirli bir frekansla belirlenmiş olan farklı sıcaklıklara döngüsel olarak maruz bırakılmasıdır (136).

2.10.6. Termomekanik yaşlandırma

Oklüzal mekanik yükleme işlemi ve termal siklus uygulamalarının birlikte kullanılması işlemidir. Her iki tekniğin de materyallerin yaşlandırma işleminde etkili olduğu öne sürülmesine karşılık; bu işlemlerin eş zamanlı uygulandığında etkinliğinin arttığını belirten çalışmalar mevcuttur. Farklı Newton değerlerinde mekanik yüklerin belirli bir frekansta uygulanması sırasında, örneklerin bulunduğu haznelere sıcak ve soğuk su uygulanarak eş zamanlı termomekanik yaşlandırma işlemi yapılmaktadır. Bu amaçla geliştirilmiş çiğneme simülatörleri klinik koşulları yansıtmada en etkili in vitro yöntem olarak kabul edilmektedir (137,138).

2.11. Yaşlandırma işlemi: Çiğneme Simülatörü

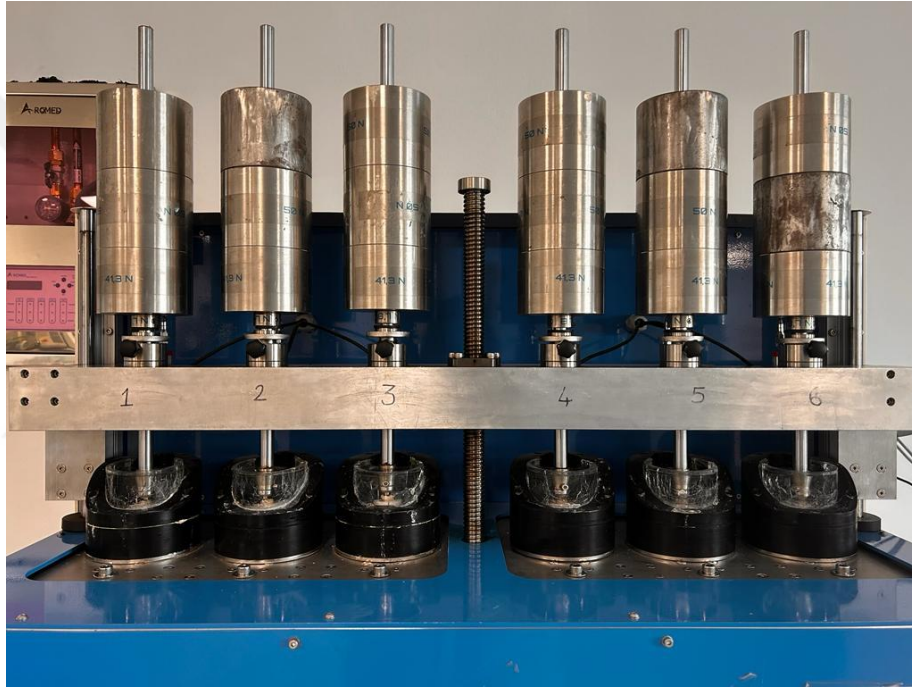
Restoratif materyallerin zaman içerisinde ağız ortamında kullanımı sonucu fiziksel özelliklerinin değişimlerinin değerlendirilmesi standartizasyon sağlanamaması, maliyet ve uzun zaman gerektirdiğinden, klinik kullanım öncesi in vitro olarak yorulma ve yaşlandırma testlerinin yapılması gerekmektedir. Daha kısa bir sürede gerçekleştirilebilen in vitro testlerin tekrarlanabilir ve standardize edilebilir test parametreleri olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (139).

Mekanik yaşlandırma işlemi çiğneme simülatörleri kullanılarak yapılabilir. 1957'de Cornell ve arkadaşları üst dişlerin hareketli bir kol üzerine, alt dişlerin ise rijit bir kol

üzerine sabitlendiği bir çiğneme makinesini tarif etmiştir (140). 1970'ler boyunca, kuvvet uygulaması ve hareket düzeni açısından çok sayıda yapay aşınma test yöntemi ve makinesi geliştirilmiştir (59,141,142). Sonraki dönemlerde, daha karmaşık simülasyon sistemleri tanıtılmıştır. DeLong ve Douglas çiğneme sürecini simüle etmek için servo hidrolik mekanizma ile klinik olarak yönlendirilen bir kuvvet hareketi döngüsünü gerçekleştiren yapay bir ağız içi ortam geliştirmiştir (143). Ancak bu makinede tek seferde yalnızca bir numune test edilebilir ve bu da numune gruplarının istatistiksel olarak değerlendirilmesi için oldukça zaman gerektirmektedir. Krejci ve arkadaşları hem termal hem de mekanik yaşlandırma işlemini aynı anda simüle eden bilgisayar kontrollü bir çiğneme simülatörü geliştirmiştir (144). Bu çiğneme simülatöründe uygulanan kuvvetler elektromıknatıslarla kontrol edilirken, bir seferde altı numune test edilebilmektedir. Yakın zamanda, diğer bilgisayar kontrollü çiğneme simülatörleri tanıtılmıştır. Çift akslı çiğneme simülatörü, bilgisayar ile kontrol edilen ve dikey ve yatay yönde kuvvet uygulayabilen bir alettir. Plastik tutucular içerisine örnekler yerleştirilir, çiğneme simülatöründeki karşıt mekanizma belirlenen miktarda yatay ve dikey hareket ederek belirlenen çiğneme döngüsünü yerine getirir. Heintze ve ark. simülasyonda karşılaştırmanın doğru olabilmesi için, standardize bir antagonist formun gerekliliğini vurgulamıştır (13). Çiğneme simülatörlerinde kullanılmak üzere, kuvveti uygulayacak karşıt uç, çeşitli materyallerden farklı çaplarda üretilir (146). Daha önceki çalışmalarda, antagonist olarak premolar diş cusp tepesini taklit eden 6 mm çapında paslanmaz çelik bilyeler kullanılmıştır (147). Tez çalışmamızda kullandığımız çiğneme simülatör cihazı şekil 2.2'de gösterilmiştir.

Isırma işlemi esnasında kaslardaki aktivasyon yaklaşık her yarım döngü için 0.2-1.5 Hz frekans aralığındadır (148). Bu nedenle, uygun bir çiğneme sistemini taklit eden bir cihazın tek veya çoklu ekseninde hareket ederken önceden belirlenen kuvvetleri belirli sayıda tekrarlar ile materyale uygulayabilmesi gerekmektedir. Çiğneme simülatöründe oluşturulan 1.3 Hz-1.8 Hz'lik çiğneme frekansı ile her 0.6-1.1 saniyede bir döngü fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilir. Literatüre göre çiğneme simülatöründe yaklaşık olarak 240.000-250.000 adet döngü bir yıllık klinik ortamdaki kullanıma karşılık gelmektedir. Araştırmalarda kullanılan, dinamik yüklemeye maruz bırakılan ve 1.200.000 döngü sonunda kırılmadan kalan örnek gruplarının kullanım süreleri 5 yıllık bir klinik ömre eşdeğer olduğu belirtilmiştir (149,150). Ağız içerisinde oluşan çiğneme kuvveti 10 N ve 120 N (151,148) arasında değişen seviyelerdedir. Posterior bölgede maksimum ısırma kuvvetinin 200 N ile 360 N arasında değişmekte olduğunu gösteren çalışmaların yanı sıra (151,152), 250-900 N arasında olduğunu açıklayan çalışmalar da literatürde bildirilmiştir.

Ön dişler ile ısırıldığında ulaşılan kuvvet tüm dişler ile ısırıldığında kuvvetin %20'sine ulaşabilmektedir (153). Çiğneme ve yutma sırasındaki fonksiyonel kuvvetler, maksimum ısırma kuvvetinin yaklaşık % 40'ına ulaşabilmektedir (154). Bireyler arasındaki ısırma kuvveti; denek motivasyonu ve işbirliği, çene kas boyutu, ağrı, ağız açıklığı, yaş, cinsiyet, kraniyofasiyal morfoloji farklılıklarından ve parafonksiyonel alışkanlıklardan dolayı değişim göstermektedir (153). Yapılan çalışmada tek hasta üzerinde gnathodinometre ile yapılan bir ölçümde en yüksek ısırma kuvveti 4430 N olarak kaydedilmiştir ve aynı çalışmada bruksizimi olan hastalarda normal hastalara kadar 6 kat fazla ısırma kuvveti olabileceği bildirilmiştir (154).



Şekil 2.2. Çiğneme simülör cihazı

2.12. Amaç

Bu tez çalışmasının amacı aşırı koronal madde kaybına sahip alt çene molar dişlerin fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kullanılarak farklı kalınlıklarda uygulanan kor yapı üzerine kompozit rezin ile direkt olarak hazırlanan ve farklı seramik bloklarda indirekt olarak hazırlanan onley restorasyonların, 2 yıllık mekanik yaşlandırılması sonucu kırılma dayanım ve tiplerinin karşılaştırılması ve elde edilen laboratuvar sonuçlarının, klinik uygulamalarda yol gösterici olması ve yeni çalışmalara katkı sağlamasıdır.

2.13. Çalışma Hipotezi

Hipotez 1: Çalışmamızda farklı kalınlıklarda oluşturulan kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit kor altyapıların üzerine uygulanan direkt onley restorasyonların kırılma dayanımı değerleri ve kırık şekilleri farklılık göstermeyecektir.

Hipotez 2: Çalışmamızda farklı direkt ve indirekt materyaller ile üretilen onley restorasyonların kırılma dayanımı değerleri ve kırık şekilleri farklılık göstermeyecektir.

Hipotez 3: Çalışmamızda onley restorasyon üretiminde kullanılan iki farklı indirekt materyalin kırılma dayanımı değerleri ve kırık şekilleri farklılık göstermeyecektir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Tez çalışmamızda, aşırı kron harabiyetini taklit edecek şekilde preparasyon yapılan dişlere uygulanan direkt ve indirekt restorasyonların kırılma dayanımları araştırıldı. Yapılan bu çalışma öncesinde Başkent Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'na başvuru yapılarak gerekli olan etik kurul onayı alındı. (D-DA22/01 proje numaralı ve 'Molar Dişlere Farklı Materyallerle Uygulanan Onley Restorasyonların Mekanik Yaşlandırma Sonrası Kırılma Dayanımlarının Karşılaştırılması' başlıklı proje için 23/02/2022 tarihinde 22/38 karar numarası ile etik kurul onayı alınmıştır.)

Çalışma;

- 1- Örneklerin hazırlanması
- 2- Güç analizi
- 3- Çiğneme simülatöründe yaşlandırma işlemi
- 4- Kırılma test işlemi
- 5- İstatistiksel analiz aşamalarından oluşmaktadır.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

3.1.1. Dişlerin toplanması ve hazırlanması

Çalışmada periodontal sebeple çekilmiş 135 adet, oklüzal boyutları birbirine benzer (± 1 mm) sağlam ve çürüksüz alt çene büyük azı dişleri kullanıldı. Dişlerin toplanmasının ardından diş yüzeyinde bulunan kan ve yumuşak doku artıkları akan su altında temizlendi ve dişler % 0.5 kloramin T solüsyonunda 4 °C de, diş çekimini takiben 2 ay süreyi geçmeyecek şekilde muhafaza edildi.

Tüm dişlerin boyutları bukkal-lingual ve mesial-distal yönlerde dijital kumpas (Mitutoyo Corp., Tokyo, Japonya) ile ölçüldü. Ortalama boyutlar, bukkal-lingual 10.3 (± 0.5) mm mezial-distal 11.3 (± 0.6) mm olarak hesaplandı.



Şekil 3.1. Rehber olarak ayrılan doğal diş ve dijital kumpas

Dişler, çapı 2.5 cm olan plastik silindir içinde, mine-sement sınırında olacak şekilde, otopolimerizan akrilik rezin (Meliodent, Heareus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya) içine yerleştirildi.

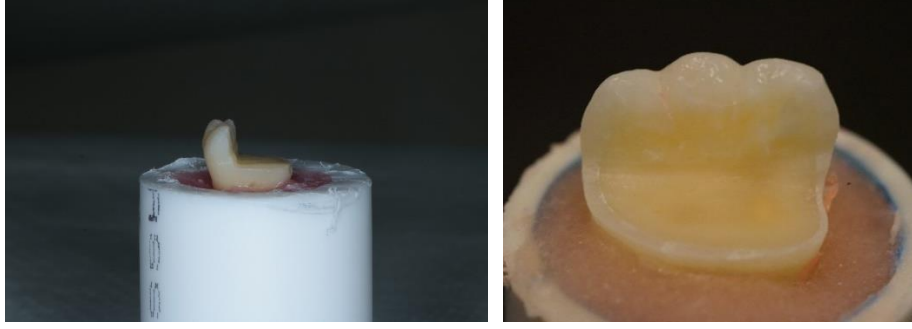
3.1.2. Güç analizi

Çalışmanın ve her grubun örneklem büyüklüğü daha önce rapor edilen çalışmalara göre istatistiksel güç analizi ile belirlenmiştir. Güç analizine göre 0.50 etki büyüklüğü, %5 yanılma düzeyinde 0,90 güç düzeyine ulaşmak için en az 90 gözlem birimine ihtiyaç duyulmaktadır. Çalışmanın gücünü artırmak için her biri 15 örnekten oluşan 8 çalışma grubu ve kontrol grubu tasarlanarak örneklem büyüklüğü 135'e çıkarılmıştır.

3.1.3. Dişlerin preparasyonu

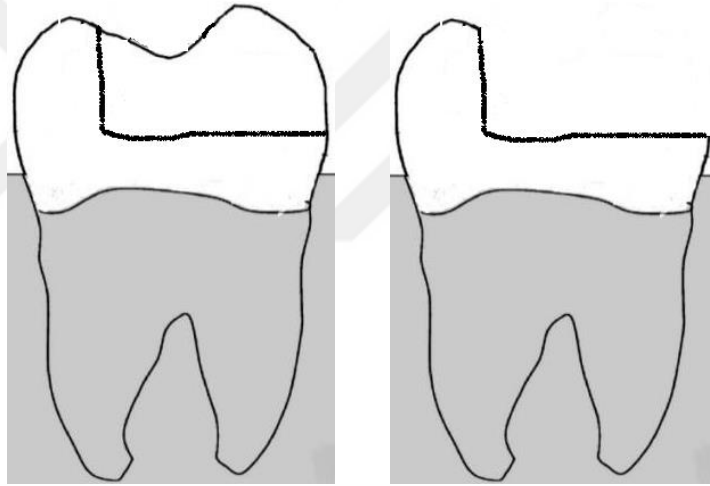
120 adet diş, aynı koronal diş preparasyonu, 4 yıllık klinik ve protetik tedavi tecrübesi olan aynı diş hekimi tarafından yapıldı. 15 adet sağlam ve işlem görmemiş diş kontrol grubu olarak ayrıldı.

120 adet alt çene büyük azı dişinde, aşırı kron harabiyetine sahip dişleri taklit edecek şekilde, palatinal tüberküllerin preparasyona dahil edilip bukkal tüberküllerin geride bırakıldığı MOD onley kaviteleri hazırlandı. Palatinal tüberküllere yapılan preparasyon pulpa odası tavanı sınırına kadar hazırlandı. Preparasyon, bir periodontal sond ile derinlik ölçümleri tekrarlanarak, oklüzal azaltma 5 mm olmak üzere, tabanı düz kavite şeklinde oluşturuldu. Geride kalan bukkal duvar kalınlığı yaklaşık 3 mm olacak şekilde bırakıldı. Preparasyon marjinleri, mine-sement sınırının 1-1.5 mm üzerinde yer aldı. Preparasyon, yüksek hızlı aeratör yardımıyla önce ucu dik açılı elmas fissür frez sonra karbid frezler ile su soğutması altında gerçekleştirildi. MOD preparasyon tipi düz-kutu tipi (*flat-box type*) preparasyon olarak tanımlandı (9).



Şekil 3.2. Düz-kutu tipi (flat-box type) preparasyon

Bjelic-Danova (9) ve arkadaşlarına göre bu MOD tasarım düz-kutu tipi (flat-box type) preparasyon olarak tanımlanmış geniş amalgam restorasyonlarının yapılması sonucunda ortaya çıkan, hacimli diş sırtları veya tüberküllerin kırılması sonucu yapılması gereken preparasyon tipinin basitleştirilmiş bir modifikasyonu olarak düşünülmüştür.



Şekil 3.3. Kutu tipi preparasyon şeması

3.1.4. Çalışma gruplarının oluşturulması

Bu çalışma, kısa fiberle güçlendirilmiş akıcı kompozitin kor materyali olarak kullanıldığı direkt ve indirekt onley restorasyonların çiğneme simülasyonu cihazında yaşlandırılmasının ardından kırılma dayanıklılıklarının ve kırılma davranışlarının in vitro olarak incelemek üzere planlanmıştır. Toplam 135 adet diş kullanılan çalışmada 8 grup oluşturuldu ve her grupta rastgele seçilen 15 adet (n=15) diş yer almaktadır. Direkt restorasyon test gruplarında, onley preparasyonu uygulanmış 60 adet alt çene büyük azı dişine 0,1,4,5 mm kalınlığında everX Flow (GC, Tokyo, Japonya) KFGK materyali ile kor oluşturuldu ve geriye kalan boşluk geleneksel kompozit rezin restoratif materyal (G-aenial

Anterior, GC, Tokyo, Japonya) ile restore edildi. İndirekt restorasyon test gruplarında 2 mm kalınlığında KFGK materyali ile kor yapı uygulandı. 2 gruba kor yapı oluşturulmamıştır. Kor yapı hazırlığı yapıldıktan sonra indirekt restorasyonlardan biri rezin nanoseraamik (Cerasmart 270, GC Corp, Tokyo, Japonya) diğeri lityum disilikat (Initial LiSi blok, GC Corp, Tokyo, Japonya) cam seramik CAD/CAM materyalleri kullanılarak dijital üretim tekniğı (CAD/CAM) aracılığı ile onley restorasyonları oluşturuldu ve simantasyonlar gerçekleştirildi.

Tablo 3.1. Hazırlanan test grupları

Test grupları	n	KFGK Kor Kalınlığı	Kaplama Materyali ve Kalınlığı
Kontrol grubu	15	-	-
Test grubu 1	15	0	KR (5 mm)
Test grubu 2	15	1	KR (4 mm)
Test grubu 3	15	4	KR (1 mm)
Test grubu 4	15	5	KR (0 mm) (akışkan kompozit ile sadece yüzey boyama)
Test grubu 5	15	2	Cerasmart 270 (3 mm)
Test grubu 6	15	2	Initial LiSi Blok (3 mm)
Test grubu 7	15	0	Cerasmart 270 (5 mm)
Test grubu 8	15	0	Initial LiSi Blok (5 mm)

3.1.4.1. Direkt restorasyon gruplarının hazırlanması

Restorasyonların standardizasyonu için, kron preparasyonlarından önce transparan kapanış kayıt silikonu (Memosil 2, Heareus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya) ile prepare edilmemiş diş kronlarının negatif kopyası elde edildi ve direkt restorasyonlar elde edilen silikon rehber kullanımı ile yapıldı.

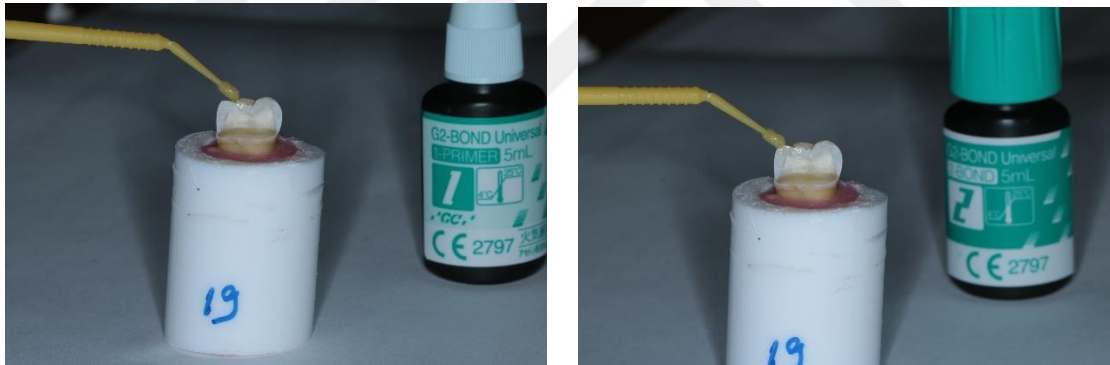


Şekil 3.4. Direkt restorasyonlarda standardizasyonu sağlamak için hazırlanan silikon rehber

Kavite preparasyon işlemini takiben, kavitelerin mine yüzeylerine 20 sn süreyle %37'lik fosforik asit (i-Gel N, i-dental, Lithuania) uygulandı. Asit yıkanıp kavite yüzeyi hava ile kurutulduktan sonra prepare edilen mine ve dentin yüzeylerine adeziv primer ve bonding ajan (G2- Bond Universal, GC, Corp, Tokyo, JAPAN) uygulandı. Bonding ajanın polimerizasyonu 420-480 nm dalga boyu ve 1400 mW/cm² ışık yoğunluğu gösteren Woodpecker LEed E Plus (Guilin Woodpecker Medical Instrument Co. Ltd., Çin) ışık cihazı ile gerçekleştirildi.



Şekil 3.5. Asitle pürüzlendirme



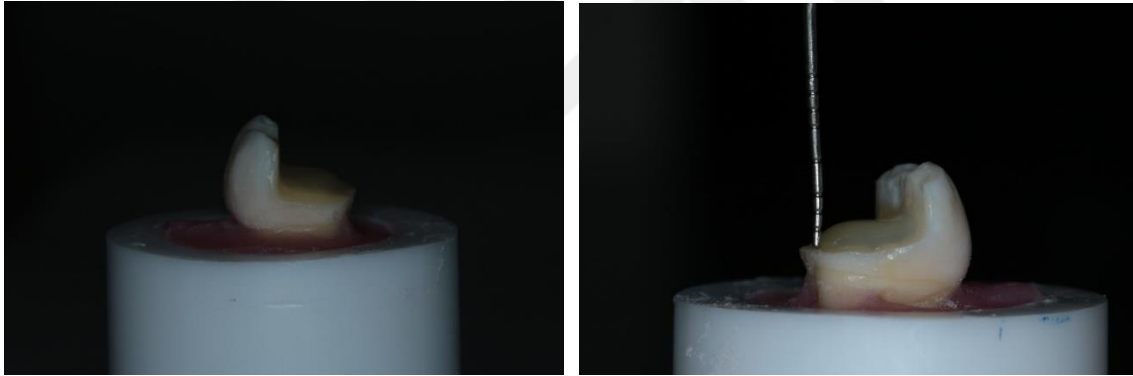
Şekil 3.6. Primer ve Bonding ajan uygulaması

Direkt restorasyonların altında oluşturulan farklı kalınlıklarda fiberle güçlendirilmiş kompozit kor yapılarının, kalınlıklarına bağlı etkisinin incelenmesi için 0, 1, 4, 5 mm kalınlıklarda oluşturulan kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit (KFGK) ile (everX Flow, GC, Tokyo, Japonya) kor yapılar elde edildi. Kor altyapı oluşturulurken, yükseklikleri periodontal sond yardımıyla kontrol edildi. Geriye kalan restoratif alanlar hazırlanan silikon matriks kalıp içine kompozit rezin restoratif materyal (KRRM) (G-aenial Posterior, GC, Tokyo, Japonya) yerleştirilerek diş üzerine kenarlarında boşluk kalmayacak şekilde yerleştirildi. Şeffaf silikon indeks üzerinden 60 sn ışık uygulanması ile direkt restorasyon polimerize edildi. Kor altyapılar ve kompozit rezin restoratif materyaller uygulandıktan

sonra şeffaf matriks ile ölçüsü alınan diş boyutunda toplam kalınlığı 5 mm olan restore edilmiş dişler elde edildi. 5 mm kalınlıkta kor yapı hazırlanan örneklerin okluzal yüzeyine akışkan kompozit (G-aenial Universal Flo, GC, Tokyo, Japonya) ile sadece boyama yapıldı.



Şekil 3.7. Kor altyapı uygulaması



Şekil 3.8. Kor altyapı uygulaması

Tablo 3.2. Direkt restorasyon çalışma grupları

Test grupları	n	KFGK Kor Kalınlığı	Kaplama Materyali ve Kalınlığı
Test grubu 1	15	0	KR (5 mm)
Test grubu 2	15	1	KR (4 mm)
Test grubu 3	15	4	KR (1 mm)
Test grubu 4	15	5	KR (0 mm) (akışkan kompozit ile sadece yüzey boyama)



Şekil 3.9. Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin ile direkt restorasyon ve akışkan kompozit rezin ile yüzey boyama

Tablo 3.3. Direkt restorasyonlarda kullanılan materyaller

MATERYAL	KOMPOZİSYON	ÜRETİCİ
G-aenial Universal Flo		
Akışkan, ışıkla polimerize, radyopak rezin kompozit	Rezin (UDMA, bis-MEPP ve TEGDMA), doldurucu (silikon dioksit [16nm]) ve fotobaşlatıcı	GC Corp., Tokyo, Japonya
G-aenial Posterior		
Kompozit rezin	Bis-GMA, TEGDMA, cam fiber, baryum cam, dilikon dioksit, PMMA (poli metilmetakrilat), fotobaşlatıcı	GC Corp., Tokyo, Japonya
EverX Flow		
Fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezin	Bis-EMA, TEGDMA, UDMA, Kısa cam fiber (200-300 µm & Ø7 µm), Barium glass 70 wt%	GC Corp., Tokyo, Japonya

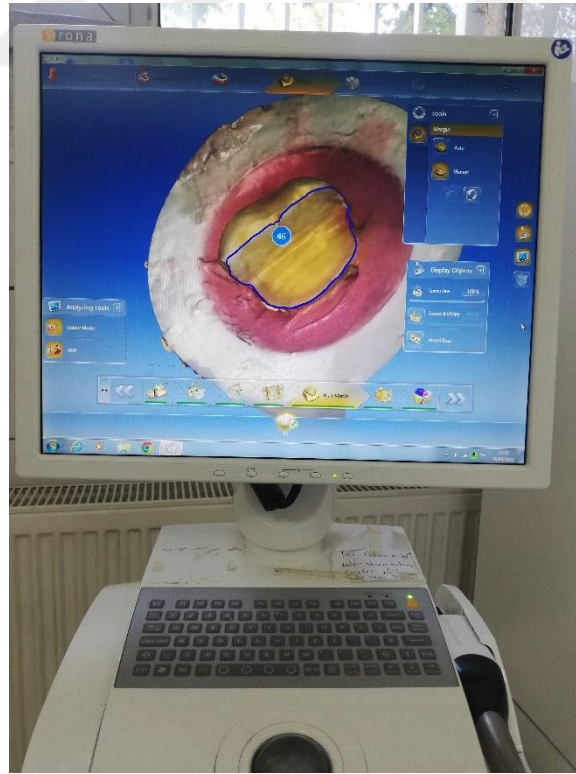
3.1.4.2. İndirekt restorasyonların hazırlanması

İndirekt restorasyonlar için hazırlanan onley kavitelere, 2mm kalınlığında KFGK kor alt yapı hazırlandı. 2 indirekt restorasyon grubuna (1 grup Cerasmart 270 ve 1 grup Initial LiSi) KFGK kor alt yapı uygulanmadı.

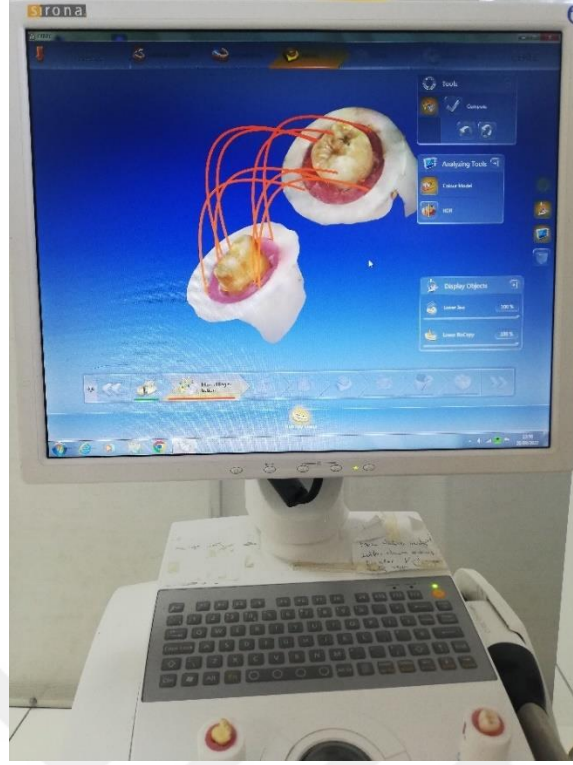
Tablo 3.4. İndirekt restorasyon çalışma grupları

Test Grupları	n	Kor Altyapı Kalınlığı	Kaplama Materyali ve Kalınlığı
Test Grubu 5	15	2 mm	Cerasmart 270 (3 mm)
Test Grubu 6	15	2 mm	Initial Lisi Blok (3 mm)
Test Grubu 7	15	0 mm	Cerasmart 270 (5 mm)
Test Grubu 8	15	0 mm	Initial Lisi Blok (5 mm)

İndirekt test grupları için hazırlanan onley kavitetlerinde, kor yapı oluşturulmayan ve oluşturulan tüm dişlerin dijital ölçüleri CEREC Omnicam (CEREC, Sirona Dental Systems Inc., Long Island City, ABD) kullanılarak dijital yolla alındı. Üretilecek indirekt restorasyonlarda standardizasyonun sağlanması amacıyla, tasarımdan önce ortalama diş boyutlarına sahip bir dişin ölçüsü dijital yolla kaydedildi. Oluşturulacak tüm indirekt restorasyonlarda ortalama morfolojik yapıya sahip bu diş örnek olarak kullanıldı. Dişin kenarlarından referans noktaları seçilerek karşılaştırma yapıldı ve indirekt restorasyonların tasarımları ortalama morfolojiye sahip örneğe göre tamamlandı.



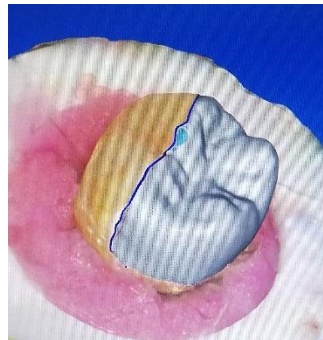
Şekil 3.10. İndirekt teknikle restore edilecek olan örnek dişin dijital taraması



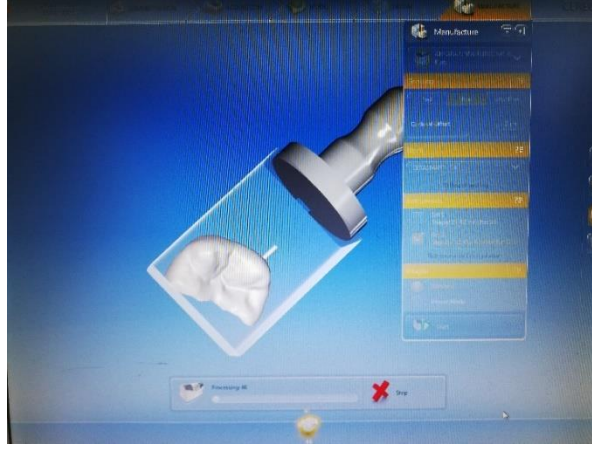
Şekil 3.11. İndirekt teknikle restore edilecek olan diş ile, restorasyonların standardizasyonu için ayrılan rehber diş taramalarının üst üste çakıştırılması



Şekil 3.12. Tüm restorasyonların standardizasyonu için ayrılan rehber diş



Şekil 3.13. Rehber dişe göre hazırlanan indirekt restorasyon tasarımı



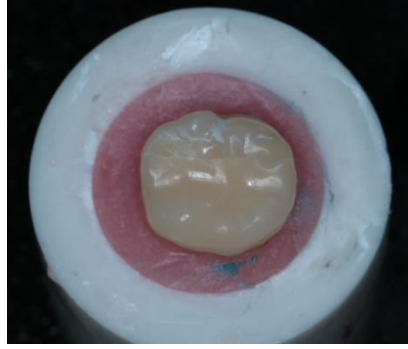
Şekil 3.14. Tasarımı tamamlanıp üretime hazır olan indirekt restorasyon



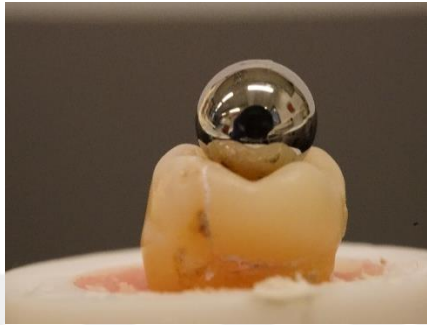
Şekil 3.15. CEREC MC XL kazıyıcı



Şekil 3.16. CEREC kazıyıcı ile üretilen indirekt restorasyon



Şekil 3.17. Simantasyon ve yüzey parlatma işlemleri tamamlanan indirekt onley restorasyon



Şekil 3.18. Statik kırma testinde kullanılan metal bilye

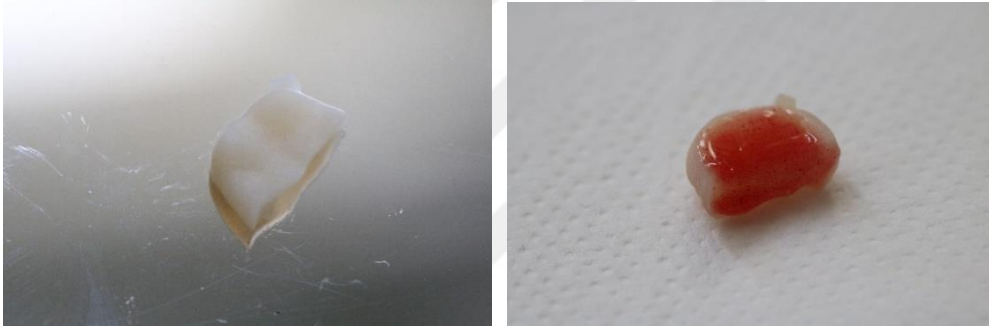
Tablo 3.5. İndirekt restorasyon kaplama materyalleri ve kompozisyonları

Materyal	Kompozisyon	Üretici
Cerasmart 270		
Seramik tipi: hibrit nanoseramik blok	Bis-MEPP, UDMA, DMA, Silica (20 nm), Baryum Cam (300 nm, ağırlıkça %71)	GC Corp., Tokyo, Japonya
Initial LiSi Blok		
Seramik tipi: Lityum disilikat cam seramik blok	$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$, Li_3PO_4 , kristobalit, kuartz benzeri faz ve cam	GC Corp., Tokyo, Japonya

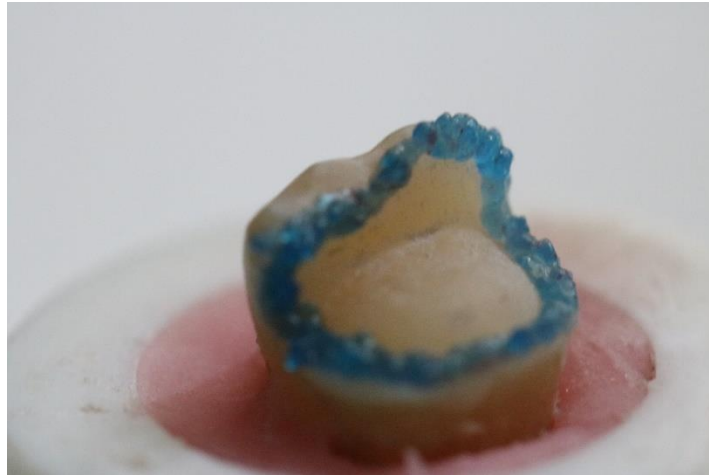
Çalışma örneklerinin preparasyonu, dijital taraması ve indirekt restorasyonların tasarımları aynı diş hekimi tarafından yapıldı. Örneklerin taraması, her bir diş için ortalama 10 saniyede tamamlandı. Tasarımı tamamlanan 30 adet Cerasmart 270 rezin nanoseramik ve 30 adet Initial LiSi Blok lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik onley restorasyonlar, CEREC MC XL (Sirona Dental Systems Inc., Long Island City, NY) cihazı kullanılarak üretildi. Üretimi tamamlanan rezin seramik restorasyonların bitirme ve cilalama işlemleri aşındırıcı ve parlaticı diskler aracılığı tamamlandı (EVE Diacomp Plus TWIST, EVE Ernst Vetter GmbH, Keltern, Almanya).

3.1.5. İndirekt restorasyon gruplarının simantasyon işlemi

Üretimi tamamlanan tüm indirekt restorasyonlar, restorasyon iç yüzeyleri 60 sn boyunca %5 lik hidroflorik asit jel (Pulpdent Corp, Watertown, ABD) uygulaması ile pürüzlendirildi, bekleme süresinin ardından pürüzlendirilmiş yüzeyler akan su ile yıkanarak asit jel uzaklaştırıldı ve hava ile kurutuldu. Asit ile pürüzlendirme işleminin ardından restorasyon iç yüzeylerine primer (G-Multi Primer, GC, Tokyo, Japonya) uygulandı 1 dakika bekleme süresinden sonra kurutuldu. Hazırlanan restorasyonların adeziv simantasyonu dual sertleşen kompozit rezin yapıştırma simanı (G-CEM LinkForce, GC, Tokyo, Japonya) kullanılarak indirekt restorasyon diş üzerine uygulandıktan sonra oklüzal lingual ve bukkal yüzeylerden 20'şer saniye olacak şekilde toplamda 60 sn ışık uygulaması ile tamamlandı. Adeziv simantasyon işlemini takiben, restorasyon kenarları abraziv parlatma lastikleri kullanılarak parlatıldı.



Şekil 3.19. İndirekt teknikle üretilen onley restorasyon ve asitle pürüzlendirilmesi



Şekil 3.20. Restore edilecek olan örnek dişin mine dokusunun asit ile pürüzlendirilmesi



Şekil 3.21. İndirekt restorasyon iç yüzeyine silan ve adeziv siman uygulaması



Şekil 3.22. Selektif pürüzlendirme yapılan örnek dişe bonding ajan uygulaması

Tablo 3.6. Simantasyonda kullanılan materyaller ve kompozisyonları

Materyal	Kompozisyon	Üretici
G- Multi PRIMER		
Cam seramik, hibrit seramik, zirkonya, alümina, kompozit ve metal adezivi	Phosphoric ester monomer, Ethanol, Methacrylate monomer, γ -Methacryloxypropyl trimethoxysilane	GC Corp., Tokyo, Japonya
G- Premio BOND		
Adeziv bond	10-MDP, MDTP, 4-MET, BHT, aseton, su, dimethacrylate monomer, fotobaşlatıcılar, silika, doldurucu; pH: 1.5	GC Corp., Tokyo, Japonya
G-CEM LinkForce		
Adeziv rezin siman	Paste A:UDMA, dimethacrylate monomerleri, bisGMA, doldurucular, fotobaşlatıcılar, renklendiriciler Paste B : Doldurucular, bis-EMA, UDMA, fotobaşlatıcılar, dimethacrylate monomerleri	GC Corp., Tokyo, Japonya

3.2. Çiğneme Simülatörü ile Mekanik Yaşlandırma İşlemi

Direkt ve indirekt restore edilen dişler çiğneme simülatörü cihazı (Esetron, MOD Dental, Türkiye) ile 150 Newton/santimetre yük ile 37 C°'de, 1,5 Hertz frekansında 500.000 devirde mekanik yükleme yapılarak 2 yıllık ağız içi kullanım simüle edilmiştir (151).

Araştırmanın pilot çalışma aşamasında kor yapı oluşturulmamış ve 4 mm yükseklikte kor yapı oluşturulmuş indirekt restore edilmiş birer örnek, sırayla 250.000, 500.000 ve 1.000.000 devirle oklüzal yüklemeye tabi tutulmuştur. Örneklerde kırılma görülmemesi üzerine çalışmanın çiğneme simülatörüyle 500.000 siklуста mekanik yaşlandırma yapılmasına ve sonrasında statik yükleme ile kırılma dayanımı testi yapılmasına karar verilmiştir.

3.3. Kırılma Dayanımı Testi

Direkt veya indirekt restore edilen dişler, universal test cihazında (Lloyd model LRX, Lloyd Instruments Ltd, Fareham, İngiltere) kafa hızı 1 mm/dk statik basınç uygulandı. Oklüzal yükleme işlemi sırasında, çapı 5 mm metal bilye ile restore edilen dişlerin santral fossa bölgesinden uygulanmıştır. Oklüzal yükleme, restorasyon kırılana kadar kaydedildi (yük-sapma eğrisindeki son düşüş).

Yüklenen her restorasyonun kırılma şekillerinin görsel analiz sonucunda üç tipik kırık şeklinde sınıflandırıldı:

1. Restorasyonun ve diş yapısının kütleli kırılması,
2. Sadece restorasyonun kırılması veya atması,
3. Restoratif materyalin KFGK kor yapısından ayrılması.

3.4. İstatistiksel Analiz

Veriler açık kaynaklı bir istatistik yazılım olan R İstatistik Paketinde (Anonymous, 2011) analize tabii tutulmuştur (155). Verilerin istatistiksel analizi sırasında grupları karşılaştırmada Tek Yönlü Varyans Analizi tekniği kullanıldı. Farklı grupları belirlemede ise Duncan'ın Çoklu Karşılaştırma Testinden yararlanılmıştır. ANOVA sonuçlarına göre, "P Değeri" sütunundaki değer 0.05'ten küçük bulunduğu için, en az iki grubun kırılma kuvvetinin ortalaması arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ($P < 0.05$).

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında alt çene molar dişlere kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin ile farklı kalınlıklarda kor altyapı hazırlanmış ve kompozit rezin, Cerasmart 270 hibrit seramik, Initial LiSi Blok lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyalleri ile direkt ve indirekt restorasyonlar kullanılarak çift yapılı biyomimetik restorasyonlar hazırlanmıştır. Hazırlanan restorasyonlar 150 N okluzal yük altında 1,53 Hertz frekansta 500.000 mekanik döngüye tabii tutularak 2 yıllık klinik kullanımı simüle eden yaşlandırma işlemine tabii tutulmuştur. Statik kırma testi ile çiğneme simülatöründe mekanik yaşlandırma aşamasını tamamlayan örneklerin kırılma dayanımları ve kırılma tipleri değerlendirilmiştir. Direkt ve indirekt restorasyonların kırılma dayanımı verileri tablo 4.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Direkt ve indirekt restorasyonların kırılma dayanımı verileri (Newton)

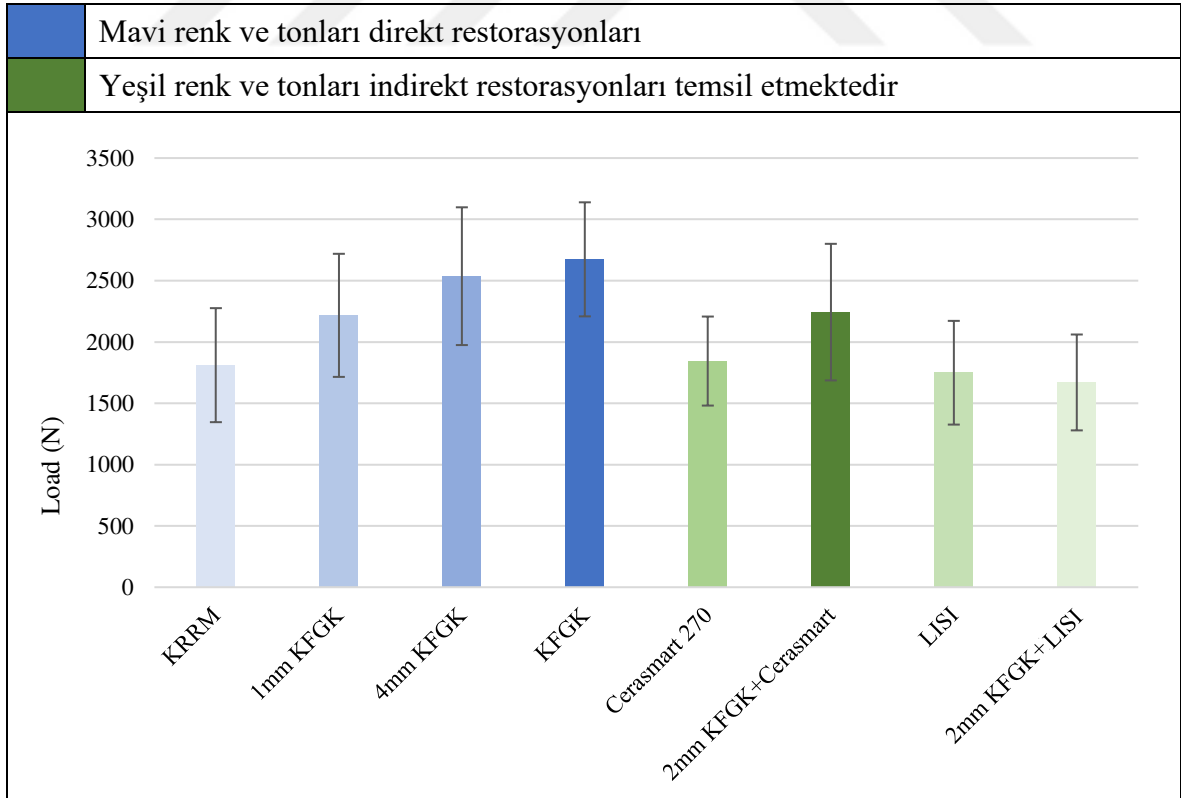
Gruplar	Direkt restorasyon				İndirekt restorasyon				KONTROL GRUBU
	Sadece KRRM	1mm KFGK + 4 mm KRRM	4mm KFGK + 1 mm KRRM	5 mm KFGK + AKIŞKAN KRRM	2mm KFGK + 3mm Cerasmart	2mm KFGK + 3 mm LISI	Sadece LISI	Sadece Cerasmart	
Kırılma Dayanımı (Newton)	1103	1526		2750	2452,158	2168,145	2161,967	1590,354	2506
	1250	1588	3067	2242	1188,322	1530,628	2309,396	1600,648	2838
	1790	2594	3050	3753	2688,928	1327,124	1471,846	1579,644	2896
	1716	2970		2185	2740,196	2007,702	1627,524	2474,132	1747
	1907	2905	3437	2709	2333,151	1563,129	1873,138	2278,757	2024
	2409	2084	2626	2469	1424,217	2036,92	1538,026	2273,555	3212
	2168	2404	2550	2453	3246,379	1575,605	1541,509	1669,357	5296
	2256	1862	1711	2623	1903,585	1220,309	1114,16	1925,634	2972
	2232	2146	2580	2882	1882,218	1599,861	1558,819	1252,883	5036
	2105	1649	2448		2100,336	1296,377	1423,408		5036
	1227	2870	2738		2794,804	1253,13	2611,698	1888,663	1503
	2320	2029	2723		1989,417	1751,422	1758,711	2273,851	
	1709	2197	1998		2116,21	2551,494		1833,22	
	1162		1511		2548,615	1498,707		1740,284	
								1438,649	

150 Newton yük altında, 1,53 Hz frekansta, 500.000 döngü ile 2 yıllık klinik kullanımı simüle eden mekanik yaşlandırma işlemini tamamlayamayan örnekler statik yükleme ile kırılma dayanımı testine dahil edilmemiştir. Oklüzal yükleme ile mekanik yaşlandırma işlemini tamamlayıp statik yük ile kırma testine dahil edilen gruplara göre örnek sayıları tablo 4.2.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Çalışma grupları ve statik kırma testine tabii tutulan örnek sayıları

Çalışma grubu	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5	Grup 6	Grup 7	Grup 8	Kontrol grubu
Örnek sayısı	14	13	12	9	14	14	12	14	11

Statik yük ile kırılma testine tabii tutulan direkt ve indirekt restorasyonların Newton cinsinden kırılma dayanımlarının ortalama ve standart sapma değerleri şekil 4.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Grupların Newton cinsinden kırılma dayanımlarının ortalama ve standart sapma değerler

Universal test cihazı kullanımı ile (Lloyd LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) 1mm/dak başlık hızıyla kuvvet uygulanarak kırılma dayanıklılığı ölçülen test gruplarının kırılma dayanıklılığı bulguları elde edilmiş ve ölçümlerin gruplara göre ortalamaları ve bu ortalamalar arasındaki farkın anlamlı olup olmadığı tek yönlü varyans analizi ile incelenmiştir.

Tablo 4.3. Grup Ortalamalarının Karşılaştırması (Varyans Analizi=ANOVA Tekniği)

ANOVA					
Kırılma Kuvveti (Newton)					
Kaynaklar	SS	df	MS	F	P Değeri
Gruplar arası	24312950.919	8	3039118.865	8.103	0.000
Gruplar dahili	39008311.888	104	375079.922		
Toplam	63321262.807	112			

Bu ANOVA sonuçlarına göre, “P Değeri” sütunundaki değer 0.05’ten küçük bulunduğu için, en az iki grubun kırılma kuvvetinin ortalaması arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ($P < 0.05$).

Grupları karşılaştırmada Tek Yönlü Varyans Analizi (One-Way ANOVA) Tekniği kullanıldı. Farklı Grupları belirlemede ise Duncan’ın Çoklu Karşılaştırma Testinden yararlanıldı. Veriler açık kaynaklı (open source) bir istatistik yazılım olan R İstatistik Paketinde (Anonymous,2011) analize tabi tutuldu (155).

Yaygın olarak kullanılan Duncan'ın Çoklu Karşılaştırma Testine (Duncan's Multiple Comparison Test) ilişkin sonuçlar aşağıdaki gibi bulunmuştur.

Tablo 4.4. Duncan'ın çoklu karşılaştırma testine göre analiz sonuçları

Kırılma Kuvveti (Newton)					
Duncan					
Grup	N	ALT GRUP			
		A	B	C	D
Grup 1 (sadece KRRM)	14	1811.00	1811.00		
Grup 2 (1mm KFGK + 4 mm KRRM)	13		2217.23	2217.23	
Grup 3 (4mm KFGK + 1 mm KRRM)	12			2536.58	
Grup 4 (5mm KFGK + akışkan kompozit ile yüzey boyama)	9			2674.00	
Grup 5 (2mm KFGK + 3 mm Cerasmart 270)	14		2243.47	2243.47	
Grup 6 (2mm KFGK + 3 mm Initial LiSi Blok)	14	1670.04			
Grup 7 (sadece Initial LiSi Blok)	12	1749.18	1749.18		
Grup 8 (sadece Cerasmart 270)	14	1844.26	1844.26		
Kontrol grubu	11				3187.82

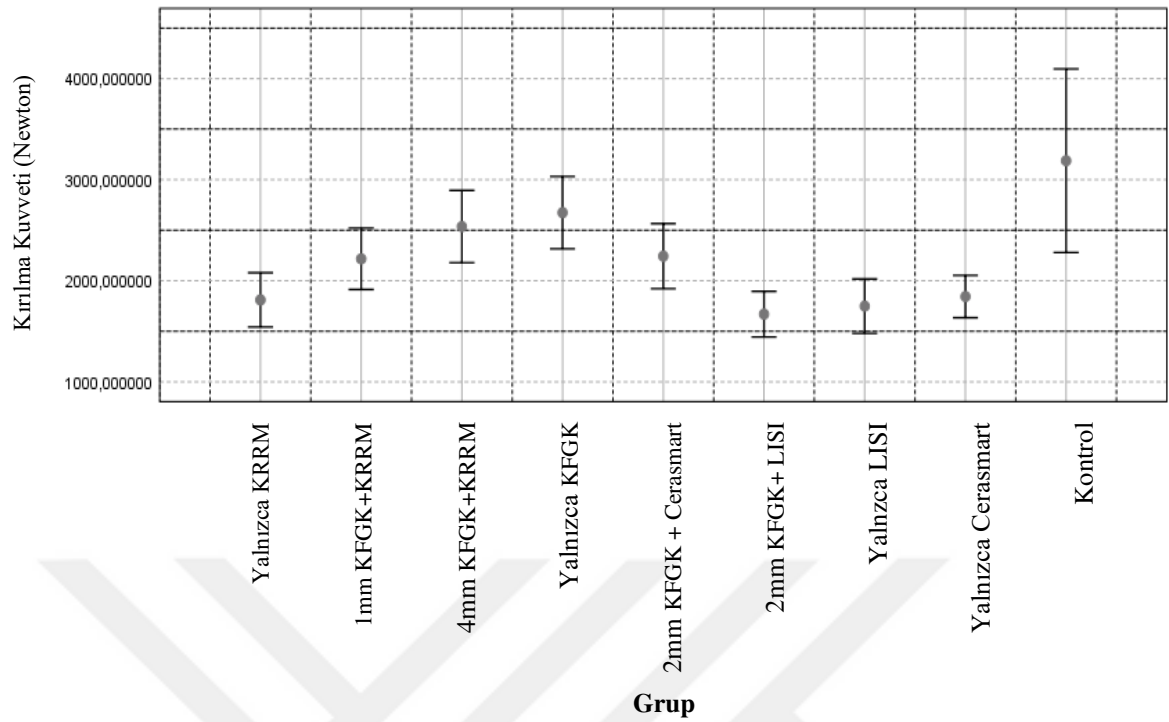
Kendi içinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmayan gruplar, alt gruplara ayrılmıştır. Duncan'ın çoklu karşılaştırma testi sonuçları, tanıtıcı istatistikler tablosuna aktarılmıştır.

Tablo 4.5. Gruplara Göre Kırılma Kuvvetinin Tanıtıcı İstatistikleri

Gruplar	Kırılma Kuvveti (Newton)					
	N	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
Grup 1 (sadece KRRM)	14	1811.00 ^{AB}	465.19	124.33	1103.00	2409.00
Grup 2 (1mm KFGK + 4 mm KRRM)	13	2217.23 ^{BC}	502.00	139.23	1526.00	2970.00
Grup 3 (4mm KFGK + 1 mm KRRM)	12	2536.58 ^C	561.85	162.19	1511.00	3437.00
Grup 4 (5mm KFGK + akışkan kompozit ile yüzey boyama)	9	2674.00 ^C	465.53	155.18	2185.00	3753.00
Grup 5 (2mm KFGK + 3 mm Cerasmart 270)	14	2243.47 ^{BC}	556.88	148.83	1188.32	3246.38
Grup 6 (2mm KFGK + 3 mm Initial LiSi Blok)	14	1670.04 ^A	391.02	104.50	1220.31	2551.49
Grup 7 (sadece Initial LiSi Blok)	12	1749.18 ^{AB}	423.05	122.12	1114.16	2611.70
Grup 8 (sadece Cerasmart 270)	14	1844.26 ^{AB}	362.95	97.00	1252.88	2474.13
Kontrol grubu	11	3187.82 ^D	1351.47	407.48	1503.00	5296.00

Bu verilere göre direkt restorasyon çalışma gruplarının kırılma dayanımı ortalamaları anlamlı derecede fark göstermiştir. Grup 1 (sadece KRRM), grup 2 (4 mm KFGK kor yapı ile 1 mm KRRM) anlamlı fark göstermezken; grup 3 (4 mm KFGK üzerine 1 mm KRRM), grup 4 (5 mm KFGK üzerine akışkan KRRM ile yüzey boyama) ve grup 5 (2mm KFGK üzerine 2 mm Cerasmart 270) ile anlamlı fark göstermiştir. Grup 2 (1mm KFGK üzerine 4 mm KRRM), grup 1 (sadece KRRM) hariç direkt restorasyon gruplarıyla fark göstermemiştir.

İndirekt çalışma grupları, grup 5 (2mm KFGK üzerine 2 mm Cerasmart 270) ve grup 6 (2 mm KFGK üzerine Initial LiSi blok) anlamlı fark gösterirken, grup 7 (sadece Initial LiSi Blok) ve grup 8 (sadece Cerasmart 270) arasında anlamlı fark görülmemiştir. Kontrol grubu, tüm gruplarla anlamlı fark göstermiştir.

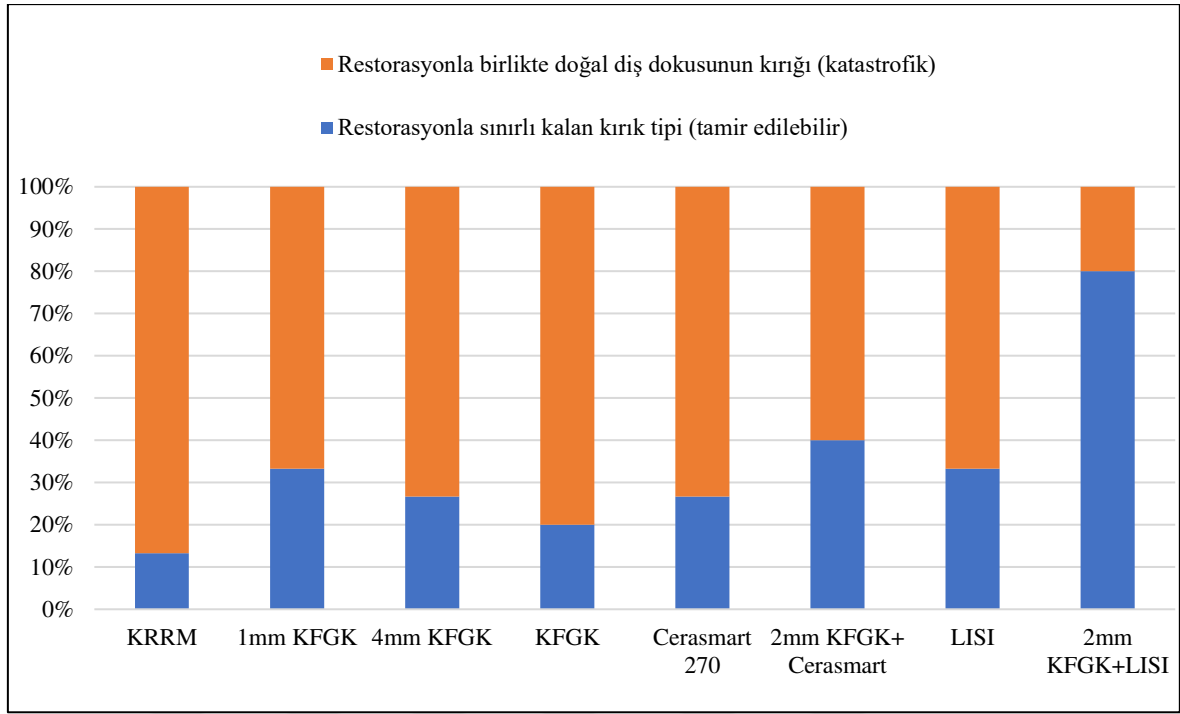


Şekil 4.2. Gruplara Göre Ortalamaların Grafiği

Tüm çalışma grupları içinde kırılma dayanımı ortalaması en yüksek olan grup 4 (5 mm KFGK üzerine akışkan KRRM ile boyama), en düşük olan grup 6 (2mm KFGK üzerine 3 mm Initial LiSi Blok)'dır.

Direkt veya indirekt restore edilen dişlere, universal test cihazında kafa hızı 1 mm/dk olacak şekilde statik basınç uygulanmıştır. Oklüzal yükleme işlemi sırasında, çapı 5 mm metal bilye ile restore edilen dişlerin santral fossa bölgesinden uygulanmıştır. Oklüzal yükleme, restorasyon kırılana kadar kaydedilmiştir.

Yüklenen her restorasyonun kırılma şekilleri, görsel analiz sonucunda; restorasyonla birlikte doğal diş dokusunun dahil olduğu (katastrofik) kırık ve restorasyonla sınırlı kalan kırık tipi (tamir edilebilir) şeklinde sınıflandırılmıştır. Gruplara göre kırık tipleri ve yüzdeleri şekil 4.3.'te gösterilmiştir.



Şekil 4.3. Gruplara göre kırık tipleri yüzdeleri

Tablo 4.6. Direkt restorasyonların kırık tipleri

Kırık Tipi	KFGK KOR ALTYAPI KALINLIĞI			
	0mm Grup 1	1 mm Grup 2	4 mm Grup 3	5 mm Grup 4
Diş yapısı ile birlikte meydana gelen katastrofik restorasyon kırığı	12	9	9	7
Sadece restorasyonda meydana gelen tamir edilebilir kırık	2	4	3	2
Restorasyon içerisinde meydana gelen atma	0	0	0	0

Statik yükleme ile kırma testi sonuçlarına göre direkt restorasyonlarda meydana gelen kırık tipleri tabloda gösterilmiştir. Sonuçlara göre grup 1 (sadece KRRM) çalışmaya dahil edilen 14 örnekten 12 tanesi diş yapısını da içine alan tamir edilemez tipte katastrofik kırık göstermiş, 2 tanesi sadece restorasyonda meydana gelen tamir edilebilir tipte olarak tanımlanan kırık göstermiştir. Grup 2 (1mm KFGK üzerine 4 mm KRRM), 13 örnekten 9 tanesi diş yapısı ile birlikte restorasyon kırığı gösterirken, 4 tanesi sadece restorasyon düzeyinde tamir edilebilir kırık göstermiştir. Grup 3 (4 mm KFGK üzerine 1 mm KRRM), 12 örnekten 9 tanesi diş yapısı ile birlikte restorasyon kırığı göstermiş, 3 tanesi tamir

edilebilir tipte yalnızca restorasyonda meydana gelen kırık göstermiştir. Grup 4 (5 mm KFGK üzerine akışkan KRRM ile boyama), toplam 9 örnekten 7 tanesi diş ile restorasyonu kapsayan katastrofik kırık gösterirken, 2 tanesi restorasyon yapısı ile sınırlı kalan tamir edilebilir kırık tipi göstermiştir.

Tablo 4.7. İndirekt restorasyonların kırık tipleri

	Test Grupları			
	2 mm KFGK+ Cerasmart Grup 5	2 mm KFGK + LiSi Grup 6	Sadece Cerasmart Grup 7	Sadece LiSi Grup 8
Diş yapısı ile birlikte meydana gelen katastrofik restorasyon kırığı	8	11	9	9
Sadece restorasyonda meydana gelen tamir edilebilir kırık	6	3	3	5
Restorasyon içerisinde meydana gelen atma	0	0	0	0

Statik yükleme ile kırma testi sonuçlarına göre indirekt restorasyonlarda meydana gelen kırık tipleri tabloda gösterilmiştir. Sonuçlara göre grup 5 (2mm KFGK üzerine 3 mm Cerasmart 270), çalışmaya dahil edilen 14 örnek içinden 8 tanesi diş ile birlikte restorasyon yapısında meydana gelen katastrofik kırık göstermiş, 6 tanesi yalnızca restorasyonda meydana gelen tamir edilebilir kırık paterni göstermiştir. Grup 6 (2 mm KFGK üzerine 3 mm Initial LiSi Blok) 14 örnekte 11 tanesi tamir edilemez tipte katastrofik kırık göstermiş, 3 tanesi ise tamir edilebilir tipte kırık göstermiştir. Grup 7 (sadece Cerasmart 270) 12 örnek içinden 3 tanesi restorasyon kırığına diş dokusunun dahil olduğu tamir edilemez kırık göstermiş, 9 tanesi restorasyon ile sınırlı kalan tamir edilebilir kırık tipi göstermiştir. Grup 8 (sadece Initial LiSi Blok) ise, toplam 14 örnekte 9 tanesi katastrofik, diş dokusu ile restorasyon yapısını içine alan, tamir edilemez tipte kırık gösterirken; yalnızca 5 tanesi restorasyon yapısı ile sınırlı kalan, tamir edilebilir kırık paterni göstermiştir.

Çalışma gruplarının hiçbirinde restorasyon içinde meydana gelen atma gözlenmemiş, yalnızca kontrol grubunda 11 örnekten 3 tanesinde mine düzeyinde atma gözlenmiş, 8 örnekte katastrofik kırık gözlenmiştir.

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında alt çene molar dişlere kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin ile farklı kalınlıklarda kor altyapı hazırlanmış ve kompozit rezin, Cerasmart 270 hibrit seramik, Initial LiSi Blok lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyalleri ile direkt ve indirekt restorasyonlar kullanılarak çift yapılı biyomimetik restorasyonlar hazırlanmıştır. Hazırlanan restorasyonlar 150 N okluzal yük altında 1,53 Hertz frekansta 500.000 mekanik döngüye tabii tutularak 2 yıllık klinik kullanımı simüle eden yaşlandırma işlemine tabii tutulmuştur. Statik kırma testi ile çiğneme simülatöründe mekanik yaşlandırma aşamasını tamamlayan örneklerin kırılma dayanımları ve kırılma tipleri değerlendirilmiştir. Çalışmadan elde edilen sonuçlar dahilinde çalışma hipotezleri kısmen kabul edilmiştir.

1. “Çalışmamızda farklı kalınlıklarda oluşturulan kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit kor altyapıların üzerine uygulanan direkt onley restorasyonların kırılma dayanımı değerleri ve kırık şekilleri farklılık göstermeyecektir. ” hipotezi kısmen kabul edilmiştir. Yalnızca kompozit rezin ile restore edilen çalışma grubu ile 1 mm kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit kor altyapı üzerine 4 mm kompozit rezin ile onley restorasyon oluşturulan çalışma grubu arasında kırılma dayanımları açısından anlamlı fark bulunamamıştır. Yalnızca kompozit rezin ile restore edilen çalışma grubu ile, 4 ve 5 mm kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit kor altyapı üzerine kompozit rezin ile onley restorasyon yapılan çalışma grupları arasında kırılma dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit ile kor altyapı oluşturulan çalışma grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Direkt restorasyon çalışma gruplarının kırılma tipleri benzerlik göstermiştir.

2. “Çalışmamızda farklı direkt ve indirekt materyaller ile üretilen onley restorasyonların kırılma dayanımı değerleri ve kırık şekilleri farklılık göstermeyecektir.” hipotezi kısmen kabul edilmiştir. Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit kor altyapı oluşturulmayan direkt ve indirekt çalışma grupları arasında kırılma dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Kırılma tipleri açısından değerlendirildiğinde, sadece kompozit rezin ile restore

edilen direkt çalışma grubu en yüksek oranda katastrofik tamir edilemez kırık paterni göstermiş, en çok sadece Initial LiSi Blok lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik ile restore edilmiş olan çalışma grubu tamir edilebilir tipte kırık paterni göstermiştir.

3. “Çalışmamızda onley restorasyon üretiminde kullanılan iki farklı indirekt materyalin kırılma dayanımı ve kırık şekilleri farklılık göstermeyecektir.” hipotezi kabul edilmiştir. Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin ile kor altı yapı oluşturulmayan Cerasmart 270 hibrit seramik ve Initial LiSi Blok lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik indirekt onley restorasyonlar arasında kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Kırılma tipleri benzerlik göstermiştir.

Aşırı kron harabiyetine sahip dişlerin restore edilmesi için birçok yöntem vardır ancak bu vakaların tedavi seçenekleri halen zorlayıcı ve tartışmalıdır. Sabit bölümlü restorasyonları direkt veya indirekt teknikle üretmek mümkündür. Direkt uygulamalarda amalgam veya kompozit rezin materyalleri kullanılırken (1,2); indirekt uygulama için metal alaşımlar, dental seramik ve rezin materyaller gibi çok çeşitli seçenekler vardır (3,4). Geçmiş dönemlerde bu tip restorasyonlar için kıymetli metal alaşımları tercih edilirken, CAD/CAM teknolojilerinin yaygınlaşması ve adeziv sistemlerdeki gelişmeler sayesinde estetik sonuçlar veren seramik ve seramik benzeri materyaller kullanılmaya başlanmıştır. Hibrit seramik olarak bilinen kompozit içerikli seramiklerin bulunmasıyla birlikte, parsiyel sabit restorasyonlarda üstün estetik sonuçların yanı sıra fiziksel özellikleriyle de doğal diş yapısına yakın restorasyonlar üretmek amaçlanmaktadır (9,15,17).

Restorasyonlar kaybedilen dokunun estetiğini ve fonksiyonunu yeniden sağlamayı amaçlar. Ancak biyomimetik kavramının ortaya çıkmasıyla birlikte, bu dokuların yapısal ve fiziksel özelliklerini yerine koymak önem kazanmıştır (15,17). 1950’lerde biyofizikçi/biyomedikal mühendisi Otto Schmitt tarafından icat edilen ve doğayı taklit edecek yeni ürünler tasarlamak için multidisipliner mekanizmaların ve biyolojik olarak üretilen malzemelerin incelenmesini ifade eden “biyomimetik” kavramı, Latince yaşam anlamına gelen ‘bio’ kelimesinden türetilmiştir ve ‘mimetik’, doğadan esinlenilerek biyokimyasal sürecin taklit edilmesi ile ilgilidir (15).

Klinik diş hekimliğinde biyomimetik, hasarlı ya da madde kaybı olan dişlerin görünüm, biyomekanik ve fonksiyonel yeterlilikler açısından doğal bir dişin özelliklerini taklit ederek restore edilmesini ifade eder (5). Örneğin, adeziv restoratif materyaller, doğal dişleri taklit eden diş morfolojisi ve estetiği göstermiştir. Hasarlı veya kırık diş dokularını restore etmek için biyomimetik yaklaşımlar uygulanırken doğal dişler her zaman referans olarak kabul edilir (19).

Onley restorasyonlar, günümüz diş hekimliği kliniğinde, aşırı kron harabiyetine sahip dişlerin restorasyonunda, dişin kron kısmındaki harabiyet miktarına göre, geriye kalan sağlam diş dokusunun korunması için adeziv teknik ile seramik veya seramik benzeri materyallerden üretilirler. Kompozit rezinler, dental seramikler ve cam iyonomer simanlar, restorasyon boyutuna ve estetik gereksinime bağlı olarak yaygın olarak kullanılırlar. Dental seramiklerin ve hibrit kompozit rezinlerin çoğu, sırasıyla mine ve dentin dokularını taklit etme potansiyeline sahiptir (6).

Aşırı kron harabiyetine sahip posterior dişlere, onley veya kron restorasyonları uygulanmadan önce dişlerin indirekt restorasyonlar ile desteklemesi amacıyla kor yapı oluşturulması gerekir. Kor yapısı için günümüzde farklı yapıda kompozit rezin restoratif materyaller kullanılır. Kompozit rezin veya akışkan kompozit rezin gibi materyallerin yetersiz mekanik özellikleri, yüksek gerilim taşıyan alanlarda kompozit rezin kor materyallerinin başarısını sınırlar (7,8). Materyallerin mekanik özellikleri araştırılırken kırılma testleri yaygın olarak kullanılmaktadır.

Literatürde metal, seramik, kompozit rezin, fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin gibi restoratif materyaller yorulma ve kırılma testlerinde kullanılmıştır. Metalik alaşımlar ve zirkonya gibi daha sert yapılar, seramiğin esnemesini önler ve restorasyonun yük taşıma kapasitesini artırır. Test edilen seramiğin kırılma dayanımı, gerçek ağız içi performanstan daha yüksek olma eğilimi gösterir. Sonuç olarak kullanılan seramik materyalin gerçek yorulma ve kırılma dayanımını ortaya çıkarmak için elastik davranışı dentine benzeyen altyapı materyalinin kullanılması klinik açıdan daha önemlidir (156–159).

Günümüzde, partikül dolduruculu kompozit rezin restoratif materyaller, anterior dişlerde direkt teknik; posterior dişlerde direkt ve indirekt teknik uygulamalarında tercih edilir. Kullanımları sadece posterior intrakoronal restorasyonlarda değil, ekstrakoronal restorasyon uygulamalarını da kapsar (160). Bunlara ilaveten, kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit materyallerin kullanıma sunulmasından sonra, adeziv rezin ile bağlanan sabit protez uygulamalarının üretimi için kompozit rezin materyaller odak haline gelmiştir. Ancak geleneksel kompozit rezin restoratif materyallerin yetersiz özellikleri, yüksek strese

maruz kalan alanlarda uygulanması restorasyonların başarısını sınırlandırmaktadır (161). Restorasyonların kütleli veya restorasyon kenarlarında kırık oluşumları ve ikincil çürükler, direkt posterior kompozit restorasyonların başarısızlığına ilişkin büyük problemler olarak belirtilir (20). Biyomimetik bakış açısıyla, özellikle esneme dayanımı, esneme modülü ve termal genleşme katsayısı referans alındığında, kaybedilen diş dokusuna benzer fiziksel özelliklere sahip biyomateryaller araştırılmaktadır (21).

Genel kabul görmüş biyomimetik yaklaşım, minenin feldspatik veya cam seramik ile, dentinin hibrit kompozitlerle restore edilmesini savunur (162). Ancak hibrit kompozit rezinin kırılma dayanımı dentinden çok daha düşüktür (7). 2013 yılında dentinin stres karşılama özelliklerini taklit etmek amacıyla kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin (everX Posterior; GC, Tokyo, Japonya) piyasaya sunulmuştur. Bu rezin, vital ve devital dişlerin restorasyonu için yüksek stres taşıyan alanlarda kaide materyali olmak üzere tasarlanmıştır (24). Garoushi ve ark. (22) kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinin fiziksel özelliklerini partikül doldurucu kompozit rezin ile karşılaştırarak belirlemiş ve kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinin üstün kırılma dayanımı ($2,9 \text{ MPa m}^{1/2}$) ve bükülme direnci (124 MPa) gösterdiğini bildirmiştir. Kinney ve ark. (163) 2003 yılında yaptıkları bir literatür güncellemesinde doğal dişte dentinin kırılma dayanımının dişin arkta bulunduğu konuma göre, $2-4 \text{ MPa m}^{1/2}$, bükülme direnci 70-110 MPa; minenin kırılma dayanımını $0,5-1,5 \text{ MPa m}^{1/2}$ ve bükülme direncini 150-190 MPa olarak bildirmişlerdir.

Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozitler, fiber liflerinin düzenli veya rastgele ve süreksiz dağıldığı rezin bazlı kompozitler olarak kategorize edilebilir. Genel olarak dental kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinler, rezin matrisinde güçlendirici bileşenler olarak kısa veya nano fiberler ve inorganik doldurucu partikülleri içerir. Literatürdeki çalışmalar, molar dişler gibi yüksek kuvvet karşılayan bölgelerde rezin bazlı kompozit rezinin uygun bir restoratif seçenek olmadığını bildirmiştir (164). Bunun sebebi, kompozit rezinin doldurucu maddelerinin sertliği ile rezin matrisinin uyumsuzluğundan kaynaklanmaktadır. Gelen kuvvetler doldurucu materyaller üzerinde yoğunlaşarak rezin matrisinde çatlakların başlamasına sebep olmaktadır. Kısa fiber liflerinin, esas olarak çatlak bloke edici olarak işlev görerek, çatlakların başlamasını ve ilerlemesini önlediği ve böylece rezinin mekanik özelliklerini geliştirdiği gösterilmiştir (164).

Garoushi ve ark. (22), kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinin fiziksel özelliklerini partikül doldurucu kompozit rezin ile karşılaştırarak belirlemiş ve bu yeni rezin materyalin üstün kırılma tokluğu ve mekanik özellikler gösterdiğini bildirmiştir. Kısa

fiber doldurucu sistem, bu tip materyallerde üzerine gelen çigneme kuvvetlerine bağlı olası çatlak yayılmasının engellenmesini ve mekanik değerlerinin artmasını sağlar (22–24). Biyomimetik yaklaşıma göre kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozitin, kompozit rezin ve dental seramik altında kullanılması, çift yapı (bi-structured) kompozit restorasyonlar oluşturulmasına olanak sağlar. Bu çift yapı restorasyonda, kompozit rezin materyali, bu yapının yüzeyinde kaplama materyali olarak kullanılır (25,26). Kompozit rezinin kırılma dayanımı ortalama 0,8-1,5 MPa^{1/2} olarak bildirilmiştir ve dentinin kırılma dayanımından önemli ölçüde daha düşüktür (7).

Literatürden açıkça anlaşılmaktadır ki çağdaş kompozit rezin restoratif materyallerin hacimli restorasyonlarda kullanımıyla ilgili yetersiz kırılma dayanıklılıklarından dolayı hala sınırlamalar vardır. Bu tür başarısızlıklar nedeniyle, kor oluşumları veya posterior kron restorasyonları gibi büyük yüksek stresli uygulamalarda doğrudan restoratif kompozit rezin materyallerin kullanılıp kullanılmaması hala tartışmalıdır (7,165). Çalışmamızda kısa fiberler ile güçlendirilmiş akıcı kompozit olan everX flow'un kor materyali kullanılmasının sebebi, kuvvet karşılayıcı bölgelerde dentin benzeri destek yapı sağladığı düşüncesidir. Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kor uygulamasının dentin benzeri desteklik sağladığı düşünülebilir.

Kompozit rezinin mikro yapısı dentin yapısına benzememektedir. Kompozit rezin, rezin matriksi içinde gömülü doldurucu partiküllerden oluşurken; dentin, bir hidroksiapatit matriksi içine gömülü kollajen liflerinden oluşur. Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit materyalin yapısı dentin dokusuna benzer özellikler sergiler. Bu nedenle, dentin dokusunun iade edilmesinde daha dentin benzeri ve yüksek dayanıklılıkta kompozit materyalden yararlanılır. Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit, yüksek kırılma dayanıklılığına sahip, çatlak başlangıcına ve ilerlemesine daha iyi direnç gösteren bir materyaldir. Sonuç olarak, kırılmaya karşı dayanıklılık, bir dental materyalin dayanma ömründe önemli bir kriterdir (27,28).

Kısıtlı sayıda gerçekleştirilen laboratuvar çalışmalarında, kor yapı olarak kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit kullanan çift yapı restorasyon tekniği ile restore edilen dişin üstün kırılma direncine ve tamir edilebilir kırılma şekline sahip olduğu bildirilir (9,11,29). Bu çalışmalarda kaybedilen diş dokusunun kompozit rezin ile restore edilmesinde, kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozitin altyapı materyali olarak kullanılmasıyla kırık engelleyici tabaka olarak görev yaptığı ifade edilir (9,29).

Chen ve ark.(166) 2023 yılında yaptıkları bir çalışmada, in vitro yorulma testlerinde hangi materyalin doğal dentin dokusunu daha iyi taklit edebileceğini sonlu eleman

analiziyle araştırmış ve cam fiber takviyeli poliamid kompozit materyalinin dentine daha yakın bir stres dağılımına sahip olduğu sonucuna varmışlardır. Ancak, poliamid gibi polimerlerin ortamdaki nemi emme ve bunun sonucunda mekanik, optik, kimyasal ve performans gibi yapısal özelliklerinin değişmesi gibi dezavantajları olduğu da literatürde bildirilmiştir (167). Bununla birlikte cam fiberle güçlendirilmiş poliamid kompozitlerin henüz diş hekimliği kliniğinde kullanılabilecek bir ticari formu piyasaya sunulmamıştır.

Bizim çalışmamızda, kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin (everX Flow, GC, Tokyo, Japonya) kor materyali olarak farklı kalınlıklarda uygulandı. Literatürde, kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinin dentin yerine geçen bir materyal olarak yüksek stres taşıyan restorasyonlarda faydalı olacağı ve restorasyonlarda meydana gelebilecek kırıklarla ilgili daha az başarısızlık ortaya çıkacağı bildirilmiştir (24).

Lassila ve ark.(168) 2019 yılında yaptıkları bir çalışmada biyomimetik bakış açısıyla ürettikleri kron restorasyonlarla tek yapılı kron restorasyonları yük taşıma kapasitesi ve diğer mekanik özellikler açısından karşılaştırmışlardır. Biyomimetik bakış açısıyla oluşturulan kron restorasyonlar için prepare diş modelleri üzerine dentin dokusunu taklit etmek üzere fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin materyali uygulamış, üzerine farklı kompozit rezin materyaller ile kron restorasyonu tamamlamışlardır. Tek yapılı kron restorasyon gruplarında sadece kompozit rezin kullanılmış, bir grup ise sadece fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin (everX flow) ile tek yapılı kron restorasyondan oluşmaktadır. Test sonuçlarına göre en yüksek yük taşıma kapasitesini fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin tek yapılı kron grubu göstermiş, biyomimetik bakış açısıyla oluşturulan grupların ise diğer tek yapılı çalışma gruplardan daha iyi yük taşıma kapasitesi ve mekanik özellikler gösterdiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda yalnızca kompozit rezin, yalnızca fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin, 1 mm fiberle güçlendirilmiş kompozit kor altyapı üzerine kompozit rezin ve 4 mm fiberle güçlendirilmiş kompozit kor altyapı üzerine kompozit rezin gruplarından oluşan direkt restorasyonların kırılma dayanımı bulguları incelendiğinde; en yüksek kırılma dayanımı, ortalama 2674 Newton değeri gösteren, yalnızca fiberle güçlendirilmiş kompozit onley restorasyon grubunda gözlenmiştir. Bu sonucun, Lassila ve ark. çalışmasının sonuçlarıyla tutarlı olduğu söylenebilir.

Bu tez çalışmasında büyük MOD restorasyon uygulamaları için farklı direkt ve indirekt restoratif materyaller, iki katmanlı restorasyon yaklaşımının (kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kor yapı üzerine direkt veya indirekt materyallerin kombinasyonu) kırılma dayanıklılığı ve kırılma davranışı üzerine etkileri değerlendirildi.

Çalışmamızda kullanılan preparasyon ve restoratif tasarım, direkt veya indirekt teknikle restore edilebilen aşırı doku kaybına sahip alt çene büyük azı dişlerini taklit etti. Preparasyon tasarımı için lingual tüberkülü kapsayan geniş MOD kaviteler hazırlandı. Preparasyon tipi: Kompleks bir amalgam restorasyonun uzaklaştırılması sırasında, kavite sınırlarına bazı tüberkül ve sırtların dahil edilmesi gerektiği durum; geniş amalgam restorasyonların dişte kütleli kırıklara sebep olduğu durum; amalgam restorasyon sonrasında preparasyon sınırları kaynaklı meydana gelen çatlakların basitleştirilmiş modifikasyonunu temsil etmektedir (169,170). Bjelic-Danova (9) ve arkadaşlarına göre bu MOD tasarım düz-kutu tipi (flat-box type) preparasyon olarak tanımlanmıştır.

Kırılma dayanımı test çalışmalarında dişlerin ve restorasyonların standardizasyonu önemlidir. Okluzal düzlemin tipi, büyüklüğü, marjinal sırt ve tüberküllerin eğimleri, yükün geldiği yön ve uygulama yeri sonuçları etkileyebilir (171). Ayrıca dişlerin mine ve dentin kalınlıklarının kırılma dayanımını etkilediği belirtilmektedir (172). Tez çalışmamızda standardizasyonun sağlanması için, boyutları ve okluzal morfolojileri birbirine yakın çekilmiş alt çene molar dişler seçildi. Ortalama bukkal-lingual boyut 10,3 ($\pm 0,5$) mm, mezial-distal boyut 11,3 ($\pm 0,6$) mm olan 165 adet diş çalışmaya dahil edildi.

Klinik olarak tüm restorasyonlar kuru ve ıslak koşullar altında çiğneme kuvvetlerine maruz kalır. Bu nedenle materyallerin in vitro testlerinde bu koşullar göz önünde bulundurulmalıdır (173). Çiğneme simülatörleri in vitro çalışmalar için kuvvet ve çiğneme hareketinin özelliklerini taklit eden cihazlardır (174,175). Bu cihazlarda kullanılan doğal dişler, esnek malzemelerden yapılmış, doğal destekleyici yapılara benzer özelliklere sahip materyallerin içine yerleştirilmelidir. Yapılan bir çalışmada periodontal ligamenti taklit etmek için silikon, alveol kemiği taklit etmek için akrilik rezin kullanılmıştır (176). İdeal bir simülatör, çiğneme hareketinde meydana gelen dikey ve yatay hareketlerin yanı sıra eksentrik hareketler de yapabilmelidir. Ağız ortamındaki koşulları simüle etmek için dental materyallerin ağızdaki mekanik özelliklerini ve davranışlarını da etkileyebilen sıcaklık, nem/ıslaklık ve pH gibi çevresel faktörlerin de sağlanması gereklidir (177,178). Çiğneme sırasındaki bütün faktörleri simüle eden bir cihaz henüz tanımlanmamıştır. Ancak, kuvvet miktarı, yönü ve ısısal değişimlerin standardizasyonu, günümüzde in vitro çalışmalar için değerli parametrelerdir.

Gibbs ve ark. (154), brüksist olmayan hastalarda fizyolojik okluzal kuvvetlerin ortalamasının 50 N olarak kabul edilebileceğini bildirmiştir. Ağız içerisinde oluşan çiğneme kuvvetinin 10 N ile 120 N arasında değiştiğini bildiren çalışmaların yanı sıra (148,179), posterior bölgede 200 N ile 360 N arasında olduğunu gösteren çalışmalar da

mevcuttur (180,181). Parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında bu değer 1000 N'a kadar çıkabilmektedir (182). Posterior bölgeye yapılan restorasyonlar bu kuvvetlere dayanabilmelidir.

İnsanlarda çiğneme frekansı 1-2 Hz arasında bildirilmiştir (183–185). Laboratuvar simülasyonunda DeLong ve Douglas, çiğneme kuvvetinin süresi 0,25-0,33 saniye olduğundan döngü frekansının 3-4 Hz olmasını önermişlerdir (143). Simülasyonun amacı, bir materyalin klinik performansını tahmin etmektir ve her değişken, sonuçlar üzerinde bir etki yaratma potansiyelindedir. Bazı malzemeler farklı yükleme frekanslarında farklı davranır (186–188).

Çiğneme simülatörü ile mekanik yaşlandırma testlerinde 1,6 Hz frekansta 49 N okluzal yük altında 1,200,000 döngü, 5 yıllık klinik kullanımı temsil etmektedir (128,189). Tez çalışmamızda 1,5 Hz frekansta 150 N okluzal yük altında 37 derecede 500,000 döngü ile mekanik yaşlandırma yapılmış ve yaklaşık 2 yıllık klinik kullanım simüle edilmiştir. Mekanik yaşlandırma sırasında döngüyü tamamlayamayan örnekler kırılma dayanımı testine dahil edilmemiştir.

Çalışmamızda test edilen restorasyonların çiğneme simülatöründe mekanik yaşlandırma sonrası statik kuvvet altında kırılma dayanımı değerleri fizyolojik çiğneme kuvvetlerinden yüksek bulunmuştur. Kohyama ve ark. (148), fizyolojik çiğneme kuvvetinin 10-120 N arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Direkt restorasyon çalışma gruplarında ortalama kırılma dayanımı en düşük olan grup 1811 Newton ile yalnızca kompozit rezin ile restore edilen grup 1 iken; ortalama kırılma dayanımı 2674 Newton ile en yüksek olan, kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin üzerine akışkan kompozit rezin ile yüzey boyama yapılan grup 4'tür. İndirekt çalışma gruplarında ise ortalama kırılma dayanımı en düşük olan 1670 Newton ile grup 6 (2 mm kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kor yapı üzerine 3 mm Initial LiSi blok) ve en yüksek olan grup 2243 Newton ile grup 5 (2 mm kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kor yapı üzerine 3 mm cerasmart 270) olarak bulunmuştur.

Literatürde kompozit ve seramik onley restorasyonları karşılaştıran çok sayıda çalışma mevcuttur (39,190–193). Bu çalışmalar seramik onley restorasyonların avantajlarının yanında bazı dezavantajları olduğunu da göstermiştir. Morimoto ve arkadaşlarının (194) yapmış olduğu bir sistematik derlemede seramik onley restorasyonların, kompozit onley restorasyonlara göre daha iyi sonuçlar gösterdiği bildirilmiştir. Çalışmamızda kor yapı bulunmayan kompozit onley, Cerasmart 270 onley ve Initial LiSi Blok onley restorasyonların kırılma dayanımı değerleri sırasıyla 1811 N, 1844

N VE 1749 N olarak bulundu. 5 mm materyal kalınlığında Cerasmart 270 hibrit seramik blok en yüksek kırılma dayanımı gösterirken, Initial LiSi Blok diğer iki gruba göre daha düşük kırılma dayanımı göstermiştir. İndirekt onley restorasyonlar daha detaylı diş hazırlığı gerektirir ve direkt kompozit restorasyon seçeneğiyle karşılaştırıldığında daha maliyetli olarak kabul edilebilir (194). Bu sebeple onley restorasyon planlaması yapılırken endikasyonun doğru koyulması ve uygun materyal ile çalışılması restorasyon başarısının artırılmasında ve klinik ömrünün uzatılmasında önemli bir etkidir.

Seramik materyaller kırılmandır ancak kompozit materyallere göre sert olduklarından aşınmaya karşı daha dirençlidirler (190). Hibrit seramikler ise, doğal dişe benzer elastik modülüse sahiptir ve hem kompozit rezin materyalin hem dental seramiklerin özelliklerini barındırır (195).

Rezin nanoseramik blokları (Cerasmart, GC Europe; Lava Ultimate, 3M ESPE) yoğun seramiklere alternatif olarak sunulmuştur (196). Rezin seramik blokları, seramik dolgu maddeleri, nanohibrit doldurucu maddeler (Cerasmart; GC Europe) ile güçlendirilmiş polimerik bir matriksten oluşur. Bu blokların yüksek sıcaklık ve yüksek basınç altında endüstriyel üretimiyle, indirekt kompozit rezin bloklara göre daha yüksek hacimli doldurucu oranına (%85) sahip olması sağlanmış ve mekanik özellikleri önemli ölçüde iyileştirilmiştir (196,197).

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik materyallerin esneklik ve kırılma dayanımı değerleri, CAD/CAM tekniği kullanılarak üretildiğinde ($360 \text{ MPa} \pm 2,25 \text{ MPa}$) ve ısı basınç altında presleme tekniği kullanılarak üretildiğinde ($400 \text{ MPa} \pm 2,75 \text{ MPa}$), diğer cam seramik materyallerden önemli derecede yüksektir (198,199). Cagidiaco ve ark. (130) 2019 yılında IPS e-max Press ve Initial LiSi Press lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik preslenebilir materyallerle parsiyel kron restorasyonlar oluşturarak yaptıkları bir çalışmada, bu iki materyalin mekanik özellikleri ve biyouyumluluklarını karşılaştırmışlardır. Yaptıkları çalışma sonucunda IPS e-max Press materyalin eğilme dayanımını 433 MPa, Initial LiSi Press materyalin eğilme dayanımını 454 MPa olarak bildirmişlerdir. Porto ve ark. (200) ise IPS e-max CAD lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik blok materyalin eğilme dayanımını 395 MPa olarak bildirmiştir. Yüksek optik ve mekanik özellikleri, geniş endikasyon seçeneklerine sahip olması gibi avantajlarından dolayı tez çalışmamızda Initial LiSi blok materyali kullanıldı.

2019 yılında Ferruzzi ve ark.(201) yaptıkları bir çalışmada lityum disilikat cam seramik ile rezin nanoseramik kronların sağkalımlarını, kırılma dayanımlarını ve kırılma paternlerini karşılaştırmışlardır. Kompozit rezin materyalinden ürettikleri prepare diş

formundaki modellerin üzerine 2 mm kalınlığında tam kron restorasyonlar uygulayıp çığneme simülatöründe 0-350 N yük ve 2 milyon çığneme siklus uygulanmış, kademeli olarak artırılan yük ve çığneme siklusu her 500.000’de kontrol edilmiştir. Lityum disilat cam seramik ve rezin nanoseramik çalışma gruplarında sağkalım oranları ve kırılma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadığı bildirilmiştir. Kırılma tipleri açısından, her iki grupta da katastrofik kırık, delaminasyon ve koheziv kırık gözlenmemiştir. Rezin nanoseramik grupta daha çok radyal çatlak gözlenirken, lityum disilikat cam seramik grubunda iç hacim çatlakları gözleendiği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda farklı kalınlıklarda üretilen direkt kompozit, indirekt hibrit seramik Cerasmart 270 ve lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik Initial LiSi Blok onley restorasyon gruplarında hem restorasyonla birlikte diş dokusunun dahil olduğu katastrofik kırılma tipi, hem yalnızca restorasyonla sınırlı kalan tamir edilebilir tipte kırılma tipi görölmüştür. En yüksek oranda tamir edilebilir tipte kırık gösteren çalışma grubu 2 mm kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit kor altyapı üzerine 3 mm restorasyon kalınlığı bulunan Initial LiSi Blok grubu olmuştur.

2020 yılında, 29 makalenin dahil edildiği bir meta analiz çalışmasında onley restorasyonlar için seramik, hibrit seramik ve kompozit materyallerden üretilen restorasyonların başarı ve sağkalım oranları değerdendirilmiş ve 24-180 aylık bir takip süresinde kompozit restorasyonların %90, hibrit seramik ve lityum disilikat seramik restorasyonların %99 ve %98 sağkalım oranı gösterdiği bildirilmiştir (202).

2021 yılında Üçtaşlı ve ark. (203) tarafından, kanal tedavili dişlerle yapılan bir çalışmada, post kor sistemin üzerine Initial LiSi Blok ve Cerasmart 270 bloklar ile tam kron restorasyonlar yapılmış ve bu iki grup arasında kırılma dayanımı açısından anlamlı bir fark bulunamadığı bildirilmiştir.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz bulgulara göre; kor altyapı oluşturmada Cerasmart 270 ve Initial LiSi Blok materyalleriyle ürettiğimiz tek yapılı onley restorasyonların kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görölmemiştir. Bu sonuçların, Üçtaşlı ve ark. yaptıkları çalışmanın sonuçlarıyla tutarlı olduğu söylenebilir.

Rezin nanoseramik materyalin yorulma mukavemeti yüksek doldurucu içeriğine, düşük elastisite modölüne, iyi eğilme direncine bağlanabilir. Yüksek doldurucu içeriği organik matris miktarını azalttığı ve su emilimine, yorulmaya ve mukavemet bozulmasına karşı daha hassas olduğu için kompozit rezinlerin yorulma direncini artırır (204). Düşük elastisite modölü ve iyi eğilme mukavemeti, kırılmadan önce daha fazla elastik deformasyona uğrayarak yüklemeye karşı dayanıklılığı artırır. Bu özelliklerin

kombinasyonu, elastik modülü olarak bilinen bir özelliğe dönüşebilir. Rezin nanoseramik, seramik malzemelerden daha yüksek elastik modülü sunar ve sonuç olarak deforme olmadan daha fazla enerji absorbe edebilir (205).

Bizim çalışmamızda lityum disilikat içeren cam seramik Initial LiSi Blok ve rezin nanoseramik Cerasmart 270 çalışma grupları kırılma dayanımları değerlendirilmiş ve kor yapı bulunmayan Cerasmart 270 indirekt restorasyon grupları (1844 Newton), kor yapı bulunmayan Initial LiSi blok gruplarına (1749 Newton) göre daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir. Ancak bu iki grubun kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. 2 mm yüksekliğinde kor yapı bulunduran indirekt restorasyonlarda da Cerasmart 270 grubu (22434 Newton), Initial LiSi Blok grubundan (1670 Newton) daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir ve bu iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Cerasmart 270 hibrit seramik çalışma gruplarında, 2 mm kor yapı uygulaması kırılma dayanımını önemli ölçüde artırırken; Initial LiSi Blok lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik grubunda kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kor yapı oluşturulması, kor altyapı oluşturulmadan restorasyon yapılmasına göre, istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmaksızın kırılma dayanımını düşürmüştür. Bunun sebebi olarak kor yapıda oluşturmak için kullanılan kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinin, bir hibrit seramik olan Cerasmart 270 blok materyale, lityum disilikat içerikli cam seramik olan Initial LiSi Blok materyalinden daha iyi bağlantı göstermesi düşünülebilir. Bu düşüncüyü destekleyici olarak; kompozit rezin ile onley uygulama yapılan direkt restorasyon gruplarının kırılma dayanımlarının, lityum disilikat ile onley uygulama yapılan indirekt restorasyon çalışma gruplarından daha yüksek bulunması sunulabilir.

2021 yılında Lubauer ve ark. (206) tarafından yapılan bir çalışmada on bir adet lityum disilikat cam seramik materyalleri kimyasal yapı, şekillendirme ve ısısal işlemler, faz karakterizasyonu, kırılma dayanıklılığı açısından karşılaştırılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre preslenebilir lityum disilikat içerikli cam seramikler CAD/CAM bloklara göre daha iyi mekanik özellikler göstermektedir.

Literatürde onley restorasyonlarda ideal kalınlığın ne kadar olması gerektiğiyle ilgili çalışmalar sınırlıdır. Magne ve ark.(1) yaptıkları bir çalışmada CAD/CAM rezin onley restorasyonların kalınlığının endodontik tedavi görmüş premolar dişlerde yorulma direncini nasıl etkilediğini araştırmıştır. Çalışma sonuçlarına göre 1,5 mm kalınlıktaki restorasyonların hiçbirisi yükleme siklusunu tamamlayamamış, 2,5 mm ve 3,5 mm kalınlıktaki restorasyonlar sırasıyla %30 ve %40 başarı göstermiştir. Bizim yapmış olduğumuz çalışmada indirekt çalışma gruplarında bütün örnekler çığneme döngüsünü

tamamlamış, direkt restorasyon gruplarında 1 mm kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit kor yapı üzerine 4 mm kompozit rezin uygulanan çalışma grubunda 1 örnek, 4 mm kor yapı üzerine 1 mm kompozit rezin uygulanan çalışma grubunda 2 örnek, 5 mm kor yapı yüksekliğine sahip olan çalışma grubunda ise 5 örnek çiğneme döngüsünü tamamlayamamıştır.

Garoushi ve ark. (207,208) 2020 yılında yaptıkları bir çalışmada onley restorasyonlarda kor yapı uygulamasının restorasyonun yük taşıma kapasiteleri ve kırılma tipleri üzerine etkisini araştırmış ve kısa fiber ile güçlendirilmiş kor yapının kalın (4 mm) uygulanmasının yük taşıma kapasitesini önemli ölçüde artırdığı sonucuna varmışlardır. Kor yapı bulunmayan restorasyonların onarılamaz katastrofik kırıklar; doğal diş yapısına benzer şekilde 2-3 mm kalınlığında kısa fiber ile güçlendirilmiş kor yapı üzerine yapılmış restorasyonların ise, yine doğal dişe benzer ve tamir edilebilir türde kırılma davranışı gösterdiği bildirilmiştir.

Çalışmamızda direkt ve indirekt restorasyon gruplarında kompozit rezin, cerasmart 270 blok ve Initial LiSi blok restoratif materyallerin altında kor materyali olarak farklı kalınlıklarda kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin uygulamasının restorasyonlardaki kırılma dayanımı üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Sonuçlara göre; en yüksek kırılma dayanımını tamamen kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin ile restore edilen direkt restorasyon grubu göstermiştir. Kor yapı kalınlığı arttıkça direkt ve indirekt restorasyonların kırılma dayanımları da artmıştır. Çalışmamızda elde edilen bu bulgular, literatürdeki diğer çalışmaları desteklemektedir (10,193,209,210). Kor yapı oluşturulan ve oluşturulmayan direkt restorasyon grupları ağırlıklı olarak diş ve restorasyonu de içine alan tamir edilemez tipte katastrofik kırıklar gösterirken, özellikle 2 mm kalınlığında kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin ile kor yapıya sahip olan indirekt restorasyonlar daha çok tamir edilebilir kırık tipi gösterme eğilimindedir.

Lassila ve ark. (211) yaptıkları bir çalışmadaki kron restorasyonlar, direkt kompozit kaplama üretimi için biyomimetik yaklaşımla restore edilen alt birinci molar dişin başarısızlık modunu ve yük taşıma kapasitesini değerlendirmek için tasarlanmıştır. Bu tasarım, diş dokusunda büyük madde kaybı senaryosunu yeniden üretmiştir. Bu çalışmada, kompozit rezin restorasyonların daha doğal bir kırılma davranışını taklit etmek için, kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit kor altyapı olarak, partikül dolduruculu kompozit rezin materyali kaplama materyali olarak kullanılmış, yani biyomimetik kompozit restorasyonlar elde edilmeye çalışılmıştır. Fiber ile güçlendirilmiş kompozit kor yapı oluşturulmayan yani sadece kompozit rezin restoratif materyal ile yapılmış dişlerde kütleli, tamir edilemez

kırılma şekli gözlenmiştir. Kompozit rezinin kırılmalığının kütlese kırılmaya sebep olduğu açıkça görülebilir. Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin ile kor yapı oluşturulmuş olan biyomimetik restorasyonlarda ise, kompozit rezinin kor yapıdan ayrılması, kırılması, ufanma ve restorasyonda atma şeklinde kırılma şekilleri ortaya çıkmıştır.

Bizim çalışmamızda direkt ve indirekt restorasyon gruplarının tamamında, restorasyon ile birlikte diş dokusunu da kapsayan, tamir edilemez şeklinde tanımladığımız katastrofik kırık ve yalnızca restorasyon ile sınırlı kalan tamir edilebilir şeklinde tanımladığımız kırık tipleri gözlenmiştir. Kor altyapı bulundurmeyen yalnızca kompozit rezin ile restore edilmiş çalışma grubunda 14 örnekten 2 tanesinde sadece restorasyonda meydana gelen kırık, 12 tanesinde restorasyon ile birlikte doğal diş dokusunun da dahil olduğu tamir edilemez şeklinde tanımladığımız katastrofik kırık meydana gelmiştir. 1 mm fiber ile güçlendirilmiş kompozit kor altyapı üzerine kompozit rezin ile restore edilmiş olan çalışma grubunda 13 örnekten 4 tanesinde yalnızca restorasyonla sınırlı kalan kırık, 9 tanesinde restorasyon ile birlikte doğal diş dokusunun da dahil olduğu katastrofik kırık tipi gözlenmiştir. 4 mm kor altyapı yüksekliği bulunan kompozit onley restorasyon grubunda 12 örnekten 3 tanesi yalnızca restorasyonda meydana gelen kırık, 9 tanesi katastrofik kırık göstermiştir. Yalnızca fiber ile güçlendirilmiş kompozit ile restore edilen çalışma grubunda ise 9 örnekten 2 tanesi tamir edilebilir tipte kırık, 7 tanesi ise katastrofik kırık göstermiştir. İndirekt restorasyon çalışma gruplarında; 2 mm kor altyapı yüksekliğine sahip olan Cerasmart 270 çalışma grubunda 14 örnekten 6 tanesi yalnızca restorasyonda meydana gelen kırık, 8 tanesi restorasyonla birlikte doğal diş dokusunun da dahil olduğu katastrofik kırık tipi gözlenmiştir. Initial LiSi Blok onley restorasyon çalışma gruplarında 14 örnekten 11 tanesi yalnızca restorasyonla sınırlı kalan kırık, 3 tanesi restorasyonla birlikte doğal diş dokusunun da dahil olduğu katastrofik kırık tipi göstermiştir. Kor altyapı bulunmayan Cerasmart 270 çalışma grubunda 12 örnekten 3 tanesi yalnızca restorasyonla sınırlı kalan tipte kırık, 9 tanesi katastrofik kırık göstermiştir. Yalnızca Initial LiSi Blok ile restore edilen çalışma grubunda 14 örnekten 5 tanesi restorasyonla sınırlı kalan tipte kırık, 9 tanesi katastrofik kırık paterni göstermiştir. Bu sonuçlar doğrultusunda birim çalışmamızda, Lassila ve ark. yapmış olduğu çalışma bulgularından farklı olarak; kor altyapı uygulamasının direkt restorasyonlarda kırılma paterni üzerinde önemli bir etki oluşturmadığı, ancak indirekt restorasyon çalışma gruplarında kırılma paternini daha çok restorasyonla sınırlı kalan tamir edilebilir şekilde tanımladığımız kırık tipine doğru yönlendirdiği söylenebilir.

Garoushi ve ark. (193) yaptıkları benzer bir çalışmada çalışma gruplarını çiğneme simülatörüyle yaşlandırma işlemine tabii tutmadan direkt ve indirekt restorasyonlarda kor yapı olarak farklı kalınlıklarda kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kullanarak, restorasyonların kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlar ve indirekt restorasyonlar gruplarında 2 mm kalınlığında kor yapı bulunan ve kor bulunmayan gruplar arasında kırılma dayanımları arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Direkt restorasyonlarda 4 mm kalınlığında kor bulunan grubun kırılma dayanımı, test edilen tüm çalışma grupları içinde önemli ölçüde daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda, çiğneme simülatörü ile mekanik yaşlandırmaya tabii tuttuğumuz çalışma gruplarında yalnızca kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin ile onley restorasyon uygulanan grup, bütün gruplar içinde en yüksek kırılma dayanımı değerleri göstermiştir. Bunu, 4 mm kor altyapı yüksekliğine sahip olan direkt restorasyon grubu takip etmiş; en düşük kırılma dayanımı değerlerini 2 mm kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin üzerine Initial LiSi Blok lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik onley restorasyon grubu göstermiştir. Çalışmamızın bulgularının direkt restorasyonlar için Garoushi ve ark. yaptıkları çalışma ile tutarlı olduğu söylenebilir, ancak indirekt restorasyonlar için bu düşünülemez.

Önceki çalışmalarda okluzal yükleme ile yaşlandırma işleminin, CAD/CAM restorasyonlarının yük taşıma kapasitesini azalttığı görülmüştür (173,189,192,212,213). Garoushi ve ark. (212) CAD/CAM materyallerinin döngüsel yaşlandırmanın materyallerin yük taşıma kapasiteleri üzerine etkisini araştırdıkları bir çalışmada; yaşlandırma işleminden önce kırılma dayanımları benzer olan materyallerin döngüsel yaşlandırmadan sonra mekanik özelliklerinin önemli ölçüde azaldığını bildirmişlerdir. Initial LiSi Blok çalışma grubunda, yaşlandırma işleminden önce ve sonra yük taşıma kapasitesinde anlamlı bir fark görülmemiştir.

Al-Haj Husain ve ark.(214) 2022 yılında yaptıkları bir çalışmada lityum disilikat cam seramik, zirkonyum dioksit seramik ve lityum disilikatla güçlendirilmiş alüminasilikat CAD/CAM materyallerinin çiğneme simülatörü ile mekanik yaşlandırmaya tabii tutulduktan sonra kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlar ve mekanik yaşlandırmanın materyallerin kırılma dayanımlarını düşürdüğü sonucuna varmışlardır.

Literatürden çıkarılan bu sonuçlar, in vitro çalışmaların klinik uygulamalara ışık tutması ve daha gerçekçi sonuçlar vermesi için çiğneme simülatörüyle yaşlandırma işleminin önemini vurgulamaktadır.

Yaptığımız çalışmada çiğneme simülatörü ile döngüsel yaşlandırma işlemi yapıldı ve restorasyonların kırılma dayanımları karşılaştırıldı. Sonuçlar önceki çalışmalara göre tutarlıdır. Garoushi ve ark. (193) yaptıkları bir çalışmada farklı kor kalınlıkları uygulayıp kompozit, Cerasmart 270 ve IPS e-max CAD restoratif materyallerle yaptıkları onley restorasyonların kırılma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Garoushi ve ark. bildirdikleri kırılma dayanımı sonuçları (yalnızca kompozit rezin direkt restorasyon grubu için ortalama 1869 N, yalnızca Cerasmart 270 ile indirekt grup için 2649 N, yalnızca IPS e-max CAD için ortalama 2024 N), bizim çalışmamızda mekanik yaşlandırma işleminden sonra elde ettiğimiz sonuçlardan (yalnızca kompozit rezin ile direkt restorasyon için 1881 N, yalnızca Cerasmart 270 ile indirekt restorasyon için ortalama 1884 N, yalnızca Initial LiSi Blok için ortalama 1749 N) önemli ölçüde fazladır. Bu da, çalışmamızda da uyguladığımız mekanik yaşlandırma işleminin, materyallerin mekanik özelliklerini ve kırılma dayanımlarını etkilediğini bir kez daha vurgulamaktadır.

Tam seramik materyaller ile üretilen restorasyonların başarısında seçilen materyal tipi kadar simantasyon işlemlerinin doğru uygulanması çok önemlidir. Adeziv rezin simanların kullanılan seramik restorasyon iç yüzeylerine bağlanma kuvvetinin artırılması için çeşitli yüzey işlemleri önerilir. Bu yüzey işlemleri kimyasal ve mikromekanik bağlantıyı sağlar. Farklı seramik materyaller için farklı yüzey hazırlıkları önerilir (215). Campos ve ark. (216), hidroflorik asit uygulamasının cam seramik materyallerin bağlanma dayanımında en başarılı yöntem olduğunu bildirir. Çalışmamızda üretici firmanın talimatları doğrultusunda Initial LiSi blok ve Cerasmart 270 materyallerinden elde edilen restorasyonların iç yüzeylerine %5 hidroflorik asit jel 60 sn uygulandı. Asitle pürüzlendirmeyi takiben silan uygulaması bağlanma dayanımını artıran bir yöntemdir (217,218). Çalışmamızda tüm indirekt onley restorasyon iç yüzeylerine asitle pürüzlendirme sonrasında silan uygulandı. Silanın içerdiği monomerler organik yapıdaki rezin kompozit yapıştırma materyali ile inorganik seramikler arasında kovalent bağlar oluşturur (219). Resin simanların kullanımı yapılan restorasyonlarda retansiyonu ve marjinal adaptasyonu artırır ve mikrosızıntı ve çürük riski azalır çünkü oluşturulan restorasyon ve diş arasında güçlü bir bağlantı elde edilir (220,221) Çalışmamızda dual olarak polimerize G-Cem Link Force kompozit rezin yapıştırma simanı kullanıldı.

Garoushi ve ark. (194) yaptıkları çalışmada; 5 mm kalınlıkta kompozit, Cerasmart ve IPS e-max CAD materyalleriyle üretilen onley restorasyonların kırılma dayanımlarını sırasıyla 1869 N, 2649 N ve 2024 N olarak bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda çiğneme simülatörüyle mekanik yaşlandırma işleminden sonra 5 mm kalınlıkta üretilen kompozit,

Cerasmart ve Initial LiSi Blok onley restorasyonların kırılma dayanımları sırasıyla ortalama 1881 N, 1884 N, 1749 N olarak tespit edilmiştir. Kompozit rezin ile üretilmiş olan onley restorasyonların kırılma dayanımı verileri karşılaştırıldığında, mekanik yaşlandırma işleminin önemli bir fark oluşturmadığı söylenebilir. İndirekt teknikle üretilmiş olan seramik onley restorasyon çalışma gruplarının, mekanik yaşlandırma öncesi ve sonrası ortalama kırılma dayanımı verileri karşılaştırıldığında ise, çiğneme simülatörüyle yaşlandırma sonrasında kırılma dayanımının önemli ölçüde azaldığı söylenebilir. Garoushi ve ark. yaptıkları çalışmada, direkt teknikle üretilen kompozit rezin onley restorasyonların ortalama kırılma dayanımlarını indirekt teknikle üretilen Cerasmart 270 ve IPS e-max CAD onley restorasyonlardan daha düşük bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda ise, direkt teknikle üretilen kompozit rezin onley restorasyonların ortalama kırılma dayanımı değerleri, indirekt teknikle üretilen Cerasmart 270 ve Initial LiSi blok onley restorasyonlardan daha yüksek bulunmuştur. Bunun sebebi, indirekt restorasyonların simantasyonunda kullanılan adeziv simanların, mekanik yaşlandırma sonrası mekanik özelliklerinin ve kırılma dayanımlarının azalması olarak düşünülebilir. Bu düşünce, Komine ve ark. (222) ile Abou Madina ve ark. (223) yapmış olduğu çalışmaların sonuçları ile tutarlıdır.

Akışkan kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin, materyalin fiber ve matriks ile ilgili özellikleri, kırılma dayanımı ve eğilme mukavemeti olan çatlak ilerlemesine karşı gelişmiş direnç kabiliyeti gösterir. Bu akıcı kompozit materyaldeki lifler, kritik lif uzunluğuna eşittir ve bu nedenle matriksten aktarılan gerilimi verimli bir şekilde karşılar. Geleneksel partikül dolgulu kompozit rezin restoratif materyallere kıyasla kısa fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit materyalin üstün eğilme özelliklerini gösteren Shouha ve arkadaşlarının çalışmasına uygundur (224). Çalışmamızda açıkça görülmüştür ki; mekanik yaşlandırma işleminden sonra statik kuvvet uygulanan restorasyonların yükleme sonrası meydana gelen kırıklar incelendiğinde, kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit ile desteklenen direkt restorasyon gruplarında, kor kalınlığının varlığıyla beraber restorasyona verilen desteklik artmakta ve kırılma biçimleri tamir edilebilir tarzda kaplama materyalinde meydana gelen atma eğiliminde artış göstermiştir. İndirekt restorasyon gruplarında ise kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit ile desteklenmeyen gruplarda doğal dişin de dahil olduğu kütleli kırıklar veya restorasyonda meydana gelen kırıklar ile birlikte sadece restorasyon içerisinde meydana gelen atma şeklinde kırıklar gözlemlendi. Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinin kor yapı olarak kullanıldığı indirekt restorasyon gruplarında ise kırılma şekilleri doğal dişin dahil olmadığı restorasyon kırıkları veya sadece restorasyon içinde

meydana gelen atma şeklinde kırıklar olma eğilimindedir. Direkt ve indirekt restorasyonlarda her iki tipte de kırıklar gözlenirken, 2 mm kor kalınlığına sahip Initial LiSi blok lityum disilikat cam seramik grubu en yüksek oranda yalnızca restorasyon yapısıyla sınırlı kalan tamir edilebilir şeklinde tanımlanan kırık gösteren grup olmuştur. Katastrofik kırıkların en yüksek oranda görüldüğü grup ise kor yapı bulundurmeyen, tamamen kompozit rezinden oluşan direkt restorasyon grubudur.

Çalışmamızda kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit kor altyapı olmayan restorasyonlarda kütleli kırıklar gözlemlendi. Kırılma testi uygulayan literatürdeki çalışmalarda uygulanan cihaz yükleme hızının, test sonuçlarını etkilediği bilinmektedir. Çalışmalarda test cihazındaki yükleme hızı 0,45-1,05 mm/dk arasında değişmektedir (225–227). Çalışmalarda, kuvvet uygulaması yuvarlatılmış uçlar veya metal bilye ile yükleme kuvveti vertikal veya açılı olarak uygulanır (228,229). Çalışmamızda hazırlanan restorasyonlara 0,5 mm/dk hızla vertikal olarak kuvvet uygulandı ve bukkal ve lingual tüberküllere mümkün olduğunca eşit şekilde kuvvet dağıtılacak biçimde 5 mm çapında metal bilye kullanıldı.

Kompozit rezin ve kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kalınlığına göre restorasyonlarda kırık oluşumu ve restorasyonların yük karşılama kapasitesi değişmektedir. Lassila ve ark. (11) yaptıkları çalışmada alt çene molar dişlerde kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit ve kompozit rezin restoratif materyal içeren ikili restorasyon tekniği kullanmış, farklı kalınlıklarda kompozit rezin kullanılarak 6 mm'lik restorasyonlar elde edilmiştir. Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kor materyali kalınlığı arttıkça kırılma dayanımlarının arttığı sonucu elde edilmiştir. Çalışmamızda da farklı kompozit rezin, cerasmart 270 hibrit seramik, Initial LiSi blok lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik ve kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kalınlıkları içeren ikili restorasyon tekniği uygulandı ve kor kalınlığı arttıkça (4 mm) kırılma dayanımlarının arttığı gözlemlendi. Bu durum, kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kor tabakasının ne kadar kalın uygulanması gerektiğinin önemini gösteren önceki araştırmalarla tutarlılık gösterir. (207,230).

İnsanlarda posterior dişlerin karşıladığı ortalama çiğneme kuvvetleri 200 N – 540 N arasında değişkenlik göstermektedir (173,231). Çalışmamızda test edilen materyallerin tümü ortalama posterior çiğneme kuvvetlerinin üzerinde değerler sergiledi. İndirekt restorasyon gruplarında Cerasmart 270 grupları Initial LiSi blok gruplarından daha yüksek kırılma dayanıklılığı kuvveti sergiledi. Çalışmamızda uygulanan yüksek kuvvetlere (çiğneme kuvvetinin üzerinde) rağmen, restorasyonların hiçbirisi (direkt/indirekt) adeziv

başarısızlık göstermedi. Bu da elde edilen yeterli bağlanma seviyesini yansıtmaktadır. CAD/CAM materyali ile yapıştırma simanı arasında bağlanma, silan kullanımı ile kimyasal bağlanmanın ve asitle pürüzlendirme ile desteklenen mikromekanik bağlantının kombinasyonundan kaynaklanır. Birçok araştırmacı tarafından belirlenen yükleme değerleri çeşitli parametreler altında rapor edilir. Bu parametreler ya yük miktarındaki mutlak azalma ya da kırık başlangıcı olarak yorumlanan ilk çatlama anıdır. Bu çalışmada, nihai kırılma öncesindeki en büyük yükleme kuvveti belirlendi. Diş restorasyonlarına ve dişlere uygulanan stresler, doğası gereği etkili kuvvetler değildir, genellikle döngüsel ve düşük kuvvetlerdir. Bununla birlikte, statik ve yorulma yüklemesi arasındaki göreceli ilişki nedeniyle, statik test, kırılma davranışı ve yük taşıma kapasitesi ile amaca uygun verileri sağlar (96,208).

Biyomimetik yaklaşımın klinik diş hekimliği uygulamalarında benimsenmesi ve yaygınlaşmasından önceki dönemlerde, aşırı fazla koronal doku kaybı olan dişleri restore etmek için indirekt restorasyon planlamasında metal alaşımlar ile seramik materyallerin kombinasyonu tercih edilmekteydi. Bu kombinasyonda kalınlığı 0,2-0,3 mm olan metal alaşımlar dentin dokusunu, seramik materyaller ile mineyi taklit ediyordu (3). Biyomimetik kavramına göre, hasarlı ya da madde kaybı olan dişlerin doğadan esinlenilerek görünüm, biyomekanik ve fonksiyonel yeterliliklerini yerine koymak amaçlanırken; özellikle doğal dentin dokusunu restore edecek olan metal alaşımların yerini adeziv sistemler ve rezin materyaller almaya başlamıştır (21).

Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin mekanik özelliklerini etkileyen faktörlerin; fiber ve polimer matrislerinin özellikleri, fiberlere uygulanan yüzey işlemleri, fiberlerin polimer matrise adezyonu, fiber miktarı, yönü, konumu ve matrisin su emilimi olarak sıralanabilir (91).

Çalışmamızda kor altyapı materyali olarak kullandığımız everX flow, cam fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezindir. Fiber doldurucuların güçlendirme etkisi, gelen kuvveti absorbe etmesi ve fiber oryantasyonundan dolayı çatlak durdurucu etkisi mevcuttur. Fiziksel ve mekanik özellikleri iyi ve biyoyumlu olan bu fiber ile güçlendirilmiş kompozit, tam oklüzyonda ayarlandığında veya polisaj işlemi sırasında aşındırıldığında lif yüzeyleri açığa çıkar ve böylece ağız ortamında S. Mutans bakterilerine maruz kaldığında yüzeylerinde yapışacak ve çoğalacak bir yüzey oluşturur (232). Öte yandan, ağız boşluğunda devamlı sulu bir ortama maruz kalır ve suyun, polimerin plastikleşmesine ve fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinin mekanik özelliklerini zayıflatmasına neden olarak matris polimerine yayıldığı bilinmektedir. Alkali metaller gibi elementlerin de sulu

koşullara maruz kaldığında E-cam yüzeyinden sızdığı bilinmektedir (233). Bu sebeplerle kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kor materyali olarak kullanılırken düzgün bir izolasyon yapılmalı, final restorasyon sızdırmaz ve aşınması halinde fiber yüzeylerini açıkta bırakmayacak kalınlıkta olmalıdır.

Bu bilgiler göz önüne alındığında kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinin yukarıda belirtilen olası risklerini daha iyi değerlendirebilmek için, uzun süreli klinik takip çalışmaları gerektiği düşünülmektedir.

Çalışmamızda gördüğümüz üzere; fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kor altyapı kalınlığı arttıkça, restorasyonların kırılma dayanımları da artmaktadır. İndirekt restorasyonlarda kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit kor altyapı varlığı, kırılma paternini yalnızca restorasyonla sınırlı kalan kırık yönünde değiştirmiştir.

Bu çalışma in vitro bir çalışmadır. Ağız ortamının, ısı ve pH değişimlerinin, dişi destekleyen sert ve yumuşak dokuların, çiğneme kuvvetinin yönünün tam olarak simüle edilememesi bu çalışmanın sınırlamalarıdır. Daha detaylı bilgiler elde etmek için klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında alt çene molar dişlere kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin ile farklı kalınlıklarda kor altyapı hazırlanmış ve kompozit rezin, Cerasmart 270 hibrit seramik, Initial LiSi Blok lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyalleri ile direkt ve indirekt restorasyonlar kullanılarak çift yapılı biyomimetik restorasyonlar hazırlanmıştır. Hazırlanan restorasyonlar 150 N okluzal yük altında 1,53 Hertz frekansta 500.000 mekanik döngüye tabii tutularak 2 yıllık klinik kullanımı simüle eden yaşlandırma işlemine tabii tutulmuştur. Statik kırma testi ile çiğneme simülatöründe mekanik yaşlandırma aşamasını tamamlayan örneklerin kırılma dayanımları ve kırılma tipleri değerlendirilmiştir.

Çalışmanın kısıtlılıkları dahilinde şu sonuçlara varılabilir:

1. Kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kor altyapı oluşturularak biyomimetik düşünceye uygun hazırlanan direkt restorasyonlarda, kor altyapı kalınlığı arttıkça kırılma dayanımı artar.
2. İndirekt teknikle uygulanan onley restorasyonların altında 2 mm kalınlıkta kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit ile kor altyapı oluşturulması, kor altyapı oluşturulmadan restorasyon yapılmasına göre anlamlı bir fark yaratmamaktadır.
3. İki farklı CAD/CAM materyali söz konusu olduğunda, Cerasmart 270 hibrit seramik, Initial LiSi Blok lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyale göre daha yüksek ortalama kırılma dayanımı göstermiştir ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.
4. 2 mm kalınlığında kısa fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kor altyapı kalınlığına sahip Initial LiSi Blok lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik indirekt restorasyon grubu hariç bütün çalışma gruplarında, restorasyon ile birlikte diş dokusunu da içine alan tamir edilemez tipte kırık ağırlıklı olarak gözlenmekle birlikte, her iki tipte kırılma paterni gözlenmiştir. Initial LiSi Blok çalışma grubunda ise, daha çok yalnızca restorasyon yapısı içinde kalan tamir edilebilir kırık paterni görülmekle birlikte, her iki tipte kırık paterni gözlenmiştir.

Yapılan çalışmanın sınırları dahilinde aşırı koronal madde kaybına sahip dişleri onley restorasyonlar ile restore ederken biyomimetik restorasyonlar uygulanmasının klinik olarak daha faydalı olacağı düşünülmektedir. Direkt restorasyon uygulamalarında kompozit rezin, indirekt restorasyon uygulamalarında bir hibrit nanoseramik olan Cerasmart 270 materyalleri tercih edilebilir niteliktedir. Ayrıca KFGK kor yapı kalınlığının artırılmasının, restorasyonların kırılmaya karşı dayanıklılığını artıracakı düşünülmektedir. Ancak uzun süre kuvvet maruziyetinden sonra restorasyonların kırılma dayanımı ve kırık tiplerinin değerdendirilebilmesi için detaylı in vitro ve uzun süreli klinik takip çalışmalarına ihtiyaç vardır. Çalışmamızın klinik uygulamalara ışık tutması beklenmektedir.



KAYNAKLAR

1. Magne P, Knezevic A. Thickness of CAD-CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dental Materials*. 2009 Oct;25(10):1264–8.
2. Magne P, Belser C. Porcelain versus composite inlays/onlays: Effect of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *IJPRD*. 2003;23:543-555.
3. Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP. Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. *Dental Materials*. 2009 Sep;25(9):1122–7.
4. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. Vol. 57, *J Prosthodont Res*. 2013. p. 236–61.
5. Bazos P, Emulation D, Magne P. Bio-Emulation: Biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. *J Esthet Dent*. 2011 Spring;6;(1):8-19
6. Magne P. Composite Resins and Bonded Porcelain: The Postamalgam Era? *CDA Journal*. 2006 Feb;34(2).
7. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials* 2000 July;16;33-40
8. Wilder AD, May KN, Bayne SC, Taylor DF, Leinfelder KF. Seventeen-year clinical study of ultraviolet-cured posterior composite Class I and II restorations. *J Esthet Dent*. 1999;11(3):135–42.
9. Bijelic-Donova J, Keulemans F. Direct bilayered biomimetic composite restoration: The effect of a cusp-supporting short fiber-reinforced base design on the chewing fracture resistance and failure mode of molars with or without endodontic treatment. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020 March;103:103554.

10. Garoushi SK, Hatem M, Lassila LVJ, Vallittu PK. The effect of short fiber composite base on microleakage and load-bearing capacity of posterior restorations. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2015 Jan;1(1):6–12.
11. Lassila L, Säilynoja E, Prinssi R, Vallittu PK, Garoushi S. Fracture behavior of Bi-structure fiber-reinforced composite restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020 Jan 1;101.
12. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent*. 2010 Oct;13(4):195–203.
13. Van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*. 1999 Dec;20(12):1115–24.
14. Van Dijken JWV, Höglund-Åberg C, Olofsson AL. Fired ceramic inlays: a 6-year follow up. *J Dent*. 1998 Mar 1;26(3):219–25.
15. Harkness JM. An Idea Man. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. 2004;23(6):20–41.
16. Bhushan B. Biomimetics., *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. Royal Society; 2009; 367, p. 1443–4.
17. Zafar MS, Amin F, Fareed MA, Ghabbani H, Riaz S, Khurshid Z, et al. Biomimetic aspects of restorative dentistry biomaterials. *Biomimetics*. 2020;5:1–42.
18. Sharma V, Srinivasan A, Nikolajeff F, Kumar S. Biomineralization process in hard tissues: The interaction complexity within protein and inorganic counterparts. *Acta Biomaterialia*. 2021;120:20–37.
19. Tirlet G, Crescenzo H, Crescenzo DY Correspondence to: Gil Tirlet Ceramic adhesive restorations and biomimetic dentistry: tissue preservation and adhesion. *Int J Esthet Dent*. 2014 Autumn;9(3):354-369.
20. Van Dijken JWV, Lindberg A. A 15-year randomized controlled study of a reduced shrinkage stress resin composite. *Dental Materials*. 2015 Sep 1;31(9):1150–8.

21. Magne P. Understanding the intact tooth and the biomimetic principle. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: A biomimetic approach. Quintessence Publishing. 2002;23–55.
22. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. Dental Materials. 2013;29(8):835–41.
23. Garoushi S, Gargoum A, Vallittu PK, Lassila L. Short fiber-reinforced composite restorations: A review of the current literature. JICD 2018;9:e12330.
24. Keulemans F, Garoushi S, Lassila L. Fillings and core build-ups. In: Clinical Guide to Principles of Fiber-Reinforced Composites in Dentistry. Elsevier; 2017;131–63.
25. Sáry T, Garoushi S, Braunitzer G, Alleman D, Volom A, Fráter M. Fracture behaviour of MOD restorations reinforced by various fibre-reinforced techniques – An in vitro study. J Mech Behav Biomed Mater. 2019 Oct 1;98:348–56.
26. Soares LM, Razaghy M, Magne P. Optimization of large MOD restorations: Composite resin inlays vs. short fiber-reinforced direct restorations. Dental Materials. 2018 Apr 1;34(4):587–97.
27. Kim KH, Okuno O. Microfracture behaviour of composite resins containing irregular-shaped fillers. J Oral Rehabil. 2022;29:1153-1159.
28. Ruddell DE, Maloney MM, Thompson JY. Effect of novel filler particles on the mechanical and wear properties of dental composites. Dental Materials. 2002;18:72-80.
29. Fráter M, Forster A, Keresztúri M, Braunitzer G, Nagy K. In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-reinforced composite material. J Dent. 2014;42(9):1143–50.
30. Filho AM, Vieira LCC, Araujo É, Baratieri LN. Ceramic Inlays and Onlays: Clinical Procedures for Predictable Results. J Esthet Restor Dent. 2003 Nov;15(6):338–52.
31. Direct and indirect restorative materials. JADA. 2003 Apr 1;134(4):463–72.

32. Giachetti L, Russo D S, Bambi C, Grandini R.A review of polymerization shrinkage stress: Current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract.* 2006 Sep 1;7(4):1-14.
33. Horn H. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am.* 1983;27(4):671–84.
34. Manhart j, Chen HY, Hamm G, Hickel R. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*2004;29(5):481-508.
35. Beier US, Kapferer I, Burtscher D. Clinical performance of all-ceramic inlay and onlay restorations in posterior teeth. *IJP.* 2012;24(4):395-402.
36. Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003 Dec;23(6):543–55.
37. Affairs A D A. Direct and indirect restorative materials. *J. Am. Dent. Assoc.* 2003 Apr;134(4):463–72.
38. Lin CL, Chang YH, Pai CA. Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dental Materials.* 2011 May;27(5):431–8.
39. Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent.* 2011 Apr;105(4):217–26.
40. Pol CWP, Kalk W. A systematic review of ceramic inlays in posterior teeth: an update. *Int J Prosthodont.* 2011;24(6):566–75.
41. Raap U, Stiesch M, Reh H, Kapp A, Werfel T. Investigation of contact allergy to dental metals in 206 patients. *Vol. Dermatitis.* 2009;60:399-343.
42. Cavanaugh RR, Croll TP. Resin-bonded ceramic onlays for retained primary molars with infraocclusion. *Quintessence Int.* 1994 Jul;25(7):459–63.

43. Trushkowsky RD, Burgess JO. Complex single-tooth restorations. *Dent Clin North Am.* 2002 Apr;46(2):341–65.
44. Burke EJ, Qualtrough AJ. Aesthetic inlays: composite or ceramic? *Br Dent J.* 1994 Jan 22;176(2):53–60.
45. Denry IL, Holloway JA, Tarr LA. Effect of heat treatment on microcrack healing behavior of a machinable dental ceramic. *J Biomed Mater Res.* 1999;48(6):791–6.
46. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental Materials.* 2004 Jun;20(5):441–8.
47. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont.* 2016 May;28(3):227–35.
48. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. Vol. 55, *Dent Clin N Am.* W.B. Saunders; 2011. p. 333–52.
49. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Quintessence Pub. Co; 2002; 418.
50. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res.* 2007 Feb;86(2):142–6.
51. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry—A review. *J Esthet Restor Dent.* 2020 Mar 1;32(2):171–81.
52. Monmaturapoj N, Lawita P, Thepsuwan W. Characterisation and properties of lithium disilicate glass ceramics in the $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-K}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3$ system for dental applications. *Adv Mater Sci Eng.* 2013 June;1-11.
53. Sriamporn T, Tharongananskul N, Busabok C, Poolthong S, UO M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater J.* 2014;33(1):79–85.

54. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental Materials*. 2008 Aug;24(8):1107–13.
55. Chevalier J, Gremillard L, Virkar A v., Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *J Am Ceram*. 2009 Sep;92(9):1901–20.
56. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20:1-25.
57. Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, Pezzotti G. On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*. 2009;30(29):5279–82.
58. Roualdes O, Duclos ME, Gutknecht D, Frappart L, Chevalier J, Hartmann DJ. In vitro and in vivo evaluation of an alumina-zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*. 2010;31(8):2043–54.
59. Sakaguchi RL, Powers JM. Restorative materials-composites and polymers. *Craig's Restorative Dental Materials (Thirteenth Edition)*. Saint Louis: Mosby, 2012:161-198.
60. Shembish FA, Tong H, Kaizer M, Janal MN, Thompson VP, Opdam NJ, et al. Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dental Materials*. 2016 Apr 1;32(4):499–509.
61. Koller M, Arnetzl G V., Holly L. Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study. *Int J Comput Dent*. 2012;15(2):159–64.
62. Tian M, Gao Y, Liu Y, Liao Y, Xu R, Hedin NE, et al. Bis-GMA/TEGDMA dental composites reinforced with electrospun nylon 6 nanocomposite nanofibers containing highly aligned fibrillar silicate single crystals. *Polymer (Guildf)*. 2007 Apr 24;48(9):2720–8.

63. García A H, Lozano M A M, Vila J C, Escribano AB, Galve PF, et al. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;11:E215-20.
64. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*. 1963;66(1):57–64.
65. Münchow EA, Ferreira ACA, Machado RMM, Ramos TS, Rodrigues-Junior SA, Zanchi CH. Effect of acidic solutions on the surface degradation of a micro-hybrid composite resin. *Braz Dent J*. 2014;25(4):321–6.
66. Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res*. 2023;1–14.
67. Chen MH. Critical reviews in oral biology & medicine: Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*. 2010;89:549–60.
68. Riva YR, Rahman SF. Dental composite resin: A review. In: *AIP Conference Proceedings*. American Institute of Physics Inc.; 2019 Dec; AIP Conference Proceedings.
69. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: A literature review. *Braz Oral Res*. 2017;31:64–91.
70. Anusavice K J, Shen C, Rawls H R. *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences. 2012.
71. Habib E, Wang R, Zhu XX. Correlation of resin viscosity and monomer conversion to filler particle size in dental composites. *Dental Materials*. 2018 Oct 1;34(10):1501–8.
72. Manojlovic D, Dramićanin MD, Milosevic M, Zeković I, Cvijović-Alagić I, Mitrovic N, et al. Effects of a low-shrinkage methacrylate monomer and monoacylphosphine oxide photoinitiator on curing efficiency and mechanical properties of experimental resin-based composites. *Materials Science and Engineering C*. 2016 Jan 1;58:487–94.

73. Christensen GJ, Guyer SE, Lefkowitz W, Malone WFP, Sproull RC, Lutz F, et al. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*. 1983 Oct; 50(4):480-488.
74. Alrahlah AA. Physical, Mechanical and Surface Properties of Dental Resin-composites. 2013.
75. Lindberg A, Solfjädern offset). Resin composites : sandwich restorations and curing techniques. Umeå University; 2005.
76. Sharafeddin F, Malekzadeh P, Darvishi F, The eddect of incorporation of polyethylene and glass fiber on the micloleakage of silorane-based and methacrylate-based composites in class II restorations: An in vitro study. *J Dent Biomater*. 2015;2(2):39-45
77. Bocalon ACE, Mita D, Narumyia I, Shouha P, Xavier TA, Braga RR. Replacement of glass particles by multidirectional short glass fibers in experimental composites: Effects on degree of conversion, mechanical properties and polymerization shrinkage. *Dental Materials*. 2016 Sep 1;32(9):e204–10.
78. Yu SH, Lee Y, Oh S, Cho HW, Oda Y, Bae JM. Reinforcing effects of different fibers on denture base resin based on the fiber type, concentration, and combination. *Dent Mater J*. 2012;31(6):1039–46.
79. Candan Ü, Eronat N, Önçağ L. Clinical Performance of Fiber-Reinforced Nanofilled Resin Composite in Extensively Carious Posterior Teeth of Children: 30-Month Evaluation. *JOC PD*. 2013 Sep 1;38(1):1–6.
80. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-Reinforced Composites in Restorative Dentistry. *Dent Update*. 2003 Jul 2;30(6):300–6.
81. Freilich MA. Fiber-reinforced composites in clinical dentistry. Quintessence Pub. Co; 2000. 106 p.
82. Vallittu PK, Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *J Oral Rehabil*. 1992 May;19(3):225–30.

83. Candan Ü, Eronat N. Fiberle Güçlendirilmiş Rezin Kompozitler, EÜ Dişhek Fak Derg. 2008;29:1-12.
84. Ganesh M, Tandon S. Versatility of ribbond in contemporary dental practice. Trends Biomater. Artif. Organs. 2006;20(1):53-58.
85. Adıgüzel M, Tekin M G, Arslanoğlu Z. Polietilen fiber destekli adeziv köprü uygulamaları. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2015;10:30-36.
86. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. J Prosthet Dent. 2002 Nov;88(5):485–90.
87. Saygili G, Sahmali SM, Demirel F. The effect of placement of glass fibers and aramid fibers on the fracture resistance of provisional restorative materials. Oper Dent. 2003;28(1):80–5.
88. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. J Prosthet Dent. 2002 Nov;88(5):485–90.
89. Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-Reinforced Composites in Restorative Dentistry. Dent Update. 2003 Jul 2;30(6):300–6.
90. Mortazavian S, Fatemi A. Fatigue behavior and modeling of short fiber reinforced polymer composites: A literature review. Int J Fatigue. 2015 Jan;70:297–321.
91. Garoushi S, Tanner J, Vallittu P, Lassila L. Preliminary Clinical Evaluation of Short Fiber-Reinforced Composite Resin in Posterior Teeth: 12-Months Report. Open Dent J. 2012 Jan 6;6(1):41–5.
92. Garoushi S, Tanner J, Pk V, Lassila L. Preliminary Clinical Evaluation of Short Fiber-Reinforced Composite Resin in Posterior Teeth: 12-Months Report. Open Dent J. 2012;6(1):41-45.
93. Maas MS, Alania Y, Natale LC, Rodrigues MC, Watts DC, Braga RR. Trends in restorative composites research: What is in the future? Brazilian Oral Research.2017;31:23–36.

94. Garoushi S, Gargoum A, Vallittu PK, Lassila L. Short fiber-reinforced composite restorations: A review of the current literature. *J Invest Vlin Dent*. 2018;9:e12330.
95. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LVJ. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dental Materials*. 2007 Nov;23(11):1356–62.
96. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LVJ, Eng M. Mechanical properties, fracture resistance, and fatigue limits of short fiber reinforced dental composite resin. *J Prosthet. Dent*. 2016 Jan; 115(1):95-102.
97. Meric G, Dahl JE, Ruyter IE. Physicochemical evaluation of silica-glass fiber reinforced polymers for prosthodontic applications. *Eur J Oral Sci*. 2005 Jun;113(3):258–64.
98. Van Dijken JW V, Sunnegårdh-Grönberg K. Fiber-reinforced packable resin composites in Class II cavities. *J Dent*. 2006 Nov;34(10):763–9.
99. Vallittu PK. High-aspect ratio fillers: Fiber-reinforced composites and their anisotropic properties. *Dental Materials*. 2015 Jan 1;31(1):1–7.
100. Lastumaki TM, Ki È, Lassila LVJ, Vallittu PK. The semi-interpenetrating polymer network matrix of fiber-reinforced composite and its effect on the surface adhesive properties. *J Mater Sci:Mater Med*. 2003;14(9):803-809.
101. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJP. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent*. 2012 Jun;40(6):500–5.
102. Sakaguchi R, Powers J. Restorative materials-composites and polymers. *Craig's Restorative Dental Materials (Thirteenth Edition)*. Saint Louis: Mosby. 2012:161-198.
103. O'Brien W J. *Dental Materials and Their Selection*, Fourth Edition. Quintessence. 2002.
104. Buonocore M, Wileman W. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J. D. Res*. 1956 Dec;35(6):846-851.

105. Van Meerbeek B, Perdigão J, Gladys S, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel en dentin adhesion. Quintessence Pub. 1996 Apr;1.
106. Ibarra G, Johnson GH, Geurtsen W, Vargas MA. Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin-based dental cement. *Dental Materials*. 2007 Feb;23(2):218–25.
107. Baader K, Hiller KA, Buchalla W, Schmalz G, Federlin M. Self-adhesive Luting of Partial Ceramic Crowns: Selective Enamel Etching Leads to Higher Survival after 6.5 Years In Vivo. *J Adhes Dent [Internet]*. 2016;18(1):69–79.
108. Kern M. Bonding to oxide ceramics - Laboratory testing versus clinical outcome. *Dental Materials*. 2015 Jan 1;31(1):8–14.
109. Abad-Coronel C, Naranjo B, Valdiviezo P. Adhesive systems used in indirect restorations cementation: Review of the literature. *J Dent. MDPI Multidisciplinary Digital Publishing Institute*; 2019;7(71):1-18.
110. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent*. 2010 Dec;22(6):412–9.
111. Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent*. 2012 Jan;33(1):28–30.
112. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent*. 2013 Jan;34(1):42–4, 46.
113. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental Materials*. 2009 Sep;25(9):1104–8.
114. Pegoraro TA, da Silva NRFA, Carvalho RM. Cements for Use in Esthetic Dentistry. *Dent Clin N Am*. 2007;51: 453–71.
115. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*. 1991 Apr;1(2):150–4.

116. 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.
117. Galhano GAP, Pellizzer EP, Mazaro JVQ. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg*. 2012 Nov;23(6).
118. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res*. Elsevier Ltd; 2016;60:72–84.
119. Van Noort R. The future of dental devices is digital. Vol. *Dental Materials*. Elsevier Inc.; 2012;28: 3–12.
120. Mormann W. Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence*. 1989;20:329–39.
121. Liu, P R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*. 2005 July;26(7);507-512.
122. Davidowitz G, Kotick PG. The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dent Clin N Am*. 2011;55:559–70.
123. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: State of the art. *JADA*. 2001;132(9):1301–3.
124. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *JADA*. 2006 Sep;137(9): 7s-13s.
125. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin N Am*. 2002;46:405-426.
126. Ting-shu S, Jian S. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J Prosthodont*. 2015 Jun 1;24(4):313–21.
127. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of cerec cad/cam inlays and onlays. *Int. J. Prosthodont*. 2002;15(2):122-128.

128. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prostheh Dent*. 2018 Mar 1;119(3):384–9.
129. Hurle K, Lubauer J, Belli R, Lohbauer U. On the assignment of quartz-like $\text{LiAlSi}_2\text{O}_6$ - SiO_2 solid solutions in dental lithium silicate glass-ceramics: Virgilite, high quartz, low quartz or stuffed quartz derivatives? *Dental Materials*. 2022 Sep 1;38(9):1558–63.
130. Cagidiaco EF, Grandini S, Goracci C, Joda T. A pilot trial on lithium disilicate partial crowns using a novel prosthodontic functional index for teeth (FIT). *BMC Oral Health*. 2019 Dec 9;19(1):276.
131. Uçar Y, Koçak E F. Maddenin temel fiziksel özellikleri. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont*. 2017;133–42.
132. Scherrer SS, Denry IL, Wiskott HWA. Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic. *Dent Mater*. 1998 July;14:246-255.
133. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, ve ark. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res*. 2005;84(2):118-132.
134. De Oliveira DCRS, Ayres APA, Rocha MG, Giannini M, Puppini Rontani RM, Ferracane JL, ve ark. Effect of different in vitro aging methods on color stability of a dental resin-based composite using CIELAB and CIEDE2000 color-difference formulas. *J Esthet Restor Dent*. 2015 Sep 1;27(5):322–30.
135. Siarampi E, Kontonasaki E, Andrikopoulos KS, Kantiranis N, Voyiatzis GA, Zorba T, et al. Effect of in vitro aging on the flexural strength and probability to fracture of Y-TZP zirconia ceramics for all-ceramic restorations. *Dental Materials*. 2014 Dec;30(12):e306–16.
136. Borba M, de Araújo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Griggs JA, della Bona Á, et al. Effect of different aging methods on the mechanical behavior of multi-layered ceramic structures. *Dental Materials*. 2016 Dec;32(12):1536–42.

137. Güngör M, Nemli S. The Effect of Resin Cement Type and Thermomechanical Aging on the Retentive Strength of Custom Zirconia Abutments Bonded to Titanium Inserts. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;
138. Nawafleh N, Hatamleh M, Elshiyab S, Mack F. Lithium Disilicate Restorations Fatigue Testing Parameters: A Systematic Review. *J Prosthodont*. 2016 Feb;25(2):116–26.
139. Kern M, Strub JR, Lu XY. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil*. 1999;26;372-378.
140. Cornell JA, Jordan JS, Ellis S, Rose EE. A method of comparing the wear resistance of various materials used for artificial teeth. *JADA*. 1947 Dec 1;35;793.
141. Harrison A. The development of an abrasion testing machine for dental materials. *Biomed. Mater. Res*. 1975;9;341-353.
142. Tillitson EW, Craig RG, Peyton FA. Friction and wear of restorative dental materials. *J Dent Res*. 1971 Jan;50(1);149-154.
143. 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):32–6.
144. Krejci I, Lutz F, Reimer M, Heinzmann JL. Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements. *J Prosthet. Dent*. 1993 April: 69(4);425-430.
145. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist-A systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dental Materials*. 2008 Apr;24(4):433–49.
146. Wassell RW, McCabe JE, Walls AW. A two-body frictional Wear test. *J Dent Res*. 1994 Sep;73(9);1546-1553.
147. Albrecht T, Kirsten A, Kappert HF, Fischer H. Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments. *Dental Materials*. 2011 Mar;27(3):298–303.

148. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Azuma T, Karita K. Effects of sample hardness on human chewing force: A model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol.* 2004 Oct;49(10):805–16.
149. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Materials.* 2012;28(4):449–56.
150. The widely recognized CIE L*a*b* color order sys.
151. Bulut A C, Atsü S S. Diş hekimliğinde dertoratif materyallerin yaşlandırma işlemleri ve çiğneme simülatörleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek Fak Derg.* 2016;26(1);180-186.
152. Fontiin-Tekamp FA, Slagterl AP, Van Der Bilt A, et al. Biting and chewing in overdentures, full dentures and natural dentures. *J Dent Res.* 200;79(7);1519-1524.
153. Bakke M. Bite Force and Occlusion. *Semin Orthod.* 2006 Jun;12(2):120–6.
154. Boucher LJ, Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent.* 1986 Aug;56(2):226-229.
155. R Development Core Team. R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. . vienna, austria: <http://www.R-project.org/>; 2011.
156. Pereira GKR, Graunke P, Maroli A, Zucuni CP, Prochnow C, Valandro LF, et al. Lithium disilicate glass-ceramic vs translucent zirconia polycrystals bonded to distinct substrates: Fatigue failure load, number of cycles for failure, survival rates, and stress distribution. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019 Mar 1;91:122–30.
157. Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomater.* 2008;4(5):1440–7.

158. Pereira GKR, Graunke P, Maroli A, Zucuni CP, Prochnow C, Valandro LF, et al. Lithium disilicate glass-ceramic vs translucent zirconia polycrystals bonded to distinct substrates: Fatigue failure load, number of cycles for failure, survival rates, and stress distribution. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019 Mar 1;91:122–30.
159. Chen Y, Lee JKY, Kwong G, Pow EHN, Tsoi JKH. Morphology and fracture behavior of lithium disilicate dental crowns designed by human and knowledge-based AI. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2022 Jul 1;131.
160. Fennis WM, Kuijs RH, Roeters FJ, Creugers NH, Kreulen CM. Randomized control trial of composite cuspal restorations: Five-year results. *J Dent Res.* 2014 Jan;93(1):36–41.
161. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent.* 2004;29(5):481-508.
162. Magne P, Belser U. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: A biomimetic approach. *Quintessence.* 2002;58-64.
163. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The Mechanical Properties of Human Dentin: a Critical Review and Re-evaluation of the Dental Literature. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine.* 2003 Jan 11;14(1):13–29.
164. Alshabib A, Jurado CA, Tsujimoto A. Short fiber-reinforced resin-based composites (SFRCs); Current status and future perspectives. *Dent Mater J.* 2022 Sep 25;41(5):2022–80.
165. Roulet JF. Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent.* 1997;25(6):459-473.
166. Chen Y, Maghami E, Bai X, Huang C, Pow EHN, Tsoi JKH. Which dentine analogue material can replace human dentine for crown fatigue test? *Dental Materials.* 2023 Jan;39(1):86–100.

167. Thirumalai R, Prabhakaran D, Andersen L. Influence of moisture absorption on properties of fiber reinforced polyamide 6 composites. In Proceedings of the 26th Annual Technical Conference of the American Society for Composites 2011;1:500-510.
168. Lassila L, Sailyoja E, Prinsi R, ve ark. Fracture behavior of Bi-structure fiber-reinforced composite restorations. J Mech Behav Biomed Mater. 2019 Aug;101.
169. Letzel H, Vant Hof MA, Vrijhoefl MMA, Marshall GW, Marshall SJ. A controlled clinical study of amalgam restorations: survival, failures, and causes of failure. Dent Mater J. 1989;5(2):115-121.
170. McDaniel RJ, Davis RD, Murchison DF, Cohen RB. Causes of failure among cuspal-coverage: Amalgam restorations: A clinical survey. JADA. 2000;131(2):173–7.
171. Akbarian G, Ameri H, Chasteen JE, Ghavamnasiri M. Fracture resistance of premolar teeth restored with silorane-based or dimethacrylate-based composite resins. J Esthet Restor Dent. 2014;26(3):200–7.
172. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. J Prosthet Dent. 1993;70(1):11-16.
173. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2004;92(6):551-556.
174. Santos F, Branco A, Polido M, Serro AP, Figueiredo-Pina CG. Comparative study of the wear of the pair human teeth/Vita Enamic® vs commonly used dental ceramics through chewing simulation. J Mech Behav Biomed Mater. 2018 Dec 1;88:251–60.
175. Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. Dental Materials. 2006 Aug;22(8):712–34.
176. Aksel H, Askerbeyli-Ors S, Sungur-Deniz D. Vertical root fracture resistance of simulated immature permanent teeth filled with MTA using different vehicles. J Clin Exp Dent. 2017;9(2):e178-81.

177. Singhatanadgit W, Junkaew P, Singhatanadgid P. Effect of bidirectional loading on contact and force characteristics under a newly developed masticatory simulator with a dual-direction loading system. *Dent Mater J*. 2016;35(6):952–61.
178. Raabe D, Harrison A, Ireland A, Alemzadeh K, Sandy J, Dogramadzi S, et al. Improved single- and multi-contact life-time testing of dental restorative materials using key characteristics of the human masticatory system and a force/position-controlled robotic dental wear simulator. *Bioinspir Biomim*. 2012 Mar 1;7(1):016002.
179. Bulut A C, Atsü S S. Diş hekimliğinde dertoratif materyallerin yaşlandırma işlemleri ve çiğneme simülatörleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek Fak Derg*. 2016;26(1);180-186.
180. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function- a review of the literatüre. *Journal of Oral Rehab*. 1976;3:57-67.
181. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van der Bilt A, van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, et al. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res*. 2000;79(7):1519–24.
182. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. The Journal of Prosthetic Dentistry Clinical Implications Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent*. 2007;98:120-128.
183. Woda A, Mishellany A, Peyron MA. The regulation of masticatory function and food bolus formation. *J Oral Rehabil*. 2006 Nov;33(11):840–9.
184. Hiimeae K, Heath MR, Heath G, Kazazoglu E, Murray J, Sapper D, et al. Natural bites, food consistency and feeding behaviour in man. *Arch Oral Biol*. 1996 Feb;41(2):175–89.
185. Gillings BRD, Graham CH, Duckmanton NA. Jaw movements' in young adult men during chewing. *J Prosthet Dent*. 1973 Jun;29(6):616–27.
186. Lee CK, Karl M, Kelly JR. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dental Materials*. 2009 Nov;25(11):1419–25.

187. Karl M, Kelly JR. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. *Dental Materials*. 2009 Nov;25(11):1426–32.
188. Huang A, Yao W, Chen F. Analysis of Fatigue Life of PMMA at Different Frequencies Based on a New Damage Mechanics Model. *Math Probl Eng*. 2014 Mar:1–8.
189. Stappert CF, Abe P, Kurths V, Gerds T, Strub J R. Masticatory fatigue, fracture resistance, and marginal discrepancy of ceramic partial crowns with and without coverage of compromised cusps. *J Adhes Dent*. 2008;10(1):41-48.
190. Fron Chabouis H, Smail Faugeron V, Attal JP. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: A systematic review. *Dental Materials*. Elsevier Inc. 2013;29(12):1209-1218.
191. Chabouis F, Chabouis HF, Prot C, Fonteneau C, Nasr K, Chabreron O, et al. Efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: study protocol for the CECOIA randomized controlled trial. *Trials Journal*. 2013 Sep;14:278.
192. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent*. 2010 Sep;104(3):149–57.
193. Garoushi S, Sungur S, Boz Y, ve ark. Influence of short-fiber composite base on fracture behavior of direct and indirect restorations. *Clin Oral Invest*. 2021 Jan;25:4543-4552.
194. Morimoto S, Rebello De Sampaio FBW, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Dent Res*. SAGE Publications Inc. 2016;95: 985–94.
195. Amesti-Garaizabal, Agustín-Panadero, Verdejo-Solá, Fons-Font, Fernández-Estevan, Montiel-Company, et al. Fracture Resistance of Partial Indirect Restorations Made With CAD/CAM Technology. A Systematic Review and Meta-analysis. *J Clin Med*. 2019 Nov 9;8(11):1932.

196. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res*. SAGE Publications Inc.; 2014;93:1232–4.
197. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dental Materials*. 2012 May;28(5):529–34.
198. Reich S. Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations. *Int J Comput Dent*. 2015;18(2):131–46.
199. Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today*. 2009 Mar;28(3):112–3.
200. Porto TS, Roperto RC, Akkus A, Akkus O, Teich S, Faddoul F, et al. Effect of storage and aging conditions on the flexural strength and flexural modulus of CAD/CAM materials. *Dent Mater J*. 2019 Mar 28;38(2):264–70.
201. Ferruzzi F, Ferrairo BM, Piras FF, Borges AFS, Rubo JH. Fatigue survival and damage modes of lithium disilicate and resin nanoceramic crowns. *J Appl Oral Sci* 2019 May 30;27:e20280297.
202. Bustamante-Hernández N, Montiel-Company JM, Bellot-Arcís C, Mañes-Ferrer JF, Solá-Ruiz MF, Agustín-Panadero R, et al. Clinical behavior of ceramic, hybrid and composite onlays. A systematic review and meta-analysis. *IJERPH*. 2020;17(29):1-23.
203. Uctasli S, Boz Y, Sungur S, Vallittu PK, Garoushi S, Lassila L. Influence of post-core and crown type on the fracture resistance of incisors submitted to quasistatic loading. *Polymers (Basel)*. 2021 Apr 1;13(7).
204. Lohbauer U, Belli R, Ferracane JL. Factors Involved in Mechanical Fatigue Degradation of Dental Resin Composites. *J Dent Res*. 2013 Jul 21;92(7):584–91.
205. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2015 Oct;114(4):587–93.

206. Lubauer J, Belli R, Peterlik H, Hurle K, Lohbauer U. Grasping the Lithium hype: Insights into modern dental Lithium Silicate glass-ceramics. *Dental Materials*. 2022 Feb 1;38(2):318–32.
207. Garoushi S, Lassila LVJ, Tezvergil A, Vallittu PK. Load bearing capacity of fibre-reinforced and particulate filler composite resin combination. *J Dent*. 2006 Mar;34(3):179–84.
208. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LVJ. Fracture resistance of short, randomly oriented, glass fiber-reinforced composite premolar crowns. *Acta Biomater*. 2007 Sep;3(5):779–84.
209. Lassila L, Keulemans F, Säilynoja E, Vallittu PK, Garoushi S. Mechanical properties and fracture behavior of flowable fiber reinforced composite restorations. *Dental Materials*. 2018 Apr 1;34(4):598–606.
210. Garoushi S, Sungur S, Boz Y, Ozkan P, Vallittu PK, Uctasli S, et al. Influence of short-fiber composite base on fracture behavior of direct and indirect restorations. *Clin Oral Investig*. 2021 Jul 8;25(7):4543–52.
211. Lassila L, Keulemans F, Säilynoja E, Vallittu PK, Garoushi S. Mechanical properties and fracture behavior of flowable fiber reinforced composite restorations. *Dental Materials*. 2018 Apr 1;34(4):598–606.
212. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu P, Lassila L. Fracture-behavior of CAD/CAM ceramic crowns before and after cyclic fatigue aging. *Int J Prosthodont*. 2021 June 6.
213. Blackburn C, Rask H, Awada A. Mechanical properties of resin-ceramic CAD-CAM materials after accelerated aging. *J Prosthet Dent*. 2018 Jun;119(6):954–8.
214. Al-Haj Husain N, Dürr T, Özcan M, Brägger U, Joda T. Mechanical stability of dental CAD-CAM restoration materials made of monolithic zirconia, lithium disilicate, and lithium disilicate–strengthened aluminosilicate glass-ceramic with and without fatigue conditions. *J Prosthet Dent*. 2022 Jul 1;128(1):73–8.

215. de Carvalho RF, Martins MEMN, de Queiroz JRC, Leite FPP, Özcan M. Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Dent Mater J.* 2011 May;30(3):392–7.
216. Campos F, Almeida CS, Rippe MP, de Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Resin bonding to a hybrid ceramic: Effects of surface treatments and aging. *Oper Dent.* 2016 Mar 1;41(2):171–8.
217. Cotes C, de Carvalho RF, Kimpara ET, Leite FPP, Özcan M. Can heat treatment procedures of pre-hydrolyzed silane replace hydrofluoric acid in the adhesion of resin cement to feldspathic ceramic? Can heat treatment procedures of pre-hydrolyzed silane replace hydrofluoric acid in the adhesion of resin cement to feldspathic ceramic? *J Adhes Dent.* 2013;15(6):569–73.
218. Yavuz T, Eraslan O. The effect of silane applied to glass ceramics on surface structure and bonding strength at different temperatures. *J Adv Prosthodont.* 2016 Apr 1;8(2):75–84.
219. Lee HY, Han GJ, Chang J, Son HH. Bonding of the silane containing multi-mode universal adhesive for lithium disilicate ceramics. *Restor Dent Endod.* 2017;42(2):95.
220. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials.* 2003 Dec;19(8):725–31.
221. Tian T, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater J.* 2014;30(7):e147-e162.
222. Komine F, Tomic M, Dent M, Gerds T, Math D, Rg J, et al. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent.* 2004;92:359-64.
223. Abou-Madina MM, Özcan M, Dent M, Abdelaziz KM. Influence of Resin Cements and Aging on the Fracture Resistance of IPS e.max Press Posterior Crowns. *Int J Prosthodont.* 2012;25(1):33-35.

224. Shouha P, Swain M, Ellakwa A. The effect of fiber aspect ratio and volume loading on the flexural properties of flowable dental composite. *Dental Materials*. 2014 Nov;30(11):1234–44.
225. Nordahl N, Vult von Steyern P, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci*. 2015;57(3):255–61.
226. Preis V, Behr M, Hahnel S, Rosentritt M. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dental Materials*. 2015 Nov 1;31(11):1363–9.
227. Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dental Materials*. 2016 Mar 1;32(3):442–9.
228. Gresnigt MMM, Özcan M, Van Den Houten MLA, Schipper L, Cune MS. Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dental Materials*. 2016 May 1;32(5):607–14.
229. Rosentritt M, Hahnel S, Engelhardt F, Behr M, Preis V. In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clin Oral Investig*. 2017 May 1;21(4):1213–9.
230. Garoushi S, Lassila LVJ, Tezvergil A, Vallittu PK. Static and fatigue compression test for particulate filler composite resin with fiber-reinforced composite substructure. *Dental Materials*. 2007 Jan;23(1):17–23.
231. Yosbiniari M, Dérand T. Fracture Strength of All-Ceramic Crowns. *Int J Prosthodont*. 1994;7(4):329-338.
232. Tanner J, Vallittu PK, Söderling E. Effect of water storage of E-glass fiber-reinforced composite on adhesion of *Streptococcus mutans*. *Biomaterials*. 2001 Jun;22(12):1613–8.
233. Tanner J, Vallittu PK, Söderling E. Adherence of *Streptococcus mutans* to an E-glass fiber-reinforced composite and conventional restorative materials used in prosthetic dentistry. *J Biomed Mater Res*. 2000 Feb;49(2):250–6.