



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**ALT ÇENE BÜYÜK AZI DİŞLERİNDE DİREKT VE
İNDİREKT ONLEY RESTORASYON
UYGULAMALARININ KIRILMA
DAYANIKLILIKLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Sercan SUNGUR

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Pelin ÖZKAN**

**ANKARA
2021**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ALT ÇENE BÜYÜK AZI DİŞLERİNDE DİREKT VE
İNDİREKT ONLEY RESTORASYON
UYGULAMALARININ KIRILMA
DAYANIKLILIKLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Sercan SUNGUR

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Pelin ÖZKAN**

**ANKARA
2021**

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Alt Çene Büyükazı Dişlerinde Direkt ve İndirekt Onley Restorasyon Uygulamalarının Kırılma Dayanıklılıklarının Karşılaştırılması” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan laboratuvar çalışması tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler ve yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı : Sercan SUNGUR

Tarih :

İmza :

KABUL ve ONAY

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda Sercan SUNGUR tarafından hazırlanan "Alt Çene Büyük Azı Dişlerinde Direkt ve İndirekt Onley Restorasyon Uygulamalarının Kırılma Dayanıklılıklarının Karşılaştırılması" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından UZMANLIK TEZİ olarak OY BİRLİĞİ/OY ÇOKLUĞU ile kabul/ret edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 09.08.2021

Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI
Ankara Üniversitesi
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Pelin Özkan
Ankara Üniversitesi
Tez Danışmanı

Prof. Dr. Selim Erkut
Başkent Üniversitesi
Üye

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	viii
Şekiller	x
Çizelgeler	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. İnley ve Onley Restorasyonları	3
1.1.1. Direkt Onley Restorasyonlar ve Klinik Uygulamaları	4
1.1.2. İndirekt Onley Restorasyon ve Klinik Uygulamaları	4
1.2. Dış Renginde Seramikler ve Seramik Benzeri Materyaller	7
1.2.1. Cam Matriks Seramikler	8
1.2.2. Polikristalin Seramikler	9
1.2.3. Rezin Matriks Seramikler	11
1.3. Kompozit Rezin Restoratif Materyaller	14
1.3.1. Kompozit Rezin Restoratif Materyallerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması	16
1.3.2. Kompozit Rezin Restoratif Materyallerin Doldurucu Miktarı ve Boyutuna Göre Sınıflandırılması	18
1.3.3. Akışkan Kompozitler ve Bulk-Fill Kompozitler	20
1.3.4. Kısa Fiber ile Güçlendirilmiş Akıcı Kompozit	22
1.4. CAD-CAM Sistemleri	23
1.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Yapısal Elemanları	24
1.4.2. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları	25
1.4.3. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	25
1.4.4. CAD/CAM Sistemlerinin Sınıflandırılması	26
1.4.5. CAD/CAM Sistemleri	27
1.4.6. CAD/CAM Materyalleri	28
1.5. Dental Adeziv Simanlar (Rezin Simanlar)	29
1.5.1. Rezin Simanların Sınıflandırılması	30
1.6. Adeziv Sistemler	32
1.6.1. Adeziv Sistemlerin Yapışma Mekanizmalarındaki Klinik Uygulama Aşamalarına Göre Sınıflandırılması	33
1.7. Mekanik Özellikler	37
1.7.1. Kırılma Dayanıklılığı	39
1.8. Amaç	40
1.9. Çalışmanın Hipotezi	40
2. GEREÇ VE YÖNTEM	41
2.1. Örneklerin Hazırlanması	41
2.1.1. Dişlerin Toplanması ve Hazırlanması	41
2.1.2. Dişlerin Preparasyonu	42
2.1.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması	43

2.1.4. Direkt Restorasyon Gruplarının Hazırlanması	44
2.1.5. İndirekt Restorasyon Gruplarının Hazırlanması	48
2.1.6. İndirekt Restorasyon Gruplarının Simantasyon İşlemi	52
2.2. Kırılma Dayanımı Testi	54
2.3. İstatistiksel analiz	56
3. BULGULAR	57
4. TARTIŞMA	62
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	71
ÖZET	72
SUMMARY	73
KAYNAKLAR	74
ÖZGEÇMİŞ	89



ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimimde, rahat ve konforlu bir süreç geçirmemi sağlayan, bana her anlamda destek olan ve rahatlatan, kendimi geliştirmem konusunda sürekli beni yüreklendiren değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Pelin ÖZKAN'a

Uzmanlık eğitimimin her anında sonsuz desteğini hissettiğim, gerek akademik gerek sosyal hayatımda beni yönlendiren, engin klinik bilgisiyle çok şey öğrendiğim tüm süreçlerde destek olan adeta bir baba şefkati ile ilgisini ve bana olan güvenini eksik etmeyen hocam Sayın Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI'ya

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı bünyesindeki tüm değerli öğretim üyesi hocalarıma,

Tez jürimin değerli üyelerinden Sayın Prof. Dr. Selim ERKUT'a

Bana uzmanlık yolculuğunda daha kolay ve rahat bir çalışma ortamı sunan ve yardımlarını esirgemeyen değerli Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi personeline,

Uzmanlık sürecinde fakültede, benim için bölüm içi arkadaşlığının ötesinde olan sevgili Dt. Gökhan ÇİÇEKÇİ, Dt. Kübra KOZLU'ya ve her koşulda omuz omuza durduğum maddi ve manevi desteğini hissettiğim çok değerli dostum Dt. Yakup BOZ'a sevgili hocalarım Uzm. Dt. Ece İrem OĞUZ ve Doç. Dr. Fehmi GÖNÜLDAŞ'a

Sevgili dostlarım Dt. Alperen GÖKMEN, Dt. Emre KAYGUSUZ ve Dt. İsmet İlke ALKAN'a

En mutlu günlerimde olduğu gibi en zorlu günlerimde de bana destek olan ve bundan sonrada hep yanımda olacağından emin olduğum Öykü AKBAŞAK'a

Beni bugünlere getiren, tüm başarılarımda en büyük paya sahip, hayattaki en önemli şeyin iyi ve vicdanlı bir insan olmak olduğunu öğütleyen ve bu ilke için elinden geleni yapan, emeklerini asla ödeyemeyeceğim sevgi, şefkat ve desteklerini bir gün bile esirgemeyen sevgili annem Meliha SUNGUR, sevgili babam Nihat SUNGUR ve canım abim Ali Can SUNGUR'a

Tüm kalbimle teşekkür ederim...



SİMGELER VE KISALTMALAR

%	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
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 Restoratif Materyal
KSZ	Kısmen stabilize zirkonya (KSZ)
La ₂ O ₃	Lantan oksit

Li ₂ O	Lityum oksit
Li ₂ Si ₂ O ₅	Lityum disilikat
MgO	Magnezyum Oksit
mm	Milimetre
MOD	Mesial okluzo distal
mW/cm ²	Işık yoğunluğu
N	Newton
Na ₂ O	Sodyum oksit
nm	Nanometre
p	Anlamlılık
P ₂ O ₅	Fosforlu pentoksit
pH	Power of Hydrogen
SEA	Self etch adeziv
SEP	Self etch primer
SiO ₂	Silikon dioksit
Sn	Saniye
Std. Sapma	Standart sapma
STL	Standart Tessellation Language
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TiO ₂	Titanyum Dioksit
TSZ	Tamamen stabilize edilmiş zirkonya (TSZ)
UDMA	Üretandimetakrilat
UTMA	Üretan tetrametakrilat
Y ₂ O ₃	İtriyum oksit
YPPA	Yarı penetre olmuş polimer ağı
Y-TZP	İtriyum tetragonal zirkonya polikristal
ZnO	Çinko Oksit
µm	Mikrometre

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Dental seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması (Gracis ve ark., 2015).	8
Şekil 1.2. Kimyasal polimerize olan kompozit rezinin polimerizasyon mekanizması	17
Şekil 1.3. Kimyasal polimerize olan kompozit rezinin polimerizasyon mekanizması	18
Şekil 1.4. Geleneksel yöntem ve CAD/CAM tekniğinin karşılaştırılması	24
Şekil 2.1. Dijital kumpas cihazı.	42
Şekil 2.2. Ortalama boyutlara sahip örnek diş.	42
Şekil 2.3. Otopolimerizan akrilik ve plastik silindir ile hazırlanan örnek.	42
Şekil 2.4. Örneklere hazırlanan onley kavite preparasyon miktarları.	43
Şekil 2.5. Transparan matris kalıp.	45
Şekil 2.6. Örneklerin pürüzlendirilmesi.	46
Şekil 2.7. Yapıştırıcı (<i>bonding</i>) uygulanması.	46
Şekil 2.8. KFGK (everX Flow) uygulaması.	47
Şekil 2.9. Farklı kalınlıklarda KFGK uygulanmış dişler.	47
Şekil 2.10. Direkt restorasyonlarda kullanılan kompozit rezin materyali (KRRM).	47
Şekil 2.11. Cam seramik materyal (IPS e-max CAD).	48
Şekil 2.12. Resin nanoseramik materyal (Cerasmart 270).	48
Şekil 2.13. CAD/CAM tarama ve tasarım cihazı (CEREC).	49
Şekil 2.14. Ölçüsü alınmış restorasyon sınırları çizilen örnek.	50
Şekil 2.15. Dijital yolla ölçüsü alınan dişler ile standart örneğin yazılım ile karşılaştırma yöntemi kullanılarak restorasyon tasarımının yapımı.	50
Şekil 2.16. Bitirme ve cilalama işleminde kullanılan aşındırıcı ve parlaticı lastikler.	51
Şekil 2.17. Dijital üretim cihazı (CEREC MC XL).	51
Şekil 2.18. Kristalizasyon ve glaze fırını (Programat 510).	52
Şekil 2.19. Cam seramik örneklerde kullanılan glaze elemanları.	52
Şekil 2.20. İndirekt restorasyonların iç yüzeylerinin pürüzlendirilmesi, silan uygulaması, adeziv uygulaması, dual sertleşen kompozit rezin siman uygulaması.	53
Şekil 2.21. Simantasyon işlemine hazır örnek ve kullanılan adeziv rezin siman.	54
Şekil 2.22. Universal test cihazına yerleştirilen örnek.	54
Şekil 2.23. Universal test cihazına yerleştirilen örnek.	55
Şekil 2.24. Statik yükleme yapılan dişin şematik görünümü.	55
Şekil 2.25. Universal test cihazı.	55
Şekil 3.1. Gruplara göre kırılma dayanıklılıklarının karşılaştırması.	58
Şekil 3.2. Direkt restorasyon gruplarına göre kırılma dayanıklılıklarının karşılaştırılması.	59
Şekil 3.3. Gruplara göre kırık şekilleri.	60
Şekil 3.4. Direkt restorasyon gruplarının kırık şekilleri.	61

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Hazırlanan tüm test grupları.	44
Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan kompozit rezin materyaller.	45
Çizelge 2.3. Direkt restorasyon grupları.	46
Çizelge 2.4. İndirekt restorasyon grupları.	48
Çizelge 2.5. Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyalleri.	49
Çizelge 3.1. Gruplara göre kırılma dayanımlarına ilişkin tanımlayıcı istatistikler.	57
Çizelge 3.2. Direkt restorasyon gruplarına göre kırılma dayanımlarına ilişkin tanımlayıcı istatistikler.	58
Çizelge 3.3. Gruplara göre kırık şekilleri.	59
Çizelge 3.4. Direkt restorasyon gruplarının kırık şekilleri.	60

1. GİRİŞ

Günümüz diş hekimliği kliniğinde, aşırı kron harabiyetine sahip dişlerin restore edilmesi için birçok yöntem olmasına karşın, bu vakaların tedavi seçenekleri hala zorlayıcı ve tartışmalıdır.

CAD/CAM teknolojisinin henüz uygulanmadığı dönemde, aşırı kron harabiyetine sahip posterior dişlerde restoratif seçenekler, direkt amalgam veya kompozit rezin kullanımı iken, indirekt restoratif seçenek ise tam kron restorasyon uygulamalarıydı. Tam kron restorasyon uygulandığında, restore edilen dişte, sağlam mine ve dentin dokularının belli oranda kaldırılmasını gerektirir. Dişin kron kısmındaki harabiyet miktarına göre, geriye kalan sağlam diş dokusunun korunması için adeziv teknik ile seramik veya seramik benzeri materyallerden üretilen onley-overlay restorasyonlar alternatif tedavi seçeneğidir (Beier ve ark., 2012).

CAD/CAM teknolojisinin klinik kullanıma girmesiyle, diş hekimleri tek seansta tam seramik restorasyonları tasarlar, üretir ve restorasyonları uygular. Bu teknikle üretilen seramik restorasyonların, mükemmel uyum, dayanıklılık ve uzun ömürlü klinik kullanım gösterdiği bilinmektedir (Shenoy ve Shenoy, 2010).

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 (J1 Manhart ve ark., 2004; Wilder Jr ve ark., 1999).

Kor restorasyonda gövdesel kırıklar, kenar kırıkları ve ikincil çürükler, kompozit rezin restoratif materyallerin başarısızlığı ile ilgili başlıca problemler olarak belirtilir (van Dijken ve Lindberg, 2015). 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 (Magne ve Belser, 2002).

Literatür incelendiğinde, geride kalan diş yapısının desteklenmesi ve kompozit rezin restoratif materyallerin dayanıklılığının iyileştirilmesi için birçok çalışma yapılmıştır. Klinik uygulamalarda kompozit rezin restoratif materyal kullanımı için, kompozit teknolojisindeki gelişmelerden biri, kısa fiber ile güçlendirilen kompozit (KFGK) materyalin geliştirilmesidir. Kısa fiber doldurucu sistem, bu tip materyallerde üzerine gelen çiğneme kuvvetlerine bağlı olası çatlak yayılmasının engellenmesi ve mekanik değerlerinin artmasını sağlar (Garoushi ve ark., 2018; Garoushi ve ark., 2013; Keulemans ve ark., 2017; L. Lassila ve ark., 2018).

KFGK'nın, kompozit rezin restoratif materyal (KRRM) altında kullanılması, çift yapı (bi-structured) kompozit restorasyonlar oluşturulmasına olanak sağlar. Bu çift yapı kompozit restorasyonda, KRRM materyali, bu yapının yüzeyinde kaplama materyali olarak kullanılır (Sáry ve ark., 2019; Soares ve ark., 2018). KRRM'nin kırılma dayanımı, dentinin kırılma dayanımından önemli ölçüde daha düşüktür (Manhart ve ark., 2000).

KRRM'nin mikro yapısı dentin yapısına benzememektedir. KRRM, rezin matrisi içinde gömülü doldurucu partiküllerden oluşurken, dentin, bir hidroksiapatit matrisi içine gömülü kollajen liflerinden oluşur. KFGK materyalin yapısı dentine benzer özellikler sergiler. Bu nedenle, dentin dokusunun iade edilmesinde daha dentin benzeri ve yüksek dayanıklılıkta kompozit materyalden yararlanır. KFGK, 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 (Kim ve Okuno, 2002; Ruddell ve ark., 2002).

Kısıtlı sayıda gerçekleştirilen laboratuvar çalışmalarında, kor yapı olarak KFGK'yı kullanan çift yapılı restorasyon tekniği ile restore edilen dişin üstün kırılma direncine ve tamir edilebilir kırılma şekline sahip olduğu bildirilir (Bijelic-Donova ve ark., 2020; Fráter ve ark., 2014; Garoushi ve ark., 2015; Lassila ve ark., 2020). Bu çalışmalarda kaybedilen diş dokusunun KRRM ile restore edilmesinde, KFGK'nin KRRM altında kullanıldığında KFGK'nin restorasyonda kırık engelleyici tabaka olarak görev yaptığı ifade edilir (Bijelic-Donova ve ark., 2020; Fráter ve ark., 2014).

1.1. 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 dişe 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 (Filho ve ark., 2003).

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.

1.1.1. Direkt Onley Restorasyonlar ve Klinik Uygulamaları

Direkt olarak hazırlanan inley restorasyon uygulamalarında ölçü alma zorunluluğu yoktur. Ağız içinde hazırlanan kavite içine yapışmayı engelleyici bir seperatör 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.

1.1.2. 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.

1.1.2.1. İndirekt Yolla Üretilen Onleylerin Üretildikleri Materyale Göre Sınıflandırılması

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

- Döküm metal onleyler,
- Kompozit rezin onleyler,
- Seramik onleyler (Affairs, 2003).

1.1.2.1.1. Kompozit Rezin Onleyler

Direkt kompozit rezin kullanılarak yapılan kompozit rezin onleylerde polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı sekonder  r k, hassasiyet gibi sorunlar ortaya çıkmaktadır. Bu sorunların önüne gecebilmek 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 artırırlar. Direkt kompozit rezin uygulamasına göre daha pahalı ve zaman alıcı olması, laboratuvar aşamalarının yüksek hassasiyet gerektirmesi gibi dezavantajları vardır (El-Mowafy ve Rubo, 2000; Giachetti ve ark., 2006; Magne, 2006; Van Dijken, 2000).

1.1.2.1.2. Seramik Onleyler

Seramik inley ve onley restorasyonlar ilk olarak 19.Yüzyılda kullanılmaya başlamıştır. Fakat materyalin kırılganlığı ve adeziv sistemlerin yetersizliğinden dolayı bazen başarısızlıklar meydana gelmiştir (Filho ve ark., 2003; Jones, 1985). 1980'lerden itibaren seramik restorasyonların kompozit rezin simanlar ile yapıştırılması fikri ile birlikte dental seramikler, tüm diş restorasyonlarında yaygın şekilde kullanılmaya başlanmıştır (Horn, 1983).

Gelişen teknolojiyle birlikte seramik yapısı ve üretim yöntemleri ilerleme kaydetmiştir (Van Dijken, 1999). Kullanılan seramik dayanıklılığı artmış, CAD/CAM sistemleri ile anatomik formu ve kenar uyumu daha iyi olan restorasyonlar yapılmaya başlanmıştır (Manhart ve ark., 2001). Tüm bu gelişmeler sonucunda, seramik ve seramik benzeri materyaller posterior dişlerde de kullanılmaya başlanmıştır (Beier ve ark., 2012; Magne ve Belser, 2003).

Seramik onleyelerin avantajları:

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

Seramik onleyelerin 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 (Affairs, 2003)

Seramik onleyelerin endikasyonları:

- Endodontik tedavili dişler (Lin ve ark., 2011; Magne ve Knezevic, 2009),
- Tüberkül kırığı olan geniş MOD kaviteler,
- Aşınmış dişlere sahip bireylerde (Schlichting ve ark., 2011),
- Posterior dişlerde estetik kaygıya sahip hastalarda (Pol ve Kalk, 2011),
- Metal alerjisi olan hastalarda (Raap ve ark., 2009),
- Direkt yöntemle restore edilemeyecek geniş kavitelerde endikedir.

Seramik onleyelerin kontrendikasyonları:

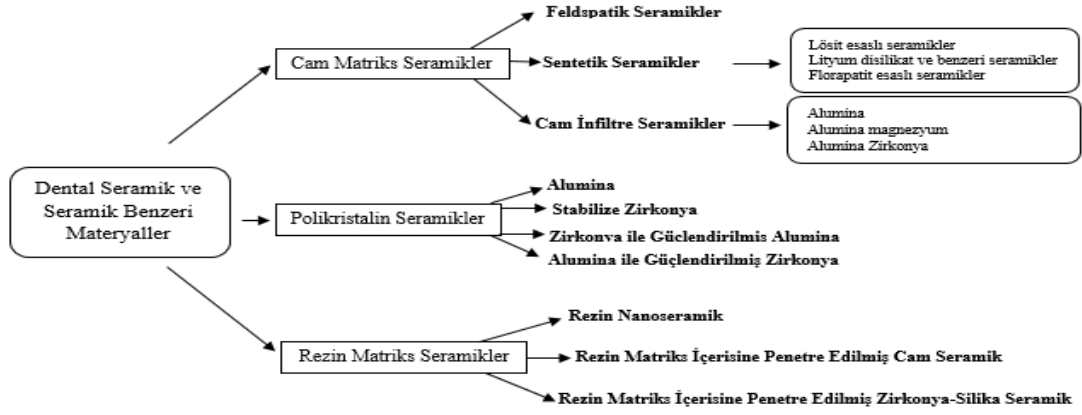
- Çürük insidansının yüksek olduğu bireyler (Trushkowsky ve Burgess, 2002),
- Parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalar,

- Nem kontrolünün sağlanamadığı durumlarda kullanımları uygun değildir (Burke ve Qualtrough, 1994).

1.2. Diş Renginde Seramik ve Seramik Benzeri Materyaller

Gracis ve ark. (2015) sınıflamasına göre:

- Cam Matriks Seramikler
 - Feldspatik seramikler
 - Sentetik Seramikler
 - ❖ Lösit bazlı seramikler
 - ❖ Lityum disilikat ve benzeri seramikler
 - ❖ Florapatit bazlı seramikler
 - Cam İnfiltrasyon Seramikler
 - ❖ Alumina
 - ❖ Alumina ve magnezyum
 - ❖ Alumina ve zirkonya
- Polikristalin Seramikler
 - Alumina
 - Stabilize zirkonya
 - Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina
 - Alumina ile güçlendirilmiş zirkonya
- Rezin Matriks Seramikler
 - Rezin nanoseramik
 - Rezin matriks içerisine penetre edilmiş cam seramik
 - Rezin matriks içerisine penetre edilmiş zirkonya-silika seramik



Şekil 1.1. Dental seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması (Gracis ve ark., 2015).

1.2.1. Cam Matriks Seramikler

Bu gruptaki seramikler 3 alt gruba ayrılmaktadır.

1.2.1.1. Feldspatik Seramikler

Bu geleneksel seramik grubu quartz, kaolin ve feldsparın bir araya gelmesinden oluşan bir üçlü karışımdır (Anusavice ve ark., 2012; Guess ve ark., 2011; O'Brien, 2002). Bu materyal metal ve seramik altyapılar üzerine kaplama materyali olarak kullanılır (Gracis ve ark., 2015).

1.2.1.2. 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 ısıl genişleme katsayısı uyumluluğu göstermesi amacıyla lösite ek olarak apatit kristalleri ile kombine edilebilir. Tam seramik altyapılarda kaplama materyali olarak kullanıldığında, bu materyaller, kullanılan altyapıların ısıl genişleme 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) (örneğin, 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 (Gracis ve ark., 2015).

1.2.2. Polikristalin Seramikler

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 (Sriamporn ve ark., 2014).

1.2.2.1. Alümina

Bu materyal yüksek saflıkta Al_2O_3 (% 99,5'e kadar) içerir. İlk olarak 1990'ların ortalarında CAD / CAM ile üretilen altyapı materyali olarak Nobel Biocare tarafından tanıtıldı. Çok yüksek sertliğe (17 ila 20 GPa) ve nispeten yüksek kuvvete sahiptir. Bu materyal tüm dental seramikler arasında en yüksek elastisite modülüne sahip olması sebebiyle ($E = 300$ GPa)(Guess ve ark., 2011), kütleli kırılmalara karşı savunmasızdır (Kim ve ark., 2007; Scherrer ve ark., 2008).

(Procera AllCeram, Nobel Biocare; In-Ceram AL)

1.2.2.2. Stabilize Zirkonya

Saf zirkonya üç allotropik formda bulunur: 1,170° C'ye kadar stabil olan monoklinik faz, bu sıcaklıktan sonra tetragonal faza dönüşür ve ardından sıcaklık 2,370° C'yi aştığında kübik faz ortaya çıkar (Garvie ve ark., 1990; Gracis ve ark., 2015; Green, 2018). 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 (Piconi ve Maccauro, 1999).

Zirkonya seramiklerinin mikro yapılarına göre tamamen stabilize edilmiş zirkonya (TSZ), kısmen stabilize zirkonya (KSZ) ve tetragonal zirkonya polikristaller (TeZP) olarak sınıflandırılmıştır (Jerome Chevalier ve ark., 2009). 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 (Jerome Chevalier ve ark., 2009). 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) (Gracis ve ark., 2015).

(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)

1.2.2.3. Zirkonya ile Sertleştirilmiş Alümina ve Alümina ile Sertleştirilmiş 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 (Jérôme Chevalier ve ark., 2009; Roualdes ve ark., 2010).

1.2.3. 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 (Sakaguchi ve Powers, 2012). 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 değiştirildi.

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.

1.2.3.1. Rezin Nanoseramik

Polimer bazlı kompozit materyaller, seramik materyallerin kırılmalarına neden olan kırılma direncinin aksine, daha esnek ve şok absorbe edici davranışları nedeniyle tek üniteli restorasyonlar için önerilir (Gracis ve ark., 1991). Bu materyallerde, fırınlama işlemleri gerekli değildir ve bitirme ve cilalama, aşındırıcı diskler kullanımı

ile gerçekleştirilir. Direkt kompozitler ile gerektiğinde kolayca boyanıp tamir edilebilir. Bu materyallerin endüstriyel üretimi ve ilave polimerizasyon işlemi, materyal içinde gözenekliliği ve pöröz miktarını azaltır. Geleneksel direkt rezin restoratif materyallere kıyasla daha yüksek yorulma ve esneme direnci sergiler (Harada ve ark., 2015). Ayrıca, cam seramik materyallere kıyasla yüksek yorulma dayanımı ve yüksek gerilim taşıyan alanlar için mekanik gereksinimleri karşılar (Bonfante ve ark., 2015; Carvalho ve ark., 2014; Shembish ve ark., 2016).

(Lava Ultimate, 3M ESPE, Cerasmart 270, GC)

1.2.3.2. Rezin İçine Penetre Bir Matriks İçindeki 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 SiO₂, % 20 ila % 23 Al₂O₃, % 9 ila % 11 Na₂O, % 4 ila % 6 K₂O, % 0,5 ila % 2 B₂O₃, % 1'den az Zr₂O ve CaO. Polimer ağı, üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşur. Üretici firma bu materyali hibrit seramik olarak adlandırır (Gracis ve ark., 2015).

(Enamic, Vita)

1.2.3.3. Rezin Matriks İçerisinde Zirkonya-Silika İçeren 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.

(Shofu Block HC, Shofu, MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE)
(Gracis ve ark., 2015)

1.3. Kompozit Rezin Restoratif Materyaller

Kompozit rezin restoratif materyaller, iyi estetik özellikler, dişin sert dokularına iyi adezyon ve fiziksel özelliklerinden dolayı diş hekimliği pratiğinde özellikle son 30 yıldır en sık ve yaygın kullanılan materyallerdir (Furuse ve ark., 2008). Kompozit terimi, farklı materyallerin fiziksel karışımı anlamındadır. İlk defa Dr. Ray Bowen tarafından 1962 yılında ortaya konan, kompozit rezin materyalin mineye adezyonu ile sağlanan bağlanma günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir (Gökçe, 2005; Uluakay ve ark., 2011). Bowen 1962 yılında sadece düz zincirli polimer yapıda olan akrilik rezin restoratif materyalin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi için Bis-GMA monomerini tanımlamıştır (Bowen, 1963).

Kompozit rezin restoratif materyaller, diş hekimliğinde sadece restoratif diş hekimliği uygulamaları ile kısıtlı değildir. Kavite kaide materyali, pit ve fissür koruyucu materyal, kor altyapı yapımında, inley, onley, kron ve geçici restorasyon, tek veya çok üyeli restorasyon ve ortodontik aygıtların simantasyon işleminde, kök kanal postlarının simantasyonunda kullanılır. Dental kompozit rezin materyaller, bu özel gereksinimlerine göre uyarlanmış formülasyon farklılıkları ile de ayırt edilebilir.

Kompozit rezin materyallerin hepsi polimerik bir matriksten, tipik olarak bir dimetakrilattan ve temel olarak radyoopak cam yapısındaki doldurucu maddelerden, doldurucu içeriğini matrikse bağlamak için bir silandan ve polimerizasyon reaksiyonunu destekleyen veya modüle eden kimyasallardan oluşmaları bakımından benzerdir (Klapdohr ve Moszner, 2005).

Kompozit teknolojisindeki en önemli gelişme, 1970'li yıllarda ışıkla sertleşen başka bir deyişle, ışıkla polimerize olan (*light-cured*) kompozitlerin bulunmasıyla

ortaya konmuştur. Bu kompozit rezin materyalin aşınma dirençleri ve renk stabiliteleeri, kimyasal polimerize olanlara kıyasla çok daha iyidir (Altun, 2005).

Kompozit rezin restoratif materyaller, günümüzde hem anterior dişlerde hem de posterior dişlerde özellikle tercih edilen estetik restoratif dolgu materyalidir. Üç ana bileşen: Organik polimer matriks, ara bağlayıcılar ve inorganik doldurucudur (Pehlivan ve Karacaer, 2014).

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 (Münchow ve ark., 2014). Bis-GMA (fotopolimerizasyon sırasında oluşan), hacimsel büzülmei azaltması kompozit tepkime etkinliğinin artırılması ve bir ölçüde çifte 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), dekanediylol dimetakrilat (D₃MA), bis (metakriloksilometil) trisiklikdekan ve üretan tetrametakrilattır (UTMA) (Chen, 2010). Ayrıca cam doldurucular ve silika kompozitlerin estetik fiziksel ve mekanik özelliklerini düzenlemek etmek amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır (Ferracane, 2011).

Organik matriks içerisinde çeşitli şekil ve büyüklükte cam partikülleri, stronsiyum, borosilikat cam, baryum, çinko ve yitrium cam, lityum alüminyum silikat, baryum alüminyum, silikat alüminyum ve lityum silikat, borsilikat, hidroksiapatit gibi inorganik doldurucular bulunmaktadır (Chen, 2010; Şahin ve ark., 2009; Tian ve ark., 2007) ve materyalin fiziksel dayanıklılık sağlayan bölümüdür (Ferracane, 2011; Münchow ve ark., 2014). İnorganik dolduruculara, partiküller veya *filler* adı da verilir. Stronsiyum, çinko, yitrium ve baryum gibi doldurucular kompozit rezin materyale radyoopasite ve aşınma direnci kazandırır. Silika

partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir ve ışık geçirgenliğini sağlar, bu sayede kompozit rezin, mine yapısına benzer özellikte yarı şeffaf bir görünüm sağlar (Ferracane, 2011; Münchow ve ark., 2014).

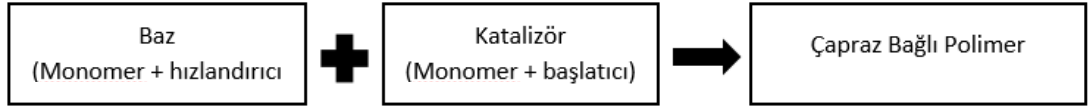
Kristalin doldurucu içeren kompozitlerin sertlikleri artırılmıştır fakat polisajları ve bitirme işlemleri zorlaşmıştır. Günümüzde kristalin içerikli rezin kompozitlerin olumsuz özellikten dolayı silika içerikli olan non-kristalin formları kullanılmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2012). Kompozit rezin restoratif materyale, küçük boyutta ağırlıkça fazla inorganik doldurucu ilavesi, materyalin elastisite modülü ve aşınmaya karşı direnci artırır; ısıl genleşme, polimerizasyon büzülmesi, su emilimi ve akışkanlık özelliklerini azaltır (Altun, 2005; Anusavice ve ark., 2012; Chen, 2010).

1.3.1. Kompozit Rezin Restoratif Materyallerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan 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 (Riva ve Rahman, 2019; Rueggeberg ve ark., 2017; Stansbury, 2000) oluşturur. Aktivasyon enerjisine bağlı olarak, kompozit rezin, kimyasal aktive edilen ve ışıkla aktive edilen materyaller olarak sınıflandırılır (Riva ve Rahman, 2019; Rueggeberg ve ark., 2017; Stansbury, 2000).

1.3.1.1. Kimyasal Olarak Aktive Edilen (Kimyasal Polimerize) Kompozit Rezın Materyaller

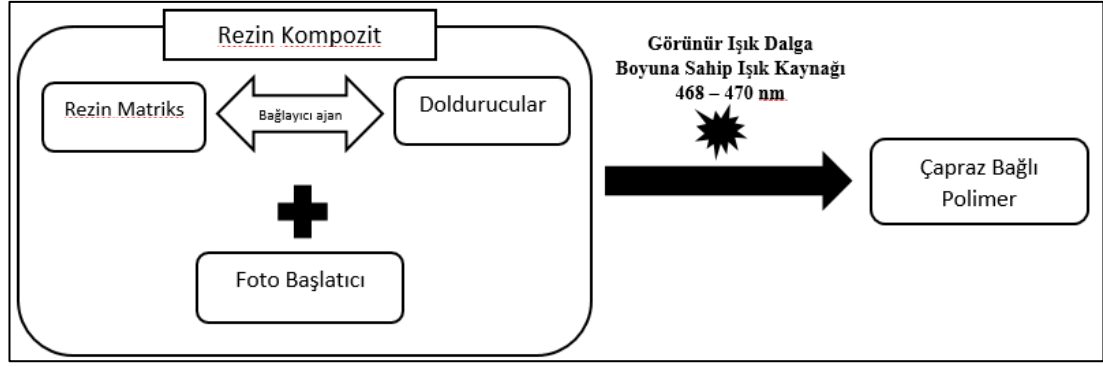
Kimyasal polimerize olan kompozit rezın, iki farklı tüpte her biri farklı yapıda pattan oluşur. Her iki pat karıştırıldığında, polimerizasyon meydana gelir. Kimyasal aktive edilen kompozit rezın materyalin reaksiyonu şekil 1.2’de gösterilmiştir. Tüpler, benzoil peroksit başlatıcı ve aromatik üçüncül amin aktivatör (N, N dimetil-p-toluidin) içerir. Her iki pat karıştırıldığında, benzoil peroksit başlatıcı ve aromatik üçüncül amin aktivatör, bir serbest radikal üretir ve polimerizasyon başlar(Alrahlah, 2013; Lindberg, 2005; Riva ve Rahman, 2019).



Şekil 1.2. Kimyasal polimerize olan kompozit rezının polimerizasyon mekanizması

1.3.1.2. Işık ile Aktive Edilen (Işık ile Polimerize) Kompozit Rezın Materyaller

Işıkla aktive edilen kompozit rezın, tek tüpte ışığa duyarlı bileşen ve amin başlatıcı içeren pattan oluşur. Işıkla aktive olan kompozit rezın bileşimi ve reaksiyonu şekil 1.3’de gösterildi. Kompozit rezın 468 - 470 nm dalga boyunda aydınlatıldığında rezın serbest radikal oluşturur. Yaygın olarak kullanılan ışığa duyarlı bileşen, 400 – 500 nm dalga boyuna sahip ışığı emebilen ve kompozit rezın materyal ağırlığının $\leq \%0,2$ 'si kadar olan kamforokinondur. Kamforokinon ile birlikte kullanılan amin başlatıcı türü dimetilaminoetil metakrilattır (DMAEMA). Rezın içindeki amin bileşim, kompozit rezın macununun ağırlığının $\leq \%0,15$ 'i dir. Kompozit rezın, ışık ile aydınlatıldığında, serbest radikal üretmek için kamforokinon, DMAEMA ile uyarılır ve etkileşime girer (Fonseca ve ark., 2017; Habib ve ark., 2018; Manojlovic ve ark., 2016; Riva ve Rahman, 2019; Rueggeberg ve ark., 2017).



Şekil 1.3. Kimyasal polimerize olan kompozit rezinin polimerizasyon mekanizması

1.3.2. Kompozit Rezin Restoratif Materyallerin Doldurucu Miktarı ve Boyutuna Göre Sınıflandırılması

1.3.2.1. Makro Dolduruculu

Makro dolduruculu (*makrofilled*) kompozit rezin materyal quartz, stronsiyum ve baryum cam içerir. Doldurucu partikül boyutu 10 – 100 μm arasındadır. Makro dolduruculu kompozit rezin restoratif materyalin içerdiği doldurucular büyük ve sert yapıdadır. Bu nedenle, cilalama işlemleri zordur. Restore edilen diş, karşıtında bulunan diş ile restorasyona temas sonrasında aşınmalara neden olur (Anusavice ve ark., 2012; Riva ve Rahman, 2019; Spiller, 2012).

1.3.2.2. Mini Dolduruculu

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

1.3.2.3. Mikro Doldurucu

1970'lerin sonlarında, mikro partikül doldurucu 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 materyal, koloidal silika partikülleri ile birlikte öğütülür ve rezin matriks ve mikro boyutlu doldurucu partikülleri ile birleştirilir (Alrahlah, 2013; Spiller, 2012). Mikro partikül doldurucu kompozit rezin, diğer kompozit rezinlere kıyasla daha iyi cilalanabilir. Mikro doldurucu kompozit rezinde doldurucu oranının artırılması polimerizasyon etkisini azaltır. Bu kompozit rezinin dezavantajı, stres taşıyan yüzeylerde restorasyon materyali olarak kullanılamamasıdır (Anusavice ve ark., 2012).

1.3.2.4. Hibrit Doldurucu

Hibrit kompozit rezin materyal, makro doldurucu ve mikro doldurucuların karışımı ile oluşur. 15 – 20 µm ve 0,01 – 0,05 µm koloidal doldurucu boyutlarına sahiptir (Alrahlah, 2013; Lindberg, 2005). İki doldurucu tipinin kombinasyonu, makro doldurucu kompozit rezinin fiziksel özelliklerini, mikro doldurucu kompozit rezinin pürüzsüz cilalama yüzeyi ile birleştirmeyi amaçlar (Spiller, 2012). Hibrit kompozit rezin, iyi aşınma direncine ve mekanik özelliklere sahiptir, bu nedenle yüksek stres karşılama ihtiyacı olan restorasyonlar için kullanılabilir (Sakaguchi ve Powers, 2012).

1.3.2.5. Nanofil Doldurucu

Nanoteknolojideki ilerlemeler sonucunda, 25 nm nanopartiküller ve 75 nm nanoparçacık yığınları içeren kompozit rezin üretilmektedir. Nanofil doldurucu olarak, zirkonyum/silika ve nanosilika partikülü kullanılmaktadır. 75 nm boyutundaki partikül yığınları silanize edilir, böylece rezin matriks ile bağlanır.

Nanopartiküllerin, nanopartikül yığınları ile birleştirilmesi, kompozit rezinin doldurucu oranını ağırlıkça %79.5'e kadar artırır. Yüksek doldurucu oranı, dolgu partikülünün daha düşük boyut ve alan dağılımı nedeniyle sağlanır. Doldurucu oranının artırılması, polimerizasyon büzülmesinin azalmasına ve kompozit resin materyalin mekanik özelliklerinin artmasına neden olur (Geraldı ve Perdıgao, 2003; Hervás Garcıa ve ark., 2006).

1.3.2.6. Kısa Fiber Doldurucu (Short Fiber Reinforced)

Dental restorasyon materyallerinden biri olarak kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit resin kullanılmaktadır. Ağırlıkça %60 doldurucu partiküller ile % 5 - 7.5 kısa fiber doldurucuların materyale eklenmesi, polimerizasyon büzülmesini %70 oranında azaltır. (Bocalon ve ark., 2016) Bu doldurucu çeşiti, kompozit rezinin fiziksel özelliklerini artırır. (örn. eğilme mukavemeti, modülü ve kırılma sertliği) Ayrıca, kısa fiber doldurucular, posterior restorasyonlarda stres karşılama kapasitesini artırır (Garoushi ve ark., 2012; Maas ve ark., 2017; Soares ve ark., 2017). En yaygın olarak kullanılan kısa fiber tipi cam fiberdir. Bu resin kompozitin, özellikle vital ve vital olmayan arka dişlerin büyük boşluklarında yüksek gerilimli alanlarda dentin yerine kullanılması amaçlanmıştır (Lassila ve ark., 2019).

1.3.3. Akışkan Kompozitler ve Bulk-Fill Kompozitler

Akışkan resin kompozitler, hacimsel olarak % 50 -70 doldurucu geleneksel minifil hibrit kompozitlere kıyasla doldurucu oranı %37-53'e (hacmen) düşürülen geleneksel kompozitlerdir (Hervás Garcıa ve ark., 2006). Bu değiştirilmiş doldurucu oranı materyalin viskozitesini değiştirir. Doldurucu büyüklüğü 0.04-1 µm arasında değişmektedir. Üreticiler tarafından, kullanımı kolaylaştıran ince çaplı iğne uçlu şırıngalar içerisinde kullanıma sunulmuştur. Bu kullanım şekli, onları ulaşılması zor, küçük preparasyon alanlarında kullanım için ideal kılar (Murchison ve ark., 1999).

Akıcı kompozitlerin majör endikasyonları:

- Koruyucu rezin restorasyonlarda (minimal invaziv okluzal sınıf 1 kaviteelerde),
- Pit ve fissur örtücü olarak,
- Kavite astar materyali olarak,
- Minimak invaziv sınıf 2 kaviteelerde ve dişeti kenar uyumunun ve örtümünün zor olduğu sınıf 2 posterior kompozit restorasyonların alt tabakalarında,
- Sınıf 5 abfraksiyon lezyonlarında kullanımları uygundur (Baroudi ve Rodrigues, 2015).

Akıcı kompozitlerin diğer endikasyonları ise ortodontik braketlerin ve lingual retainerların yapıştırılması, travma geçirmiş veya mobil dişlerin splintlenmesi, kırılmış anterior dişlerin acil olarak geçici sabitlenmesi, geçici akrilik veya kompozit restorasyonların tamiri, metal destekli porselen restorasyonların tamirinde opak tabaka olarak, eski amalgam restorasyonların diş ile arasında sonradan oluşan boşlukların tamiri, indirekt kavite preparasyonlarında undercutların düzeltilmesi, okluzal kuvvet almayan bölgelerdeki küçük porselen kırıklarının tamiri, minimal invaziv sınıf 3 restorasyonlar, porselen ve kompozit veneerlerin yapıştırılması, vital olmayan beyazlatma işleminde koruyucu tabaka olarak, kanal tedavili dişlere uygulanacak fiber postların yapıştırılmasıdır (Baroudi ve Rodrigues, 2015).

Bazı üretici firmalar, iyileştirilmiş polimerizasyon, azaltılmış polimerizasyon büzülmesi, mekanik ve aşınma özellikleri ile 4 mm kalınlığında uygulanabilecek posterior "bulk fill" akışkan rezin kompozitleri geliştirmiştir. Direkt olarak ışıkla sertleşen akışkan rezin kompozit kullanımıyla ilgili bir problem, materyalin kalınlığı ile polimerizasyon ışığı yoğunluğunun azalmasıdır. Belirli bir derinlikteki ve belirli bir parlaklık periyodundaki ışığın yoğunluğu, monomerin polimere dönüşürken reaksiyon derecesini belirlemede kritik bir faktördür. Tipik olarak dönüşüm derecesi (*degree of conversion*) olarak adlandırılır ve mekanik özellikler, biyouyumluluk, renk stabilitesi değerleri ile önemli ölçüde ilişkilidir ve bu nedenle restorasyonun klinik başarısı ile ilişkili olması beklenir (Ferracane ve Greener, 1986; Musanje ve Darvell, 2006). Bu akıcı bulk fill sınıfı materyallerle çalışmalar yapılmıştır; ancak,

literatürde bildirilen sonuçlar önemli ölçüde farklılık göstermektedir. Bazı yazarlara göre, bulk fill sınıfı materyaller geleneksel rezin kompozitlere kıyasla benzer veya daha yüksek mekanik performans veya daha düşük polimerizasyon büzülmesi göstermektedir (Li ve ark., 2015; Tsujimoto ve ark., 2016; Zorzin ve ark., 2015). Diğerleri, 4 mm kalınlıkta rezin kompozitlerinde mekanik performansta önemli bir düşüş veya geleneksel rezin kompozitlerine göre daha yüksek hacimsel büzülme olduğunu ifade eder (Benetti ve ark., 2015; Garoushi ve ark., 2013; Garoushi ve ark., 2016).

1.3.4. Kısa Fiber ile Güçlendirilmiş Akıcı Kompozit

Çalışmamızda da kullandığımız, milimetre düzeyinde boyutları ile kısa cam fiberle güçlendirilmiş bu kompozit rezin (KFGK) mikro yapı ve mekanik özellikleri nedeniyle dentine yakın benzerlikler gösteren bir materyaldir (Garoushi ve ark., 2013; Garoushi ve ark., 2012; Garoushi, Vallittu, ve ark., 2007; Lassila ve ark., 2016). SFRC için süreksiz lif uzunlukları 0,3 mm ile 1,9 mm arasında değişen E-cam fiberlerdir (Bijelic-Donova ve ark., 2016). KFGK materyalinin özellikleri, rezin matrisi, fiber çapı, fiber uzunluğu, fiber oryantasyonu ve fiber oranına bağlıdır (Bijelic-Donova ve ark., 2016; Vallittu, 2015). Resin matrisi, lineer PMMA ile birlikte çapraz bağlı monomerler 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 (yarı-YPPA) oluşumunu sağlar (Lastumäki ve ark., 2003). Öte yandan, kısa, rastgele lifler, yığın halinde yerleştirildiğinde izotropik bir etki sağlar; bu, materyalin dayanıklılığının kırılma yükü yönünden bağımsız olduğu, yani her yönde aynı olduğu anlamına gelir.

KFGK, partikül doldurucu geleneksel kompozitlere kıyasla daha iyi dayanıklılık, kırılma sertliği, yorulma direnci, daha düşük polimerizasyon büzülmesi ve daha uygun (onarılabilir) tipte kırılma davranışı gösterir (Bijelic-Donova ve ark., 2016; Garoushi ve ark., 2008; Garoushi ve ark., 2015). Estetiği iyileştirmek,

polimerizasyon stresini azaltmak ve daha iyi mekanik özellikler yakalamak için günümüzde klinik olarak bir kompozit kor (dentin yerine geçen) materyali olarak kullanılması yaygın olarak tavsiye edilmektedir (Moorthy ve ark., 2012). Yüksek stres taşıyan alanlarda kompozit kor olarak KFGK içeren ikili yapı (bi-structured) restorasyonların yayınlanmış klinik sonuçlarda iyi klinik performans gösterdiği bildirilmiştir (Garoushi ve ark., 2012).

1.4. CAD-CAM Sistemleri

Dental bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD / CAM) teknolojisi, protetik diş tedavisi alanında 1970'lerde tanıtılmıştır. Dijital ölçü sistemleri, ağız içi tarayıcılar (doğrudan dijitalleştirme) veya ağız dışı tarayıcılar (dolaylı dijitalleştirme) olarak kullanılır. Dental CAD / CAM sistemleri için dolaylı dijital ölçü, 1980'li yıllarda dental laboratuvar çalışmaları için geliştirilmiştir. Çünkü o zamanlar, abutmentlerin doğrudan dijital ölçüleri, önemli ölçüde hastanın koltukta bulunma süresi gerektiriyor ve sınırlı doğruluğa sahipti. Dolaylı dijitalleştirmede, modeller ağız dışı tarayıcılarla taranır. Tarama verileri dijital olarak saklanır ve böylece tarama verilerinde herhangi bir değişiklik olması durumunda internet üzerinden kolayca iletilebilir. Dolayısıyla, CAD / CAM sistemleri artık klinik olarak kolay uygulanabilir hale gelmiştir (Beuer ve ark., 2008; Miyazaki ve ark., 2009).

Doğrudan dijital uygulamada, bir ağız içi tarayıcı, CAD / CAM teknolojilerinin kullanılmasından önce dental arklar üzerindeki verileri alır. Ağız içi tarayıcıları kullanan mevcut dijital ölçü teknikleri, abutmentleri doğru bir şekilde tarayabilir ve bir bilgisayar ekranı kullanılarak, yani dental alçı model imalatı olmadan dental restorasyonların gereksinimlerini karşılayabilir. Bu sisteminin ölçü süresini, hasta yükünü ve kusma refleksini azaltmada önemli avantajları vardır.

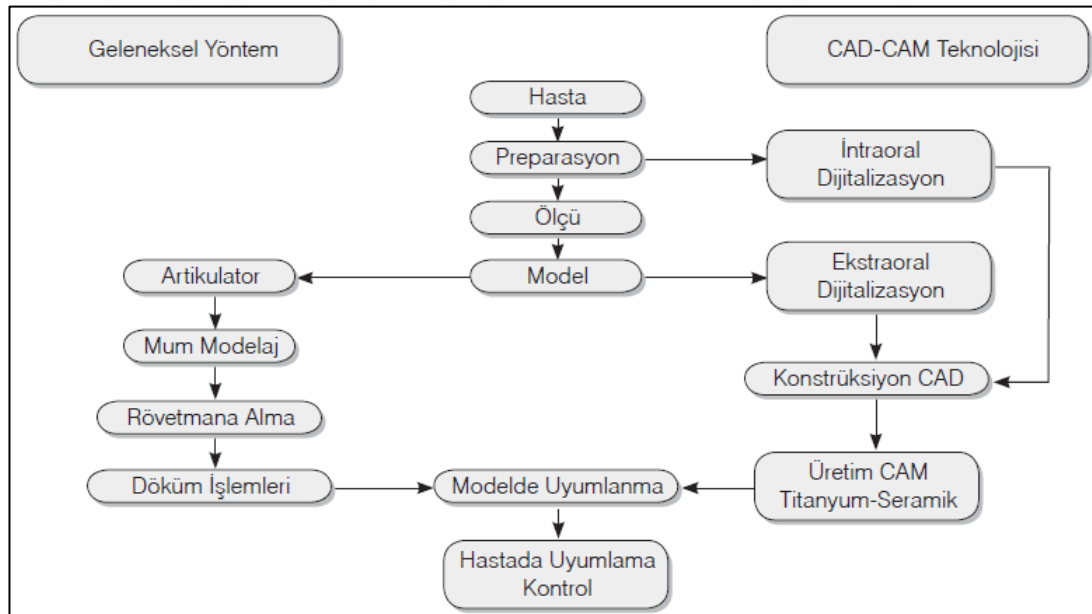
Dijital ölçü sistemleri, dijital ölçü veri transfer sistemlerini açık ve kapalı olarak sınıflandırır. Açık sistemler, dental CAD / CAM sistemlerinde en yaygın olarak kullanılan format olan Standart Mozikleme Dili (Standart Tessellation

Language, STL) formatındaki üç boyutlu verileri işler. Üretici daha sonra STL verilerine kolayca erişebilir. Kapalı sistemlerde ölçü verileri, sistemin sınırlamalarına uygun olarak restorasyon ve protez imalatında kullanılır.

1.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Yapısal Elemanları

CAD / CAM sistemleri üç ana bölümden oluşur: (Alghazzawi, 2016)

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.



Şekil 1.4. Geleneksel yöntem ve CAD/CAM tekniğinin karşılaştırılması

1.4.2. CAD/CAM Sistemlerinin 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 (Mormann, 1989).

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 (Liu, 2005).

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 (Davidowitz ve Kotick, 2011; Feuerstein, 2004).

1.4.3. CAD/CAM Sistemlerinin 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 yaşanabilir. Bu sorunun ortadan kaldırılması için polikromatik

blokların üretilmesine yönelik çalışmalar yapılmaktadır. Polikromatik bloklar etkin şekilde kullanılmadığında, restorasyon yüzeylerine boyama yapmak bu sorunu aşmak için tek alternatiftir (Christensen, 2001; Davidowitz ve Kotick, 2011).

1.4.4. CAD/CAM Sistemlerinin 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 Gırbach, 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, AmannGırbach; 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 Gırbach)(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).

1.4.5. CAD/CAM Sistemleri

1.4.5.1. CEREC

Tez çalışmamızda kullandığımız CAD/CAM sistemi aşağıda anlatılmıştır.

Diş hekimliğinde kullanıma giren ilk CAD/CAM sistemi Mormann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC'tir (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) (Davidowitz ve Kotick, 2011; Moörmann, 2006). 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 kaviteelerde daha iyi uyum sağlama ve gelişmiş form oluşturabilme tekniği ile anatomik morfoloji elde etme olanağı sağlamıştır. Şubat 2000'de CEREC 2'den sonraki versiyon olan CEREC 3 piyasaya sürülmüştür (Mörmann ve Bindl, 2002). CEREC 3, 2001 Nisan ayında, network, multimedya ve ağız içi renkli video kamera ve dijital radyografik donanımlar ile geliştirilerek; üç üyeli sabit protez alt yapısı üretebilecek şekilde geliştirildi. 2003 yılında CEREC 3D ardından 2011 yılında ise önceki versiyonlara kıyasla daha doğru sonuçlar elde edilmesini sağlayan CEREC 4 sistemi kullanıma sunulmuştur (Schenk ve Fritzsche, 2015; Yavuzylmaz ve ark., 2005). 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 (Otto ve De Nisco, 2002).

1.4.6. CAD/CAM Materyalleri

Çalışmamızda kullanılan materyaller aşağıda anlatılmıştır.

1.4.6.1. IPS e.max CAD

Dental seramik sınıflamasının lityum disilikat cam seramik grubundan olan IPS e-max CAD (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) 2006 yılında estetik seramik materyallerin iki veya üç katı kırılma dayanımına (360 MPa) sahip lityum-disilikat CAD/CAM materyali olarak piyasaya sürüldü. Dayanıklı bir materyal olmasından dolayı tek kron, üç üyeli köprü inley, onley, laminate veneer ve implant üstü restorasyonlar endikedir.

IPS e-max CAD blokların içeriği kuartz, lityum dioksit, fosfor oksit, alümina, potasyum oksit ve diğer bileşenlerden oluşur. IPS e-max CAD “mavi blok” kristalizasyonu iki basamakta tamamlanır. Mavi-mor renkteki yumuşak form freze aşamasında restorasyonun kolayca kazınmasını ve kullanılan elmas frezlerin zarar görmeden kolayca çalışmasını sağlar. Restorasyon kazıma aşamasından sonra yapılan ilk fırınlama kristalizasyon fırınlamasıdır ve yarı kristalize formdaki mavi blok seçilen renk tonuna dönüşür ve 360 MPa dayanıklılık, şeffaflık, parlaklık gibi estetik özelliklerine kavuşur. Bu aşamadan sonra elde edilen kristalize indirekt restorasyona boyama işlemi ile ek karakterizasyonlar sağlanabilir. Ardından materyal porselen fırınında 840-850 °C’de 2.kez fırınlanarak cam matriks içinde hacimce %70 kristal faz ($Li_2Si_2O_5$) içeren nihai formuna ulaşır (Fasbinder, 2012).

1.4.6.2. 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 ihtiva eder. 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, onlay ve implant üstü restorasyonlarda kullanılır.

1.5. Dental Adeziv Simanlar (Rezin Simanlar)

Tam porselen kronlar ilk olarak 1900'lü yılların başlarında tanıtılmış ve bu restorasyonları diş yapısına simante etmek için birçok siman denenmiş ve kullanılmıştır. Önceleri geleneksel yapıştırma simanları kullanılmıştır ancak bu simanların birçok dezavantajı olduğundan ve sonradan adeziv simanlar denilen başka bir grup kullanıma sunulmuştur. Adeziv simanlar mine, dentin, seramik, metal alaşımlar ve indirekt rezin kompozitler gibi pek çok farklı yüzeye bağlanabilme özelliğine sahiptir. Rezin simanlar da adeziv simanlar kategorisindedir (Ferracane, 2011).

Genel olarak, koruyucu, minimal invaziv preparasyonlar, geleneksel preparasyon tekniklerine kıyasla, dişler üzerinde retansiyon amacıyla yapılan hazırlık aşamasında daha az mekanik tutuculuk amaçlar. Bu nedenle adeziv faktör, klinik başarıda kritik bir noktadır. İndirekt restorasyonlarda bahsedilen tüm avantajlara rağmen, doğrudan restorasyonlara kıyasla daha fazla adeziv arayüz olduğu için

zorluk artmaktadır. Adeziv ara yüzlerden biri dış yüzeyi-siman ara yüzü, ikincisi restorasyon yüzeyi-siman ara yüzüdür.

Bağlanma işlemi, rezin simanın mekanik kenetlenme ve silanizasyonu sayesinde kimyasal bağlanma (*bonding*) ile elde edilir (Kameyama ve ark., 2015). Ancak, kontaminasyona duyarlı hassas bir tekniktir. Dış yüzeyi ve indirekt restorasyon yüzeyinin ayrı ayrı hazırlanması klinik pratiğinde zaman alan çok sayıda adım gerektirir (Baader ve ark., 2016; Blatz ve ark., 2018). Tekniğin doğru uygulanması, restorasyonların başarısı ve uzun ömürlülüğünün anahtarıdır (Baader ve ark., 2016; Kern, 2015; Passos ve ark., 2013; Tolidis ve ark., 2012). Bağlayıcı sistemin doğru ve yeterli seçimi ayrıca indirekt teknikte yapılan tedavinin sunduğu tüm avantajlardan yararlanmaya izin verir (Baader ve ark., 2016; D’Arcangelo ve ark., 2015; Kim ve ark., 2016; Park ve Choi, 2016; Rohr ve Fischer, 2017). Örneğin, adeziv simantasyon işlemi başarılı olduğunda, kullanılan simanın restorasyonun iç yüzeyindeki düzensizliklerde tam olarak yayılması sağlanarak seramik materyallerin daha yüksek bir kırılma direnci göstermesini sağlar ve bunun karşılığında daha fazla bağlanma gücü sağlanır ve olası çatlakların yayılması engellenir (Abad-Coronel ve ark., 2019; Passia ve ark., 2015; Passos ve ark., 2013; Pekperdahci ve ark., 2012; Spitznagel ve ark., 2014).

1.5.1. Rezin Simanların Sınıflandırılması

Polimerizasyon mekanizmalarına göre rezin simanlar;

1. Kimyasal olarak polimerize olan simanlar,
2. Işıkla polimerize olan simanlar,
3. Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olan simanlar olarak sınıflandırılırlar (Burgess ve ark., 2010).

1.5.1.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar

Kimyasal reaksiyonun başlatılması için, baz ve katalist materyalin birbirine karıştırılması gerekir. Bu gruptaki simanlar; metal destekli restorasyonlarda, metal endodontik postlarda kullanılabilir (Simon ve Darnell, 2012; Stamatacos ve Simon, 2013).

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

1.5.1.2. Işıkla Polimerize Olan Rezin Simanlar

Işık kaynağı yardımıyla aktive olur ve aktivasyonu başlatıcı foto başlatıcılar içerir. Işıkla polimerize olan rezin simanlarda ışığın tüm simana nüfuz edebilmesi ve foto başlatıcıları aktive etmesi önemlidir (Simon ve Darnell, 2012). Işıkla polimerize olan rezin simanların en önemli avantajları, çalışma süresinin uzun olması ve renk stabilitelelerinin iyi olmasıdır. Işıkla polimerize olan rezin simanlar kalınlığı en fazla 1.5 mm olan cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonlarda kullanılabilir (Peumans ve ark., 2000; Vrochari ve ark., 2009).

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

1.5.1.3. Hem Işık Hem de Kimyasal Polimerize Olan Rezin Simanlar

Hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olan siman dual - cure siman olarak adlandırılır. Simanın polimerize olmasını sağlayan eden self-cure başlatıcılar mevcuttur. Ayrıca, bu grup simanların içinde bulunan foto başlatıcılarının aktive edilebilmesi için mutlaka ışık uygulanmalıdır. Posterior bölgede seramik ve seramik benzeri materyallerden 2 mm veya daha fazla kalınlıktaki ve/veya opak hazırlanan

restorasyonların simantasyonunda kullanılır (Pegoraro ve ark., 2007; Simon ve Darnell, 2012).

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

1.6. Adeziv Sistemler

Kompozit rezin yapıştırma simanları söz konusu olduğunda, adeziv simantasyon sırasında mutlaka adeziv sistem uygulanmalıdır. 1955'te, Buonocore'nin mine yüzeyini kimyasal olarak değiştirmek ve restoratif materyallerin mine yüzeylerine yapışmasını kolaylaştırmak için mineyi pürüzlendirme konseptini tanıtmasıyla birlikte, adeziv diş hekimliği hızla değişti ve gelişti. Bunun nedeni, kompozit rezin materyalin polimerizasyonu sırasında büzülme kuvvetlerine karşı koymak ve restore edilmiş dişe daha iyi retansiyon ve marjinal sızdırmazlığı sağlamak için adezyonun gerekli olmasıdır (Poticny, 2013).

Günümüzde biyomateryallerdeki gelişmeler, materyalleri oluşturan bileşenleri iyileştirmeye, materyal performansını iyileştirmeye ve kısa sürede daha iyi sonuçlar elde etmek için klinik işlemlerde uygulanan teknikleri basitleştirmeye odaklanır (Cardoso ve ark., 2011; Silva e Souza Junior ve ark., 2010). Asitle pürüzlendirme, adeziv rezin materyallerin dental yapılara bağlanmasını sağlamak için kullanılır (Van Meerbeek ve ark., 2011). 17 MPa veya yüksek değerlerde dentine etkili adezyon, mineye adezyondan çok daha zordur. Spencer ve ark. (2010), mevcut dentin adeziv sistemlerinin, dentin yüzeyindeki bir kollajen ağı içinde polimerize monomerlere sahip olan ve dolayısıyla mikromekanik kilitlemeye neden olan hibrit bir tabaka oluşumuna odaklandığını belirtmektedir. Geleneksel pürüzlendir ve yıka sistemleri ile bu infiltrasyon tekniği, kollajen liflere destek sağlamak için dentin yüzeyinin ıslak olmasını gerektirir, bu nedenle bir mineral/kollajen/rezin ara yüzü oluşturmak için gerekli rezin penetrasyonuna izin verir (Marshall ve ark., 2010). Dentin yüzeyinin nemlilik oranının belirlenmesi restorasyon adezyonu için zorluk oluşturabilir. Aşırı

ıslak bir dentin yüzeyi emülsifikasyona ve bonding yüzeyinde boşluğa neden olabilir. Tersine, kurumuş bir dentin yüzeyi, kollajen lifinin çökmesine, rezin penetrasyonunun azalmasına ve restoratif materyalin altındaki boşluklara neden olabilir.

1.6.1. Adeziv Sistemlerin Yapışma Mekanizmalarındaki Klinik Uygulama Aşamalarına Göre Sınıflandırılması

Bu sınıflamada, tarihsel gelişimden ziyade temel kullanım tarzlarını yansıtan bir adeziv sistem sınıflandırması yapılmıştır. Dentin adezivleri, asit, primer ve diş yüzeyine yapıştırmanın nasıl gerçekleştirildiğine veya basitleştirildiğine bağlı olarak üç aşamalı, iki aşamalı ve tek aşamalı sistemler olarak mevcuttur (Tay ve ark., 2002).

1. Üç Aşamalı: Asitle pürüzlendirme, primer uygulaması ve yapıştırıcı (*bond*) uygulaması. Bu yapıştırma sistemleri, bir adet pürüzlendirici asit, diş yüzeyini yapıştırıcıya hazırlayan primer ve yapıştırıcı ajanından oluşan üç şişe olarak tedarik edilmektedir. Bunlar klinikte kullanımı en karmaşık olanlardır, ancak en yüksek bağ kuvvetleri (De Munck ve ark., 2005) ve en yüksek dayanıklılık ile sonuçlanırlar.

2. İki Aşamalı - 1: Bu sistemde öncelikle diş asitle pürüzlendirilir ve ardından primer ve yapıştırıcı beraber uygulanır. Adeziv sistemi iki ayrı şişeye bölünmüştür, bir şişe asit içerir ve ikinci şişe primer ve yapıştırıcı karışımından oluşur.

3. İki Aşamalı- 2: Bu sistemde asit ve primer beraber uygulanır. Bu uygulamayı yapıştırıcı (*bond*) takip eder. Adeziv sistem iki ayrı şişeye bölünmüştür, bir şişe asit ve primer karışımı (*self-etchant*) içerir ve ikinci şişe sadece yapıştırıcı ajanından (*bond*) oluşur. Asit ve primer karışımı dişin dentin yüzeyindeki smear tabakasını modifiye ederek restorasyon diş arayüzü yapısına dahil eder.

4. Tek Aşamalı: bu sistem, asit, primer ve yapıştırıcı ajanı birleştiren tek şişe kullanır. Klinik olarak bu sistem, kullanımı en kolay olandır ve yapıştırma işleminin

basitliğine rağmen, bağlanma kuvvetinin genellikle kabul edilebilir olduğu bildirilmektedir (Yazici ve ark., 2007).

Total-etch tekniği ve self-etch tekniği kullanılarak hibrit tabaka oluşumunu anlamak için adeziv sistemleri oluşturan 3 ana bileşeni anlamak gerekir (Sofan ve ark., 2017):

- 1) Asit,
- 2) Primer,
- 3) Yapıştırıcı ajan (bonding rezin).

1. Asit: Tam pürüzlendirme (*total-etch*) tekniğinde kullanılan aşındırıcı % 35 - 37 fosforik asittir. Mine ve dentini primer uygulamaya hazırlar. Uygulanan diş yüzeyinde 7.5 mikrona kadar mikro gözenekler oluşturur, bu da rezin-tagların oluşumuna yardımcı olur ve böylece mikro mekanik bağlanma ile sonuçlanır. Self-etch bonding ajanlarındaki asit tipik olarak aynı zamanda primer olarak da hizmet eden asidik bir monomerdir.

2. Primer: Genellikle suda çözünür bir solvent (aseton, etanol, su) içinde taşınan hidrofilik monomerlerden oluşur. Self-etch bağlayıcı ajanlar, asidik monomerler olan primerleri kullanır.

3. Bağlayıcı (yapıştırıcı) ajan (*bonding agent* veya adeziv): Yüzeyi hazırlanmış mine veya dentin ve rezin matriksi arasına uygulanan ince bir rezin tabakası (genellikle doldurucu içermeyen) olarak tanımlanabilir. Yapıştırıcı, mine veya dentin ile rezin kompozit restoratif materyal veya rezin siman arasındaki bağlanmayı destekler. Yapıştırıcılar, hidrofilik primer ile hidrofobik rezin kompoziti arasında bir bağlantı görevi görür. İyi adezyon ve sızdırmazlık sağlamak için uygun kürleme (*curing*) gereklidir.

4. Doldurucular: Son zamanlarda 8. nesil yapıştırıcı sistemlerinde ağırlıkça %0,5 ila %40 arasında değişen nano doldurucular eklenmiştir. Doldurucular simanın dayanıklılığını artırabilir. Doldurucular, yapıştırıcı tabakanın film kalınlığını artırabilir.

5. Çözücü: Çözücüler arasında aseton, etanol ve su bulunur. Çözücüler materyalin ağızdaki buharlaşma oranını etkiler. Aseton hızla buharlaşır ve ağızda en kısa kuruma süresini gerektirir. Etanol daha yavaş buharlaşır ve orta derecede kuruma süresi gerektirir. Su çok yavaş buharlaşır ve en uzun kuruma süresi gerektirir. Çözücünün erken buharlaşmasını önlemek için, bağlayıcı maddeler kullanımdan hemen önce dağıtılmalıdır.

Şu anda modern yapıştırıcı sistemleri üç yapışma mekanizması kullanılmaktadır (Sofan ve ark., 2017):

1. Pürüzlendir ve yıka sistemi yapıştırıcıları;
2. Kendiliğinden pürüzlendirici yapıştırıcılar;
3. Cam iyonomer yapıştırıcılar ve rezin ile modifiye edilmiş cam iyonomerler (Sideridou ve ark., 2003).

Bu mekanizmalar diş dokusunu ele alma biçimleri açısından önemli ölçüde farklılık gösterir (De Munck ve ark., 2005). Diş hekimi, farklı klinik tedaviler esnasında hangi adeziv sistemin ve basamak sayısının seçileceğine, vakanın durumu ve üretici talimatlarındaki farklılıklar göz önünde bulundurarak karar verir.

1) Pürüzlendir ve Yıka (*Etch and Rinse*)

Pürüzlendir ve yıka adeziv sisteminde ilk olarak asitleme yapılır ve yıkama ile smear tabakası ve smear tabakasının oluşturduğu dentin tıkaçları tamamen ortadan kaldırılır. Mine üzerinde asitle aşındırma, mine tübüllerini seçici olarak çözer, hidrofobik yapıştırıcı ajanlar tarafından kılcal çekim yoluyla kolayca nüfuz edilebilen

makro ve mikro gözenekler yaratır (Gwinnett ve Matsui, 1967). Asit ile aşındırılmış mine yüzeyindeki bu pürüzlü yüzey kullanılacak dental materyal için mine yüzeyinde elde edilebilecek en iyi bağlantıyı sağlar (Van Meerbeek ve ark., 2003). Dentin adezyonu, dentin bileşimi nedeniyle mine adezyonundan daha zordur ve pürüzlendir ve yıka stratejisini oldukça hassas bir teknik haline getirir (Peumans ve ark., 2005).

2) Kendinden Pürüzlendirme (*Self-Etch*) Sistemi

Self etch adeziv sistemleri, klinik uygulama adımlarının sayısına göre sınıflandırılır: İki adımlı veya tek adımlı yapıştırıcılar. Self-etch primerlerin ve self-etch adeziv sistemlerinin temel bileşimi, pH'ı fosforik asit pürüzlendirici ajanlardan nispeten daha yüksek olan, asidik fonksiyonel monomerlerin sulu bir çözeltisidir. Bu nedenle, self-etch adezivler asitliklerine göre sınıflandırılmıştır: güçlü ($\text{pH} \leq 1$), orta ($\text{pH} = 1,5$) ve hafif ($\text{pH} \geq 2$) (62). Hafif self-etch adezivler dentini kimyasal etkileşime izin verecek kollajen fibriller geride kalacak şekilde sadece yüzeysel olarak hidroksiapatit kristallerini demineralize eder. Genellikle, smear tıkaçları dentin tübülünden tamamen çıkarılmaz. Sonuç olarak, ultra-hafif self-etch yapıştırıcılarda olduğu gibi mikron altı ölçülerle sığ bir hibrit katman oluşturulur; aksine, güçlü self-etch adezivler, asitle ve durula adezivlerine benzer şekilde dentini demineralize eder. Hafif self-etch adezivlerin, smear tabakasını bonding bileşeni olarak kullandıkları ve asitle ve durula sisteminde olduğundan daha az dentin sıvısı akışına neden olan kalıntı smear tıkaçları bıraktıklarından, işlem sonrası post operatif ağrıya neden olurlar. Self-etch adezivler kullanıldığında post-operatif hassasiyet minimum düzeyde olur çünkü bu sistemde geride kalan daha az dentin tübülünün açığa çıkmasına neden olur ve böylece dentin sıvısı akışı pürüzlendir ve yıka tekniğine kıyasla daha az olur. Bu sistemin dezavantajı ise düşük asitlik değerinden kaynaklanan mine yüzeyinin tam pürüzlendirilememesidir. Bu nedenle, bu dentin adezivlerin çeşitli klinik durumlarda uygun şekilde kullanılması çok önemlidir. Uygulama adımlarına göre, çoğunlukla solvent içermeyen iki aşamalı “self etch primerler” (SEP) ve self-etch adeziv (SEA) olarak kategorize edilebilirler. Self etch primerlerde pürüzlendirici ve primer tek şişede, yapıştırıcı ajan ayrı bir şişede yer

alır. Self etch adeziv sistemde ise tüm bileşenler tek şişede birleştirilmiştir (Sofan ve ark., 2017).

3) Universal Adezivler

Adeziv diş hekimliğinde en son yeniliklerden biri, 2011'den beri klinik uygulamada kullanılan universal adezivlerin tanıtılmasıydı. Bu yeni ürünler "çok modlu" veya "çok amaçlı" olarak bilinirler çünkü kendiliğinden pürüzlendirme sistemi (*self-etch*), pürüzlendir ve yıka (*etch-and-rinse*) veya dentin üzerinde kendiliğinden pürüzlendirme ve mine üzerinde pürüzlendir ve yıka sistemi içerisinde (bu teknik selektif pürüzlendirme olarak bilinir) kullanıma uygundur (Hanabusa ve ark., 2012; Perdigão ve ark., 2012).

Bu çok yönlü yeni yapışma felsefesi, her stratejinin en basit seçeneğinin, yani aynı tek şişe yapıştırıcı kullanılarak tek aşamalı *self-etch* veya iki aşamalı *etch and rinse* (Muñoz ve ark., 2013) kullanımını savunur. Minenin önceden fosforik asitle aşındırılması, özellikle prepare edilmemiş mineye yapıştırılırken tavsiye edilir (Sofan ve ark., 2017).

1.7. Mekanik Özellikler

Materyallerin kuvvet karşısındaki davranışları mekanik özellikleridir. Çiğneme sırasında dişler, stomatognatik sistemin diğer yapıları ve ağızdaki restorasyonlar kuvvete maruz kalırlar. Bu nedenle materyallerin kuvvet karşısındaki davranışlarının anlaşılması önemlidir (Uçar ve Koçak, 2017). Bu noktada yük ve kuvvet terimleri anlaşılmalıdır. Yük ve kuvvet sıklıkla eş anlamlı gibi kullanılan iki terim olmalarına rağmen aslında arada bir fark vardır. Yükün belli bir büyüklüğü ve uygulama noktası vardır. Kuvvetin ise büyüklük ve uygulama noktasına ek olarak bir de yönü vardır (Anusavice ve ark., 2012). Yani kuvvetin hangi yönde uygulandığı bellidir. Her iki terimin birimi doğal olarak aynıdır ve ağırlık birimidir (kg, N, libre vs)(Uçar ve Koçak, 2017).

Herhangi bir materyale kuvvet uygulandığında materyal şu şekillerde cevap verir; direnç gösterebilir, şekil değiştirebilir, hareket edebilir ya da hareket halinde ise durabilir. 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 kuvvet yükleme şekillerinin bileşimidir. Bir cisme germe kuvvetleri uygulandığında materyalde gözlemlenen dayanıklılığa çekme dayanımı (MPa) denirken, baskı (*compressive*) kuvvetler uygulandığında gözlemlenen dayanıklılığa baskı dayanımı (MPa) denir. Makaslama kuvvetleri uygulandığında ise makaslama dayanımından (MPa) bahsedilir (Anusavice ve ark., 2012; O'Brien, 2002; Sakaguchi ve Powers, 2012; Uçar ve Koçak, 2017).

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 (Anusavice ve ark., 2012; O'Brien, 2002; Sakaguchi ve Powers, 2012).

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 (Anusavice ve ark., 2012).

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 (Anusavice ve ark., 2012). Kırılma materyallerin yapısındaki mikroçatlakların ucunda stres birikimi olur. Bu noktalardaki 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 kırılma materyallerin kırılma dayanımından ziyade *fracture toughness* değerinin göz önünde bulundurulması gerekir. *Fracture toughness* kırılma materyalin yapısında bulunan bir mikroçatlağın ilerlemeye başlayabilmesi için gereken minimum enerji miktarı olarak tanımlanabilir (Anusavice ve ark., 2012; Sakaguchi ve Powers, 2012; Uçar ve Koçak, 2017).

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 (Uçar ve Koçak, 2017).

1.7.1. 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 çatlığa karşı gösterdiği dirence kırılma dayanımı denir (Scherrer ve ark., 1998).

1.8. Amaç

Bu tez çalışmasının amacı, aşırı miktarda koronal madde kaybına sahip alt çene büyükazı dişlerinde farklı kalınlıklarda uygulanan fiber ile güçlendirilmiş akıcı rezin restoratif materyal ile oluşturulan kor yapılar üzerine, direkt teknik ve iki farklı materyal kullanımı ile hazırlanan indirekt onley restorasyonların kırılma dayanımlarının ve kırılma tiplerinin karşılaştırılması ve elde edilen laboratuvar sonuçlarının, klinik uygulamalarda yol gösterici olması ve yeni çalışmalara katkı sağlamasıdır.

1.9. Çalışmanın Hipotezi

Hipotez 1: Çalışmamızda farklı kalınlıklarda oluşturulan KFGK kor altyapıların üzerine uygulanan, direkt onley restorasyonların kırılma dayanımı değerleri ve kırık şekilleri farklılık göstermeyecektir.

Hipotez 2: Çalışmamızda farklı direkt ve indirekt materyaller ile elde edilen onley restorasyonlar altında, KFGK kor altyapı uygulaması kırılma dayanımı ve kırık şeklinde farklılık göstermeyecektir.

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

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Tez çalışmamızda, aşırı kron harabiyetini taklit edecek şekilde prepare edilen dişlerde direkt ve indirekt onley restorasyon uygulamalarında çeşitli koşullarda kırılma dayanımları ve kırılma davranışları araştırıldı.

Çalışma;

- 1- Örneklerin hazırlanması
- 2- Kırılma test işlemi ve kırılma tiplerinin tespiti
- 3- İstatistiksel analiz aşamalarından oluşmaktadır.

2.1. Örneklerin Hazırlanması

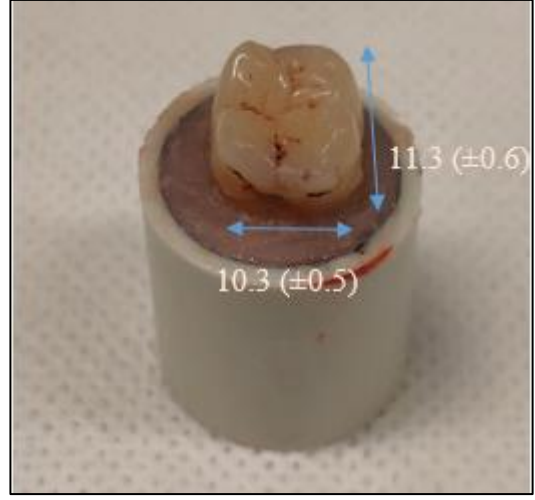
2.1.1. Dişlerin Toplanması ve Hazırlanması

100 adet çekilmiş, 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.

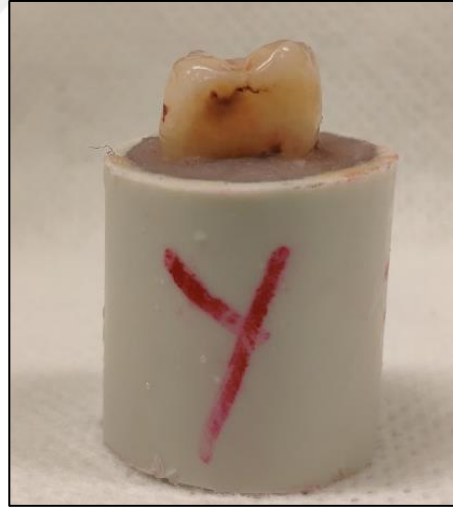


Şekil 2.1. Dijital kumpas cihazı.



Şekil 2.2. Ortalama boyutlara sahip örnek diş.

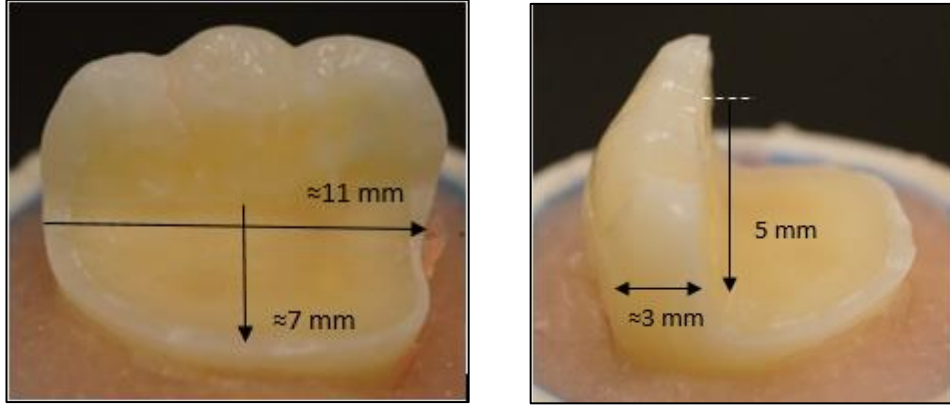
Dişler, çapı 2.5 cm olan plastik silindir içinde, mine-sement sınırında otopolimerizan akrilik rezin (Palapress; Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany) içine yerleştirildi.



Şekil 2.3. Otopolimerizan akrilik ve plastik silindir ile hazırlanan örnek.

2.1.2. Dişlerin Preparasyonu

90 adet diş, aynı koronal diş preparasyonu aynı diş hekimi tarafından gerçekleştirildi. 10 adet sağlam, işlem görmemiş diş kontrol grubu olarak ayrıldı.



Şekil 2.4. Örneklere hazırlanan onley kavite preparasyon miktarları.

90 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 kavite hazırlandı. Palatinal tüberküllere yapılan preparasyon pulpa odası tavanı sınırına kadar hazırlandı. Preparasyonda, 5 mm oklüzal azaltma içeren tabanı düz kavite preparasyonu oluşturuldu. Geride kalan bukkal duvar kalınlığı 3 mm civarında bırakıldı. Preparasyon marjınları, 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 (Bijelic-Donova ve ark., 2020). Bjelic-Danova 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 (Bijelic-Donova ve ark., 2020).

2.1.3. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Bu çalışma, kısa fiberle güçlendirilmiş akıcı kompozitin kor materyali olarak kullanıldığı direkt ve indirekt onley restorasyonların kırılma dayanıklılıklarının ve kırılma davranışlarının in vitro olarak incelemek üzere planlanmıştır. Toplam 100 adet diş kullanılan çalışmada 10 grup oluşturuldu ve her grupta rastgele seçilen 10

adet (n=10) diş yer almaktadır. Direkt restorasyon test gruplarında, onley preparasyonu uygulanmış 50 adet alt çene büyük azı dişine 0,1,2,3,4 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 nanoseramik (Cerasmart 270, GC Corp, Tokyo, Japonya) diğeri lityum disilikat (IPS e-max CAD, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) cam seramik CAD/CAM materyalleri kullanılarak dijital üretim tekniği (CAD/CAM) aracılığı ile onley restorasyonları oluşturuldu ve simantasyonlar gerçekleştirildi.

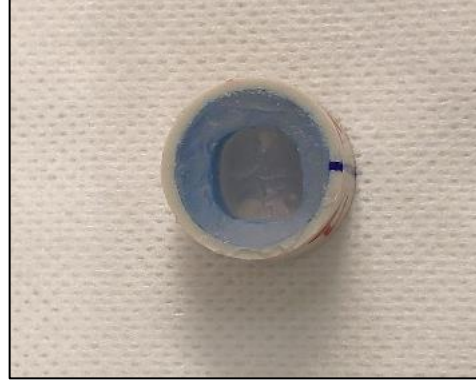
Çizelge 2.1. Hazırlanan tüm test grupları.

Test Grupları	n	KFGK Kor Altyapı Kalınlığı	Kaplama Materyali ve Kalınlığı
Kontrol Grubu	10		
Test Grubu 1	10	0 mm	KRRM (5 mm)
Test Grubu 2	10	1 mm	KRRM (4 mm)
Test Grubu 3	10	2 mm	KRRM (3 mm)
Test Grubu 4	10	3 mm	KRRM (2 mm)
Test Grubu 5	10	4 mm	KRRM (1 mm)
Test Grubu 6	10	0 mm	Cerasmart 270 (5 mm)
Test Grubu 7	10	2 mm	Cerasmart 270 (3 mm)
Test Grubu 8	10	0 mm	e-max CAD (5 mm)
Test Grubu 9	10	2 mm	e-max CAD (3 mm)

2.1.4. Direkt Restorasyon Gruplarının Hazırlanması

Restorasyonlarda standardizasyon sağlanması amacıyla kron preparasyonlarından önce transparan oklüzal kapanış kayıt silikonu (Memosil 2,

Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany) prepare edilmemiş dişlerin negatif kopyası elde edildi ve direkt restorasyonlar matriks kalıp kullanımı ile yapıldı.



Şekil 2.5. Transparan matriks kalıp.

Kavite preparasyonlarını takiben, hazırlanan kavitelerin mine kenarlarına 20 sn %37' lik fosforik asit (Scotchbond Universal Etchant, 3M ESPE) uygulandı. Ardından adeziv (G-Premio Bond, GC Corp. Tokyo, Japonya), prepare edilen tüm mine ve dentin yüzeylerine uygulandı, 5 sn süre ile hava spreyi uygulandı ve 20 sn ışık (LED ışık cihazı, Elipar TM S10, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ile bağlayıcı ajanın polimerizasyonu (kullanılan ışık kaynağının dalga boyu 430 - 480 nm arasında ve ışık yoğunluğu 1600 mW/cm²) gerçekleştirildi.

Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan kompozit rezin materyaller.

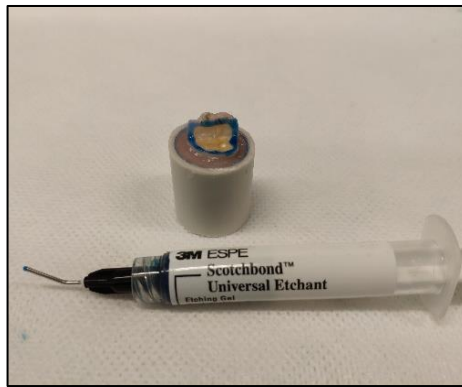
Materyal	Üretici	Kompozisyon
G-aenial anterior (KRRM)	GC Corp, Tokyo, Japonya	UDMA, dimetakrilat, ko-monomerler, prepolimerize silika ve stronsiyum florid içeren doldurucular (ağırlıkça %76)
everX Flow (KFGK)	GC Corp, Tokyo, Japonya	Bis-EMA, TEGDMA, UDMA, Kısa cam fiber (uzunluk: 200-300 µ, çap: 7 µ), Baryum cam (ağırlıkça %70)

TEGDMA, trietilen glikol dimetakrilat; UDMA, üretan dimetakrilat; Bis-MEPP, Bis (p-metakriloksi(etoksi)1-2 fenil)-propan; Bis-EMA, Etoksilat bisfenol-A-dimetakrilat.

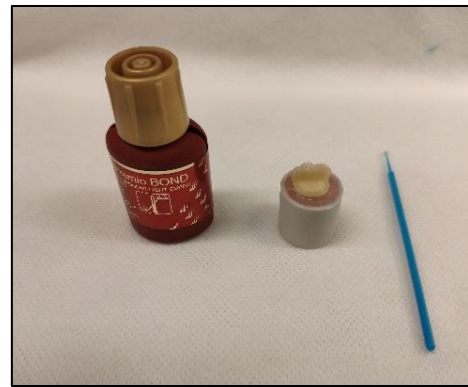
Direkt restorasyonlar altında oluşturulan fiberle güçlendirilmiş kor yapıların farklı kalınlıklarının etkisinin incelenmesi için, farklı kalınlıklarda (0, 1, 2, 3, 4 mm) oluşturulan kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit (KFGK) ile (everX Flow, GC, Tokyo, Japonya) kor yapılar elde edildi (0, 1, 2, 3, 4 mm) ve geriye kalan alanlar hazırlanan silikon matriks kalıp içine kompozit rezin restoratif materyal (KRRM) (G-aenial Anterior, GC, Tokyo, Japonya) yerleştirililerek diş üzerine kenarlarında boşluk kalmayacak şekilde yerleştirildi. Şeffaf silikon indeks üzerinden 60 sn ışık 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.

Çizelge 2.3. Direkt restorasyon grupları.

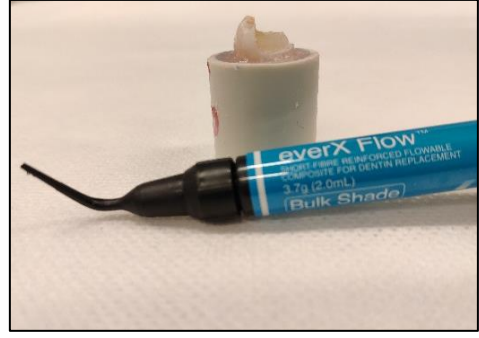
Test Grupları	n	Kor Altyapı Kalınlığı	Kaplama Materyali ve Kalınlığı
Test Grubu 1	10	0 mm	KRRM (5 mm)
Test Grubu 2	10	1 mm	KRRM (4 mm)
Test Grubu 3	10	2 mm	KRRM (3 mm)
Test Grubu 4	10	3 mm	KRRM (2 mm)
Test Grubu 5	10	4 mm	KRRM (1 mm)



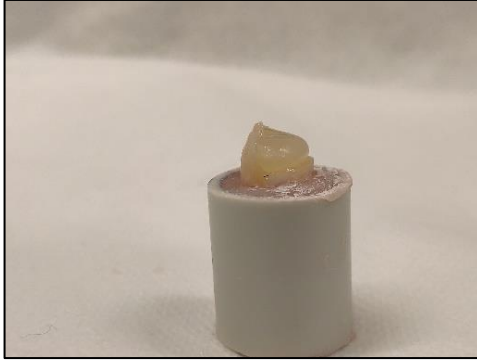
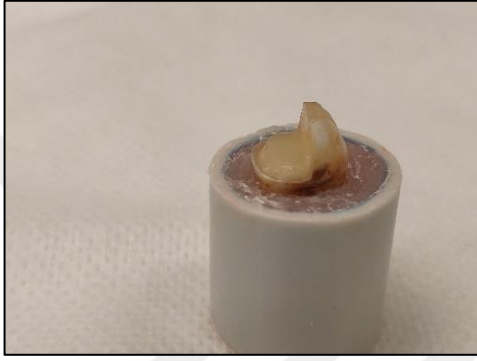
Şekil 2.6. Örneklerin pürüzlendirilmesi.



Şekil 2.7. Yapıştırıcı (*bonding*) uygulanması.



Şekil 2.8. KFGK (everX Flow) uygulaması.



Şekil 2.9. Farklı kalınlıklarda KFGK uygulanmış dişler.



Şekil 2.10. Direkt restorasyonlarda kullanılan kompozit rezin materyali (KRRM).

2.1.5. İndirekt Restorasyon Gruplarının Hazırlanması

İndirekt restorasyonlar için hazırlanan onley kavitelere, 2mm kalınlığında KFGK kor alt yapı hazırlandı. 2 indirekt restorasyon grubuna (1 grup Cerasmart ve 1 grup e-max CAD) KFGK kor altyapı uygulanmadı.

Çizelge 2.4. İndirekt restorasyon grupları.

Test Grupları	n	Kor Altyapı Kalınlığı	Kaplama Materyali ve Kalınlığı
Test Grubu 6	10	0 mm	Cerasmart 270 (5 mm)
Test Grubu 7	10	2 mm	Cerasmart 270 (3 mm)
Test Grubu 8	10	0 mm	IPS e-max CAD (5 mm)
Test Grubu 9	10	2 mm	IPS e-max CAD (3 mm)



Şekil 2.11. Cam seramik materyal (IPS e-max CAD).



Şekil 2.12. Zin nanoseramik materyal (Cerasmart 270).

İndirekt test grupları için hazırlanan onley kavitelere, kor yapı oluşturulmayan ve oluşturulan tüm dişlerin dijital ölçüleri CEREC Omnicam (CEREC, Sirona Dental Systems Inc., Long Island City, NY) kullanılarak dijital yolla alındı. Üretilen indirekt restorasyonlarda standardizasyonun sağlanması amacıyla, tasarımdan önce ortalama diş boyutlarına sahip bir dişin ölçüsü dijital yolla kayıt edildi. Oluşturulacak tüm indirekt restorasyonlarda ortalama morfolojik yapıya sahip bu diş örnek olarak kullanıldı. Dişin kenarlarından referans noktaları seçilerek

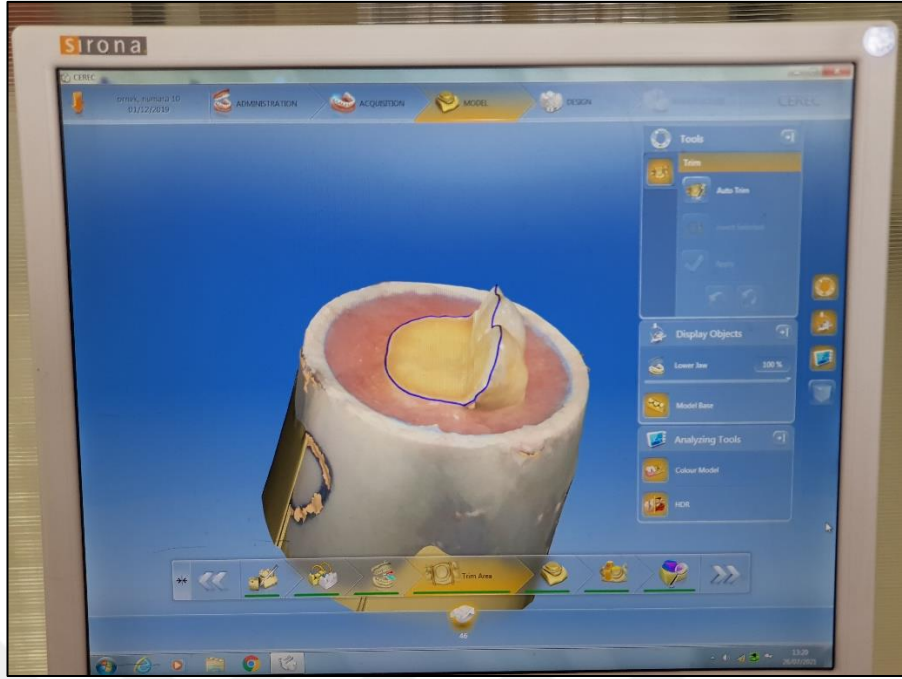
çakıştırma yapıldı ve indirekt restorasyonların tasarımları ortalama morfolojiye sahip örneğe göre tamamlandı.



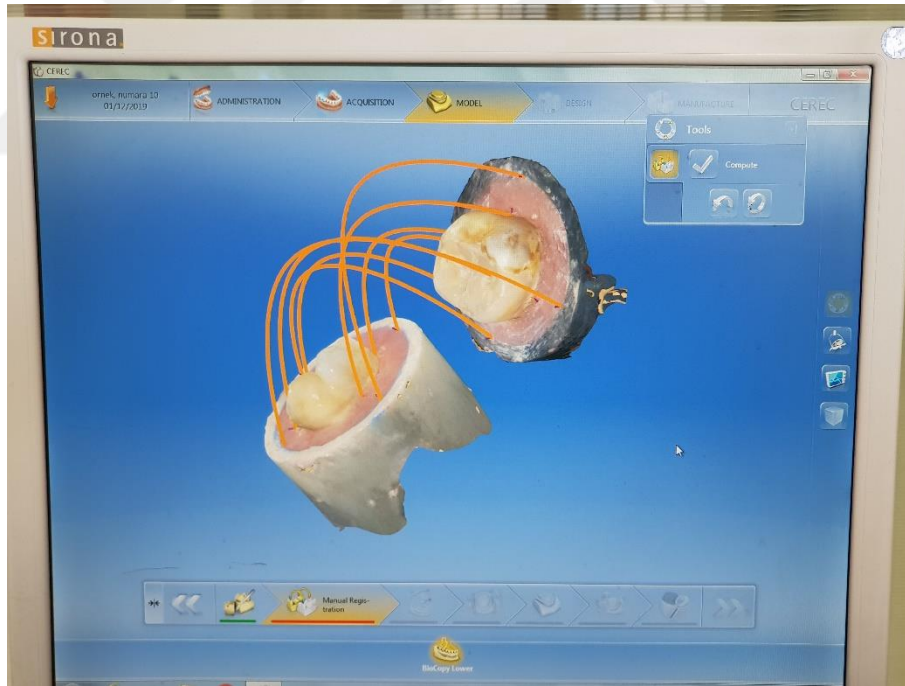
Şekil 2.13. CAD/CAM tarama ve tasarım cihazı (CEREC).

Çizelge 2.5. Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyalleri.

Materyal	Üretici	Kompozisyon
Cerasmart 270	GC Corp, Tokyo, Japonya	Bis-MEPP, UDMA, DMA, Silica (20 nm), Baryum Cam (300 nm, ağırlıkça %71)
IPS e-max CAD	Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein	SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , ZrO ₂ , ZnO, renklendirici ajanlar



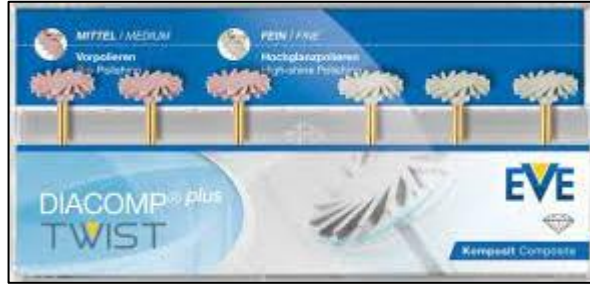
Şekil 2.14. Ölçüsü alınmış restorasyon sınırları çizilen örnek.



Şekil 2.15. Dijital yolla ölçüsü alınan dişler ile standart örneğin yazılım ile karşılaştırma yöntemi kullanılarak restorasyon tasarımının yapımı.

Tasarımı tamamlanan 20 adet Cerasmart 270 rezin nanoseramik ve 20 adet cam seramik IPS e-max CAD lityum disilikat onlay restorasyonlar, CEREC MC XL

(Sirona Dental Systems Inc., Long Island City, NY) cihazı kullanılarak üretildi. Üretimi tamamlanan resin seramik restorasyonların bitirme ve cilalama işlemleri aşındırıcı ve parlaticı diskler aracılığıyla tamamlandı (EVE Diacomp Plus TWIST, EVE Ernst Vetter GmbH, Keltern, Almanya).



Şekil 2.16. Bitirme ve cilalama işleminde kullanılan aşındırıcı ve parlaticı lastikler.



Şekil 2.17. Dijital üretim cihazı (CEREC MC XL).

Tasarımı ve üretimi tamamlanan 20 adet cam seramik lityum disilikat IPS e-max CAD restorasyonların kristalizasyon işlemleri, kristalizasyon fırını (Programat P510, Ivoclar Vivadent AG) kullanılarak, IPS e-max CAD kristalizasyon/glaze HT/LT kristalizasyon fırın ayarları altında tamamlandı. Kristalizasyon işleminden sonra, parlatma sıvısı (IPS e-max CAD Crystall./Glaze Liquid) ve parlatma patı(IPS e-max CAD Crystall./Glaze Paste) karıştırılıp restorasyon yüzeylerine sürüldü ve

kristalizasyon fırınında (Programat P510, Ivoclar Vivadent AG) IPS E-max CAD kristalizasyon/glaze HT/LT ayarları ile parlatma işlemi tamamlandı.



Şekil 2.18. Kristalizasyon ve glaze fırını (Programat 510).

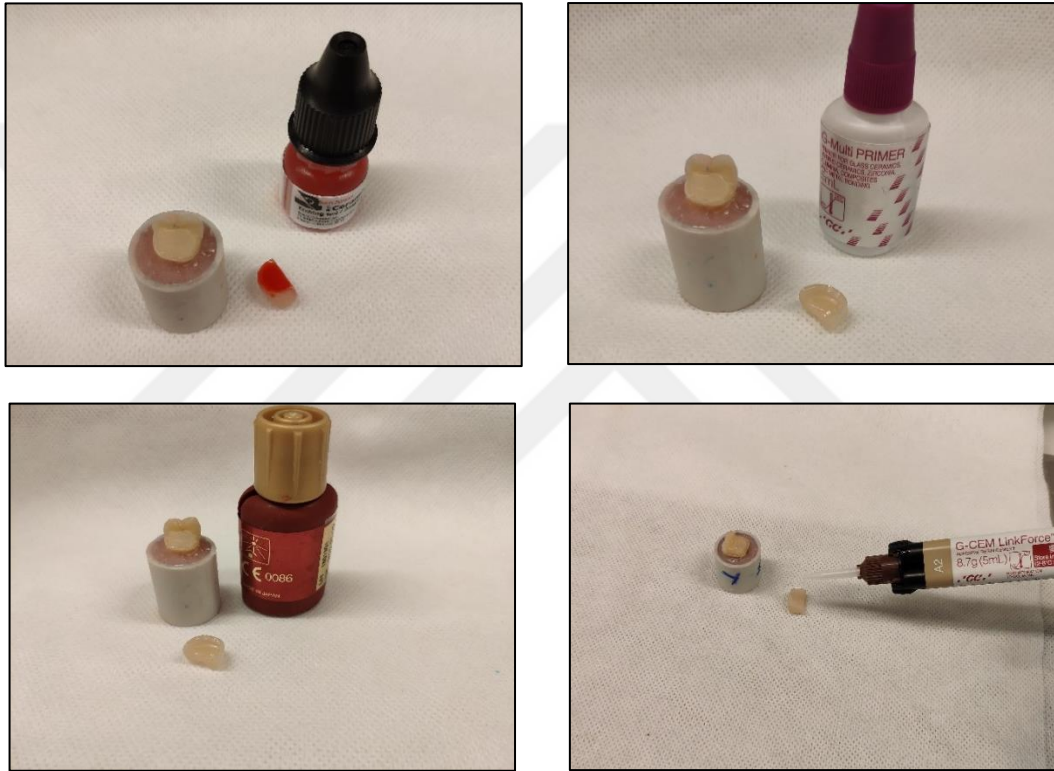


Şekil 2.19. Cam seramik örneklerde kullanılan glaze elemanları.

2.1.6. İndirekt Restorasyon Gruplarının Simantasyon İşlemi

Üretimi tamamlanan tüm indirekt restorasyonlar, restorasyon iç yüzeyleri 60 sn boyunca %5 lik hidroflorik asit jel (Pulpdent Corp, Watertown, USA) uygulaması ile pürüzlendirildi, bekleme süresinin ardından basınçlı su altında asit jel uzaklaştırıldı ve restorasyon iç yüzeyleri 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.



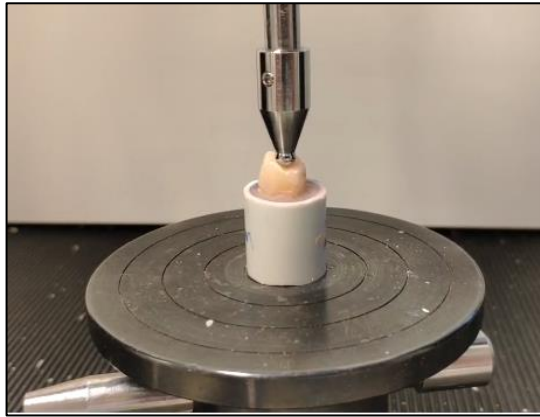
Şekil 2.20. İndirekt restorasyonların iç yüzeylerinin pürüzlendirilmesi, silan uygulaması, adeziv uygulaması, dual sertleşen kompozit rezin siman uygulaması.



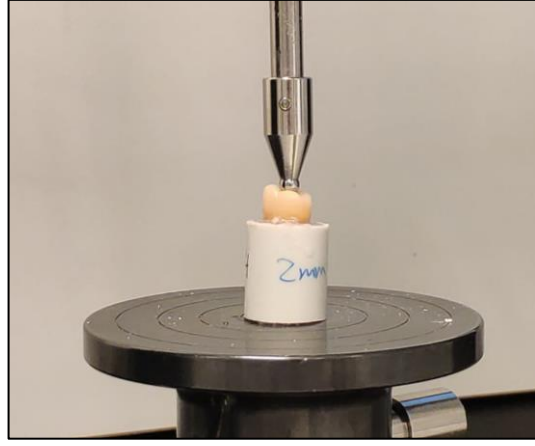
Şekil 2.21. Simantasyon işlemine hazır örnek ve kullanılan adeziv rezin siman.

2.2. Kırılma Dayanımı Testi

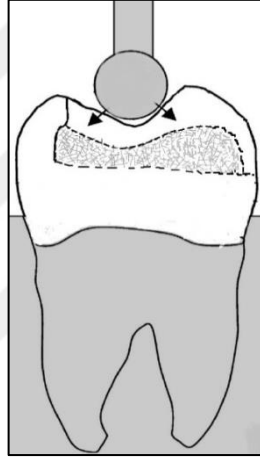
Direkt veya indirekt restore edilen dişler, universal test cihazında (Lloyd model LRX, Lloyd Instruments Ltd, Fareham, UK) kafa hızı 1 mm/dk statik basınç uygulandı. Oklüzal yükleme işlemi sırasında, çapı 5 mm metal bilye ile restore edilen dişlerin santral fossa bölgesinden uygulanmıştır. Oklüzal yükleme,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



Şekil 2.22. Universal test cihazına yerleştirilen örnek.



Şekil 2.23. Universal test cihazına yerleştirilen örnek.



Şekil 2.24. Statik yükleme yapılan dişin şematik görünümü.



Şekil 2.25. Universal test cihazı.

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.

2.3. İstatistiksel analiz

Verilerin istatistiksel olarak analizi SPSS versiyon 23 (SPSS, IBM Corp.) istatistik paketi ile $p < 0,05$ anlamlılık düzeyinde varyans analizi (ANOVA) kullanılarak analiz edildi. Test grupları arasındaki farklılıkların belirlenmesi için Tukey HSD post hoc testi gerçekleştirildi.

3. BULGULAR

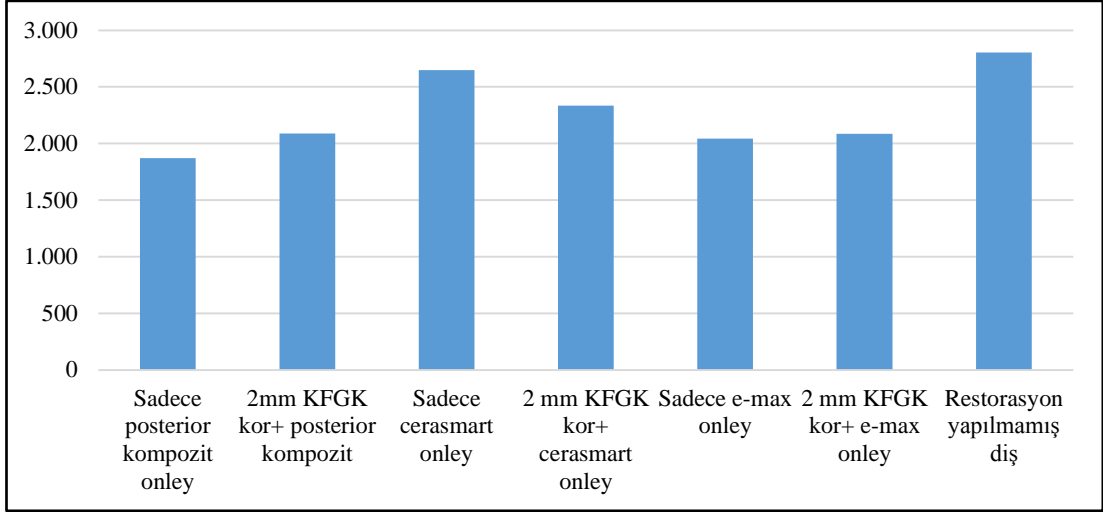
Universal test cihazı kullanımı ile (Lloyd LRX, Lloyd Instruments, Fareham, UK) 1mm/dak başlık hızıyla kuvvet uygulanarak kırılma dayanıklılığı ölçülen test gruplarının kırılma dayanıklılığı bulguları elde edilmiş ve ölçümlerin gruplara göre ortalamaları ve bu ortalamalar arasındaki farkın anlamlı olup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

Çizelge 3.1. Gruplara göre kırılma dayanımlarına ilişkin tanımlayıcı istatistikler.

Test Grupları	n	Ortalama	Std. Sapma	f	p
Grup 1 (Sadece KRRM)	10	1869,6	278,5	3,880	0,002*
Grup 3 (2mm KFGK kor+ KRRM)	10	2089,4	229,9		
Grup 6 (Sadece Cerasmart 270)	10	2649,5	748,7		
Grup 7 (2 mm KFGK kor+ Cerasmart)	10	2334,0	522,9		
Grup 8 (Sadece e-max)	10	2042,7	628,2		
Grup 9 (2 mm KFGK kor+e-max)	10	2086,9	663,5		
Kontrol Grubu	10	2804,3	583,5		
Total	70	2268,1	618,2		

*p<0,05

Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre elde edilen ölçümler, gruplara göre anlamlı düzeyde farklılık göstermektedir ($p<0,05$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan TUKEY testi sonuçlarına göre; Grup 6 (sadece Cerasmart onley) ve Kontrol Grubu (restorasyon yapılmamış diş) ölçüm ortalaması, Grup1 (sadece KRRM onley), Grup 3 (2mm KFGK kor+ KRRM), Grup 8 (sadece e-max onley), Grup 9 (2mm KFGK kor+ e-max onley) ölçüm ortalamasından anlamlı derecede daha yüksektir.



Şekil 3.1. Gruplara göre kırılma dayanıklılıklarının karşılaştırması.

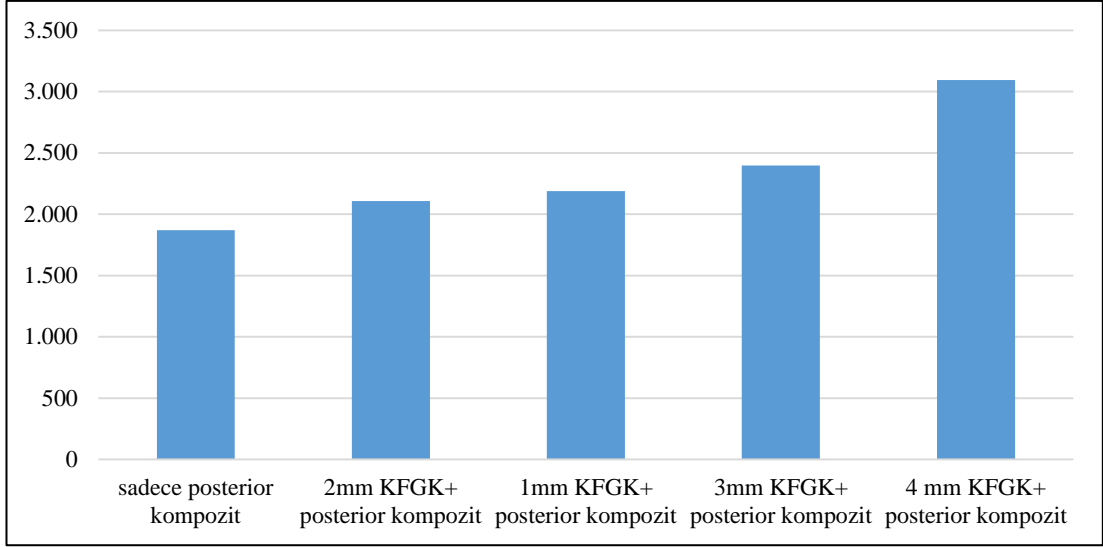
Çizelge 3.2. Direkt restorasyon gruplarına göre kırılma dayanımlarına ilişkin tanımlayıcı istatistikler.

Test Grupları	n	Ortalama	Std. Sapma	f	p
Grup 1 (5 mm KRRM)	10	1869,6	278,5	17,497	0,002*
Grup 2 (1 mm KFGK+ 4 mm KRRM)	10	2188,3	183,2		
Grup 3 (2 mm KFGK+ 3 mm KRRM)	10	2109	221,3		
Grup 4 (3 mm KFGK+ 2 mm KRRM)	10	2398,3	430,6		
Grup 5 (4 mm KFGK+ 1 mm KRRM)	10	3094,0	524,9		
Total	50	2331,8	539,8		

*p<0,05

Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre elde edilen ölçümler gruplara göre anlamlı düzeyde farklılık göstermektedir ($p<0,05$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için yapılan TUKEY testi sonuçlarına göre;

Grup 5 (4 mm KFGK+ 1 mm KRRM) grubu ortalaması, diğer gruplardan anlamlı derecede daha yüksektir. Ek olarak Grup 2 (1mm KFGK+ 4 mm KRRM) ve Grup 4 (3mm KFGK+ 2 mm KRRM) ortalaması, Grup 1 (5 mm KRRM) ortalamasından anlamlı derecede daha yüksektir.



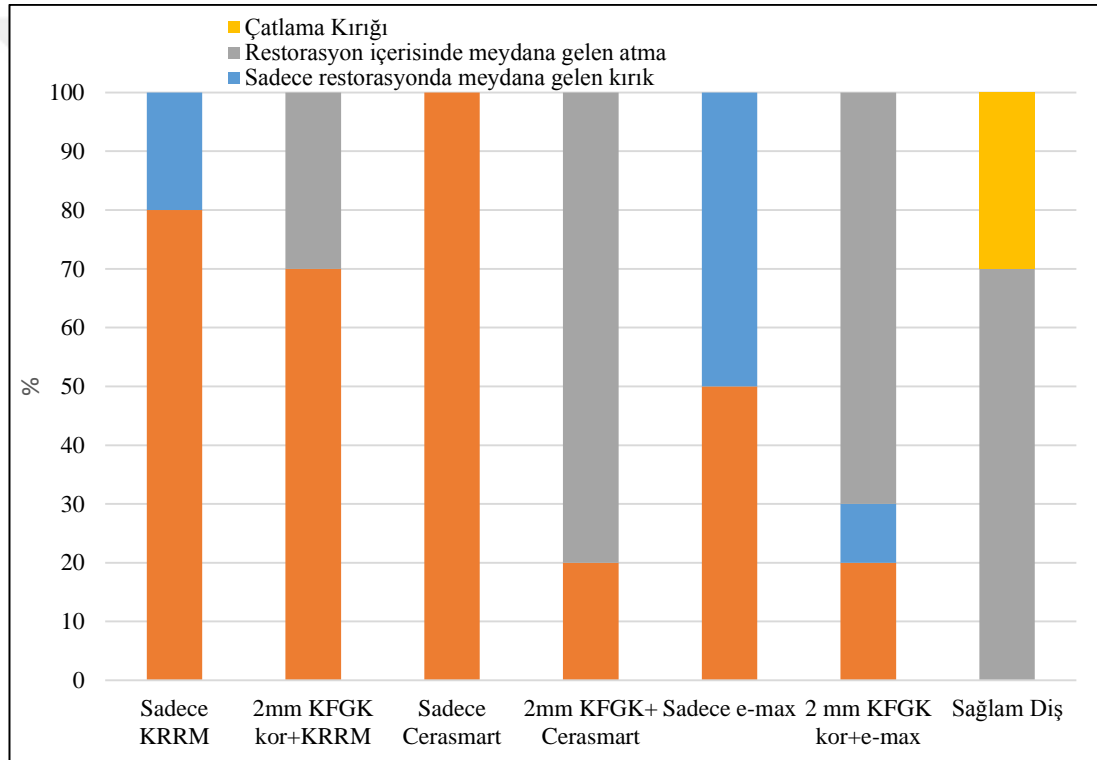
Şekil 3.2. Direkt restorasyon gruplarına göre kırılma dayanıklılıklarının karşılaştırılması.

Çizelge 3.3. Gruplara göre kırık şekilleri.

Test Grupları	Sadece KRRM	2mm KFGK kor+KRRM	Sadece Cerasmart	2mm KFGK+ Cerasmart	Sadece e-max	2 mm KFGK kor+e-max	Sağlam Diş
Kırık Tipleri							
Diş yapısı ile birlikte meydana gelen restorasyon kırığı (kütlesel kırık)	8	7	10	2	5	2	0
Sadece restorasyonda meydana gelen kırık (Diş yapısı içermeyen kırık)	2	0	0	0	5	1	0
Restorasyon içerisinde meydana gelen atma	0	3	0	8	0	7	7
Çatlama Kırığı	0	0	0	0	0	0	3

Bu çalışmada uygulanan statik uygulama sonucunda gruplara ait örneklerde görülen kırılma tipleri çizelge 3.3'de gösterilmiştir. Sadece KRRM grubunda (Grup 1), 10 örneğin 8'inde diş yapısı ile birlikte meydana gelen restorasyon kırığı (kütlesel kırık) sadece 2'sinde restorasyonda meydana gelen kırık meydana gelmiştir. 2 mm KFGK kor+ KRRM grubunda (Grup 3), 7 örnekte kütlesel kırık, 3 örnekte

restorasyon içerisinde atma görülmüştür. Sadece Cerasmart 270 grubunda (Grup 6) örneklerin tümünde diş yapısının da katıldığı restorasyon kırığı (kütleli kırık) meydana gelmiştir. 2 mm KFGK kor+ Cerasmart grubunda yalnızca 2 dişte kütleli kırık geriye kalan tüm örneklerde sadece restorasyonda görülen atma şeklinde kırık meydana gelmiştir. Sadece e-max grubunda (Grup 8) örneklerin yarısında kütleli kırık diğer yarısında sadece restorasyon kırığı meydana gelmiştir. Son olarak 2 mm KFGK kor+ e-max grubunda ise 2 dişte kütleli kırık, 1 dişte restorasyon kırığı ve geriye kalan 7 dişte ise sadece restorasyonda görülen atma şeklinde kırık meydana gelmiştir.

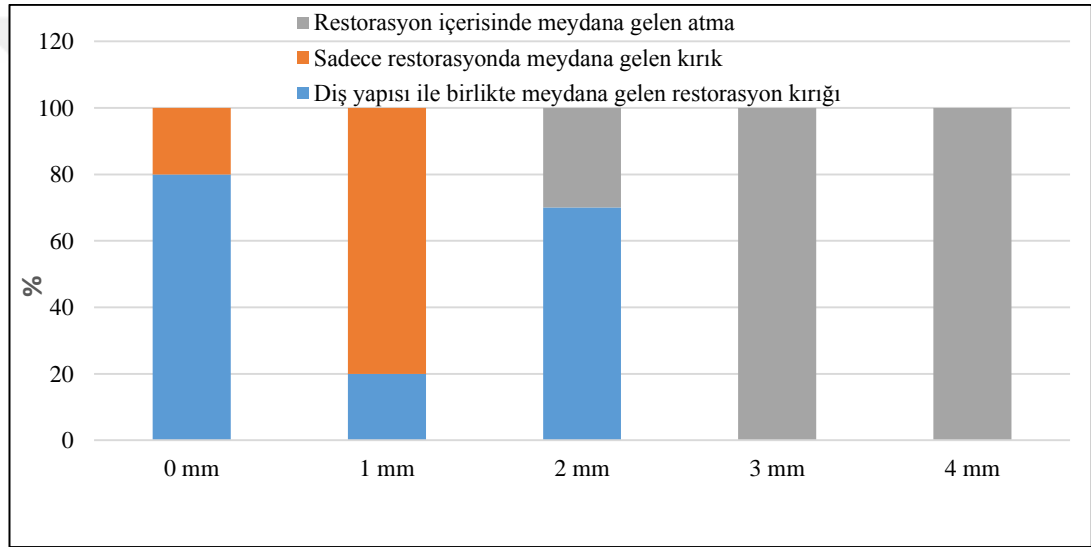


Şekil 3.3. Gruplara göre kırık şekilleri.

Çizelge 3.4. Direkt restorasyon gruplarının kırık şekilleri.

	KFGK Kor Altyapı Kalınlığı				
	0 mm (Grup 1)	1 mm (Grup 2)	2mm (Grup 3)	3 mm (Grup 4)	4 mm (Grup 5)
Diş yapısı ile birlikte meydana gelen restorasyon kırığı	8	2	7	0	0
Sadece restorasyonda meydana gelen kırık	2	8	0	0	0
Restorasyon içerisinde meydana gelen atma		0	3	10	10

Direkt restorasyon gruplarında, statik basınç uygulaması sonucunda meydana gelen kırılma biçimlerinin gözlenmesi ile elde edilen sonuçlar çizelge 3.4' de belirtilmiştir. Grup 1'de (Sadece KRRM), 8 örnekte diş yapısı ile birlikte restorasyon kırığı (kütlesel kırık), 2 örnekte sadece restorasyon kırığı gözlenmiştir. Grup 2'de (1 mm KFGK+ 4 mm KRRM), 2 örnekte kütlesel kırık, 8 örnekte sadece restorasyon kırığı gözlenmiştir. Grup 3'te (2 mm KFGK+ 3 mm KRRM) 7 örnekte kütlesel kırık, 3 örnekte restorasyon içerisinde atma meydana gelmiştir. Grup 4 (3 mm KFGK+ 2 mm KRRM) ve Grup 5'te (4 mm KFGK+ 1 mm KRRM) meydana gelen kırıkların tümü restorasyon içerisinde meydana gelen atma şeklinde kırıktır.



Şekil 3.4. Direkt restorasyon gruplarının kırık şekilleri.

4. TARTIŞMA

Bu çalışmada, büyük MOD restorasyon uygulamaları için farklı direkt ve indirekt restoratif materyaller kullanılan ikili restorasyon yaklaşımının (KFGK kor ve direkt veya indirekt materyallerin kombinasyonu) kırılma dayanıklılığı kırılma davranışı üzerindeki etkileri değerlendirildi.

Çalışmamızda kullanılan preparasyon ve restoratif tasarım, direkt veya indirekt tekniğe restore edilebilen aşırı doku kaybına sahip alt çene büyük azı dişlerini taklit etti. Preparasyon tasarımı için, lingual tüberkülleri kapsayan geniş MOD kavite 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 restorasyonu sonrasında preparasyon sınırlarından kaynaklı meydana gelen çatlakların restorasyonunda kullanılabilen preparasyonun basitleştirilmiş modifikasyonunu temsil etmektedir (Arola ve ark., 1999; Letzel ve ark., 1989; McDaniel ve ark., 2000). Bjelic-Danova ve arkadaşlarına göre bu MOD tasarım düz-kutu tipi (flat-box type) preparasyon olarak tanımlanmıştır (Bijelic-Donova ve ark., 2020).

Kırılma dayanımı test çalışmalarında test gruplarına dahil edilen dişlerin tipi, boyutları, üst veya alt çeneye ait olması yapılan çalışmanın standardize edilmesi için önemlidir (Akbarian ve ark., 2014; Nordahl ve ark., 2015; Torabzadeh ve ark., 2013). Dişlerin kırılma dayanımlarının incelendiği bir çalışmada dişlerin dentin kalınlığının kırılma dayanımını etkilediği belirtilir (Morgano ve Milot, 1993). Çalışmaya dahil edilen dişlerin tipi aynı olsa bile dişlerin boyut farklılıkları çalışma sonuçlarını olumsuz etkiler. Çalışmamızda, standardizasyon sağlanması için ortalama boyutları birbirine yakın 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 100 adet diş çalışmaya dahil edildi.

Daha önce gerçekleştirilen çalışmaların büyük kısmında, kompozit ve seramik onley restorasyonlar karşılaştırılmıştır (Chabouis, Faugeron, ve ark., 2013; Chabouis, Prot, ve ark., 2013; Magne, 2006; Magne ve Belser, 2003). Seramik onley restorasyonların avantajlarının yanı sıra dezavantajlarının da bulunduğu tespit edilmiştir. Bu konuda yayınlanan bir sistematik derlemede, seramik onley restorasyonlar kompozit onley restorasyonlara kıyasla daha iyi sonuçlar sergilemiştir. İndirekt rezin veya seramik onlay restorasyonlar daha detaylı diş hazırlığı gerektirir ve direkt kompozit seçenekleriyle karşılaştırıldığında daha maliyetli olduğu kabul edilir (Morimoto ve ark., 2016). Bu nedenlerden dolayı, onley restorasyon yapımı sırasında materyal seçimi, doğru endikasyon ve buna uygun teknik ile çalışılması restorasyonun başarısını artırır uzun dönem kullanılmasına olanak sağlar.

Günümüzde, partikül dolduruculu kompozit rezin restoratif materyaller, anterior dişlerde direkt teknik; posterior dişlerde direkt ve indirekt teknik uygulamalarında tercih edilir. Kullanımları sadece posterior intrakoronel restorasyonlarda değil, ekstrakoronel restorasyon uygulamalarını da kapsar (Fennis ve ark., 2013). Bunlara ilaveten, kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit materyallerin (KFGK) kullanıma sunulmasından sonra, adeziv rezin ile bağlanan sabit protez uygulamalarının üretimi için kompozit rezin materyaller odak haline geldi. Ancak geleneksel kompozit rezin restoratif materyallerin yetersiz materyal özellikleri, yüksek strese maruz kalan alanlarda uygulanması restorasyonların başarısını sınırlandırır (Juergen Manhart ve ark., 2004). Restorasyonların kütleli veya restorasyon kenarlarında kırık oluşumları ve ikincil çürükler, direkt posterior kompozit restorasyonların başarısızlığına ilişkin büyük problemler olarak belirtilir (van Dijken ve Lindberg, 2015). Biyomimetik bakış açısıyla, özellikle esneme dayanımı, esneme modülü ve termal genleşme katsayısı referans alındığında, kaybedilen diş dokusuna benzer fiziksel özelliklere sahip biyomateryaller araştırılmaktadır (Magne ve Belser, 2002).

Genel kabul görmüş biyomimetik restoratif yaklaşım, minenin cam seramik, feldspatik porselen, dentinin ise hibrit tip kompozit rezin restoratif materyal ile restore edilmesini savunur (Magne, 2006; Magne ve Belser, 2002). Bu tür

yaklaşımlar etkili görünse de, hala dikkate alınmayan kırılma dayanımı gibi çeşitli mekanik özellikler vardır. Hibrit KRRM'nin kırılma dayanıklılığı, dentinden önemli ölçüde daha düşüktür (Manhart ve ark., 2000). Ayrıca hibrit tip kompozit rezin restoratif materyalin mikro yapısı, dentinin mikro yapısı uyuşmamaktadır. Hibrit kompozit rezin restoratif materyal, rezin matriks içine gömülü doldurucu partiküllerinden oluşurken, dentin, hidroksiapatit matriks içine gömülü kollajen liflerinden oluşur. Bu nedenle, dentin, partiküllü dolgu kompozit yerine, lifle güçlendirilmiş kompozit olarak görülmelidir. Bu nedenle, dentin dokusunun iadesinde daha dentin benzeri ve yüksek dayanıklılığa sahip bir restoratif materyalden yararlanıldığında başarılı olunabilir. Yüksek kırılma dayanımına sahip bir materyal, çatlak başlangıcına ve ilerlemesine daha iyi direnme kabiliyetine sahiptir. Sonuç olarak, kırılma dayanımı ve eğilme dayanımı özelliği, bir dental materyalin uzun ömürlülüğünde önemli kriterler haline gelir (Kim ve Okuno, 2002). Çalışmamızda kullanılan kısa fiberler ile güçlendirilmiş akıcı kompozit (KFGK, everX Flow) dentin benzeri mekanik özelliklere sahip olduğundan direkt veya indirekt restorasyon altında kor materyali olarak kullanıldı.

Keulemens ve ark. (2017) yaptığı çalışma sonucunda KFGK'nin, dentin yerine geçen bir materyal olarak yüksek stres taşıyan restorasyonlarda faydalı olabileceğini, ve bunun sonucunda restorasyonda yaşanacak kırıklarla ilgili daha az başarısızlık ortaya çıkabileceğini direkt kompozit rezin restoratif materyallerle yapılan restorasyonların genel ömrünü artıracığını bildirir.

Literatürden açıkça anlaşılmaktadır ki çağdaş kompozit rezin restoratif materyaller, hacimli restorasyonlarda kullanıldıklarında yetersiz kırılma dayanıklılıklarından dolayı hala sınırlamalar göstermektedir. Bu tür başarısızlıklar nedeniyle, kor oluşumları veya posterior kron restorasyonları gibi büyük yüksek stresli uygulamalarda doğrudan restoratif kompozit rezin materyallerin kullanılıp kullanılmaması hala tartışmalıdır (J Manhart ve ark., 2004; Roulet, 1997). 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 KFGK kor kullanımının dentin benzeri desteklik sağladığı kabul edilir.

Vital dişlerde uygulanan restorasyonlarda başarısızlık şansı endodontik tedavi görmüş dişlere kıyasla %80 daha azdır, bu da diş vitalitesinin restorasyonun hayatta kalması için önemli bir faktör olduğu anlamına gelir. Diş tipi (premolarlara karşı molarlar) ile ilişkili başarısızlık görülme sıklığı arasında anlamlı bir ilişki saptanmaz (Morimoto ve ark., 2016). İki çalışmaya (Beier ve ark., 2012; Schulte ve ark., 2005) göre dişler üzerine uygulanan inley ve onley restorasyonlarda çok sayıda başarısızlık gözlemlendi, ancak preparasyon şekli için istatistiksel bir farklılık bulunmadı. Benzer şekilde, Sjögren ve ark. (2004), restorasyon kırık oluşumu ile preparasyon şekli arasında bir ilişki olmadığı sonucuna varmıştır. Çalışmamızda kanal tedavisine ihtiyaç duymayan ileri derecede doku kaybına sahip preparasyon tasarımında molar dişler kullanıldı.

Diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM), son 10 yılda hızlı bir gelişim yaşamıştır. Yazılım ve frezeleme cihazları, özellikle yeni dijitalleştirme araçları/tarayıcılarının yakın zamanda piyasaya sürülmesiyle büyük ölçüde iyileştirildi (van Noort, 2012). Ayrıca, CAD-CAM teknolojisi, polikristalin seramik materyallerin kullanımını ve polimerik matris içeren yeni materyallerin geliştirilmesine olanak sağladı (Denry ve Kelly, 2014; Ruse ve Sadoun, 2014). Posterior dişler için CAD/CAM tekniği ile oluşturulan çeşitli materyallerden üretilen restorasyonlar kabul edilebilir klinik sonuçlar gösterir (Batson ve ark., 2014). CEREC tarafından oluşturulan restorasyonların hayatta kalma oranının 5 yıl için %97 ve 10 yıl için %90 bildirilir. Günümüzde, farklı bileşimlere ve fiziksel özelliklere sahip çok çeşitli CAD/CAM blok materyalleri mevcuttur. Yoğun seramikler, yüksek sertlik ve aşınma direnci değerleri ile karakterize edilir; yine de, Young modülleri diş dokularınınkinden çok daha yüksek olduğu için elastik deformasyona dayanamazlar (Ruse ve Sadoun, 2014).

Rezin nanoseramik blokları (Cerasmart, GC Europe; Lava Ultimate, 3M ESPE) yoğun seramiklere alternatif olarak sunulmuştur (Ruse ve Sadoun, 2014). 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 üretimi, diş laboratuvarlarında üretilen indirekt kompozit rezin restorasyonlara göre daha yüksek hacimli doldurucu oranına (% 85) sahiptir; mekanik özellikleri önemli ölçüde iyileştirilmiştir (Lauvahutanon ve ark., 2014; Nguyen ve ark., 2012; Ruse ve Sadoun, 2014).

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik materyallerin esneklik ve kırılma dayanımı değerleri, CAD/CAM tekniği kullanılarak üretildiğinde (360 Mpa \pm 2,25 MPa) ve ısı basınç altında presleme tekniği kullanılarak üretildiğinde (400 Mpa \pm 2,75 MPa), diğer cam seramik materyallerden önemli derecede yüksektir (Reich, 2015; Tysowsky, 2009). Yüksek optik ve mekanik özellikleri, geniş endikasyon seçeneklerine sahip olması ve çeşitli tekniklerle üretilebilmesi gibi avantajlarından dolayı tez çalışmamızda IPS e.max CAD cam seramik materyali kullanıldı. IPS e.max CAD materyali dijital diş hekimliğinde oldukça umut veren bir materyaldir ve birçok klinik ve laboratuvar çalışmaları bunu destekler (Kang ve ark., 2013).

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 (de Carvalho ve ark., 2011). Campos ve ark. (2016) HF asit uygulamasının cam seramik materyallerin bağlanma dayanımında en başarılı yöntem olduğunu bildirir. Çalışmamızda üretici firmanın talimatları doğrultusunda IPS e-max ve Cerasmart 270 materyallerinden elde edilen restorasyonların iç yüzeylerine %5 HF asit jel 60 sn uygulandı. Asitle pürüzlendirmeyi takiben silan uygulaması bağlanma dayanımını artıran bir yöntemdir (Cotes ve ark., 2013; Yavuz ve Eraslan, 2016). 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 (Lee ve ark., 2017). Rezin 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. (Özcan ve Vallittu, 2003; Tian ve ark., 2014) Çalışmamızda dual olarak sertleşen G-Cem Link Force kompozit rezin yapıştırma simanı kullanıldı.

Akışkan KFGK, 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 (Shouha ve ark., 2014). Çalışmamızda açıkça görülmüştür ki; statik kuvvet uygulanan restorasyonların yüklenme sonrası meydana gelen kırıklar incelendiğinde, KFGK ile desteklenen direkt restorasyon gruplarında KFGK kor kalınlığının artmasıyla beraber restorasyona verilen desteklik artmakta ve kırılma biçimleri tamir edilebilir tarzda kaplama materyalinde meydana gelen atma şeklinde oluşur. İndirekt restorasyon gruplarında ise KFGK ile desteklenmeyen gruplarda dişin de dahil olduğu kütleli kırıklar veya restorasyonda meydana gelen kırıklar gözlemlendi, sadece restorasyon içerisinde meydana gelen atma şeklinde kırıklara rastlanmadı. KFGK'nın kor yapı olarak kullanıldığı indirekt restorasyon gruplarında ise kırılma şekilleri dişin dahil olmadığı restorasyon kırıkları veya sadece restorasyon içinde meydana gelen atma şeklinde kırıklar idi.

Goujat ve ark.(2018) yaptığı çalışmada IPS e.max CAD ve Lava Ultimate'in ortalama kırılma dayanımı, Vita Enamic veya Cerasmart'in ortalama kırılma dayanımından önemli ölçüde daha yüksek tespit edildi. Çalışmamızda indirekt restorasyon test gruplarında Cerasmart 270 rezin seramik ve IPS e-max CAD lityum disilikat cam seramik CAD/CAM materyalleri kullanıldı. Kırılma dayanımı test sonuçlarına göre Cerasmart 270 kullanılan rezin seramik test grupları, IPS e-max

CAD kullanılan cam seramik gruplara kıyasla, hem KFGK kor altyapının kullanıldığı hem de kullanılmadığı restorasyonlarda daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi.

Çalışmamızda KFGK kor altyapı olmayan restorasyonlarda kütleli kırıklar gözlemlendi ve bu kırıklar yükleme noktasından materyale doğru genişleyen tarzda medyan-radyal yani yükleme noktasından başlayıp restorasyonda birçok bölgeye yayılan şekilde çatlaklar olarak 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 (Nordahl ve ark., 2015; Preis ve ark., 2015; Zhang ve ark., 2016). Çalışmalarda, kuvvet uygulaması yuvarlatılmış uçlar veya metal bilye ile yükleme kuvveti vertikal veya açılı olarak uygulanır (Gresnigt ve ark., 2016; Rosentritt ve ark., 2017). 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.

Lassila ve ark (2018) yaptıkları çalışmada kron restorasyonlar, direkt kompozit kaplama üretimi için biyomimetik yaklaşımla restore edilen mandibular birinci molar dişin başarısızlık modunu ve yük taşıma kapasitesini değerlendirmek için tasarlanmıştır. Bu tasarım, büyük diş yapısı kaybı senaryosunu yeniden üretmiştir. Bu çalışmada, kompozit rezin restorasyonların daha doğal bir kırılma davranışını taklit etmesi için, KFGK kor altyapı, partikül doldurucu kompozit rezin kaplama materyali başka bir deyişle biyomimetik kompozit restorasyonlar elde edilmeye çalışıldı. Fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin kullanılmayan sadece KRRM restorasyona sahip dişlerde kütleli, tamir edilemez kırılma şekli gözlemlendi. KRRM'nin kırılma dayanımının, kütleli kırılmaya neden olduğu açıkça gözlemlendi. Öte yandan, KFGK kullanılarak üretilen kor yapıya sahip (ağırlıkça %10 ve %20 mikrofiber) örneklerde, KFGK alt yapı kor kısmından, KRRM materyalinin ayrılması kırılması veya restorasyonda atma şeklinde kırılma şekli ortaya çıktı.

KRRM ve KFGK kalınlığına göre restorasyonlarda kırık oluşumu ve restorasyonların yük karşılama kapasitesi değişmektedir. Lassila ve ark. (2020)

yaptıkları çalışmada alt çene molar dişlerde KFGK ve KRRM içeren ikili restorasyon tekniği kullanmış, farklı kalınlıklarda KRRM kalınlıkları kullanılarak 6 mm'lik restorasyonlar elde edilmiştir. KFGK kor materyali kalınlığı arttıkça kırılma dayanımlarının arttığı sonucu elde edilmiştir. Çalışmamızda da farklı KRRM ve KFGK kalınlıkları içeren ikili restorasyon tekniği uygulandı ve KFGK kalınlığı arttıkça (4 mm) kırılma dayanımlarının arttığı gözlemlendi. Bu durum, KFGK ve KRRM tabakalarının ne kadar kalın uygulanması gerektiğinin önemini gösteren önceki araştırmalarla tutarlılık gösterir. (Garoushi ve ark., 2006; Garoushi, Lassila, ve ark., 2007).

İnsanlarda ortalama posterior dişlerin çiğneme kuvvetleri 200 N – 540 N arasında değişkenlik göstermektedir (Attia ve Kern, 2004; Yoshinari ve Dérand, 1994). Çalışmamızda test edilen materyallerin tümü ortalama posterior çiğneme kuvvetlerinin üzerinde değerler sergiledi. İndirekt restorasyon gruplarında Cerasmart 270 grupları IPS e-max CAD gruplarından daha yüksek kırılma dayanıklılığı kuvveti sergiledi. Çalışmamızda uygulanan yüksek kuvvetlere (çiğneme kuvvetinin üzerinde) rağmen, restorasyonların hiçbiri (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 (Bijelic-Donova ve ark., 2016; Garoushi, Lassila, ve ark., 2007).

Bu çalışmanın sınırlaması, periodontal ligamanın simüle edilmemiş olmasıdır. Önceki araştırmalar, yükleme testi sırasında yapay periodonsiyumun ihmal

edilmesinin, periodonsiyumla yapılan testlere kıyasla kırılma kuvvetinin neredeyse iki katı sonuçlara neden olduğunu göstermiştir çünkü bu çalışmalarda yapay periodontal ligament kullanımı fizyolojik diş hareketliliğini ve kırık oluşumu üzerindeki etkisini taklit eder (Kruzic ve ark., 2018; Soares ve ark., 2005; Stappert ve ark., 2008).



5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmada alt çene büyük azı dişlerinde kısa fiber ile güçlendirilmiş akıcı kompozit materyali kullanılarak oluşturulan kor yapı üzerine direkt ve indirekt teknikle onley restorasyonlar elde edildi ve bu restorasyonların kırılma dayanımları ve kırılma tipleri değerlendirildi. Çalışmadan elde edilen sonuçlar dahilinde çalışma hipotezleri kısmen kabul edildi. Çalışmanın kısıtlılıkları dahilinde şu sonuçlara varılabilir:

1. Direkt teknikle uygulanan onley restorasyonlar altında oluşturulan KFGK kor yapı kalınlığı arttıkça restorasyonun kırılma dayanımı artar.
2. İndirekt teknikle uygulanan onley restorasyonlar altında 2 mm KFGK kor materyali kullanılması restorasyonların kırılma dayanım değerlerinde anlamlı fark yaratmamaktadır.
3. İki farklı CAD/CAM materyali söz konusu olduğunda Cerasmart 270 rezin nanoseramik materyalden hazırlanan onley restorasyon kırılma dayanım değerleri IPS e-max CAD cam seramik materyalinden hazırlanan onley restorasyonundan daha yüksektir.
4. Kısa fiber ile güçlendirilmiş akıcı kompozit uygulanan direkt veya indirekt onley restorasyonu yapılan dişlerde statik yükleme sonucunda meydana gelen kırıklarda, kırık şekli tamir edilebilir şekilde ortaya çıkar.
5. Son olarak bu çalışma in vitro bir çalışmadır. Dolayısı ile ağız ortamı tam olarak taklit edilememiştir. Yapılacak klinik çalışmalarla daha detaylı bilgiler elde edilebilir.

ÖZET

Alt Çene Büyük Azı Dişlerinde Direkt ve İndirekt Onley Restorasyon Uygulamalarının Kırılma Dayanıklılıklarının Karşılaştırılması

Günümüz diş hekimliği kliniğinde, aşırı kron harabiyetine sahip dişlerin restore edilmesi için birçok yöntem olmasına karşın, bu vakaların tedavi seçenekleri hala zorlayıcı ve tartışmalıdır. Dişin kron kısmındaki harabiyet miktarına göre, geriye kalan sağlam diş dokusunun korunması için adeziv teknik ile bağlanan, seramik ve seramik benzeri materyallerden üretilen onley-overlay restorasyonlar alternatif tedavi seçeneğidir. Aşırı kron harabiyetine sahip dişlere uygulanacak restorasyonlarda doğal diş yapısını taklit edecek şekilde dişlerin dentin benzeri materyal ile desteklenmesi gerekmektedir. Kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit (KFGK), üzerine gelen çiğneme kuvvetlerine bağlı olası çatlak yayılmasının engellenmesi ve mekanik değerlerinin artmasını sağlar. Çalışmamızın amacı farklı kalınlıklarda uygulanan KFGK materyali üzerine uygulanan direkt ve indirekt yöntemlerle elde edilen restorasyonların kırılma dayanımı ve kırık çeşitlerinin değerlendirilmesidir. Çalışmamızda 90 adet sağlam alt çene büyükazı dişine palatinal tüberkülleri de kapsayacak şekilde MOD kaviteler oluşturuldu. Beş grup dişe (n = 10) farklı kalınlıklarda (0, 1, 2, 3, 4 mm) KFGK kor (everX Flow, GC, Tokyo, Japonya) uygulandı ve üzerine kompozit rezin restoratif materyal (KRRM) kullanılarak (G-aenial Anterior, GC, Tokyo, Japonya) toplam 5 mm kalınlığında ikili yapıli onley restorasyonlar elde edildi. Dört indirekt restorasyon grubundan iki gruba 2 mm kalınlığında KFGK kor uygulandı. Dişlere uygulanacak onley restorasyonları iki farklı CAD/CAM materyali (Cerasmart 270 ve IPS e-max CAD) kullanılarak tamamlandı ve adeziv simantasyonlar gerçekleştirildi. 10 adet sağlam diş kontrol grubu olarak kullanıldı. Restorasyonların kırılma dayanımı, universal test cihazı kullanılarak, dişlere kırık oluşuncaya dek statik kuvvet uygulandı. Kırık şekilleri görsel olarak analiz edildi. Kırılma dayanımı değerleri tek yönlü ANOVA (p= 0,05) kullanılarak analiz edildi. Çalışmamızın sonuçlarına göre 2 mm KFGK kor altyapı uygulanan direkt ve indirekt restorasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark (p > 0,05) gözlenmedi. Farklı kalınlıklarda oluşturulan KFGK kor altyapı üzerine yapılan direkt restorasyonlarda ise 4 mm kor altyapı uygulanan restorasyon grubu diğer restorasyonlardan anlamlı derecede yüksek kırılma dayanıklılığı değeri gösterdi (p < 0,05). Çalışmamızın sonuçlarına göre direkt ve indirekt onley restorasyonların altında KFGK kor materyali kullanımı, direkt ve indirekt restorasyonların kırılma davranışları üzerinde olumlu etki sağlamaktadır.

Anahtar sözcükler: CAD/CAM, Kırılma Dayanıklılığı, Kısa Fiber Kompozit, Onley.

SUMMARY

Comparison of Fracture Strength of Direct and Indirect Onlay Restorations Applications in Mandibular Molar Teeth

Several treatment options are available to restore posterior teeth with severe coronal damages, representing a daily challenge in clinical practice. Depending on the amount of damage to the crown of the tooth, onlay-overlay restorations made of ceramic or ceramic-like materials with adhesive technique cemented to protect the remaining healthy tooth tissue are alternative treatment options. In restorations to be applied to teeth with excessive crown destruction, the teeth should be supported with dentin-like material to mimic the natural tooth structure. Short fiber reinforced composite (SFRC) prevents possible crack propagation due to chewing forces and increases its mechanical values. The aim of our study is to evaluate the fracture strength and fracture types of restorations obtained by direct and indirect methods applied on SFRC material applied in different thicknesses. In our study, MOD cavities with removed palatal cusps were prepared on 90 intact mandibular molar teeth. SFRC core (everX Flow, GC, Tokyo, Japan) of different thicknesses (0, 1, 2, 3, 4 mm) was applied to five groups of teeth ($n = 10$) and using composite resin restorative material (G-aenial Anterior, GC, Tokyo, Japan) bi-structured onlay restorations with a total thickness of 5 mm were obtained. 2 mm thick SFRC core was applied to two groups out of four indirect restoration groups. Onlay restorations to be applied to the teeth were completed using two different CAD/CAM materials (Cerasmart 270 and IPS e-max CAD) and adhesive cementations were performed. Ten intact teeth were used as the control group. Restorations were statically loaded until fracture with universal test machine (Lloyd model LRX, Lloyd Instruments Ltd, Fareham, UK). Fracture patterns were analyzed visually. Fracture strength values were analyzed using one-way ANOVA ($p = 0.05$). According to the results of our study, no statistically significant difference ($p > 0.05$) were observed in load-bearing capacities between direct and indirect restorations with 2 mm SFRC core. In the direct restorations made on the SFRC core of different thicknesses, the restoration group applied to the 4 mm SFRC core had significantly higher load-bearing capacities than the other restoration groups tested. ($p < 0.05$). According to the results of this study, the use of SFRC core under direct and indirect onlay restorations has a positive effect on the fracture behavior of the materials.

Keywords: CAD/CAM, Fracture strength, Onlay, Short fiber composite.

KAYNAKLAR

- ABAD-CORONEL C, NARANJO B, VALDIVIEZO P (2019). Adhesive systems used in indirect restorations cementation: review of the literature. *J Dent*, **7(3)**: 71.
- AFFAIRS A D A C O S (2003). Direct and indirect restorative materials. *J. Am. Dent. Assoc*, **134**, 463-472.
- AKBARIAN G, AMERI H, CHASTEEN J E, GHAVAMNASIRI M (2014). Fracture resistance of premolar teeth restored with silorane- based or dimethacrylate- based composite resins. *J Esthet Restor Dent*, **26(3)**: 200-207.
- ALGHAZZAWI T F (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont. Res*, **60(2)**: 72-84.
- ALRAHLAH A. (2013). Physical, Mechanical and Surface properties of dental resin-composites. The University of Manchester (United Kingdom).
- ALTUN C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, **47(1)**: 77-82.
- ANUSAVICE K J, SHEN C, RAWLS H R (2012). Phillips' science of dental materials. Elsevier Health Sciences.
- AROLA D, HUANG M P, SULTAN M B (1999). The failure of amalgam dental restorations due to cyclic fatigue crack growth. *J. Mater Sci: Mater Med*, **10(6)**: 319-327.
- ATTIA A, KERN M (2004). Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, **92(6)**: 551-556.
- BAADER K, HILLER K-A, BUCHALLA W, SCHMALZ G, FEDERLIN M (2016). Self-adhesive luting of partial ceramic crowns: Selective enamel etching leads to higher survival after 6.5 years in vivo. *J Adhes Dent*, **18(1)**: 69-79.
- BAROUDI K, RODRIGUES J C (2015). Flowable resin composites: a systematic review and clinical considerations. *J Clin Diagn*, **9(6)**: ZE18.
- BATSON E R, COOPER L F, DUQUM I, MENDONÇA G (2014). Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*, **112(4)**: 770-777.
- BEIER U S, KAPFERER I, BURTSCHER D, GIESINGER J M, DUMFAHRT H (2012). Clinical performance of all-ceramic inlay and onlay restorations in posterior teeth. *Int J Prosthodont*, **25(4)**: 395-402.

- BENETTI A, HAVNDRUP-PEDERSEN C, HONORÉ D, PEDERSEN M, PALLESEN U (2015). Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Oper. Dent*, **40(2)**: 190-200.
- BEUER F, SCHWEIGER J, EDELHOFF D (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, **204(9)**: 505-511.
- BIJELIC-DONOVA J, GAROUSHI S, VALLITTU P K, LASSILA L V (2016). Mechanical properties, fracture resistance, and fatigue limits of short fiber reinforced dental composite resin. *J Prosthet Dent*, **115(1)**: 95-102.
- BIJELIC-DONOVA J, KEULEMANS F, VALLITTU P K, LASSILA L V (2020). 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*, **103**: 103554.
- BLATZ M, VONDERHEIDE M, CONEJO J (2018). The effect of resin bonding on long-term success of high-strength ceramics. *J Dent Res*, **97(2)**: 132-139.
- BOCALON A C, MITA D, NARUMYIA I, SHOUHA P, XAVIER T A, BRAGA R R (2016). Replacement of glass particles by multidirectional short glass fibers in experimental composites: Effects on degree of conversion, mechanical properties and polymerization shrinkage. *Dent Mater J*, **32(9)**: e204-e210.
- BONFANTE E A, SUZUKI M, LORENZONI F C, SENA L A, HIRATA R, BONFANTE G, COELHO P G (2015). Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. *Dent Mater J*, **31(8)**: e168-e177.
- BOWEN R (1963). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*, **66(1)**: 57-64.
- BURGESS J O, GHUMAN T, CAKIR D, SWIFT J, EDWARD J (2010). Self- adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent*, **22(6)**: 412-419.
- BURKE E, QUALTROUGH A. (1994). Aesthetic inlays: composite or ceramic? *Br Dent J*, **176(2)**: 53-60.
- CAMPOS F, ALMEIDA C, RIPPE M, DE MELO R, VALANDRO L, BOTTINO M (2016). Resin bonding to a hybrid ceramic: effects of surface treatments and aging. *Oper Dent*, **41(2)**: 171-178.
- CARDOSO M, DE ALMEIDA NEVES A, MINE A, COUTINHO E, VAN LANDUYT K, DE MUNCK J, & VAN MEERBEEK B. (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J*, **56**., 31-44.

- CARVALHO A O, BRUZI G, GIANNINI M, MAGNE P (2014). Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*, **111(4)**: 310-317.
- CHABOUIS H F, FAUGERON V S, ATTAL J-P (2013). Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. *Dent Mater J*, **29(12)**: 1209-1218.
- CHABOUIS H F, PROT C, FONTENEAU C, NASR K, CHABRERON O, CAZIER S, MOUSSALLY C, GAUCHER A, JABALLAH I K B, BOYER R (2013). Efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: study protocol for the CECOIA randomized controlled trial. *Trials*, **14(1)**: 1-10.
- CHEN M-H (2010). Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*, **89(6)**: 549-560.
- CHEVALIER J, GRANDJEAN S, KUNTZ M, PEZZOTTI G (2009). On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, **30(29)**: 5279-5282.
- CHEVALIER J, GREMILLARD L, VIRKAR A V, CLARKE D R (2009). The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc*, **92(9)**: 1901-1920.
- CHRISTENSEN G J (2001). Computerized restorative dentistry: state of the art. *The Journal of the American Dental Association*, **132(9)**: 1301-1303.
- COTES C, DE CARVALHO R F, KIMPARA E T, LEITE F P, OZCAN M (2013). Can heat treatment procedures of pre-hydrolyzed silane replace hydrofluoric acid in the adhesion of resin cement to feldspathic ceramic. *J Adhes Dent*, **15(6)**: 569-574.
- D'ARCANGELO C, VANINI L, CASINELLI M, FRASCARIA M, DE ANGELIS F, VADINI M, D'AMARIO M (2015). Adhesive cementation of indirect composite inlays and onlays: A literature review. *Compend Contin Educ Dent*, **36(8)**: 570-577.
- DAVIDOWITZ G, & KOTICK P G (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*, **55(3)**: 559-570.
- DE CARVALHO R F, MARTINS M E M N, DE QUEIROZ J R C, LEITE F P P, & OZCAN M (2011). Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Dent Mater J*, 1105140134-1105140134.
- DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, PEUMANS M, POITEVIN A, LAMBRECHTS P, BRAEM M, VAN MEERBEEK B (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, **84(2)**: 118-132.
- DENRY I, KELLY J R (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*, **93(12)**: 1235-1242.

- EL-MOWAFY O M, RUBO M H (2000). Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. *J Can Dent Assoc*, **66**: 1-5.
- FASBINDER D J (2012). Chairsides CAD/CAM: an overview of restorative material options. Compendium of continuing education in dentistry (*Jamesburg, NJ: 1995*), **33(1)**: 50, 52-58.
- FENNIS W M, KUIJS R H, ROETERS F J, CREUGERS N H, KREULEN C M (2013). Randomized Control Trial of Composite Cuspal Restorations: Five-year Results. *J Dent Res*, **93(1)**: 36-41.
- FERRACANE J, GREENER E (1986). The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res*, **20(1)**: 121-131.
- FERRACANE J L (2011). Resin composite—state of the art. *Dent Mater J*, **27(1)**: 29-38.
- FEUERSTEIN P (2004). Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc*, **135**: 11S-16S.
- FILHO A M, VIEIRA L C C, ARAUJO E, BARATIERI L N (2003). Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. *J Esthet Restor Dent*, **15(6)**: 338-352.
- FONSECA A S Q, MOREIRA A D L, DE ALBUQUERQUE P P A, DE MENEZES L R, PFEIFER C S, SCHNEIDER L F J (2017). Effect of monomer type on the CC degree of conversion, water sorption and solubility, and color stability of model dental composites. *Dent Mater J*, **33(4)**: 394-401.
- FRÁTER M, FORSTER A, KERESZTÚRI M, BRAUNITZER G, NAGY K (2014). In vitro fracture resistance of molar teeth restored with a short fibre-reinforced composite material. *J Dent*, **42(9)**: 1143-1150.
- FURUSE A Y, GORDON K, RODRIGUES F P, SILIKAS N, WATTS D C (2008). Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging. *J Dent*, **36(11)**: 945-952.
- GAROUSHI S, GARGOUM A, VALLITTU P K, LASSILA L (2018). Short fiber-reinforced composite restorations: a review of the current literature. *J Investig Clin Dent*, **9(3)**: e12330.
- GAROUSHI S, LASSILA L V, TEZVERGIL A, VALLITTU P K (2006). Load bearing capacity of fibre-reinforced and particulate filler composite resin combination. *J Dent*, **34(3)**: 179-184.
- GAROUSHI S, LASSILA L V, TEZVERGIL A, VALLITTU P K (2007). Static and fatigue compression test for particulate filler composite resin with fiber-reinforced composite substructure. *Dent Mater J*, **23(1)**: 17-23.

- GAROUSHI S, SÄILYNOJA E, VALLITTU P K, LASSILA L (2013). Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater J*, **29(8)**: 835-841.
- GAROUSHI S, TANNER J, VALLITTU P, LASSILA L (2012). Preliminary clinical evaluation of short fiber-reinforced composite resin in posterior teeth: 12-months report. *Open Dent J*, **6**: 41.
- GAROUSHI S, VALLITTU P, SHINYA A, LASSILA L (2016). Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. *Odontology*, **104(3)**: 291-297.
- GAROUSHI S, VALLITTU P K, LASSILA L V (2007). Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dent Mater J*, **23(11)**: 1356-1362.
- GAROUSHI S, VALLITTU P K, WATTS D C, LASSILA L V (2008). Polymerization shrinkage of experimental short glass fiber-reinforced composite with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dent Mater J*, **24(2)**: 211-215.
- GAROUSHI S K, HATEM M, LASSILA L V, VALLITTU P K (2015). The effect of short fiber composite base on microleakage and load-bearing capacity of posterior restorations. *Acta Biomater Odontol Scand*, **1(1)**: 6-12.
- GARVIE R C, HANNINK R, PASCOE R (1990). Ceramic steel? In *Sintering Key Papers* (pp. 253-257). Springer.
- GERALDI S, PERDIGAO J (2003). Microleakage of a new restorative system in posterior teeth. *J Dent Res*, **81**: 1276.
- GIACHETTI L, SCAMINACI RUSSO D, BAMBI C, GRANDINI R (2006). A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract*, **7(4)**: 79-88.
- GOIJAT A, ABOUELLEIL H, COLON P, JEANNIN C, PRADELLE N, SEUX D, GROSGOGÉAT B (2018). Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthet Dent*, **119(3)**: 384-389.
- GÖKÇE K (2005). Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2005(3)**: 52-60.
- GRACIS S, THOMPSON V P, FERENCZ J L, SILVA N R, BONFANTE E A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, **28(3)**.
- GRACIS S E, NICHOLLS J I, CHALUPNIK J D, YUODELIS R A (1991). Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont*, **4(3)**.

- GREEN D J. (2018). *Transformation toughening of ceramics*. CRC press.
- GRESNIGT M M, ÖZCAN M, VAN DEN HOUTEN M L, SCHIPPER L, CUNE M S (2016). Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dent Mater J*, **32(5)**: 607-614.
- GUESS P C, SCHULTHEIS S, BONFANTE E A, COELHO P G, FERENCZ J L, SILVA N R (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*, **55(2)**: 333-352, ix.
- GWINNETT A, MATSUI A (1967). A study of enamel adhesives: the physical relationship between enamel and adhesive. *Arch Oral Biol*, **12(12)**: 1615-IN1646.
- HABIB E, WANG R, ZHU X (2018). Correlation of resin viscosity and monomer conversion to filler particle size in dental composites. *Dent Mater J*, **34(10)**: 1501-1508.
- HANABUSA M, MINE A, KUBOKI T, MOMOI Y, VAN ENDE A, VAN MEERBEEK B, DE MUNCK J (2012). Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent*, **40(6)**: 475-484.
- HARADA A, NAKAMURA K, KANNO T, INAGAKI R, ÖRTENGREN U, NIWANO Y, SASAKI K, EGUSA H (2015). Fracture resistance of computer- aided design/computer- aided manufacturing- generated composite resin- based molar crowns. *Eur J Oral Sci*, **123(2)**: 122-129.
- HERVÁS GARCÍA A, LOZANO M, CABANES VILA J, BARJAU ESCRIBANO A, FOS GALVE P (2006). Composite resins: a review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, **11(2)**: 215-220.
- HORN H R (1983). Porcelain laminate veneers bond to etched enamel. *Dent Clin North Am*, **27**: 671-684.
- JONES D W (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*, **29(4)**: 621-644.
- KAMEYAMA A, BONROY K, ELSEN C, LŞHRS A-K, SUYAMA Y, PEUMANS M, VAN MEERBEEK B, DE MUNCK J (2015). Luting of CAD/CAM ceramic inlays: direct composite versus dual-cure luting cement. *Biomed Mater Eng*, **25(3)**: 279-288.
- KANG S-H, CHANG J, SON H-H (2013). Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod*, **38(3)**: 134-140.
- KERN M (2015). Bonding to oxide ceramics—laboratory testing versus clinical outcome. *Dent Mater J*, **31(1)**: 8-14.

- KEULEMANS F, GAROUSHI S, LASSILA L (2017). Fillings and core build-ups. In A Clinical Guide to Fibre Reinforced Composites (FRCs) in Dentistry (pp. 131-163). Elsevier.
- KIM B, ZHANG Y, PINES M, THOMPSON V (2007). Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res*, **86(2)**: 142-146.
- KIM J-Y, CHO G-Y, ROH B-D, SHIN Y (2016). Effect of curing mode on shear bond strength of self-adhesive cement to composite blocks. *Mater*, **9(3)**: 210.
- KIM K H, OKUNO O (2002). Microfracture behaviour of composite resins containing irregular- shaped fillers. *J Oral Rehabil*, **29(12)**: 1153-1159.
- KLAPDOHR S, MOSZNER N (2005). New inorganic components for dental filling composites. *Monatsh Chem*, **136(1)**: 21-45.
- KRUZIC J J, ARSECULARATNE J A, TANAKA C B, HOFFMAN M J, & CESAR P F (2018). Recent advances in understanding the fatigue and wear behavior of dental composites and ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*, **88**: 504-533.
- LASSILA L, GAROUSHI S, VALLITTU P K, SÄILYNOJA E (2016). Mechanical properties of fiber reinforced restorative composite with two distinguished fiber length distribution. *J Mech Behav Biomed Mater*, **60**: 331-338.
- LASSILA L, KEULEMANS F, SÄILYNOJA E, VALLITTU P K, GAROUSHI S (2018). Mechanical properties and fracture behavior of flowable fiber reinforced composite restorations. *Dent Mater J*, **34(4)**: 598-606.
- LASSILA L, SÄILYNOJA E, PRINSSI R, VALLITTU P, GAROUSHI S (2019). Characterization of a new fiber-reinforced flowable composite. *Odontology*, **107(3)**: 342-352.
- LASSILA L, SÄILYNOJA E, PRINSSI R, VALLITTU P K, GAROUSHI S (2020). Fracture behavior of Bi-structure fiber-reinforced composite restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*, **101**: 103444.
- LASTUMÄKI T, LASSILA L, VALLITTU P (2003). The semi-interpenetrating polymer network matrix of fiber-reinforced composite and its effect on the surface adhesive properties. *J Mater Sci: Mater Med*, **14(9)**: 803-809.
- LAUVAHUTANON S, TAKAHASHI H, SHIOZAWA M, IWASAKI N, ASAKAWA Y, OKI M, FINGER W J, ARKSORNNUKIT M (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*, **33(5)**: 705-710.
- LEE H-Y, HAN G-J, CHANG J, SON H-H (2017). Bonding of the silane containing multi-mode universal adhesive for lithium disilicate ceramics. *Restor Dent Endod*, **42(2)**: 95-104.

- LETZEL H, VAN'T HOF M A, VRIJHOEF M M A, MARSHALL G W, MARSHALL S J (1989). Controlled clinical study of amalgam restorations: survival, failures, and causes of failure. *Dent Mater J*, **5(2)**: 115-121.
- LI X, PONGPRUEKSA P, VAN MEERBEEK B, DE MUNCK J (2015). Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *J Dent*, **43(6)**: 664-672.
- LIN C-L, CHANG Y-H, PAI C-A (2011). Evaluation of failure risks in ceramic restorations for endodontically treated premolar with MOD preparation. *Dental Materials*, **27(5)**: 431-438.
- LINDBERG A (2005). *Resin composites: sandwich restorations and curing techniques*. Odontologi.
- LIU P-R (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*, **26(7)**: 507-513.
- MAAS M S, ALANIA Y, NATALE L C, RODRIGUES M C, WATTS D C, BRAGA R R (2017). Trends in restorative composites research: what is in the future? *Braz Oral Res*, **31**.
- MAGNE P (2006). Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era. *CDA Journal*, **34(2)**: 135-147.
- MAGNE P, BELSER U (2002). Understanding the intact tooth and the biomimetic principle. Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach. Chicago: Quintessence Publishing Co, 23-55.
- MAGNE P, & BELSER U C. (2003). Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **23(6)**: 543-555.
- MAGNE P, KNEZEVIC A (2009). Thickness of CAD–CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dent Mater J*, **25(10)**: 1264-1268.
- MANHART J, CHEN H, HAMM G, HICKEL R (2004). Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*, **29(5)**: 481-508,
- MANHART J, CHEN H, NEUERER P, SCHEIBENBOGEN-FUCHSBRUNNER A, HICKEL R (2001). Three-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays. *Am J Dent*, **14(2)**: 95-99.
- MANHART J, KUNZELMANN K-H, CHEN H, HICKEL R (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater J*, **16(1)**: 33-40.

- MANOJLOVIC D, DRAMIĆANIN M D, MILOSEVIC M, ZEKOVIĆ I, CVIJOVIĆ-ALAGIĆ I, MITROVIC N, MILETIC V (2016). Effects of a low-shrinkage methacrylate monomer and monoacylphosphine oxide photoinitiator on curing efficiency and mechanical properties of experimental resin-based composites. *Mater Sci Eng C*, **58**:, 487-494.
- MARSHALL S J, BAYNE S C, BAIER R, TOMSIA A P, MARSHALL G W (2010). A review of adhesion science. *Dent Mater J*, **26(2)**: e11-e16.
- MCDANIEL R J, DAVIS R D, MURCHISON D F, COHEN R B. (2000). CAUSES OF FAILURE AMONG CUSPAL-COVERAGE AMALGAM RESTORATIONS: A Clinical Survey. *J Am Dent Assoc*, **131(2)**: 173-177.
- MIYAZAKI T, HOTTA Y, KUNII J, KURIYAMA S, TAMAKI Y (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, **28(1)**: 44-56.
- MOORTHY A, HOGG C, DOWLING A, GRUFFERTY B, BENETTI A, FLEMING G (2012). Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent*, **40(6)**: 500-505.
- MOÖRMANN W H (2006). The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*, **137**: 7S-13S,
- MORGANO S M, MILOT P (1993). Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent*, **70(1)**: 11-16.
- MORIMOTO S, REBELLO DE SAMPAIO F, BRAGA M, SESMA N, ÖZCAN M (2016). Survival rate of resin and ceramic inlays, onlays, and overlays: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res*, **95(9)**: 985-994.
- MORMANN W (1989). Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int*, **20**: 329-339.
- MÖRMANN W H, BINDL A (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*, **46(2)**: 405-426 viii.
- MUÑOZ M A, LUQUE I, HASS V, REIS A, LOGUERCIO A D, BOMBARDA N H (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent*, **41(5)**: 404-411.
- MURCHISON D F, CHARLTON D G, MOORE W S (1999). Comparative radiopacity of flowable resin composites. *Quintessence Int*, **30(3)**.
- MUSANJE L, DARVELL B (2006). Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dental Materials*, **22(9)**: 804-817.

- MÜNCHOW E A, FERREIRA A C A, MACHADO R M, RAMOS T S, RODRIGUES-JUNIOR S A, ZANCHI C H (2014). Effect of acidic solutions on the surface degradation of a micro-hybrid composite resin. *Braz Dent J*, **25(4)**: 321-326.
- NGUYEN J-F, MIGONNEY V, RUSE N D, SADOON M (2012). Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater J*, **28(5)**: 529-534.
- NORDAHL N, VON STEYERN P V, LARSSON C (2015). Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci*, **57(3)**: 255-261.
- O'BRIEN W J. (2002). Dental materials and their selection, 2002. *Quintessence*.
- OTTO T, DE NISCO S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: A 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont*, **15(2)**: 122-128.
- ÖZCAN M, VALLITTU P K. (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater J*, **19(8)**: 725-731.
- PARK J-H, CHOI Y-S (2016). Microtensile bond strength and micromorphologic analysis of surface-treated resin nanoceramics. *J Adv Prosthodont*, **8(4)**: 275.
- PASSIA N, LEHMANN F, FREITAG-WOLF S, KERN M (2015). Tensile bond strength of different universal adhesive systems to lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc*, **146(10)**: 729-734.
- PASSOS S P, KIMPARA E T, BOTTINO M A, JÚNIOR G C, RIZKALLA A S (2013). Bond strength of different resin cement and ceramic shades bonded to dentin. *J Adhes Dent*, **15(5)**: 461-466.
- PEGORARO T, SILVA N D D, CARVALHO R (2007). Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clin North Am*, **51 2**: 453-471, x.
- PEHLIVAN N, KARACAER Ö (2014). Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin güçlendirilmesi. *Acta Odontol Turc*, **31(3)**: 160-166.
- PEKPERDAHCI T, TURKOZ Y, OZAN O, SEKER E. (2012). The effects of different adhesive agents on the shear bond strength of a self-adhesive resin cement. *J Appl Biomater Funct Mater*, **10(2)**: 149-156.
- PERDIGÃO J, SEZINANDO A, MONTEIRO P C (2012). Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *Am J Dent*, **25(3)**: 153.
- PEUMANS M, KANUMILLI P, DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater J*, **21(9)**: 864-881.

- PEUMANS M, VAN MEERBEEK B, LAMBRECHTS P, VANHERLE G (2000). Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent*, **28(3)**: 163-177.
- PICONI C, MACCAURO G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, **20(1)**: 1-25.
- POL C W, KALK W (2011). A systematic review of ceramic inlays in posterior teeth: an update. *Int J Prosthodont*, **24(6)**: 566-575.
- POTICNY D J (2013). Adhesive systems continue to evolve: a case report. *Dentistry today*, **32(5)**: 79-83.
- PREIS V, BEHR M, HAHNEL S, ROSENTRITT M (2015). Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dent Mater J*, **31(11)**: 1363-1369.
- RAAP U, STIESCH M, REH H, KAPP A, WERFEL T (2009). Investigation of contact allergy to dental metals in 206 patients. *Contact dermatitis*, **60(6)**: 339-343.
- REICH S (2015). Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations Zahnfarbene, CAD/CAM-generierte, monolithische Restaurationen. *Int J Comput Dent*, **18(2)**: 131-146.
- RIVA Y R, RAHMAN S F (2019). Dental composite resin: A review. AIP Conference Proceedings.
- ROHR N, FISCHER J (2017). Effect of aging and curing mode on the compressive and indirect tensile strength of resin composite cements. *Head Face Med*, **13(1)**: 1-9.
- ROSENTRITT M, HAHNEL S, ENGELHARDT F, BEHR M, PREIS V (2017). In vitro performance and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated implant supported molar crowns. *Clin Oral Investig*, **21(4)**: 1213-1219.
- ROUALDES O, DUCLOS M-E, GUTKNECHT D, FRAPPART L, CHEVALIER J, HARTMANN D J (2010). In vitro and in vivo evaluation of an alumina-zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, **31(8)**, 2043-2054.
- ROULET J-F (1997). Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent*, **25(6)**: 459-473.
- RUDELLE D, MALONEY M, THOMPSON J (2002). Effect of novel filler particles on the mechanical and wear properties of dental composites. *Dent Mater J*, **18(1)**: 72-80.
- RUEGGEBERG F A, GIANNINI M, ARRAIS C A G, PRICE R B T (2017). Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res*, **31**: 61.

- RUSE N D, SADOON M J. (2014). Resin-composite Blocks for Dental CAD/CAM Applications. *J Dent Res*, **93(12)**: 1232-1234.
- SAKAGUCHI R, & POWERS J. (2012). Restorative materials-composites and polymers. *Craig's Restorative Dental Materials (Thirteenth Edition)*. Saint Louis: Mosby, 161-198.
- SÁRY T, GAROUSHI S, BRAUNITZER G, ALLEMAN D, VOLOM A, & FRÁTER M. (2019). Fracture behaviour of MOD restorations reinforced by various fibre-reinforced techniques—An in vitro study. *J Mech Behav Biomed Mater*, **98**: 348-356.
- SCHENK O, & FRITZSCHE G (2015). Cerec software goes 4.4. *Int J Comput Dent*, **18(1)**: 59-64.
- SCHERRER S S, DENRY I L, WISKOTT H A (1998). Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic. *Dent Mater J*, **14(4)**: 246-255.
- SCHERRER S S, QUINN G D, QUINN J B (2008). Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater J*, **24(8)**: 1107-1113.
- SCHLICHTING L H, MAIA H P, BARATIERI L N, MAGNE P (2011). Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent*, **105(4)**: 217-226.
- SCHULTE A G, VÖCKLER A, REINHARDT R (2005). Longevity of ceramic inlays and onlays luted with a solely light-curing composite resin. *J Dent*, **33(5)**: 433-442.
- SHEMBISH F A, TONG H, KAIZER M, JANAL M N, THOMPSON V P, OPDAM N J, ZHANG Y (2016). Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater J*, **32(4)**: 499-509.
- SHENOY A, SHENOY N (2010). Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent*, **13(4)**: 195.
- SHOUHA P, SWAIN M, ELLAKWA A (2014). The effect of fiber aspect ratio and volume loading on the flexural properties of flowable dental composite. *Dent Mater*, **30(11)**: 1234-1244.
- SIDERIDOU I, TSERKI V, PAPANASTASIOU G (2003). Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, **24(4)**: 655-665.
- SILVA E SOUZA JUNIOR M H, CARNEIRO K G K, LOBATO M F, SILVA E SOUZA P D A R, GÓES M F D (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci*, **18**: 207-214.

- SIMON J F, DARNELL L A (2012). Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent*, **33(1)**: 28-30, 32, 34-25; quiz 36, 38.
- SJÖGREN G, MOLIN M, VAN DIJKEN J W (2004). A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont*, **17(2)**: 241-246.
- SOARES C J, PIZI E C G, FONSECA R B, MARTINS L R M (2005). Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res*, **19**: 11-16.
- SOARES C J, RODRIGUES M D P, VILELA A B F, PFEIFER C S, TANTBIROJN D, VERSLUIS A (2017). Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements—What do we need to know? *Braz Oral Res*, **31**: 62.
- SOARES L M, RAZAGHY M, MAGNE P (2018). Optimization of large MOD restorations: Composite resin inlays vs. short fiber-reinforced direct restorations. *Dent Mater J*, **34(4)**: 587-597.
- SOFAN E, SOFAN A, PALAIA G, TENORE G, ROMEO U, MIGLIAU G (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di stomatologia*, **8(1)**: 1.
- SPENCER P, YE Q, PARK J, TOPP E M, MISRA A, MARANGOS O, WANG Y, BOHATY B S, SINGH V, SENE F (2010). Adhesive/dentin interface: the weak link in the composite restoration. *Ann Biomed Eng*, **38(6)**: 1989-2003.
- SPILLER M S (2012). Dental composites: a comprehensive review. *Acad. Dent. Learn. OSHA. Train*, **23**: 1-36.
- SPITZNAGEL F A, HORVATH S D, GUESS P C, BLATZ M B (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent*, **26(6)**: 382-393.
- SRIAMPORN T, THAMRONGANANSKUL N, BUSABOK C, POOLTHONG S, UO M, TAGAMI J (2014). Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater J*, **33(1)**: 79-85.
- STAMATACOS C, SIMON J F (2013). Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent*, **34(1)**: 42-44, 46.
- STANSBURY J W (2000). Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Restor Dent* **12(6)**: 300-308.
- STAPPERT C F, ABE P, KURTHS V, GERDS T, STRUB J R (2008). Masticatory fatigue, fracture resistance, and marginal discrepancy of ceramic partial crowns with and without coverage of compromised cusps. *J Adhes Dent*, **10(1)**.

- ŞAHİN E, AKTAŞ G, ÖZCAN N, AYDIN D, AKÇA K (2009). Restoratif diş hekimliğinde CAD/CAM laboratuvar uygulamaları: Sirona inLab sistemi. *Hacettepe Diş HekFakDerg*, **33(4)**: 41-46.
- TAY F R, PASHLEY D H, SUH B I, CARVALHO R M, ITTHAGARUN A (2002). Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent*, **30(7-8)**: 371-382.
- TIAN M, GAO Y, LIU Y, LIAO Y, XU R, HEDIN N E, FONG H (2007). Bis-GMA/TEGDMA dental composites reinforced with electrospun nylon 6 nanocomposite nanofibers containing highly aligned fibrillar silicate single crystals. *Polymer*, **48(9)**: 2720-2728.
- TIAN T, TSOI J K-H, MATINLINNA J P, BURROW M F (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater J*, **30(7)**: e147-e162.
- TOLIDIS K, PAPADOGIANNIS D, PAPADOGIANNIS Y, GERASIMOU P (2012). Dynamic and static mechanical analysis of resin luting cements. *J Mech Behav Biomed Mater*, **6**: 1-8.
- TORABZADEH H, GHASEMI A, DABESTANI A, RAZMAVAR S (2013). Fracture resistance of teeth restored with direct and indirect composite restorations. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, **10(5)**: 417.
- TRUSHKOWSKY R D, BURGESS J O (2002). Complex single-tooth restorations. *Dent Clin North Am*, **46(2)**: 341-365.
- TSUJIMOTO A, BARKMEIER W W, TAKAMIZAWA T, LATTA M A, MIYAZAKI M (2016). Mechanical properties, volumetric shrinkage and depth of cure of short fiber-reinforced resin composite. *Dent Mater J*, **35(3)**: 418-424.
- TYSOWSKY G W (2009). The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today*, **28(3)**: 112-113.
- UÇAR Y, KOÇAK E F (2017). Maddenin Temel Fiziksel Özellikleri. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont*, **3**: 133-142.
- ULUAKAY M, HÜSEYİN İ, YAMANEL K, ARHUN N (2011). Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, **5(2)**: 895-902.
- VALLITTU P K (2015). High-aspect ratio fillers: fiber-reinforced composites and their anisotropic properties. *Dent Mater J*, **31(1)**, 1-7.
- VAN DIJKEN J (1999). All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ: 1995)*, **20(12)**: 1115-1124, 1126 passim; quiz 1136.

- VAN DIJKEN J (2000). Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. *J Dent*, **28(5)**: 299-306.
- VAN DIJKEN J W, LINDBERG A (2015). A 15-year randomized controlled study of a reduced shrinkage stress resin composite. *Dent Mater J*, **31(9)**: 1150-1158.
- VAN MEERBEEK B, DE MUNCK J, MATTAR D, VAN LANDUYT K, LAMBRECHTS P (2003). Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, **28(5)**: 647-660.
- VAN MEERBEEK B, YOSHIHARA K, YOSHIDA Y, MINE A, DE MUNCK J, & VAN LANDUYT K. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater J*, **27(1)**: 17-28.
- VAN NOORT R (2012). The future of dental devices is digital. *Dent Mater J*, **28(1)**: 3-12.
- VROCHARI A D, ELIADES G, HELLOWIG E, WRBAS K T (2009). Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dent Mater J*, **25(9)**: 1104-1108.
- WILDER JR A D, MAY JR K N, BAYNE S C, TAYLOR D F, LEINFELDER K F (1999). Seventeen- year clinical study of ultraviolet- cured posterior composite Class I and II restorations. *J Esthet Restor Dent*, **11(3)**: 135-142.
- YAVUZ T, ERASLAN O (2016). The effect of silane applied to glass ceramics on surface structure and bonding strength at different temperatures. *J Adv Prosthodont*, **8(2)**: 75-84.
- YAVUZYILMAZ H, TURHAN B, BAVBEK B, KURT E. (2005). Full Porcelain Systems I. *GÜ Dişhek Fak Derg*, **22**: 41.
- YAZICI A, CELIK C, ÖZGÜNALTAY G, DAYANGAÇ B (2007). Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues. *Oper Dent*, **32(2)**: 166-172.
- YOSHINARI M, DÉRAND T (1994). Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, **7(4)**: 329-338.
- ZHANG Y, MAI Z, BARANI A, BUSH M, LAWN B (2016). Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater J*, **32(3)**: 442-449.
- ZORZIN J, MAIER E, HARRE S, FEY T, BELLI R, LOHBAUER U, PETSCHLT A, TASCHNER M (2015). Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater J*, **31(3)**: 293-301.

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı: Sercan

Soyadı: Sungur

Uyruğu: T.C.

Medeni Durumu: Bekar

Yabancı Dil: İNGİLİZCE

II. Eğitimi

2017-2021 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı/Uzmanlık Programı

2011-2016 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi

2006-2010 Ankara Atatürk Lisesi

III. Ünvanları

2016 Diş Hekimi

IV. Mesleki Deneyimi

2016 - Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Araştırma Görevlisi

V.Bilimsel İlgi Alanları

Poster ve Sözlü Sunumlar

1. **Sercan Sungur**, Ece İrem Oğuz, Merve Erdoğan (2019). Comparison of different types of resin based luting cements on the bond strength of polycrystalline ceramic material. Turkish Dental Association 25th International Congress of Dentistry, İstanbul.
2. **Sercan Sungur**, Sadullah Üçtaşlı (2018). Luting cement selection for cement-retained implant-supported fixed prosthesis. Turkish Dental Association 25th International Congress of Dentistry, Ankara
3. **Sercan Sungur**, Yakup Boz (2018). Üst Çene Anterior Tek Diş Eksikliğinde Estetik İade. 6. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Dicle Sempozyumu.

VI- Diğer Bilgiler

Kongre ve Sempozyum Katılımları

1. 24. Uluslararası Türk Dişhekimleri Birliği Diş Hekimliği Kongresi, 2018,Ankara.
2. ITI Türkiye & Azerbaycan Section, 2017,Antalya.
3. ITI Türkiye & Azerbaycan Section, 2018, Antalya.
4. 10th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, 2018, Antalya.
5. 6. International Turkish Prosthodontics and Implantology Association Dicle Symposium, 2018, Diyarbakır.